

Recomendaciones para la Evaluación de Valvulas Protésicas con Ecocardiografía y Ultrasonido Doppler (2009)

A Report From the American Society of Echocardiography's Guidelines and Standards Committee and the Task Force on Prosthetic Valves, Developed in Conjunction With the American College of Cardiology Cardiovascular Imaging Committee, Cardiac Imaging Committee of the American Heart Association, the European Association of Echocardiography, a registered branch of the European Society of Cardiology, the Japanese Society of Echocardiography and the Canadian Society of Echocardiography, Endorsed by the American College of Cardiology Foundation, American Heart Association, European Association of Echocardiography, a registered branch of the European Society of Cardiology, the Japanese Society of Echocardiography, and Canadian Society of Echocardiography

William A. Zoghbi, MD, FASE, Chair, John B. Chambers, MD,* Jean G. Dumesnil, MD,† Elyse Foster, MD,‡
John S. Gottdiener, MD, FASE, Paul A. Grayburn, MD, Bijoy K. Khandheria, MBBS, FASE,
Robert A. Levine, MD, Gerald Ross Marx, MD, FASE, Fletcher A. Miller, Jr., MD, FASE, Satoshi Nakatani, MD,
PhD,§ Miguel A. Quiñones, MD, Harry Rakowski, MD, FASE, L. Leonardo Rodriguez, MD,
Madhav Swaminathan, MD, FASE, Alan D. Waggoner, MHS, RDCS, Neil J. Weissman, MD, FASE,||
and Miguel Zabalgoitia, MD, *Houston and Dallas, Texas; London, United Kingdom; Quebec City, Quebec, Canada;
San Francisco, California; Baltimore, Maryland; Scottsdale, Arizona; Boston, Massachusetts; Rochester, Minnesota;
Suva, Japan; Toronto, Ontario, Canada; Cleveland, Ohio; Durham, North Carolina; St Louis, Missouri;
Washington, DC; Springfield, Illinois*

Normas de Acreditación:

La Sociedad Americana de Ecocardiografía está acreditada por el Consejo de Acreditación para Educación Médica Continua para proporcionar educación médica continua para médicos.

La ASE designa esta actividad educativa para un máximo de 1 crédito™ AMAPRA Categoría 1. Los médicos sólo deben reclamar el crédito proporcional con el grado de participación en la actividad.

El Registro Americano de Sonografistas y Acreditación Internacional Cardiovascular reconocerán los certificados de la ASE y han acordado respetar las horas de crédito según los requisitos de registro para los ecografistas.

La ASE se compromete a garantizar que su misión educativa y todos los programas educativos patrocinados no son influenciados por intereses particulares de cualquier corporación o individuo, y su mandato es conservar sólo aquellos autores cuyos intereses financieros se pueden resolver de manera efectiva para mantener los objetivos e integridad educativa de la actividad. Aunque una afiliación monetaria o profesional con una empresa no influye necesariamente en la presentación de un autor, las áreas y políticas esenciales de la ACCME requieren que cualquier relación que pudiera entrar en conflicto con el valor educativo de una actividad debe resolverse antes de su publicación y compartirse con el público. La divulgación de las relaciones de apoyo comercial y facultad, en su caso, han sido indicadas.

Público destinatario:

Esta actividad está diseñada para todos los médicos cardiovasculares y ecografistas cardiacos con interés principal y base de conocimientos en el campo de la ecocardiografía. Además, los residentes, investigadores, clínicos, intensivistas y otros profesionales médicos con interés específico en ecografía cardíaca encontrarán esta actividad beneficiosa.

Objetivos:

Al término de este artículo, los participantes estarán en mejores condiciones para:

1. Nombrar los componentes de una imagen completa y evaluación doppler para la función de la válvula protésica.
2. Identificar los componentes de un enfoque integral para la evaluación de estenosis y regurgitación valvular protésica aórtica y mitral.
3. Identificar los componentes de un enfoque integral para la evaluación de estenosis y regurgitación valvular protésica pulmonar y tricúspide.
4. Describir las dificultades y limitaciones de la evaluación de la función de la válvula protésica.
5. Reconocer los aspectos especiales de la población pediátrica que añaden complejidad a la evaluación de la función de la válvula protésica.

Información de Autores:

Elyse Foster recibe apoyo para investigación y subsidio de Evalve (Menlo Park, CA), Boston Scientific Corporation (Natick, MA), e Investigación Basada en Evidencia, Inc (Vienna, VA). Paul A. Grayburn es el Editor Asociado de la revista American Journal of Cardiology y recibe apoyo del Instituto Nacional de Salud (Bethesda, MD), Evalve (Menlo Park, CA), GE (Waltham, WI) y Amersham (Amersham, Reino Unido). Harry Rakowski preside la Junta de Control de Seguridad de Datos para Medtronic, Inc (Minneapolis, MN). Neil J. Weissman recibe apoyo a la investigación/subsidio de ATS Medical, Inc (Minneapolis, MN), Sorin/Carbomedics (Milán, Italia), Edwards Lifesciences (Irvine, CA), St. Jude Medical (St Paul, MN), MitraSolutions, Inc (Fort Lauderdale, FL), Arbor Surgical Technologies (Sunnyvale, CA), Evalve (Menlo Park, CA) MitraSign, Inc (Tewksbury, MA), Medispec (Germantown, MD), y Direct Flow Medical, Inc (Santa Rosa, CA).

William A. Zoghbi, John B. Chambers, Jean G. Dumesnil, John S. Gottdiener, Bijoy K. Khandheria, Robert A. Levine, Gerald Ross Marx, Fletcher A. Miller, Jr., Satoshi Nakatani, Miguel A. Quiñones, L. Leonardo Rodriguez, Madhav Swaminathan, Alan D. Waggoner, y Miguel Zabalgoitia todos reportaron que no tienen conflictos reales o potenciales de interés en relación con este programa.

Conflicto de Intereses:
Esta actividad ha sido revisada por un miembro ajeno del comité ASE/ACCME/CME. No hay indicios de un sesgo real o potencial en relación a la divulgación de autor cuando fue determinada.

Tiempo estimado para completar esta actividad: 1 hora.

Tabla de contenidos

I. Introducción

II. Consideraciones generales de las valvulas protésicas

A. Tipos de valvulas protésicas

B. Evaluación de las protesis valvulares mediante ecocardiografía y doppler:

Recomendaciones generales

1. Datos Clínicos

2. Imagen ecocardiográfica

3. Ecocardiografía doppler

a. Determinación de gradientes a través de las valvulas protésicas

b. AEO

c. Recuperación de la presión

d. MPP

e. Registro y mediciones doppler basados en la posición de la válvula protésica

f. Regurgitación fisiológica

g. Regurgitación protésica patológica

C. Consideraciones intraoperatoria del paciente

D. Complicaciones de las valvulas protésicas

1. Consideraciones generales: complicaciones tempranas vs tardías

a. Complicaciones tempranas

b. Complicaciones tardías

2. Endocarditis

3. Trombosis valvular protésica vs pannus

E. Ecocardiografía de estrés en la evaluación de la función valvular protésica

1. Válvula protésica aórtica

2. Válvula protésica mitral

F. Otras técnicas para la evaluación de valvulas cardiacas reemplazadas

1. Cinefluoroscopia

2. TC

3. Cateterismo cardíaco

G. Evaluación posoperatoria y estudios de seguimiento

III. Evaluación de válvula protésica aórtica

A. Función y estenosis de la protesis valvular aórtica

1. Consideraciones de la imagen

2. Parametros doppler de función de la protesis valvular aórtica

a. Velocidad y gradientes

b. AEO

c. IVD

3. Diagnostico de estenosis de válvula protésica aórtica

B. Regurgitación valvular protésica aórtica

1. Consideraciones de la imagen

2. Evaluación doppler de la severidad de IAo protésica

a. Doppler color

b. Señal doppler

3. Rol del ETE en IAo protésica

4. Enfoque integrador para la evaluación de IAo protésica

IV. Evaluación de válvula protésica mitral

A. Función y estenosis de válvula protésica mitral

1. Consideraciones de la imagen

a. Vista parasternal

b. Vista apical

2. Parametros doppler de función de la válvula mitral protésica

a. Velocidad pico precoz mitral

b. Gradiente medio

c. Tiempo de hemiespresión

d. AEO

e. IVD

3. Diagnostico de estenosis de válvula protésica mitral

B. Regurgitación de la válvula protésica mitral

1. Consideraciones de la imagen

2. Rol del ETE

3. Evaluación de la severidad de la IM protésica

V. Evaluación de válvula protésica pulmonar

A. Función de válvula pulmonar protésica

1. Consideraciones de la imagen

2. Evaluación de la función de la válvula pulmonar

B. Regurgitación de válvula protésica pulmonar

VI. Evaluación de válvula protésica tricúspide

A. Función de la válvula protésica tricúspide

1. Consideraciones de la imagen

2. Parametros doppler de función valvular protésica tricúspide

3. Diagnostico de estenosis valvular protésica tricúspide

B. Insuficiencia tricúspide protésica

1. Consideraciones de la imagen

2. Parametros doppler de regurgitación valvular protésica tricúspide

3. ETE para válvula protésica tricúspide

VII. Evaluación ecocardiográfica de protesis valvulares en población pediátrica

A. Las protesis valvulares son infrecuentes

en la población pediátrica

B. Aspectos de la enfermedad cardíaca congénita

pediátrica que alteran el planteamiento

estándar para la evaluación ecocardiográfica

de la válvula protésica

C. Importancia del MPP en pediatría

D. Dificultades potenciales en la medición del

AEO de la válvula protésica en pediatría

E. Evaluación de la función y tamaño auricular

y ventricular

F. Necesidad de mayor investigación en población

pediátrica

VIII. Conclusiones y perspectivas futuras

Apéndice A: Valores ecocardiográficos doppler

normales para protesis valvulares aórticas

Apéndice B: Valores ecocardiográficos doppler

normales para valvulas protésicas mitrales

I. INTRODUCCION

En pacientes con estenosis o regurgitación valvular significativa, la intervención sobre la válvula como reparación, valvuloplastia, o reemplazo es en última instancia inevitable. Aunque la reparación de la válvula se realiza ahora con frecuencia, especialmente por regurgitación mitral (IM) y regurgitación tricuspídea (IT), la sustitución de la válvula sigue siendo común, particularmente en los adultos. Esta amplia cohorte puede ser difícil de evaluar. Los síntomas pueden ser inespecíficos, por lo que es trabajoso diferenciar los efectos de la disfunción valvular protésica de la disfunción ventricular, hipertensión pulmonar, patología de las válvulas nativas restantes, o condiciones extracardíacas. Aunque el examen físico puede alertar a los clínicos sobre la presencia de disfunción valvular protésica significativa, los métodos complementarios de diagnóstico a menudo son necesarios para evaluar la función de la prótesis. La ecocardiografía con doppler es el método de elección para la evaluación no invasiva de la función de la válvula protésica. Este documento ofrece una revisión de las técnicas ecocardiográficas y doppler utilizada en la evaluación de las válvulas protésicas y proporciona recomendaciones y orientaciones generales para la valoración de la función de las prótesis valvulares sobre la base de la literatura científica y el consenso de un panel internacional de expertos. Cuestiones acerca del manejo médico y consideraciones para la reoperación por complicaciones valvulares están más allá del alcance de estas recomendaciones actuales y se han abordado recientemente.¹

La ecocardiografía de las prótesis valvulares cardíacas es más exigente, tanto para la realización como interpretación, en comparación con la evaluación de válvulas nativas. Por su diseño, casi todas las válvulas reemplazadas son obstructivas comparadas con las válvulas nativas normales. El grado de obstrucción varía con el tipo y tamaño de válvula. Por lo tanto, puede ser difícil diferenciar la obstrucción hemodinámica secundaria al diseño de la válvula de la observada por una obstrucción leve con cambios patológicos y de un mismatch prótesis-paciente (MPP). La mayoría de las válvulas mecánicas y muchas de las biológicas se asocian con insuficiencia transprotésica trivial o leve. El patrón de esta regurgitación "fisiológica" varía con el diseño de la válvula reemplazada. Por último, debido a los artefactos, la visualización de la válvula y en particular de los jets de regurgitación asociados puede ser difícil. Un estudio ecocardiográfico transtorácico (ETT) completo requiere múltiples angulaciones de la sonda y el uso de vistas fuera de eje. En raras ocasiones, la obstrucción intermitente puede ser sospechada, y un examen doppler prolongado puede ser necesario para el diagnóstico. La ecocardiografía transesofágica (ETE) es más probable que sea necesaria para las válvulas protésicas que para las nativas; para la evaluación de la estructura valvular y complicaciones asociadas, incluyendo regurgitación, especialmente en la posición mitral.

II. CONSIDERACIONES GENERALES DE LAS VALVULAS PROTESICAS

A. Tipos de válvulas protésicas

Durante los últimos 40 años, una gran variedad de válvulas protésicas se han desarrollado con el objetivo de mejorar la función hemodinámica, mayor durabilidad y reducir las complicaciones. Sin embargo, no existe la válvula ideal, y todas ellas son propensas a la disfunción. Los tipos de prótesis ahora implantadas incluyen válvulas mecánicas bivalvas y discos basculantes, porcinas con stent y xenoinjertos de pericardio, xenoinjertos porcinos sin stent, homoinjertos cadavéricos y autoinjertos (procedimiento de Ross). Varios tipos de válvulas protésicas usadas actualmente en posición aórtica y mitral se enumeran en los Anexos A y B. Las figuras 1 y 2 representan ejemplos de válvulas mecánicas y bioprótesis y sus imágenes ecocardiográficas, respectivamente. En los pacientes con enfermedad de la raíz aórtica, injertos compuestos pueden ser necesarios para reemplazar tanto la válvula aórtica como la raíz, por lo general requiriendo la reimplantación coronaria. Recientemente, se han logrado reemplazos exitosos de manera percutánea de la válvula aórtica y pulmonar.

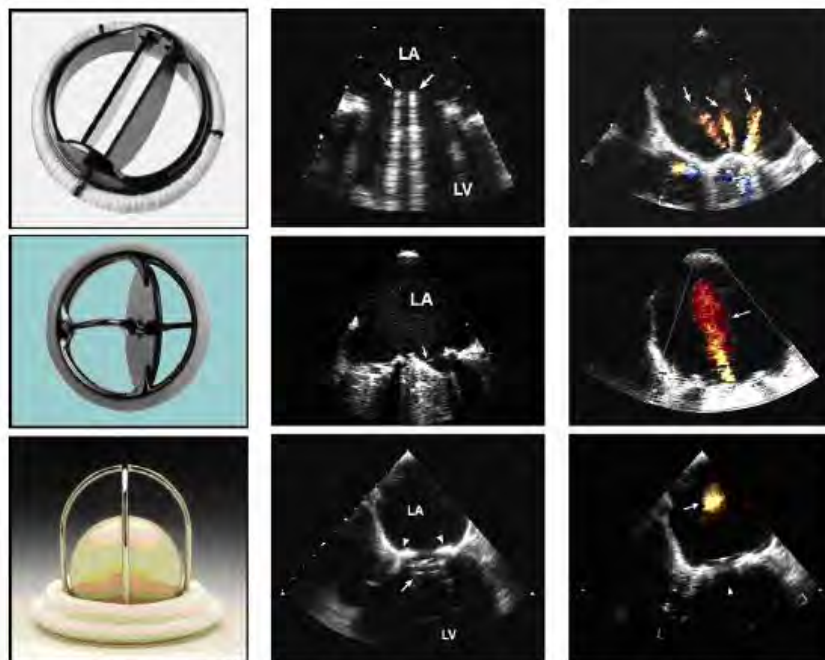


Figura 1 Ejemplos de valvula mecanica bidisco, monodisco, y jaula bola y sus características por ETE tomadas en posición mitral en diastole (medio) y sistole (derecha). Las flechas en diastole señalan el mecanismo ocluyente de la valvula y en sistole la regurgitación fisiológica característica observada con cada valvula. Videos 1 a 6 muestran el movimiento y patrón de flujo color observado en estas valvulas. [Ver video online.](#)

Las prótesis valvulares se clasifican en biológicas o mecánicas (Tabla 1).² La válvula biológica implantada con mayor frecuencia es el xenoinjerto con stent. Estas se componen de un stent de alambre o de polímeros cubiertos de tela. La válvula puede ser una válvula porcina entera o compuesta de 2 o 3 cerdos. Las cúspides de xenoinjertos de pericardio con stent están hechas de pericardio mediante una plantilla y cosidas dentro o fuera del stent. Por lo general, el pericardio es bovino, pero también se puede utilizar el de otras especies. Los xenoinjertos también difieren en el método de preservación de las cúspides, el

uso de regímenes de anticalcificación, y la composición y diseño de los stent y la sutura del anillo.

Tabla 1 Tipos de valvulas cardiaca protesicas

Biologicas
Con stent
Xenoinjerto porcino
Xenoinjerto de pericardio
Sin Stent
Xenoinjerto porcino
Xenoinjerto de pericardio
Homoinjerto (Aloinjerto)
Autoinjerto
Percutanea
Mecanicas
Bidisco
Monodisco
Jaula Bola

El xenoinjerto sin stent suele consistir en una preparación de aorta porcina. La aorta puede ser relativamente larga (Medtronic Freestyle; Medtronic, Inc, Minneapolis, MN) o puede ser modelada para caber debajo de las arterias coronarias (St Jude Medical Toronto; St Jude Medical, St Paul Minnesota). Algunas son tricompuestas (CryoLife O'Brien, CryoLife, Inc, Kennesaw, GA; Biocor, LLC, Yardley, PA) o fabricadas con pericardio bovino (Sorin Freedom; Sorin Group, Milán, Italia). El homoinjerto consiste en criopreservados de aorta humana o, menos comúnmente, válvulas pulmonares. La mayoría se preparan en los bancos de tejidos, aunque un número pequeño son producidas por empresas comerciales (por ejemplo, CryoLife). Válvulas sin stent se introdujeron para aumentar el área efectiva del orificio (AEO). También se espera que la tensión sobre las cúspides pueda ser disminuida, lo que llevaría a una mayor durabilidad y menor trombosis.

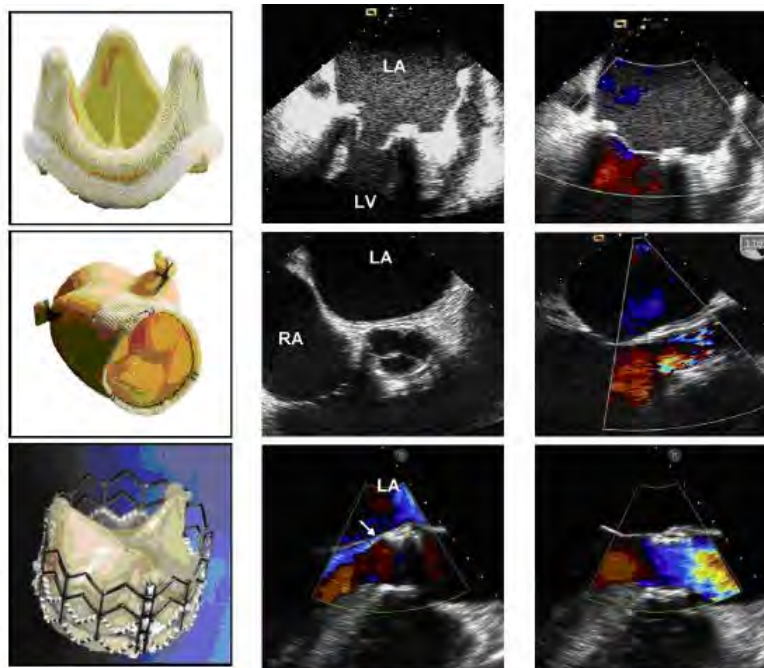


Figura 2 Ejemplos de valvulas biologicas con stent, sin stent y percutanea y sus características ecocardiograficas en diastole (medio) y en sistole (derecha) como se ven por ETE. La valvula sin stent se inserta mediante la tecnica de inclusion de la raiz. La IAo perivalvular leve en la valvula percutanea se muestra con la flecha. La valvula percutanea biologica es actualmente solo para uso de investigacion. Videos 7 a 10 muestran el movimiento valvular y el patron doppler color de estas valvulas. [Ver videos online.](#)

Actualmente la mayoría de las válvulas mecánicas implantadas son las bivalvas. Los diversos diseños difieren en la composición y pureza del carbono, forma y ángulo de apertura de las valvas, el diseño de los apoyos, tamaño y forma de la carcasa, y diseño del anillo de sutura. Válvulas monodisco también se utilizan con frecuencia, mientras que la válvula de jaula bola Starr-Edwards rara vez se usa hoy en día pero, debido a su durabilidad, se seguirán encontrando.

Por lo general, el tamaño indicado de una prótesis se refiere al diámetro exterior del anillo de la válvula, en milímetros. La comparación de los diferentes tipos de válvula es difícil, debido a variaciones importantes en la convención sobre las dimensiones.^{3,4} Esto significa que para el anillo tisular de un paciente dado, puede haber diferencias importantes en el tamaño etiquetado. En un estudio que compara el tamaño de la válvula según lo declarado por el fabricante contra un modelo mecanizado del anillo tisular del paciente proporcionado por bloques de polipropileno, el diámetro anular del paciente varía desde 3,5 mm más pequeño a 3 mm más grande que el tamaño de la etiqueta.⁴

Los diversos tipos de válvulas pueden diferir también por su posición en relación con la implantación del anillo de la válvula. Esto ocurre principalmente en el sitio aórtico. La implantación de la válvula puede ser intra-anular, parcialmente supra-anular, o totalmente supra-anular. La posición supra-anular está diseñada para levantar la válvula reemplazada por encima del anillo para maximizar el área del orificio disponible para el flujo. El máximo tamaño de la etiqueta implantable puede entonces estar limitado por el diámetro de la raíz aórtica o la posición de los orificios coronarios.

La implantación de la válvula percutánea es una técnica emergente cuya viabilidad ya se ha demostrado.^{5,7} Ensayos clínicos que evalúan la seguridad y durabilidad están actualmente en curso. Las válvulas percutáneas se han implantado en las posiciones pulmonar y aórtica.^{5,7} El concepto básico es el de una válvula de tejido montado sobre un balón o stent auto expandible. La experiencia preliminar sugiere que la ecocardiografía será una herramienta valiosa para guiar el procedimiento y para la evaluación de los gradientes y regurgitación aórtica (IAo) residual.⁸ Los valores normales para las velocidades y gradientes están disponibles en un pequeño número de pacientes, pero se espera que los gradientes sean bajos.^{7,8}

En pacientes mayores seleccionados de alto riesgo, particularmente aquellos con bypass coronario previo y aorta severamente calcificada en los que el pinzamiento aórtico plantearía demasiadas dificultades técnicas y riesgo, un bypass de la válvula aórtica (conducto apicoaortico) puede realizarse. Para esta operación se interpone un conducto de tejido que contiene ya sea una bioprótesis o una válvula mecánica entre el apex del ventrículo izquierdo (VI) y la aorta torácica descendente.⁹ La valoración postoperatoria se centra en la evaluación de la cánula apical para la ausencia de trombos y flujo adecuado.

B. Evaluación de las prótesis valvulares mediante ecocardiografía y doppler: recomendaciones generales

Se necesita una evaluación integral para la valoración óptima de la función de la válvula protésica. Esto incluye la obtención de información clínica pertinente

además de la evaluación por ecocardiografía y doppler. La comparación con un estudio doppler previo de base o del postoperatorio suele ser útil, sobre todo cuando la función de la válvula está en cuestión (Tabla 2).

Tabla 2 Parametros fundamentales en la evaluación integral de la función valvular protesica

Parametros	
Informacion Clinica	Fecha del reemplazo valvular, tipo y tamaño de la valvula protesica, peso, talla, superficie corporal, sintomas y hallazgos clinicos relacionados, presion arterial y frecuencia cardiaca
Imagen de la valvula anor-	Movilidad de valvas u oclusores, presencia de calcificacion en las valvas o ecodensidad anormal en los distintos componentes de la protesis, integridad y movilidad del anillo de sutura de la valvula
Ecocardiografia doppler de la valvula	Contorno de la señal de la velocidad del jet, velocidad y gradiente pico, gradiente medio de presion, VTI del jet, IVD, tiempo de hemipresion en VM y VT, AEO*, presencia, localizacion y severidad de la regurgitacion†
Otros datos ecocardiograficos	Tamaño, función e hipertrofia del VI y VD, tamaño de AI y AD, enfermedad valvular concomitante, estimación de presión arterial pulmonar
Estudios posoperatorio previos, cuando esten disponibles	Comparación con parametros anteriores es particularmente util en la sospecha de disfuncion valvular protesica

VM, valvula mitral; VT, valvula tricuspide; IVD, indice velocidad doppler; VI, ventriculo izquierdo; VD, ventriculo derecho; AI, auricula izquierda; AD, auricula derecha.

* AEO usando la ecuacion de continuidad, debe ser comparado con los valores doppler normal para tipo y tamaño de valvula.

† el doppler transtorácico es menos sensible para detectar regurgitacion de valvula protesica mitral y tricúspide; el ETE con frecuencia es necesario para una evaluación más completa.

1. Datos Clínicos. La razón para el estudio ecocardiográfico y los síntomas del paciente deben estar claramente documentados. Además, debido a que los resultados del doppler y la interpretación dependen del tipo y tamaño de la válvula reemplazada, esta información y la fecha de la cirugía deben ser incorporadas en el informe cuando esté disponible, porque esto puede ser utilizado en estudios posteriores. La presión arterial y la frecuencia cardíaca se deben medir. La frecuencia cardíaca utilizada para las mediciones doppler es particularmente importante en las válvulas protésicas mitral y tricúspide, debido a que el gradiente medio es dependiente del período de llenado diastólico. Por último, la altura, el peso y la superficie corporal del paciente deben ser registrados para evaluar si el MPP está presente e interpretar el tamaño de la cámara cardíaca.

2. Imagen Ecocardiográfica. La evaluación ecocardiográfica de pacientes con válvulas protésicas incluye la medición estandarizada y evaluación del tamaño de las cámaras cardíacas, espesor de pared y masa del VI, y los índices de función sistólica y diastólica del VI según directrices de la ASE.¹⁰ En pacientes con prótesis aórtica, se recomienda la medición de la raíz aórtica y aorta ascendente. Las válvulas deben ser examinadas desde múltiples vistas, con especial atención a lo siguiente:

* Apertura y cierre de las partes móviles de la prótesis (valvas para bioprótesis y oclusores para prótesis mecánicas);

* Presencia de calcificaciones en las valvas o ecodensidad anormal en el anillo de sutura, oclusores, valvas, stents, o jaula; y

* Apariencia del anillo de sutura, incluida la inspección cuidadosa para las regiones de separación del anillo nativo y el movimiento basculante anormal durante el ciclo cardíaco.

En general, la ampliación de las imágenes en tiempo real es necesaria para una mejor visualización de las valvas o mecanismo ocluidor. Un engrosamiento leve es a menudo el primer signo de fallo primario de una válvula biológica y una señal para seguir al paciente más cuidadosamente.¹¹ El movimiento ocluidor de una válvula mecánica puede no visualizarse bien con ecocardiografía transtorácica a causa de artefactos y reverberaciones. Sin embargo, una óptima visualización por ecocardiografía bidimensional (2D) del movimiento ocluidor de los discos en las válvulas en posición mitral o tricúspide requiere con frecuencia una mayor rotación del plano de la imagen desde la vista apical hasta que el movimiento ocluidor se vea. El movimiento de balanceo de una válvula reemplazada en posición aórtica es casi siempre un signo de gran dehiscencia.¹² Para las válvulas en posición mitral, sin embargo, la retención de la valva nativa posterior, o tanto la anterior como la posterior pueden permitir una mayor movilidad de una prótesis normal. Esta situación por lo general se puede diferenciar de una dehiscencia por la ausencia de flujo de regurgitación. Unas pequeñas microcavitaciones, detectadas como microburbujas, se ven a menudo dentro de la cavidad del VI en presencia de válvulas mecánicas; que son de dudosa importancia clínica. La raíz aórtica puede engrosarse como resultado del hematoma y edema después de la inserción de una válvula sin stent incluida dentro de la raíz aórtica.^{13,14} Este aspecto, que puede ser confundido inicialmente con un absceso de la raíz aórtica, generalmente se resuelve luego de 3 a 6 meses. Esta entidad se puede corroborar en la revisión del estudio intraoperatorio o postoperatorio precoz, si está disponible. Por último, en pacientes con o sin antecedentes de endocarditis infecciosa, debe realizarse una búsqueda de la presencia de formación de abscesos en la región del anillo de la válvula protésica o anillo de sutura. La mayoría de las anomalías estructurales anteriormente enumeradas son por lo general mejor delimitadas con ETE.

3. Ecocardiografía doppler. Los principios de interrogación y registro de la velocidad de flujo a través de las válvulas protésicas son similares a los utilizados en la evaluación de la estenosis o regurgitación de una válvula nativa.^{15,16} Esto incluye doppler de onda pulsada (PW) y de onda continua (CW) así como doppler color, utilizando varias ventanas para un registro adecuado y minimizar el ángulo entre el haz doppler y la dirección del flujo.

a. Determinación de gradientes a través de las válvulas protésicas. La velocidad con que la sangre atraviesa una válvula protésica depende de varios factores, incluyendo flujo, tamaño y tipo de válvula. La ecuación de Bernoulli simplificada ha sido clave para el cálculo no invasivo de los gradientes de presión a través de todas las válvulas cardíacas, incluyendo las protésicas,¹⁷ con lo cual el gradiente de presión se deriva como $4 \times V^2$, donde V es la velocidad del jet en metros por segundo. En los pacientes con prótesis aórtica y alto gasto cardíaco o tracto de salida del VI (TSVI) estrecho, la velocidad proximal a la prótesis puede estar elevada y por lo tanto no ser despreciable (velocidad proximal >1,5 m/s). En estas situaciones, la estimación del gradiente de presión se determina con mayor precisión teniendo en cuenta la velocidad

proximal a la prótesis como $P = 4 (V_2^2 - V_1^2)$. Los gradientes de presión obtenidos con la ecuación de Bernoulli simplificada se han correlacionado bien con los gradientes medidos hemodinámicamente. En prótesis bivalvas y jaula bola, sin embargo, se puede producir una sobreestimación de los gradientes, sobre todo con válvulas más pequeñas y alto gasto cardíaco (véase más adelante).¹⁸⁻²¹

b. AEO. El AEO de una prótesis por ecuación de continuidad es un mejor índice de función valvular que de gradiente aislado.

$$\text{AEO} = \text{Volumen sistólico} / \text{VTI}_{\text{PrV}}$$

Donde VTI_{PrV} es la integral velocidad tiempo a través de la prótesis determinada por doppler CW. El volumen sistólico se deriva generalmente como área de sección transversa proximal a la prótesis (en la válvula aórtica o pulmonar) multiplicado por el VTI del flujo por doppler PW en ese sitio. Usar el tamaño rotulado de la válvula protésica para calcular el área de sección transversa del anillo no es válido por la discrepancia significativa entre estas mediciones. En las válvulas mitrales protésicas, el volumen sistólico calculado por el anillo aórtico o pulmonar se puede utilizar, siempre que no exista regurgitación significativa. En las válvulas aórticas protésicas, una simplificación de la ecuación de continuidad es el Índice de Velocidad Doppler (IVD), que consiste en la relación de la velocidad proximal a la válvula con la velocidad a través de la misma.²² Este índice no se basa en la medición del TSVI. Posiblemente, también pueda aplicarse a válvulas protésicas pulmonares, pero aun se necesita su validación.

c. Recuperación de presión. Condiciones hemodinámicas e implicancia clínica. En válvulas protésicas, el fenómeno de recuperación de presión puede ocurrir en dos regiones: (1) pasando la válvula y (2) dentro de algunas válvulas protésicas, típicamente en las bivalvas o jaula bola.^{18-21, 23-31}

En el primer escenario (Figura 3, izquierda), como el flujo se expande en la luz más amplia posterior a la válvula, la velocidad y la energía cinética disminuirán y la presión será recuperada. El gradiente de presión medido directamente por catéter, por lo tanto disminuye a medida que el catéter se mueve anterogradamente desde el orificio protésico y generalmente será menor que el gradiente de velocidad máxima estimada a partir de doppler CW en la vena contracta: el área más pequeña ocupada por flujo. La magnitud de este fenómeno es generalmente pequeño, excepto en los casos en los que la aorta tiene un diámetro <3 cm, un hallazgo poco frecuente en los adultos.

En el caso de las prótesis mecánicas bivalvas (Figura 3, derecha), el diseño particular de la válvula puede causar un fenómeno independiente de recuperación de la presión a nivel de la válvula. Esto no se ve en las prótesis monodisco o bioprótesis, pero se puede observar en las prótesis de jaula bola.¹⁹ El orificio central más pequeño en las válvulas bidisco puede dar lugar a un chorro de alta velocidad que corresponde a una caída de presión localizada que se recupera en gran medida una vez que el flujo central se reúne con los flujos procedentes de los dos orificios laterales (Figura 3, derecha)^{18,19} El registro con doppler CW frecuentemente incluye este chorro de alta velocidad, lo que conduce a la sobreestimación de los gradientes y por lo tanto la

subestimación del AEO comparado con la medición invasiva, especialmente en las prótesis pequeñas y en los estados de alto flujo. La diferenciación de un jet del orificio central con los de los orificios laterales por doppler generalmente no es factible con ETT, pero es posible con el ETE en válvulas mitrales protésicas. Estos efectos de la recuperación de la presión por lo general no generan un problema importante en la evaluación de la disfunción valvular, ya que los valores doppler normales reportados para válvulas bidisco y jaula bola (Apéndices A y B) ya incorporan este fenómeno, por lo que se comparan los valores de los pacientes individuales.³² Sin embargo, en situaciones en las que las válvulas bivalvas son muy pequeñas (19 mm) y se acompañan de un alto flujo, la diferenciación de lo normal puede ser difícil y requiere la evaluación del movimiento de la válvula y estructura utilizando ETE, fluoroscopia, y/o tomografía computarizada (TC).

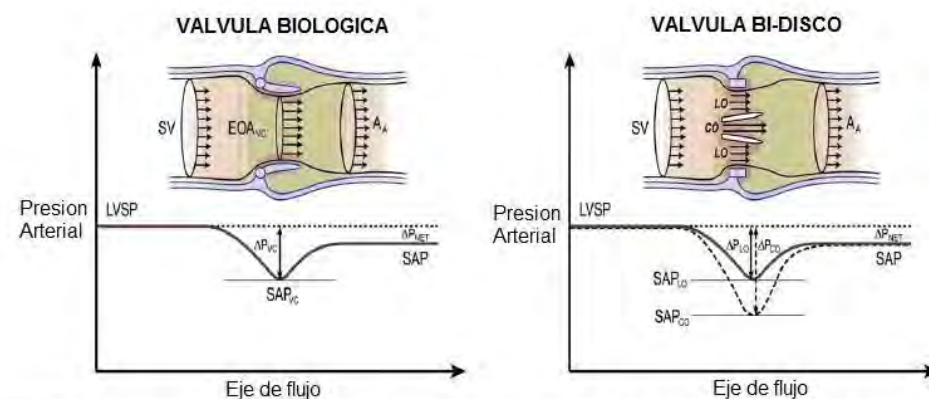


Figura 3 Representación esquemática de los cambios de velocidad y presión desde el TSVI a aorta ascendente (Aa) en presencia de una válvula biológica con stent y una válvula mecánica bidisco ilustrando el fenómeno de recuperación de presión. Debido a la recuperación de presión, la velocidad es menor y la presión arterial sistólica (SAP) es mayor en aorta distal que a nivel de la vena contracta (VC). Esto es aun mas exagerado en el caso de las válvulas bidisco, en la que la velocidad es mayor en el orificio central (CO) y por lo tanto la caída de presión es mas alta en ese nivel. Los gradientes doppler son obtenidos de la velocidad máxima a nivel de la vena contracta y representa la máxima caída de presión, mientras que la estimación de los gradientes en forma invasiva usualmente refleja la diferencia de presión neta (ΔP) entre la presión sistólica del VI (LVSP) y aorta ascendente. LO, orificio lateral; SV, volumen sistólico en TSVI; TSVI, tracto de salida del ventrículo izquierdo.

d. MPP. La relación fisiológica entre flujo, área valvular, y gradiente se ilustra por la ecuación gradiente = $Q^2 / (K \times AEO^2)$, donde Q es flujo y K una constante. Para que el gradiente se mantenga bajo, el AEO debe ser proporcional a las necesidades de flujo de la persona, que en reposo esta determinado en gran medida por el tamaño corporal. El MPP se produce cuando el AEO de la prótesis es demasiado pequeño en relación con el tamaño corporal del paciente, resultando en gradientes postoperatorio anormalmente altos.³³⁻³⁶

El parámetro utilizado para caracterizar el MPP es el AEO indexado al área de superficie corporal del paciente. Aunque los principios fundamentales del MPP teóricamente se aplican a todas las válvulas, la mayoría de los estudios se han centrado en la válvula aórtica. Los gradientes aumentan exponencialmente cuando el AEO indexado es $\leq 0,8-0,9 \text{ cm}^2/\text{m}^2$.^{33,35-37} Sobre la base de esta relación, el MPP se considera hemodinamicamente no significativo si el AEO indexado $>0,85 \text{ cm}^2/\text{m}^2$, moderado si está entre $0,65$ y $0,85 \text{ cm}^2/\text{m}^2$, y severo si es $<0,65 \text{ cm}^2/\text{m}^2$.³⁶ Esta clasificación es importante porque el impacto del MPP en los resultados clínicos aumenta con la severidad.^{38,39} La prevalencia informada de MPP moderado varía entre 20 y 70%, mientras que para el MPP severo es entre 2 y 11%.^{36,38,40} Se debe hacer hincapié en que el AEO

indexado, no el tamaño o las especificaciones geométricas de la prótesis, es el único parámetro consistentemente relacionado con gradientes postoperatorios y/o resultados clínicos adversos.⁴¹⁻⁴⁴

El principal resultado clínico adverso atribuido al MPP es la reducción de la sobrevida tanto a corto como a largo plazo, sobre todo si se asocia con disfunción del VI.^{38,45,46} Hay algunos informes de menor regresión de la hipertrofia ventricular izquierda,⁴⁰ aumento de la incidencia de eventos cardíacos tardíos,^{39,46} y menor mejoría en la clase funcional,⁴⁷ aunque otros estudios han encontrado escaso efecto. El MPP puede ser evitado en gran medida por el cálculo del AEO previsto indexado de la prótesis a implantar. Si se prevé un MPP, se aconseja la elección de una prótesis aórtica alternativa o considerar la cirugía ampliada a la raíz aórtica.

El MPP también se ha descrito en la posición mitral.⁵⁰ Se ha sugerido que el AEO indexado de una prótesis mitral debe ser idealmente no menor de 1,2 a 1,3 cm²/m² para evitar gradientes postoperatorio anormalmente altos.^{34,35}

Dependiendo de los estudios,⁵¹⁻⁵³ la prevalencia reportada para MPP mitral varía entre 39 y 71% y se demostró que se asocia con hipertensión pulmonar persistente⁵² y disminución de la supervivencia a largo plazo.^{51,53}

Datos recientes sugieren que el MPP puede no tener efectos similares perjudiciales en pacientes obesos (índice de masa corporal >30 kg/m²) en comparación con pacientes no obesos.⁵⁴ Para áreas de superficie corporal similares, los pacientes obesos tienden a tener menor requerimiento de gasto cardíaco. Estudio futuros se necesitan para determinar si sería más apropiado indexar el AEO por la masa libre de grasa en lugar de la superficie corporal en los pacientes obesos.

e. Registro y mediciones doppler basados en la posición de la válvula protésica. Para la posición aórtica, las mediciones necesarias son la velocidad pico, gradiente medio, VTI, IVD, y AEO por ecuación de continuidad. Para los estudios en serie, es razonable utilizar el IVD (ver más abajo en "Prótesis valvular aórtica"), porque esto evita la medición del diámetro del TSVI. Para la posición pulmonar, las mediciones necesarias son la velocidad pico y la gradiente media de presión derivada. Aunque el AEO e IVD podrían calcularse para una válvula protésica pulmonar, existe poca experiencia con estos parámetros.

En posición mitral y tricúspide, las mediciones necesarias son la velocidad pico, gradiente medio, VTI, y tiempo de hemipresión. Informar la frecuencia cardíaca es esencial. No es apropiado utilizar la fórmula del tiempo de hemipresión (220/tiempo hemipresión) para estimar el área del orificio en válvulas protésicas. Esto sólo es válido para la estenosis moderada o severa con área del orificio <1,5 cm². Para áreas valvulares más grandes, el tiempo de hemipresión refleja las características de compliance auricular y VI, condiciones de carga y no tiene relación con el área valvular.^{34,55}

Los registros Doppler deben ser realizados a una velocidad de barrido de 100 mm/s. Las mediciones se efectuarán durante 1 a 3 ciclos en ritmo sinusal. En fibrilación auricular, se deben realizar mediciones doppler cuando sea posible durante los períodos de frecuencia cardíaca fisiológica (65-85 latidos/min). Se ha sugerido un promedio de 5 a 15 latidos en fibrilación auricular, pero es complicado y aun puede dar un resultado no representativo, debido a que la duración del ciclo puede variar sustancialmente. En los casos en los que el

cálculo de un parámetro requiera mediciones en diferentes ciclos cardíacos (por ejemplo, AEO por ecuación de continuidad, IVD), se recomienda que la duración de los mismos no exceda una diferencia mayor del 10%. Para el cálculo del AEO de una prótesis aórtica, los intervalos precedentes de la velocidad del TSVI y el flujo de la válvula protésica deberían coincidir, mientras que para las válvulas mitrales, la duración del ciclo del flujo mitral debe coincidir con el intervalo precedente de la velocidad del TSVI, si es un sitio aceptable para la medición del volumen sistólico.

f. Regurgitación fisiológica. Una regurgitación mínima es normal en prácticamente todas las válvulas mecánicas (Figuras 1 y 2). Dos tipos de "regurgitación fisiológica" pueden observarse: un volumen de cierre (desplazamiento de sangre causada por el movimiento del ocluidor) y la verdadera regurgitación trivial o leve en la zona de las bisagras del sistema ocluidor. Para la válvula Starr-Edwards, hay un volumen pequeño típico del cierre y por lo general poca o ninguna regurgitación transvalvular (Figura 1). Las válvulas monodisco tienen ambos tipos de regurgitación, pero el patrón puede variar: la válvula Bjork-Shiley tiene pequeños chorros ubicados dentro del anillo de sutura, donde el disco cerrado se encuentra con el armazón, mientras que la válvula Medtronic Hall tiene estos mismos chorros más un único gran chorro a través del agujero central en el disco (Figura 1). Las válvulas bivalvas suelen tener múltiples jets situados por dentro del anillo de sutura, donde los discos cerrados se encuentran con el armazón, y en el centro, donde se reúnen entre sí (Figura 1). Estos jets de lavado fueron creados para evitar la formación de trombos en los sitios de estasis dentro de la estructura. La fracción regurgitante asociada está directamente relacionada con el tamaño de la válvula y además es mayor con un gasto cardíaco bajo. Aunque la fracción de regurgitación generalmente no es mayor del 10 al 15%, el jet color asociado puede parecer grande, de hasta 5 cm de largo (especialmente en válvulas Medtronic Hall), pero estrecho en su origen (Figura 1). En el caso de válvulas bidisco, estos por lo general se forman dos en cada punto de anclaje; y a veces estos chorros de lavado individuales se subdividen en 2 o 3 chorros separados (Figura 1). Los chorros son invariablemente de baja velocidad, de modo que son homogéneos en color, con aliasing confinado principalmente a la base del jet.

La regurgitación se informa cada vez más en las válvulas biológicas normales, principalmente debido a la mayor sensibilidad de los ecógrafos actuales. Válvulas sin stent, incluyendo los homoinjertos y autoinjertos, tienen más probabilidades de tener pequeños jets de regurgitación que las válvulas con stent. Las válvulas aórticas percutáneas pueden tener una pequeña regurgitación central y/o paravalvular (Figura 2).

g. Regurgitación protésica patológica. La regurgitación patológica puede ser central o paravalvular. La mayoría de las regurgitaciones patológicas centrales se ven en las válvulas biológicas, mientras que las paraprotésicas se ven en cualquier tipo de válvula y es con frecuencia el sitio de regurgitación en las válvulas mecánicas. La localización de la regurgitación paraprotésica puede ser difícil y es posible sospecharla sólo si se ve un flujo en la parte externa del anillo de sutura. Esto puede requerir el uso de múltiples vistas, incluyendo vistas fuera de eje. El ETE multiplanar puede ser necesario, sobre todo en las

válvulas mitral y tricúspide. Aunque la insuficiencia paraprotésica es anormal, pequeños jets no son infrecuentes, especialmente durante el examen perioperatorio temprano después de la cirugía. Inmediatamente después del implante, la prevalencia de regurgitación paravalvular oscila entre 5 y 20%,^{56,57} la mayoría de estas fugas, sin embargo, son clínicamente y hemodinámicamente no significativas y, en ausencia de endocarditis, tienen un curso benigno. No hay evidencia de que aumenten el riesgo de endocarditis, pero en ocasiones, pueden causar anemia hemolítica debido a la destrucción de glóbulos rojos. En términos generales, los mismos principios y métodos utilizados para la cuantificación de la regurgitación valvular nativa, que se detallan en un documento anterior,¹⁶ se pueden usar para las válvulas protésicas, aunque es más laborioso. Como consecuencia de los artefactos y reverberaciones de la prótesis, la detección de la insuficiencia con ETE es más difícil para las válvulas en posición mitral y tricúspide, en particular en las prótesis mecánicas (Figura 4). Indicios indirectos por diversos parámetros doppler pueden sugerir la presencia de regurgitación significativa. Sin embargo, el ETE se requiere con frecuencia para el diagnóstico de la regurgitación de una prótesis mitral. Debido a la excentricidad frecuente de los chorros de regurgitación, especialmente en las válvulas mecánicas, la cuantificación y evaluación de la regurgitación en general es más difícil o limitada. Múltiples pequeños jets normales transprotésicos no pueden cuantificarse con precisión, aunque esto no es necesario en la práctica clínica. Para chorros paravalvulares, la proporción de la circunferencia del anillo de sutura ocupada por el jet da una guía aproximada de la gravedad. Mediciones de flujo comparativas para la determinación del volumen o fracción regurgitante, que con frecuencia dependen de la determinación del volumen sistólico en el sitio anular, pueden ser utilizados para la regurgitación protésica aórtica y pulmonar (medición anular que no se ve obstaculizada por la prótesis), pero no para insuficiencia mitral protésica. La disponibilidad de ETE en tres dimensiones (3D) en tiempo real con doppler puede facilitar la cuantificación de la regurgitación protésica.

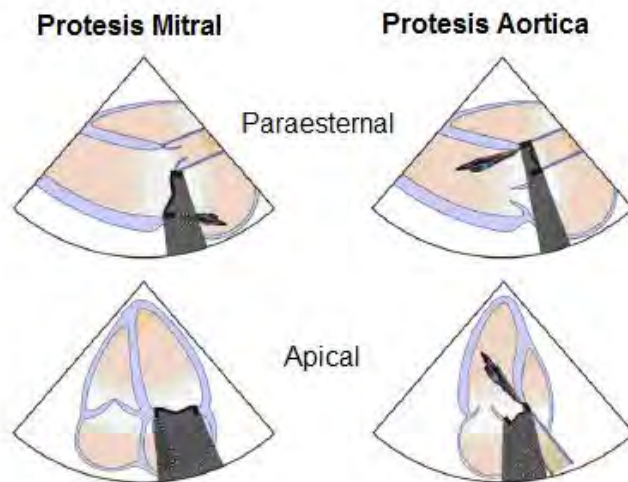


Figura 4 Efecto de la posición de la válvula protésica mecánica y la vista de imágenes ecocardiográficas con el sombreado y enmascaramiento del jet de regurgitación con doppler. Un mayor efecto sobre la imagen transtorácica se ve en las prótesis en posición mitral en comparación con la posición aórtica.

C. Consideraciones intraoperatoria del paciente

Desde su introducción a principios de 1970, la ecocardiografía intraoperatoria se ha vuelto una herramienta de diagnóstico cada vez más valiosa para los pacientes sometidos a cirugía valvular. Debido a la posibilidad de los resultados quirúrgicos subóptimos, la detección intraoperatoria de disfunción valvular protésica es altamente deseable. Entre los caminos y modalidades disponibles por imágenes, como el ETE y ultrasonido epiaortico o epicárdico, el ETE sigue siendo el más utilizado. La Sociedad Americana de Anestesiólogos ha recomendado el ETE intraoperatorio como indicación de categoría II en pacientes sometidos a cirugía valvular.⁵⁸ Las guías actuales del Colegio Americano de Cardiología y la Asociación Americana del Corazón recomiendan el ETE como indicación clase 1 para los pacientes sometidos a reemplazo valvular con xenoinjerto sin stent, homoinjerto, o autoinjerto.¹

La evaluación completa de una válvula protésica requiere entrenamiento ecocardiográfico avanzado, sobre todo cuando se considera el uso intraoperatorio del ETE. Aunque los criterios de evaluación siguen siendo similares, el paciente intraoperatorio merece una consideración especial. El entorno intraoperatorio plantea desafíos específicos. El período previo al bypass cardiopulmonar se asocia generalmente con una reducción de la precarga y depresión miocárdica que acompaña al estado de anestesia.⁵⁹ Por otra parte, la apertura tanto del tórax como cavidad pericárdica, y la ventilación con presión positiva también influyen en las condiciones de carga.⁶⁰ La fase post-bypass, por otro lado, es un período inestable durante el cual ocurren cambios frecuentes en la precarga y poscarga, pueden continuar vigente efectos de medicamentos inotrópicos y cronotrópicos, y el corazón está habitualmente estimulado eléctricamente.⁶¹ Todo estos factores deben ser considerados durante la evaluación ecocardiográfica de la función de la válvula protésica.

Las prótesis valvulares pueden requerir de una evaluación intraoperatoria en 3 situaciones: (1) después del reemplazo debido a enfermedad de válvula nativa, (2) sin relación con cirugía cardíaca como parte integral del ETE, y (3) antes de la reoperación de una válvula protésica disfuncionante. Un paciente que se presenta para una cirugía de reemplazo valvular por lo general ya se ha realizado un examen completo de imágenes previo a la operación, y la decisión de sustituir la válvula ya ha sido contemplada. Sin embargo, en quirófano, el ecocardiografista intraoperatorio puede proporcionar información valiosa para el cirujano con respecto al tamaño del anillo valvular para ayudar con la selección de la válvula protésica. Después del bypass cardiopulmonar, la evaluación de la válvula recientemente colocada es esencial. Múltiples vistas ecocardiográficas se obtienen para determinar el movimiento adecuado de las valvas, y con doppler color se debe excluir la presencia de fugas paravalvulares. La ecocardiografía intraoperatoria también es importante en pacientes con riesgo de "desajuste geométrico" de la válvula y el tejido circundante o anillo, llevando a regurgitación debido al tamaño relativamente pequeño de la válvula (pacientes con válvulas sin stent o procedimiento de Ross). Luego de la operación, cualquier insuficiencia de grado moderado o severo tendría que ser corregida quirúrgicamente de inmediato antes de abandonar la sala de operaciones. Otras complicaciones, como "atascamiento" de un disco de una prótesis mecánica, dehiscencia valvular, y disfunción de otras válvulas, también se pueden detectar y requieren atención quirúrgica

inmediata. El gradiente de presión a través de la nueva válvula implantada puede inicialmente ser anormalmente alto, en especial en posición aórtica. Varios factores pueden contribuir al hallazgo de un gradiente elevado, incluyendo un alto gasto cardíaco post-bypass, hemodilución, altas velocidades subvalvular, y el MPP. Independientemente de las posibles razones, un alto gradiente siempre debería motivar la búsqueda de causas mecánicas de obstrucción valvular, tales como atascamiento de discos u oclusión por trombos. Si la evaluación ecocardiográfica no demuestra causa mecánica aparente, la cirugía puede continuar como estaba prevista y la válvula puede ser nuevamente evaluada después de la operación. Gradientes excesivamente elevados también pueden ser evaluados por técnicas de imagen alternativas, como la ecografía epicárdica o epiaórtica. Durante la colocación de una válvula protésica en posición mitral, el cirujano puede elegir un abordaje transeptal a la aurícula izquierda. Después de la operación, el tabique interauricular se debe evaluar por cualquier comunicación residual.

En situaciones en las que no se prefiere la inserción de una sonda de ecocardiografía transesofágica (por ejemplo, estenosis esofágica), las válvulas protésicas pueden necesitar ser evaluadas mediante ecografía epicárdica o epiaórtica. Estas modalidades también pueden estar indicadas para examinar una válvula protésica y obtener los gradientes derivados del doppler. El ecocardiograma de superficie proporciona una mayor flexibilidad para alinear el haz doppler con la dirección del flujo sanguíneo. Sin embargo, se debe disponer de experiencia para la adquisición e interpretación de las imágenes.⁶³

D. Complicaciones de las válvulas protésicas

1. Consideraciones generales: complicaciones tempranas versus tardías.

a. Complicaciones tempranas. La disfunción valvular luego de la cirugía por lo general se relaciona con problemas técnicos durante la intervención o infección temprana. El leak paraprotésico es más frecuente luego del desbridamiento de calcio, repetición de la cirugía valvular, y reconstrucción del anillo aórtico o mitral y en pacientes de edad avanzada. Los leaks tempranos son generalmente leves y pueden no ser detectados clínicamente o por ETT (sobre todo en posición mitral). El MPP y desajuste geométrico son complicaciones cada vez más reconocidas de la sustitución valvular (Tabla 3). El tromboembolismo protésico precoz es raro en ausencia de coagulopatía o inadecuada anticoagulación. En raras ocasiones, la técnica de preservación de cuerdas para prótesis mitral puede conducir al atrapamiento de las cuerdas y la obstrucción de una prótesis mecánica. Por último, la endocarditis aguda ocurre en <1 % de los pacientes y probablemente se reduzca por el uso frecuente de antibióticos en el perioperatorio.

b. Complicaciones tardías. La incidencia y naturaleza de la disfunción tardía varía más con el tipo de prótesis utilizada, su durabilidad y trombogenicidad, así como factores del paciente tales como el riesgo de endocarditis (Tabla 3). El tromboembolismo está determinado por el tipo de válvula cardíaca así como por factores relacionados con el paciente (función del VI, tamaño de aurícula izquierda [AI], presencia de fibrilación auricular). Las válvulas mecánicas están asociadas con una incidencia significativa de complicaciones tromboembólicas, aunque la trombosis valvular crítica es poco común. La causa suele ser la

anticoagulación inadecuada. Tanto las válvulas mecánicas como biológicas corren riesgo de interacción entre la prótesis y el paciente para crear un crecimiento fibroso interno o pannus, que puede conducir a la obstrucción progresiva. Rizzoli et al⁶⁴ siguieron 2.680 pacientes que recibieron ≥ 1 prótesis mecánica para el desarrollo de complicaciones que requieren reoperación. El riesgo aumentó progresivamente desde aórtica a mitral, y por ultimo los implantes de doble válvula. La reoperación por mal funcionamiento de la válvula protésica se requirió en 251 pacientes y fue por dehiscencia en 133, pannus en 48 (una tasa de 0,24%/paciente-año), y trombosis en 29 (una tasa de 0,15%/paciente-año).⁶⁴ La obstrucción de las válvulas sin stent o autoinjerto debido a trombosis es raro, y el pannus es mucho menos frecuente.

La degeneración de la válvula que lleva a la estenosis y/o regurgitación sigue siendo la complicación más frecuente de las bioprótesis, a pesar de los avances en el diseño que han conducido a una mejora significativa en la durabilidad. Por ejemplo, la válvula de pericardio Carpentier-Edwards (Edwards Lifesciences, Inc, Irvine, CA), introducida en 1981, ha tenido mayor éxito, con una permanencia libre de falla estructural en posición mitral que oscila entre el 69 al 85 % a los 10 años en una población de pacientes con una edad media de 60 a 70 años.⁶⁵ Los mejores resultado se obtienen en posición aórtica y los peores en pacientes mas jóvenes o en aquellos con insuficiencia renal que son más propensos a la calcificación de las valvas. Los homoinjertos aórticos parecen haber aumentado la durabilidad, especialmente en pacientes más jóvenes, comparado con válvulas con stent.⁶⁶

Los pacientes con reemplazo combinado de válvula aórtica y de la raíz tienen el mismo tipo de complicaciones que el tipo de válvula utilizada dentro del conducto y además pueden sufrir de pseudoaneurisma o dehiscencia de las arterias coronarias y/o en la anastomosis anular.⁶⁷ Aunque estas complicaciones se pueden sospechar a partir del examen transtorácico, por lo general se requiere una evaluación con ecocardiografía transesofágica. Las diversas complicaciones después de la sustitución de la válvula y sus características ecocardiográficas están más allá del alcance de este documento y han sido revisadas recientemente.⁶⁷

Tabla 3 Complicaciones tempranas y tardias de las valvulas protesicas

MPP
Mismatch geometrico
Dehiscencia
Falla primaria
Trombosis y tromboembolismo
Formacion de pannus
Formacion de pseudoaneurisma
Endocarditis
Hemolisis

2. Endocarditis. La ecocardiografía desempeña un papel central en el diagnóstico y manejo de pacientes con endocarditis infecciosa y se debe realizar en todos los casos en los que hay una sospecha clínica intermedia o alta o cuando el paciente está gravemente enfermo. No obstante, la ecocardiografía no esta indicada normalmente en un paciente estable como parte del screening por fiebre hasta que se hayan excluido otras causas más

comunes de la misma. Las vegetaciones generalmente son de forma irregular y pueden ser reconocidas en la ecocardiografía como estructuras con movimiento independiente de ecogenicidad relativamente baja. Las vegetaciones en el contexto de las válvulas protésicas tienden a formarse en el área del anillo valvular y pueden extenderse a las valvas, stent, u oclusores y deteriorar la apertura y cierre de la válvula. Diferenciar las vegetaciones de otras masas, como trombos, suturas, o apositos, puede ser difícil si no se consideran los hallazgos ecocardiográficos con el contexto clínico. La comparación de los resultados con los de estudios previos es también muy útil. Cavidades anormales, producidas ya sea por una masa ecolúcida o ecodensa, pueden verse en el área del anillo valvular. Los abscesos a veces se observan incluso cuando las vegetaciones están ausentes y ocasionalmente pueden infiltrar el tabique y alterar el sistema de conducción. En el postoperatorio precoz, especialmente de válvulas sin stent, el edema y hematoma puede ocurrir y simular un absceso de pared. La progresión de un absceso puede resultar en una fístula entre las cámaras cardíacas. El doppler color es muy útil en estas situaciones para la detección del shunt. La endocarditis también puede conducir a la dehiscencia de sutura y regurgitación paravalvular en todas las válvulas protésicas y a la destrucción en válvulas biológicas.

El ETT es a menudo limitado en la evaluación de la endocarditis protésica y sus complicaciones. El ETE, por otro lado, muestra una alta sensibilidad (86-94%) y especificidad (88-100%) para la detección de vegetaciones.⁶⁸⁻⁷⁰ También el ETE es superior al ETT en la detección de abscesos perivalvulares asociados en la parte posterior de la raíz aórtica pero no en la anterior.⁷¹⁻⁷³ La sensibilidad y especificidad reportada para el diagnóstico de abscesos perivalvulares con ETT son 28 y 98%, respectivamente, y con ETE, 87 y 95%, respectivamente.⁷² Por lo tanto el ETE es necesario en los casos en los que exista una fuerte sospecha de endocarditis infecciosa, incluso cuando no se obtengan hallazgos significativos en el ETT.^{74,75} El ETE también está indicado si los signos de infección persisten o progresan a pesar del tratamiento antibiótico apropiado, evocando complicaciones como absceso del anillo de la válvula o shunt. Para un mejor diagnóstico, se necesita una combinación de ETT y ETE, porque las anomalías estructurales situadas en la parte anterior pueden perderse en el ETE debido a las sombras, dependiendo de la ubicación de la válvula.^{71,74} El valor predictivo negativo del uso combinado de ETT y ETE es del 95%.^{76,77} Así, aunque la evaluación combinada es muy precisa en el diagnóstico de endocarditis y sus complicaciones, un pequeño porcentaje de casos se pueden perder, particularmente si la sospecha clínica es fuerte.^{77,78} En tales casos, se recomienda repetir el estudio después de 7 a 10 días.

3. Trombosis valvular protésica versus pannus. La trombosis valvular protésica es mucho más común en válvulas mecánicas que biológicas. Aunque la formación de trombos se asocia frecuentemente con obstrucción de la válvula, regurgitación, o embolia, puede ser un hallazgo incidental durante la exploración.⁷⁹ La historia reciente de un evento embólico sistémico se asocia con la presencia de trombos⁷⁹ o "hebras" móviles de fibrina que pueden ser detectados con ETE.^{80,81}

La distinción entre trombo y pannus como etiología de base de la obstrucción es esencial si el tratamiento trombolítico se considera. El ETE junto con los parámetros clínicos puede ayudar a diferenciar estas dos entidades.⁸² Los

trombos son en general más grandes y tienen una densidad ecogénica suave, similar a la del miocardio. Las características específicas para la formación de pannus incluyen una pequeña masa densa que en el 30% de los casos no se puede visualizar claramente. La detección de movimiento anormal de la válvula protésica por ETE es más común en las válvulas con trombos. La formación de pannus es más común en posición aórtica (Figura 5). Característicamente, los trombos asociados con prótesis mitral se extienden más allá del anillo quirúrgico hacia la aurícula y orejuela izquierda. En comparación con la formación de pannus, la obstrucción debida a trombos se asocia con una corta duración de los síntomas y una historia de anticoagulación insuficiente (relación normalizada internacional <2, RIN). La combinación de los resultados de una densidad ecogénica suave sobre la prótesis y un RIN inadecuado ha reportado valores predictivos positivos y negativos de 87 y 89%, respectivamente, para la formación de trombos.⁸²

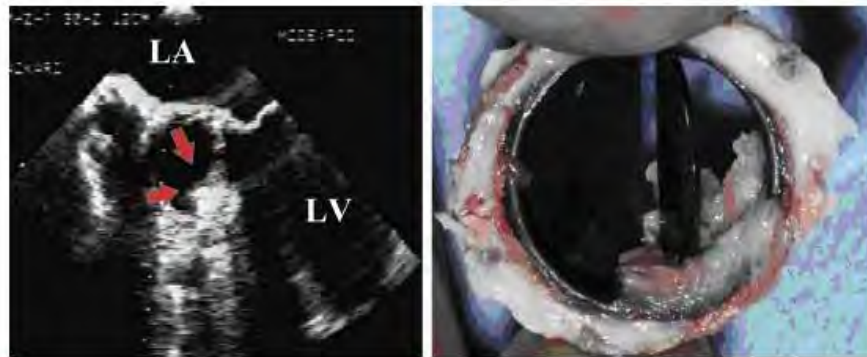


Figura 5 Formación de pannus en una valvula protésica St Jude Medical en posición aórtica tal como se observa por ETE. La masa es altamente ecogénica y se corresponde con la patología de pannus en la cirugía. El pannus se representa por las flechas. LA, aurícula izquierda; LV, ventrículo izquierdo.

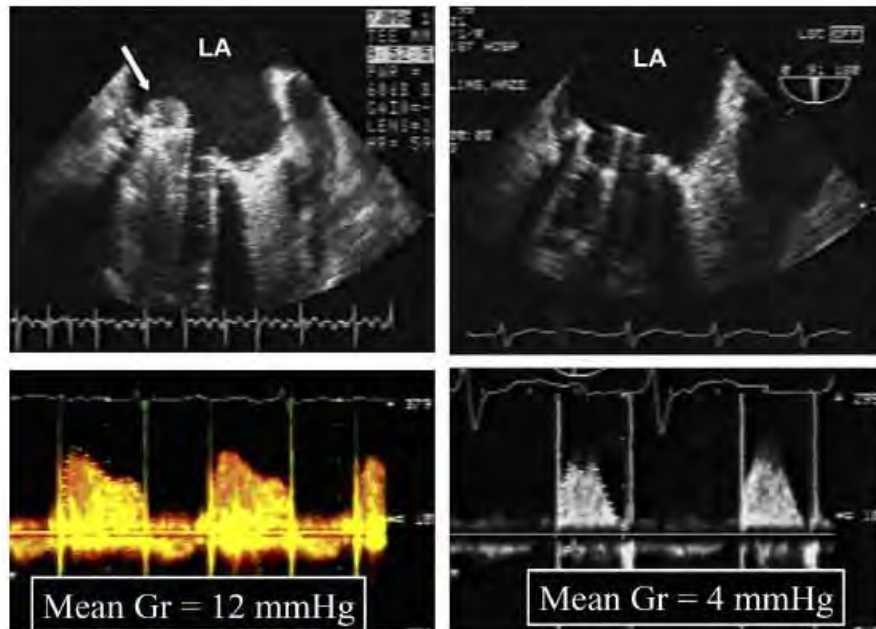


Figura 6 Trombosis de valvula protésica St Jude Medical en posición mitral (flecha) obstruyendo e inmovilizando uno de los discos de la valvula. Luego de la trombolisis, la movilidad del disco se restablece, y el gradiente medio (Gr) disminuye significativamente. LA, aurícula izquierda.

La formación de trombos puede interferir con el mecanismo de movimiento de la válvula y causar una obstrucción significativa que puede ser catastrófica (Figura 6). Tradicionalmente, estos pacientes fueron sometidos a un nuevo reemplazo valvular. Recientemente, la terapia fibrinolítica surgió como una alternativa al tratamiento quirúrgico de las válvulas protésicas obstruidas del lado izquierdo y se considera el tratamiento de elección para la trombosis de la válvula tricúspide.⁸³⁻⁸⁶ Si se contempla la trombolisis, el ETE se debe realizar para el diagnóstico y estratificación del riesgo. Un área del trombo por ETE menor de 0,85 cm² confiere un bajo riesgo de fenómenos embólicos o muerte asociados con la trombolisis.⁸⁶ La ecocardiografía doppler es la modalidad preferida para evaluar el éxito hemodinámico de la trombolisis.^{86,87} Es importante recordar que pannus y trombo pueden coexistir al mismo tiempo. Después de la trombolisis que se considera exitosa en base a la mejora de la hemodinamia y/o movimiento de la válvula, es muy importante seguir estos pacientes con exámenes clínicos y ecocardiográficos, porque el pannus residual puede conducir a una nueva trombosis de la prótesis.

E. Ecocardiografía de estrés en la evaluación de la función valvular protésica

1. Válvula protésica aórtica. Algunos pacientes con síntomas secundarios a obstrucciones patológicas o MPP tienen parámetros doppler dudosos de la función de la prótesis valvular en reposo. La ecocardiografía de estrés debe ser considerada en pacientes con síntomas durante el esfuerzo para los cuales el diagnóstico no es claro. El objetivo es poner a prueba la disfunción valvular, enfermedad coronaria coexistente, y, en ocasiones, aparición o empeoramiento de la insuficiencia mitral. El empleo de dobutamina y ejercicio supino en bicicleta son los más utilizados. El ejercicio en cinta rodante proporciona información adicional acerca de la capacidad de ejercicio, pero se usa con menos frecuencia debido a que el registro hemodinámico de la válvula se realiza después de finalizado el esfuerzo, ya que estos pueden regresar rápidamente a su estado basal.

Normalmente las válvulas sin stent funcionan con una buena apertura en sístole con el consiguiente mínimo aumento del gradiente medio de presión de unos 6 mmHg en reposo a 9 mmHg durante el esfuerzo.⁸⁸⁻⁹² Las válvulas de pericardio bovino con stent son similares,⁹³ mientras que las válvulas porcinas son relativamente más obstructivas. En un estudio, la diferencia de presión media para la válvula porcina Medtronic intacta aumentó de 19 a 28 mmHg durante el esfuerzo.⁹¹ Rangos normales globales y puntos de corte precisos, sin embargo, no están disponibles. Es probable que una guía de obstrucción significativa sería similar a la de las válvulas nativas, tales como un aumento en el gradiente medio >15 mmHg con el esfuerzo.⁹² En la práctica clínica, una combinación de la reproducción exacta de los síntomas con ninguna anomalía de la motilidad parietal y un gran aumento de la diferencia de presión es altamente sugestiva de una dinámica anormal de la válvula.

2. Válvula protésica mitral. La disnea de esfuerzo después del reemplazo valvular mitral puede ser causada por fallo primario de la válvula, disfunción de VI y/o ventrículo derecho (VD), hipertensión pulmonar, o por causas extracardiácas. La ecocardiografía de estrés debe ser considerada en

pacientes con síntomas de esfuerzo en quienes el diagnóstico no está claro. El objetivo es registrar los cambios en la velocidad transmitral y señal de regurgitación tricuspídea. La modalidad de estrés que se pueden utilizar es similar a la de la válvula aórtica. En los ancianos, un ejercicio suave cerca del laboratorio de ecocardiografía o el uso de una escalera puede ser suficiente para provocar anomalías hemodinámicas. No existen rangos o puntos de corte normales, pero los datos de las válvulas nativas proporcionan una guía. La obstrucción o MPP es probable si el gradiente medio se eleva por encima de 18 mmHg luego del ejercicio, incluso cuando el gradiente medio en reposo es normal.⁹⁴

F. Otras técnicas para la evaluación de válvulas cardíacas reemplazadas

1. Cinefluoroscopia. La cinefluoroscopia fue la primera técnica de imagen no invasiva para evaluar las válvulas protésicas. En la válvula protésica mecánica, se aplica fácilmente debido a la radio-opacidad de la base del anillo, bola o disco ocluidor. En las válvulas biológicas, sin embargo, la cinefluoroscopia tiene un valor limitado.⁹⁶⁻⁹⁷ Una inclinación o balanceo anormal de la base del anillo es indicativo de una amplia dehiscencia de la válvula. Una dehiscencia pequeña o moderada, sin embargo, no se puede diagnosticar sin cateterismo cardíaco e inyección de contraste. El deterioro de la excursión o asiento incompleto de las partes móviles de la prótesis sugiere la presencia de crecimiento de tejido o trombo. La detección de calcio en las valvas de una bioprótesis es diagnóstico de degeneración pero no permite la evaluación de su impacto hemodinámico.^{98,99} Una seria complicación de los modelos más antiguos de prótesis valvulares con presentación clínica dramática y elevada mortalidad fue la fractura de la estructura con embolización del disco. En estos casos, la cinefluoroscopia o una simple placa radiográfica era el estudio de elección.¹⁰⁰⁻¹⁰³ Modificaciones en el diseño y construcción de la nueva generación de válvulas han abolido este problema.

Con la llegada del ETE, la motilidad así como la estructura de las válvulas protésicas pueden evaluarse muy bien, proporcionando así una ventaja sobre la cinefluoroscopia. El ETE permite una excelente evaluación del movimiento de la prótesis valvular mitral y tricúspide, debido a su posición visual en relación con el plano de la imagen. La cinefluoroscopia actualmente sigue desempeñando un rol complementario de diagnóstico en la evaluación de la movilidad del disco en la prótesis mecánica aórtica.

2. TC. En válvulas protésicas, la simple visualización del movimiento ocluidor o de las cúspides, sin cuantificación, puede ser suficiente para diferenciar MPP de otras patologías como causa de inesperados gradientes elevados. Estudios de casos han informado sobre el éxito de la imagen de las cúspides u ocluidores que funcionan correctamente con TC en reemplazos valvulares aórtico y mitral así como en la detección de una valva mecánica atascada.¹⁰⁴⁻¹⁰⁶

La TC de estructuras en movimiento (cine TC), sin embargo, requiere la reconstrucción de múltiples fases del ciclo cardíaco y por el momento tiene limitación en la resolución temporal.

La TC también puede ver pannus^{107,108} que puede ser difícil con ETT o ETE, especialmente en posición aórtica. Reportes de casos sugieren que las vegetaciones también pueden ser observadas.¹⁰⁹ La calcificación en la TC se

correlaciona aproximadamente con el grado de estenosis en la ecocardiografía en válvulas nativas¹¹⁰ y podría ayudar en la detección de la falla precoz primaria en las válvulas biológicas reemplazadas.¹¹¹

Hasta la fecha, no existen estudios sistemáticos comparando TC con ecocardiografía. Hasta el momento, no hay indicaciones definitivas para TC en la evaluación de disfunción protésica. Sin embargo, la experiencia clínica inicial muestra que la TC podría ser utilizada como una alternativa a la fluoroscopia para las válvulas mecánicas y podría ser considerada para obtener imágenes de las cúspides de las válvulas biológicas si el resultado del ETE no es concluyente.

3. Cateterismo cardiaco. Las mediciones del flujo y gradiente de presión se utilizan para el cálculo del AEO utilizando la fórmula de Gorlin. Los valores valvulares normales de los gradientes y área efectiva se han reportado para diversas válvulas cardiacas.¹¹² La inyección de contraste permite la evaluación de la regurgitación de la prótesis valvular. Idealmente, se necesita un enfoque con doble catéter para medir la presión por arriba y debajo de la válvula. En la práctica clínica, sin embargo, esto no se realiza con frecuencia. No se debe intentar atravesar una válvula protésica mecánica con un catéter debido a las limitaciones y posibles complicaciones.¹¹³⁻¹¹⁵ En la prótesis valvular mitral, el uso de la presión capilar pulmonar para medir el gradiente transmitral frecuentemente lleva a una sobreestimación del mismo y por lo tanto una subestimación del área valvular comparado con la medición directa de la presión en AI.^{17,116-118} Así, en los casos raros en los que se debe evaluar de forma invasiva los gradientes de una prótesis mitral, actualmente se recomienda la medición directa de la presión en AI con la técnica transeptal. Las válvulas biológicas pueden ser atravesadas fácilmente con un catéter, pero una bioprótesis degenerativa o calcificada es friable y la ruptura de una valva con regurgitación severa aguda es posible. La técnica de doble catéter para la medición de los gradientes sigue siendo necesaria en pocos casos de válvulas aórticas protésicas en las cuales el gradiente no puede obtenerse adecuadamente por ETT o ETE. La angiografía de contraste se utiliza ocasionalmente, junto con ETE, para delinear complicaciones asociadas de válvulas protésicas, como fístulas y pseudoaneurismas.

G. Evaluación posoperatoria y estudios de seguimiento.

Idealmente, un ecocardiograma transtorácico basal postoperatorio se debe realizar en la primera visita, 2 a 4 semanas luego del alta hospitalaria, cuando la herida del pecho haya cicatrizado, mejorado la función ventricular, y disminuido la anemia causante del estado hiperdinámico.¹ Sin embargo, si el paciente está siendo transferido y no puede regresar, puede ser mejor realizar el estudio antes del alta hospitalaria.

El seguimiento clínico de rutina debe realizarse anualmente tras la sustitución valvular, con reevaluación precoz y ecocardiografía ante un cambio en el estado clínico. La ecocardiografía de rutina después del primer estudio postoperatorio no está indicada para prótesis con funcionamiento normal en ausencia de patología asociada, otras indicaciones de ecocardiografía (por ejemplo, seguimiento de disfunción del VI), o síntomas clínicos sugestivos de disfunción valvular u otra patología cardiaca.¹ Los pacientes con prótesis biológicas pueden ser considerados para una ecocardiografía anual luego de

los primeros 5 años en ausencia de cambios en el estado clínico. En pacientes con válvulas mecánicas, la ecocardiografía anual de rutina no está indicada en ausencia de cambios en el examen físico o estado clínico.¹

III. EVALUACION DE VALVULA PROTESICA AORTICA

A. Función y estenosis de la prótesis valvular aórtica

1. Consideraciones de la Imagen. La imagen ecocardiográfica debe identificar el anillo de sutura, la válvula o mecanismo ocluidor, y el área circundante. La bola o el disco dan a menudo una imagen confusa debido a las reverberaciones del eco, mientras que las valvas de una prótesis biológica normal deben ser delgadas sin restricción en su movimiento. Válvulas sin stent u homoinjertos pueden ser indistinguibles de las válvulas nativas. Imágenes desde la vista paraesternal deben estar dirigidas a delimitar bien el TSVI para la medición del diámetro del mismo para determinar el volumen sistólico y AEO. Se pueden utilizar vistas modificadas (paraesternal baja) para mantener el artefacto ocasionado por la válvula alejado del TSVI.

2. Parámetros doppler de función de la prótesis valvular aórtica. Un examen completo incluye la estimación de los gradientes de presión, IVD, AEO, evaluación de la regurgitación si está presente, y tamaño y función del VI (tabla 4).

a. Velocidad y gradientes. El registro de velocidad por doppler a través de la válvula protésica normal generalmente se parece a los de una estenosis aórtica nativa leve, con una velocidad máxima por lo general >2 m/s, junto con una forma triangular de la señal, con la velocidad máxima en la sístole temprana. A medida que progresa la estenosis, se observa una mayor velocidad y gradiente, con mayor duración de la eyección y retraso del pico de velocidad durante la sístole (Figura 7). Altos gradientes pueden observarse en válvulas que funcionan normalmente con un tamaño pequeño, aumento del volumen sistólico, MPP, o la obstrucción de la válvula. Por el contrario, un gradiente ligeramente elevado en el contexto de una disfunción severa del VI puede indicar estenosis significativa. Por lo tanto, la capacidad de distinguir una válvula protésica normal de una disfuncionante en estados de alto flujo sobre la base solamente de los gradientes puede ser difícil. Si la velocidad en el TSVI es >2 m/s, debe hacer sospechar la existencia de una obstrucción dinámica o fija por delante de la válvula. En esta situación, el gradiente estimado a través de la prótesis debería reflejar que es una combinación de gradientes. Para minimizar el error del ángulo, se debe realizar la evaluación doppler CW de las prótesis aórticas, similar a la estenosis aórtica nativa, desde múltiples posiciones del transductor, incluyendo vista apical, paraesternal derecha (con el paciente en posición decúbito lateral derecho), supraclavicular derecha y horquilla supraesternal (con el paciente en posición supina o semisentada para estos dos últimas). Las mediciones de la velocidad y gradiente de las prótesis se realizan desde la posición del transductor en que se obtienen las velocidades más altas. Ocasionalmente, como en pacientes con enfermedad pulmonar crónica, la posición del transductor subcostal puede dar las mayores velocidades.

Para un adecuado examen de la función valvular protésica, otros índices cualitativos y cuantitativos que son menos dependientes de flujo deben ser evaluados (Tabla 4). El contorno de la velocidad a través de la prótesis es un índice cualitativo pero valioso de la función de la válvula protésica que se utiliza en conjunto con otros índices cuantitativos. En una válvula normal, incluso durante situaciones de alto flujo, la forma de la velocidad es triangular, con un pico temprano y un tiempo de aceleración corto (AT; tiempo desde el inicio del flujo hasta la velocidad máxima), similar a una estenosis aórtica nativa leve. Con la obstrucción de la prótesis, el contorno de velocidad se hace más redondeado, con la velocidad pico casi a mitad de la eyección, prolongando el AT, tiempo de eyección (ET), así como la relación AT/ET (Figura 7).^{119,120} Estos parámetros son valiosos en la evaluación general de la función de la válvula, especialmente en aquellas con alto gradiente. Datos recientes han demostrado que un punto de corte de 100 ms en AT diferencia bien entre válvulas protésicas normales y estenóticas.^{119,121}

Tabla 4 Evaluación ecocardiográfica doppler de prótesis valvular aórtica

Parámetros	
Ecocardiografía doppler de la válvula	Velocidad/gradiente pico, gradiente medio, contorno de la velocidad del jet, AT, IVD, AEO, presencia, localización y severidad de la regurgitación
Cámaras cardíacas correspondientes	Tamaño, función, e hipertrofia del VI

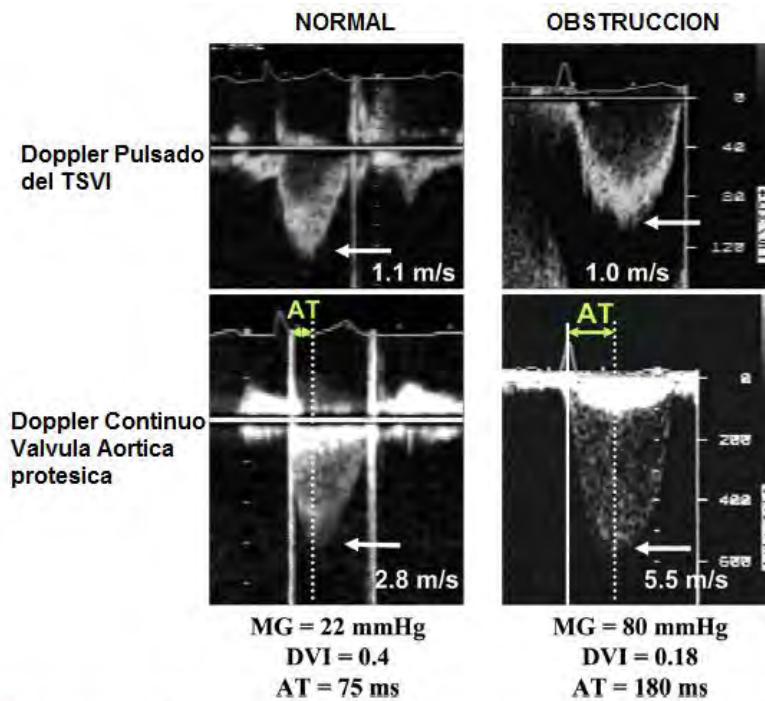


Figura 7 Registros doppler de una prótesis valvular normal y obstruida en posición aórtica. Con obstrucción, la velocidad del chorro se incrementa junto al cambio parabólico en el contorno de la velocidad del jet, con un perfil de pico tardío. Tanto el ET como el AT se incrementan. El AT (en milisegundos) se mide como la duración desde el inicio de la eyección aórtica (línea continua) a la velocidad máxima del chorro (línea de puntos). El gradiente medio (MG) se incrementa y el DVI disminuye con la obstrucción protésica.

Una relación AT/ET >0,4 también es compatible con obstrucción de la válvula protésica^{119,121}. Estos índices son independientes de la angulación doppler con la dirección del chorro. Otros índices cuantitativos de la función de la válvula que son menos dependientes de flujo son el AEO y IVD.

b. AEO. El AEO aórtico^{24,122,123} se obtiene con el volumen sistólico en el TSVI como

$$AEO_{PrAV} = (AST_{TSVI} \times VTI_{TSVI}) / VTI_{PrAV}$$

donde AST_{TSVI} es el área de sección transversa del tracto de salida, obtenido del diámetro justo por debajo de la prótesis desde la vista paraesternal eje largo asumiendo una geometría circular, y VTI_{TSVI} es el VTI proximal a las valvas u ocluidores registrados desde vista apical de 5 cámaras o eje largo utilizando doppler PW (Figura 8). Se debe tener cuidado en la localización del volumen de muestra adyacente a la prótesis evitando al mismo tiempo la región de aceleración subvalvular (esto generalmente requiere una posición de 0,5 a 1 cm por debajo del anillo de sutura, hacia el ápex). La forma de la onda doppler debe ser suave, con ensanchamiento espectral mínimo y un pico bien definido. El VTI_{PrAV} es el VTI a través de la prótesis usando doppler CW y se obtiene a partir de las mismas señales que se utilizan para la medición de la velocidad pico y gradiente medio de la prótesis.



Figura 8. Cálculo del AEO de una válvula protésica en posición aórtica por ecocardiografía doppler. El diámetro del tracto de salida del VI, justo debajo de la inserción de la válvula protésica aórtica, se muestra. Notese que la punta de la flecha anterior está en la unión del anillo de sutura con el septum interventricular, y la punta de la flecha posterior está en la unión entre el anillo de sutura y la base de la válvula anterior mitral. Una vez que el diámetro ha sido medido, el doppler pulsado en el TSVI desde la vista apical combinado con registro doppler continuo son usados para completar los datos para calcular el AEO. CSA, área de sección transversa derivado de la medición del diámetro asumiendo una geometría circular.

El AEO, como se espera, es dependiente del tamaño de la válvula insertada (Apéndice A). El AEO por lo tanto debe estar referenciado en el tamaño de la válvula de un tipo de válvula particular. Para válvulas de cualquier tamaño, se sospecha estenosis significativa cuando el área de la válvula es <0,8 cm². Sin embargo, para las válvulas de menor tamaño, esto puede aún ser normal, en particular para válvulas bivalvas debido a la recuperación de presión (Apéndice A). Estas son situaciones en las que saber el tamaño de la prótesis es crucial, y

la comparación con un estudio basal postoperatorio es útil. La mayor fuente de variabilidad es la medición del TSVI. Cuando este diámetro es difícil de obtener, otro sitio para la medición de flujo puede ser utilizado. Si se realiza un ETE, este ofrece una excelente oportunidad para la medición del TSVI.¹²⁴

c. IVD. El IVD es una relación adimensional entre la velocidad proximal en el TSVI y el flujo a través de la prótesis:

$$IVD = V_{TSVI} / V_{PrAV}$$

El IVD se calcula como la relación de los respectivos VTI y se puede aproximar como la relación de las respectivas velocidades pico (Figura 9).²² El IVD incorpora el efecto de la velocidad del flujo a través de la válvula y es mucho menos dependiente del tamaño valvular.²² Por lo tanto, el IVD puede ser útil para la detección de disfunción valvular, particularmente cuando el área de sección transversal del TSVI no se puede obtener o el tamaño de la válvula se desconoce. Parte de la razón por la que el IVD es menos dependiente del tamaño de la válvula es inherente a la relación del tamaño de la válvula aórtica con el área de sección transversal del TSVI: cuanto mayor sea el área del TSVI, mayor será el tamaño de la válvula que pueda ser implantada en la cirugía.²² El IVD es siempre menor que la unidad, porque siempre la velocidad se acelerará a través de la prótesis. Un IVD <0,25 es altamente sugestivo de obstrucción valvular significativa. En un grupo de pacientes con estenosis severa de válvula aórtica St Jude Medical que requirieron reoperación, el IVD promedio fue de $0,19 \pm 0,05$ (rango 0,12 a 0,27) y significativamente menor en comparación con el grupo control con normofunción de la prótesis valvular (promedio IVD 0,39; rango 0,28-0,55).^{22,125} Similar al AEO, el IVD no se ve afectado por condiciones de alto flujo a través de la válvula, incluyendo IAo, donde la velocidad de la sangre y gradiente a través de la válvula lo están.¹²⁵

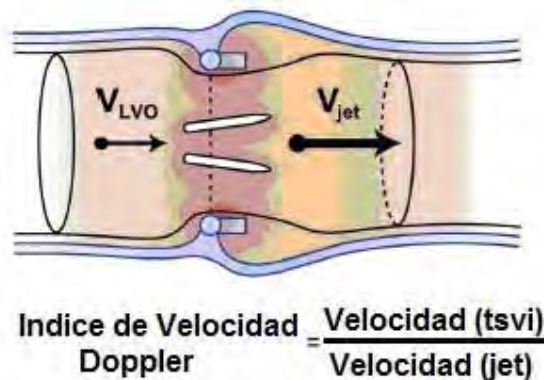


Figura 9 Representación esquemática del concepto del IVD. La velocidad del jet desde el TSVI se acelera al atravesar la prótesis. El IVD es la relación de la velocidad en el TSVI con la del jet.

3. Diagnóstico de estenosis de válvula protésica aórtica. La aparición de un nuevo soplo con nuevos síntomas de insuficiencia cardíaca congestiva en un paciente con prótesis valvular aórtica debe promover un estudio transtorácico urgente y, si está indicado, un ETE. Sin embargo, la sospecha inicial de la

estenosis de una válvula protésica puede ser el hallazgo incidental de velocidades de flujo anormalmente altas detectadas durante un examen de rutina. Hay que tener en cuenta que la alta velocidad por sí sola no es prueba de obstrucción intrínseca protésica y puede ser secundaria a alto flujo o MPP. Al contrario, altos gradientes pueden no manifestarse en los pacientes con disfunción protésica y estados de bajo gasto cardíaco. Por último, el registro doppler de los gradientes pueden ser falsamente elevados en prótesis mecánicas bidisco debido a la recuperación de presión a nivel valvular.

Hay una variabilidad significativa en los parámetros cuantitativos de la función de la válvula debido a los diferentes tipos y tamaños de las mismas. Los parámetros valvulares individuales de velocidad, gradientes y AEO para diferentes tipos y tamaño de válvulas en posición aórtica se enumeran en el Apéndice A.¹²⁶ Aunque reconociendo estas diferencias, el grupo de redacción ha proporcionado directrices generales relativas a los parámetros que deben ser medidos y evaluados para examinar la función valvular aórtica. La Tabla 5 ofrece una guía general de los valores normales, los valores intermedios para los que la estenosis puede ser posible, y los valores que normalmente sugieren obstrucción de prótesis aórticas bajo condiciones de gasto cardíaco normal o prácticamente normal. Esto en general se aplica a la mayoría de las válvulas protésicas y excluye los homoinjertos, válvulas sin stent y prótesis percutáneas, porque estos últimos tienen una dinámica de flujo similar a las válvulas nativas. En presencia de cualquier anomalía de estos parámetros, se debe realizar una evaluación sistemática de los resultados. El algoritmo de la figura 10 propone un enfoque para la evaluación de válvulas con un pico de velocidad elevada >3 m/s. El IVD se calcula y su valor se integra con la información del contorno de la velocidad del chorro. Si el IVD es >0,25 y el chorro muestra un pico temprano de velocidad (AT <100 ms),^{119,121} lo más probable es que la válvula sea normal, especialmente si otros parámetros cuantitativos caen en el rango normal o intermedio (Tabla 5). En este caso, la alta velocidad es más probable debido a alto flujo, MPP, o recuperación de la presión de una válvula bidisco o jaula-bola. La obstrucción de la válvula se comienza a sospechar cuando el IVD es <0,30 y lo sugiere fuertemente si el IVD es <0,25 y el chorro tiene un contorno redondeado, con un pico de velocidad tardío (AT >100 ms). Cuanto más anormal los parámetros cuantitativos, mayor es la certeza sobre la obstrucción protésica.

Tabla 5 Parámetros doppler de función de la válvula aórtica protésica en válvulas mecánicas y biológicas con stent *

Parámetros	Normal	Posible estenosis	Sugieren estenosis significativa
Velocidad pico (m/s) [†]	<3	3-4	>4
Gradiente medio (mmHg)	<20	20-35	>35
IVD	≥0,30	0,29-0,25	<0,25
AEO (cm ²)	>1,2	1,2-0,8	<0,8
Contorno de la velocidad del jet a través de prótesis valvular aórtica	Triangular, pico precoz	Triangular a intermedio	Redondeado, simétrico
AT (ms)	<80	80-100	>100

* en condiciones de volumen sistólico normal o casi normal (50-70 ml) a través de la válvula aórtica

[†] estos parámetros son más afectados por flujo, incluyendo insuficiencia aórtica concomitante

En los casos de discordancia entre la información del IVD y el contorno del chorro, se debe tener en consideración tanto la disfunción valvular como problemas técnicos. En un IVD normal >0,30 pero con un contorno redondeado y un AT >100 ms, la estenosis protésica debe ser considerada, la razón de la velocidad elevada en el TSVI puede ser una posición incorrecta del volumen de

muestra del doppler PW (demasiado cerca de la válvula, causando un registro de alta velocidad en el TSVI) o un estrechamiento subvalvular. Por el contrario, el gradiente a través de la prótesis puede ser subestimado por un inadecuado registro doppler CW debido a problemas de angulación del ultrasonido con el chorro estenótico. En la situación inversa de un bajo IVD ($<0,25$) y un contorno normal del chorro con un AT <100 ms, el registro de la velocidad del TSVI inadecuado es lo mas probable (posición del volumen de muestra demasiado lejos apicalmente de la prótesis).

Si el diagnóstico de la obstrucción de la prótesis está en cuestión, la confirmación de la anomalía en el movimiento de la válvula se realiza con ETE y/o fluoroscopia o TC. Aunque el ETE puede ayudar a evaluar las complicaciones de una válvula, tales como dehiscencia, endocarditis, o la formación de trombos, el movimiento de los discos en prótesis mecánicas en posición aórtica no se evalúa de manera óptima con ETE. En esta última situación, la fluoroscopia y la TC son muy útiles para visualizar la movilidad del ocluser.

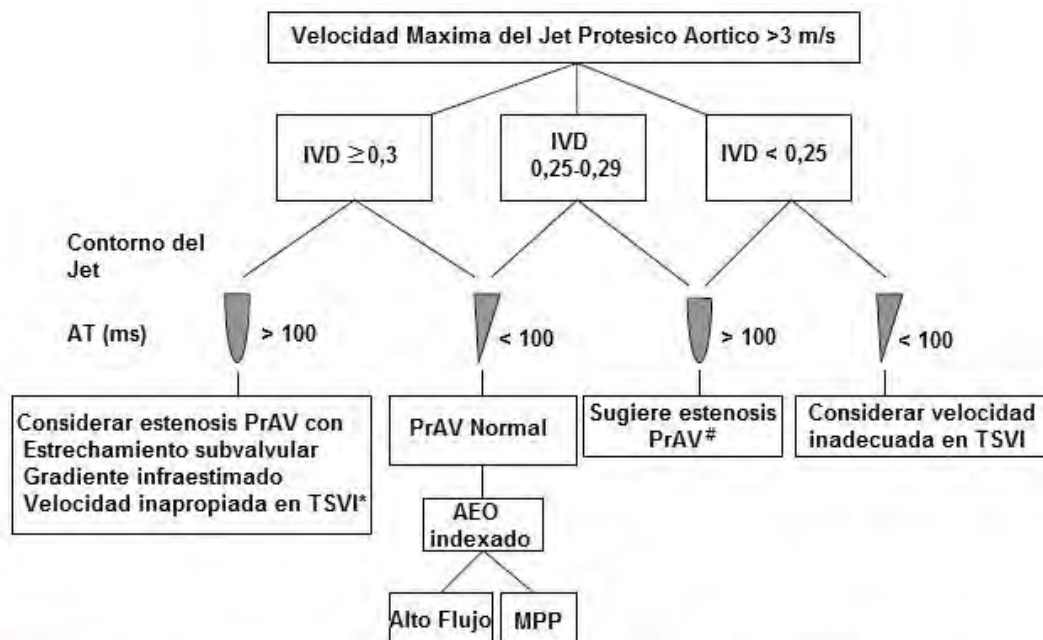


Figura 10 Algoritmo para evaluar una elevación de la velocidad máxima del jet protesico aortico incorporando IVD, contorno del jet, y AT.

* Muestra del doppler PW demasiado cerca de la válvula (especialmente cuando la velocidad del jet con doppler CW es ≥ 4 m/s).

** Muestra del doppler PW demasiado lejos (apical) de la válvula (especialmente cuando la velocidad del jet es entre 3 y 3,9 m/s).

Estenosis fundamentada por calculo del AEO comparada con los valores de referencia si se conocen el tipo y tamaño de válvula. La fluoroscopia y ETE son utiles para la evaluacion, particularmente en valvulas bidisco.

IVD, indice velocidad doppler; TSVI, tracto de salida del VI; PrAV, protesic aortica; AEO, area efectiva del orificio; MPP, mismatch protesic paciente.

B. Regurgitación valvular protésica aórtica

1. Consideraciones de la imagen. El ETT es útil para identificar la presencia de insuficiencia aórtica protésica tanto paravalvular como intravalvular. La sombra acústica, tan problemática en la prótesis mitral, es un inconveniente menor para la insuficiencia protésica aórtica (Figura 4). Las vistas óptimas para la detección de los jets de regurgitación incluyen el eje largo y corto paraesternal, el eje largo apical, y la vista de 5 cámaras. Vistas fuera de eje pueden ser de ayuda en la localización de los jets de regurgitación y

determinación de su origen. En la vista paraesternal de eje corto, el examen con doppler color del anillo de sutura puede ser capaz de localizar y definir la extensión de una fuga perivalvular. Sin embargo, en esta vista, la sombra acústica puede ocultar jets en la región del seno no coronario.

2. Evaluación doppler de la severidad de IAo protésica. Pocos estudios han intentado cuantificar la severidad de la IAo protésica.¹²⁷ Rallidis et al¹²⁷ clasificaron la IAo leve como un jet turbulento estrecho, con una relación diámetro del chorro/diámetro del TSVI <25%. Jets más amplios fueron clasificados como moderados o grave, en función de otros criterios, tales como el tiempo de hemipresión o la presencia de inversión del flujo holodiastólico en aorta descendente.¹²⁷ El enfoque integrador recomendado para la regurgitación de la válvula aórtica nativa debe aplicarse también a la protésica, con importantes advertencias y modificaciones¹⁶ (Tabla 6), como se indica a continuación.

Tabla 6 Parámetros para evaluar la severidad de la regurgitación valvular protésica aortica

Parámetro	Leve	Moderado	Severo
Estructura y motilidad de la valvula mecanica o biologica	Usualmente normal	Anormal*	Anormal*
Parámetros estructurales			
Tamaño del VI	Normal**	Normal o leve dilatacion	Dilatado
Parámetros Doppler (cualitativos o semicuantitativos)			
Ancho del jet en chorros centrales (% diametro del TSVI): color***	Estrecho (≤25%)	Intermedio (26-64%)	Grande (≥65%)
Densidad del jet: doppler CW	Incompleto o debil	Denso	Denso
Velocidad desaceleracion del jet (THP, ms): doppler CW****	Lento (>500)	Variable (200-500)	Rapido (<200)
Flujo del TSVI vs flujo pulmonar: doppler PW	Ligero aumento	Intermedio	Gran aumento
Flujo diastolico reverso en aorta descendente: doppler PW	Ausente o protodiastolico	Intermedio	Prominente, holodiastolico
Parámetros doppler (cuantitativos)			
Volumen regurgitante (ml/lat)	<30	30-59	>60
Fraccion regurgitante (%)	<30	30-50	>50

THP, tiempo de hemipresión; TSVI tracto de salida del ventriculo izquierdo

* Valvula mecanica anormal, por ejemplo, oclisor inmovil (regurgitacion valvular), dehiscencia o balanceo (regurgitacion paravalvular); valvula biologica anormal, por ejemplo, engrosamiento valvar o prolapso (valvular), dehiscencia o balanceo (regurgitacion paravalvular).

** Aplica para cronocidad, insuficiencia aortica postoperatoria tardia en ausencia de otras etiologias.

*** Parámetros aplicables a jets centrales y menos preciso en chorros excéntricos; límite de Nyquist de 50 a 60 cm/seg.

**** Influenciado por la compliance del VI.

a. Doppler color. Con doppler color, una evaluación de los componentes del jet color de IAo (flujo de convergencia, vena contracta, y extensión en el TSVI y ventrículo izquierdo), su origen, y dirección son necesario para una evaluación precisa. Jets “fisiológicos” normales por lo general tienen una dinámica reducida, como lo demuestra un jet color homogéneo de pequeña extensión. La relación del diámetro del chorro/diámetro TSVI en la imagen paraesternal eje largo y relación del área del chorro/área TSVI en la imagen paraesternal de eje corto del TSVI justo debajo de la prótesis, como parámetros de severidad de IAo, se aplican mejor en los chorros centrales. En ciertos casos, la sombra acústica directamente debajo de la válvula puede obstaculizar la medición precisa del ancho del chorro en el TSVI. Como los jets de IAo a menudo pueden ser excéntricos, la mediación del ancho del jet perpendicular al TSVI lo cortará oblicuamente con el consiguiente riesgo de sobreestimación (Figura 11). Por último, y similar a la IAo nativa, el ingreso del chorro en el TSVI puede conducir a una rápida ampliación del jet justo después de la vena contracta y por lo tanto sobreestimar la gravedad de la lesión. Por el contrario, chorros de IAo significativos pueden ser tan excéntrico como para incidir en la pared del TSVI o válvula anterior mitral y ser menos impresionante en el doppler color. En estos casos, la integración de la evaluación de otros parámetros doppler es necesaria.

En contraste a las válvulas nativas, el ancho de la vena contracta, como parámetro de gravedad de IAo, puede ser difícil de medir con precisión en el eje largo en presencia de una prótesis. Una imagen cuidadosa del cuello del jet

en una vista de eje corto, a nivel del anillo de sutura de la prótesis, permite la determinación de la extensión circunferencial de la regurgitación en el caso de una insuficiencia paravalvular como una medida semicuantitativa de severidad. Como una guía aproximada, <10% del anillo de sutura sugiere grado leve, 10 a 20% grado moderado, y >20% grado severo. El balanceo de la prótesis se asocia generalmente con una dehiscencia >40%.¹²

b. Señal doppler. Los métodos semicuantitativos y cuantitativos que no están influenciados por la presencia de una prótesis deberían utilizarse en la evaluación de la gravedad de la IAo. El tiempo de hemipresión es útil cuando el valor es <200 ms, lo que sugiere una regurgitación severa, o >500 ms, en consonancia con una regurgitación leve. Sin embargo, rangos intermedios de tiempo de hemipresión (200-500 ms) pueden reflejar otras variables hemodinámicas como la compliance del VI y son menos específicos.¹⁶ La presencia de flujo reverso holodiastólico en aorta torácica descendente es indicativo de IAo al menos de grado moderado; una IAo severa se sospecha cuando el VTI del flujo reverso se aproxima al del flujo anterogrado (Figura 11). El flujo reverso holodiastólico en aorta abdominal generalmente indica IAo severa. El volumen regurgitante puede calcularse como la diferencia entre el volumen sistólico en el TSVI (o volumen sistólico total del VI derivado del 2D) y el flujo transmitral o pulmonar. Los puntos de corte para severidad son similares a los de IAo de válvulas nativas.¹⁶ Se debe tener experiencia en la medición del flujo integral en el TSVI. Cuando el volumen de muestreo se coloca demasiado cerca de la válvula protésica, la aceleración proximal puede llevar a una sobreestimación de la velocidad y por ende del volumen regurgitante.

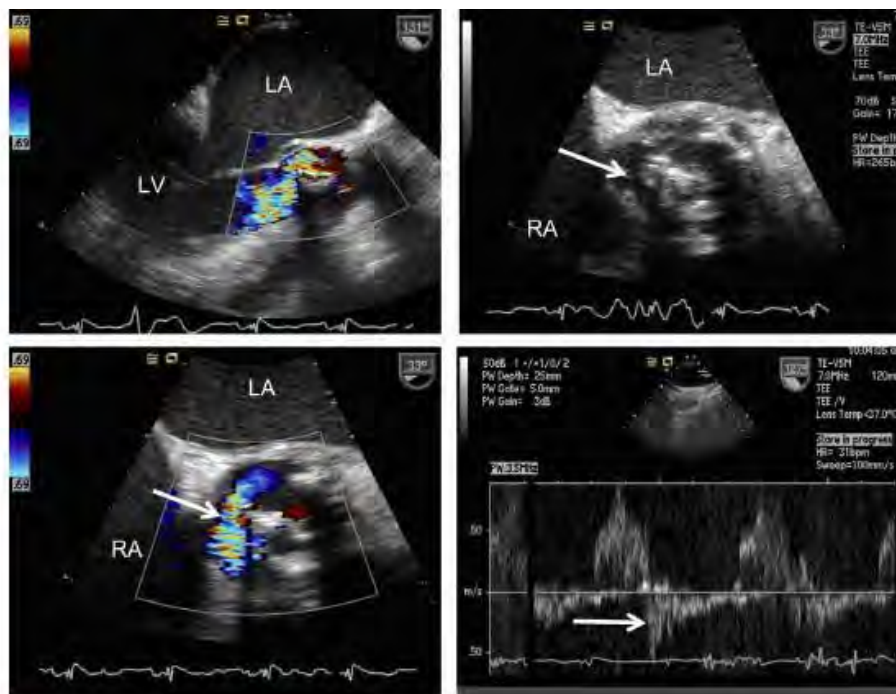



Figura 11 Imagen transesofágica de un paciente con insuficiencia aortica significativa mostrando (flecha) la extension de la dehiscencia y regurgitacion en seccion transversal y flujo diastolico reverso en aorta descendente. Flujo de convergencia en raiz aortica, vena contracta, y jet excéntrico dirigido anteriormente en el tracto de salida del VI (TSVI) hacia el septum, se muestran. Debido al jet excéntrico, la medición del ancho del jet con el diametro del TSVI no es aconsejable en este caso. Ver videos 11 y 12.  Ver videos online.

Aunque se espera una sobrecarga de volumen del lado izquierdo en presencia de IAo hemodinámicamente significativa, las dimensiones del VI pueden reflejar el estado preoperatorio, especialmente en casos de regurgitación protésica temprana postoperatoria. Sin embargo, si los volúmenes del VI no disminuyen luego del reemplazo valvular por IAo, una fuga hemodinámicamente significativa se debe sospechar entre otros factores.

3. Rol del ETE en IAo protésica. El papel del ETE en IAo protésica es identificar mejor su sitio en estudios de ecocardiografía transtorácica técnicamente dificultosos (valvular vs paravalvular) y establecer el mecanismo de la regurgitación y complicaciones asociadas, como la endocarditis, formación de abscesos, masas, o trombos que interfieren con el funcionamiento del disco.¹²⁸ Fugas paravalvulares en la región posterior no visibles en las imágenes de superficie pueden resultar evidentes, y puede ser posible mapear la extensión completa de la dehiscencia que conduce a la regurgitación.^{8,71} La vista de eje largo es útil para medir el ancho del chorro y la relación del ancho del jet con el ancho del TSVI para la evaluación de la gravedad. El ETE puede tener limitación en la evaluación de IAo protésica en el nivel medioesofágico debido a la sombra acústica anterior. Es importante destacar que la presencia de una prótesis mitral concomitante causará sombra acústica significativa y dificultará la visión del TSVI.^{129,130} En tales casos es fundamental evaluar la prótesis desde la posición transgástrica.

4. Enfoque integrador para la evaluación de IAo protésica. Evaluar la gravedad de la IAo es en general más difícil que en las válvulas nativas, debido a la alta prevalencia de regurgitación paravalvular y jets excéntricos. El proceso de clasificación de IAo debe ser global e integrador, utilizando una combinación de parámetros cualitativos y semicuantitativos que se muestran en la Tabla 6. Si la IAo se determina definitivamente como leve o menor usando estos parámetros, no se requieren de más mediciones. Si estos parámetros indican que la IAo es más que leve y la calidad de los datos permite la cuantificación, es deseable medir cuantitativamente el grado de IAo, incluyendo el volumen y fracción regurgitante. Cuando diferentes parámetros son concordantes, fácilmente se estratifica el grado de IAo. Cuando los parámetros son contradictorios, hay que mirar cuidadosamente las cuestiones técnicas y fisiológicas que puedan explicar estas discrepancias y confiar en los componentes que tienen mejor calidad y precisión, teniendo en cuenta la presencia de una válvula protésica y la condición clínica de base. El ETT puede ser adecuado para obtener la mayoría de la información cualitativa y cuantitativa necesarias para evaluar la gravedad de IAo. El ETE complementa el enfoque transtorácico en estudios técnicamente dificultosos, en el mapeo de la extensión de la afectación anular, en la evaluación de la etiología de la IAo y complicaciones asociadas.¹³¹

IV. EVALUACION DE VALVULA PROTESICA MITRAL

A. Función de válvula protésica mitral y estenosis

1. Consideraciones de la imagen. Tras la disponibilidad de varias ventanas en el ETT, con el registro de la velocidad del chorro a través de la válvula mitral

protésica es fácilmente factible valorar la función de la válvula protésica. Sin embargo, una consideración importante en la evaluación de la función protésica mitral mediante ecocardiografía es el efecto de sombra acústica por el dispositivo en la evaluación de la IM¹³² (Figura 4). Este problema es peor con las válvulas mecánicas que con las biológicas. Con ETT, la función del VI se evalúa fácilmente, pero la aurícula izquierda y el examen doppler son a menudo interferidos por la sombra acústica. En contraste, el ETE proporciona una excelente visualización de la aurícula izquierda e IM, pero la sombra acústica limita la visualización del ventrículo izquierdo (Figura 12). Por lo tanto, una evaluación completa de la función de la prótesis valvular mitral a menudo requiere tanto de imágenes transtorácicas como transesofágicas cuando existe sospecha clínica o por ETT de disfunción valvular.

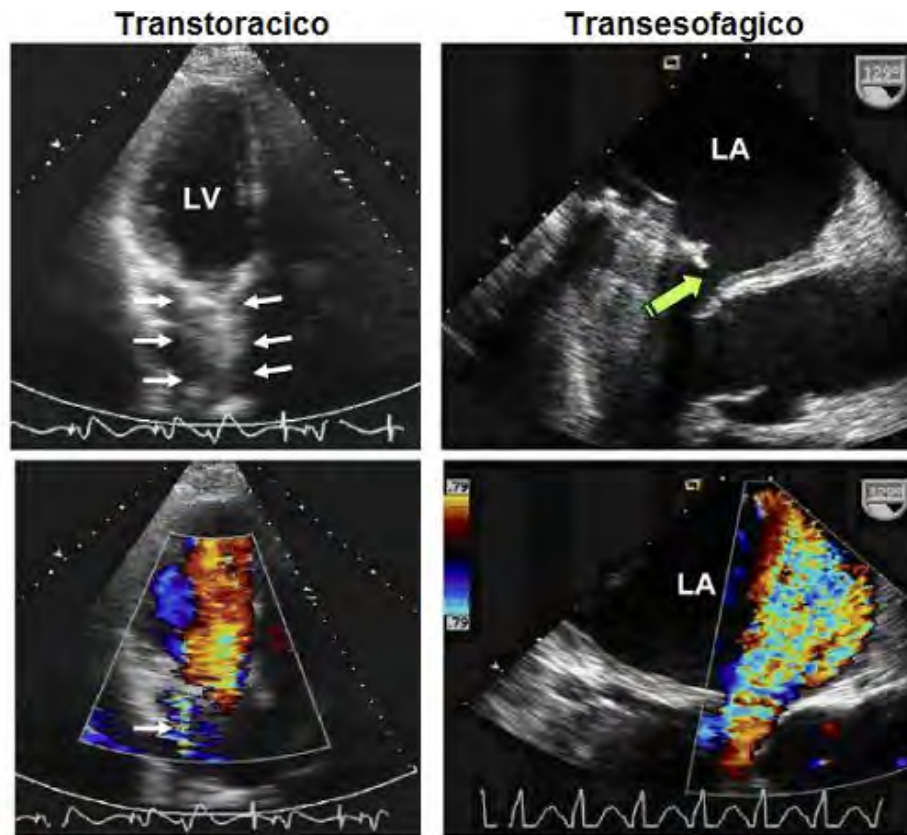
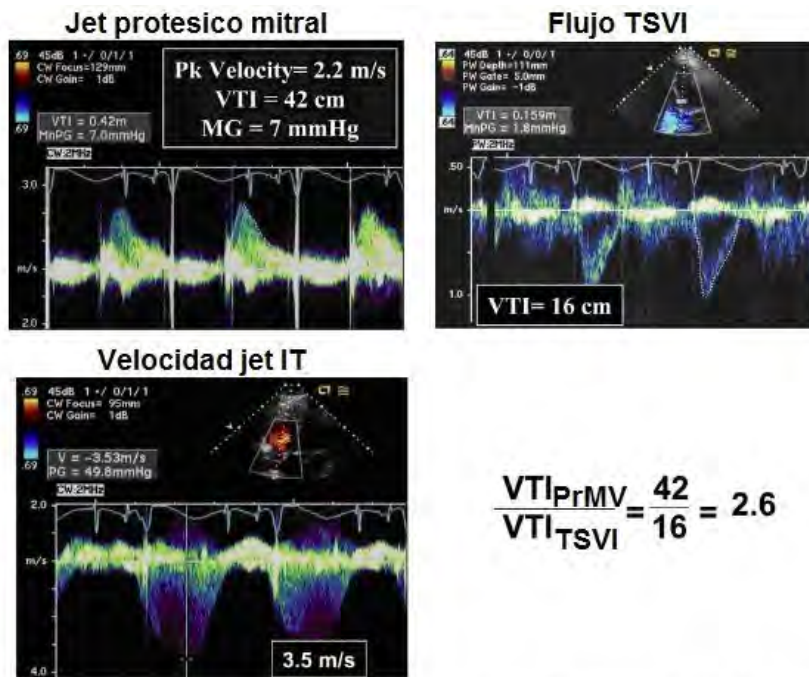


Figura 12 Imagen doppler y ecocardiografica transtoracica versus transesofagica en un paciente con insuficiencia mitral paravaivular severa. La sombra por ETT sobre auricula izquierda (flechas) ocultan significativamente el jet regurgitante por doppler color (flecha unica blanca). La extension de la dehiscencia valvular se muestra con la flecha verde en ETE asi como la severidad de la regurgitacion por doppler color. Ver videos 13 a 14. [EM](#) Ver videos online.

a. Vista paraesternal. En la vista paraesternal de eje largo, la prótesis mitral puede ocultar partes de la aurícula izquierda y su pared posterior.¹³² Esto puede impedir la detección de pequeños grados de IM o hacer que sea difícil determinar el origen preciso o la vena contracta de un chorro de IM (Figura 4). La vista paraesternal de eje largo permite la visualización del tracto de salida del VI, el que puede verse afectado por el alto perfil de la prótesis. Esto puede conducir a turbulencias en el TSVI y en ocasiones a un significativo gradiente en el mismo sector. La vista paraesternal de eje corto a nivel de la prótesis permite la visualización de la excursión de las valvas y anillo de sutura de una

bioprótesis mitral. Se puede determinar la extensión circunferencial de una fuga paraprotésica por doppler color. Para válvulas mecánicas, la vista de eje corto está limitada por la sombra acústica de la cara posterior del anillo de sutura de la válvula.

b. Vista apical. La vista apical permite la visualización de la excursión de las valvas tanto para prótesis valvulares biológicas como mecánicas. Muratori et al¹³³ mostraron una alta concordancia entre las mediciones de la excursión de las valvas por ecocardiografía (85% en el ETT y 100% en ETE) y cinefluoroscopia para prótesis en posición mitral. Desde la vista apical se pueden detectar trombos o pannus, que podrían limitar la excursión de las valvas. Las vegetaciones se pueden ver pero a menudo se encuentran enmascaradas por sombra acústica, que también limita la evaluación de la IM desde la ventana apical.¹³² A pesar de este problema, las fugas paravalvulares pueden verse debido a que su origen está por fuera del anillo de sutura, y la regurgitación significativa a menudo se sospecha por la presencia de convergencia de flujo proximal en el lado ventricular de la prótesis.¹³⁴ La vista apical casi siempre permite una correcta alineación del doppler con el flujo anterogrado a través del orificio de la prótesis. Esto proporciona información importante acerca de la función de la prótesis valvular, tales como la velocidad pico, gradiente de presión máximo y medio, y la comparación del VTI transmitral con el TSVI y su relación (Figura 13). En algunas válvulas normales u obstruidas, el chorro de entrada puede ser muy excéntrico de manera tal que la mejor alineación del flujo puede obtenerse desde un enfoque paraesternal o lateral. El doppler color es muy útil en la evaluación de la dirección del flujo en el ventrículo izquierdo, permitiendo así la optimización de la señal doppler de la velocidad del jet.



$$\frac{VTI_{PrMV}}{VTI_{TSVI}} = \frac{42}{16} = 2.6$$

Figura 13 Indicios por ecocardiografía doppler transtoracico para insuficiencia mitral protesica significativa. Estas imagenes son las del mismo paciente de la figura 12. Velocidad maxima precoz, VTI del jet, y gradiente medio son mas elevados de lo normal. En presencia de funcion ventricular conservada, el VTI en el tracto de salida del VI (TSVI) esta disminuido con el consiguiente aumento del indice de velocidad doppler (IVD). La velocidad del jet de insuficiencia tricuspidea (IT) señala hipertension pulmonar.

2. Parámetros doppler de función de la válvula mitral protésica. Un examen completo debe incluir la velocidad pico temprana, estimación del gradiente medio de presión, frecuencia cardíaca, tiempo de hemipresión, y determinar si la regurgitación esta presente o se sospecha. El IVD y/o AEO se puede determinar, según sea necesario, para un mayor refinamiento. Otra evaluación debe incluir la determinación del tamaño y función del VI y VD, tamaño de la AI si es posible, y la estimación de la presión sistólica de la arteria pulmonar (Tabla 7).

Tabla 7 Parámetros ecocardiograficos y doppler en la evaluacion de la funcion valvular protesica mitral (estenosis o regurgitacion)

Ecocardiografia doppler de la valvula	Velocidad maxima precoz, gradiente medio, frecuencia cardiaca al momento del doppler, tiempo de hemipresion, IVD*: VTI prmv/VTI tsvi, AEO,** presencia, localizacion y severidad de la regurgitacion**
Otros parametros ecocardiograficos y doppler relevantes	Funcion y tamaño del ventriculo izquierdo y derecho, tamaño de auricula izquierda***, estimacion de la presion arterial pulmonar

prmv, valvula protesica mitral; tsvi, tracto de salida de ventriculo izquierdo; AEO, area efectiva del orificio

* Estos indices se utilizan cuando se necesita mas informacion sobre la funcion valvular. AEO se obtiene mediante formula de continuidad.

** A menudo se necesita evaluacion por ecocardiografia transesofagica debido a sombra acustica.

*** Puede ser dificultoso en presencia de reverberaciones o sombras provenientes de la valvula.

a. Velocidad pico precoz mitral. La velocidad pico E es fácil de medir y proporciona una aproximación global de la disfunción de la válvula protésica.¹³⁵ La velocidad máxima puede elevarse en estados hiperdinámicos, taquicardia, tamaño reducido de la válvula, estenosis o regurgitación. La taquicardia ejerce un efecto importante en la medición de la velocidad y gradiente en la posición mitral debido al acortamiento del período de llenado diastólico. Además, los perfiles de flujo no homogéneo a través de las prótesis de jaula bola y bivalva pueden conducir a mediciones de velocidad doppler desproporcionadamente elevadas respecto del gradiente real medido.^{18,136,137} Para un funcionamiento normal de una bioprótesis mitral, la velocidad pico oscila en un rango entre 1 a 2,7 m/s.^{138,139} En la normofunción de una prótesis mecánica bidisco, la velocidad pico es generalmente <1,9 m/s, pero puede ser de hasta 2,4 m/s.^{135,139,140} Como regla general, sin embargo, una velocidad pico <1,9 m/s es probable que sea normal en la mayoría de los pacientes con válvulas mecánicas a menos que exista una función del VI marcadamente deprimida. Si la velocidad máxima es $\geq 1,9$ m/s en una prótesis mecánica, se debe considerar que la válvula funciona normalmente con alta velocidad versus disfunción de la prótesis (estenosis o regurgitación).^{135,139,140} Este corte puede ser ligeramente superior en algunas válvulas biológicas. Si la excursión de las valvas se ve que es normal, no hay vegetación o trombos, y no existe IM, lo más probable es que sea normofuncionante. Debido a que la IM también aumenta la velocidad del flujo transmitral, los pacientes con velocidad pico E elevada pueden requerir ETE para excluir una IM significativa.

b. Gradiente medio. El gradiente medio es también útil en la evaluación de la función de la válvula mitral protésica y normalmente es <5 a 6 mmHg.^{55,141} Sin embargo, valores de hasta 10 y 12 mmHg se han reportado en prótesis bivalvas Starr-Edwards y St Jude respectivamente, que funcionan con

normalidad,^{140,142} destacando la necesidad de comparar los valores de serie en el mismo paciente con el tiempo. Elevados gradientes medios pueden deberse a estados hiperdinámicos, taquicardia o MPP, regurgitación, o estenosis. El gradiente medio es afectado significativamente por la frecuencia cardiaca, por lo que la misma a la que se mide el gradiente medio siempre debe ser informada.

c. Tiempo de hemipresion. La velocidad del flujo de sangre a través de la válvula mitral está dominada por el área del orificio mitral en presencia de estenosis moderada o severa. Sin embargo, cuando la estenosis mitral solo es leve o existe una válvula que funciona normalmente, la velocidad del flujo depende también de la compliance auricular y ventricular, relajación ventricular, y la diferencia de presión al comienzo de la diástole. Por lo tanto, un gran aumento del tiempo de hemipresión en relación a estudios anteriores o una única medición marcadamente prolongada (>200 ms) puede ser un indicio de la presencia de obstrucción de la válvula protésica, debido a que el THP rara vez supera los 130 ms en una prótesis mitral normofuncionante^{135,140} (Figura 14). Sin embargo, cambios menores en el THP se producen como resultado de factores extra protésicos, incluyendo condiciones de carga, drogas o insuficiencia aórtica. El THP no deberá ser obtenido en ritmos de taquicardia o bloqueo auriculoventricular de primer grado cuando se fusionan las velocidades E y A o cuando el tiempo de llenado diastólico es corto.

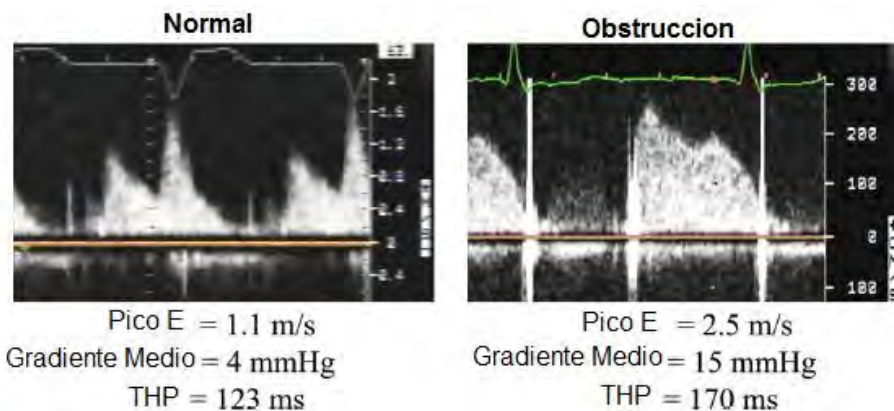


Figura 14 Patrones de velocidad doppler observados en una valvula protésica normal y una obstruida en posicion mitral. La velocidad y gradientes estan elevados asi como el tiempo de hemipresion (THP) en la valvula obstruida.

d. AEO. El cálculo del AEO desde el tiempo de hemipresion, tal como se aplica tradicionalmente en la estenosis mitral nativa, no es válido en las prótesis valvulares, debido a la dependencia con la compliance de AI y VI y la presión inicial en AI.^{34,55} Por lo tanto, el cálculo del AEO por ecuación de continuidad se prefiere por sobre el THP en prótesis mitral. En las válvulas bidisco, el orificio central más pequeño tiene una velocidad mayor que los orificios mas grandes externos, que pueden conducir a una subestimación del AEO por la ecuación de continuidad.⁵⁵ Por lo tanto, la exactitud del AEO por ecuación de continuidad puede ser mejor para válvulas biológicas y válvulas mecánicas monodisco. El AEO se obtiene del volumen sistólico a través de la prótesis dividido por el VTI de la velocidad del chorro mitral:

$$AEO_{PrMV} = \text{Volumen sistolico} / VTI_{PrMV}$$

El volumen sistólico a través de la válvula mitral se equipara con el del TSVI cuando no hay IM o IAo significativa. Información sobre el AEO y AEO indexado por la superficie corporal está disponible para varios tipos de prótesis en posición mitral.^{55, 142-144} El uso del área efectiva se suele reservar para los casos de discrepancia entre la información obtenida de los gradientes y el THP. Aunque el cálculo del AEO para prótesis mitrales se utiliza con menos frecuencia, es muy recomendable tener en cuenta que el VTI de la válvula protésica, es mucho menos dependiente de la frecuencia cardíaca en comparación con el gradiente medio. El VTI del chorro mitral protésico es particularmente útil en estados de taquicardia y bradicardia en donde los gradientes pueden ser engañosos (alto y bajo, respectivamente), y un cálculo del AEO se obtiene fácilmente con el uso de VTI_{PrMV} y una estimación del volumen sistólico (por ecocardiografía o doppler).

e. IVD. Fernandes y col¹³⁵ propuso el uso de la relación entre los VTI de la prótesis mitral y el TSVI (VTI_{PrMV}/VTI_{TSVI}) como índice de función de la válvula mitral protésica mecánica. Este IVD es lo inverso al propuesto para válvulas aórticas protésicas (Figura 13). El concepto es importante ya que pueden producirse velocidades transmitrales elevadas en el contexto de estenosis de la válvula protésica, regurgitación, o estados de alto gasto. En estados de alto gasto, la relación no cambia, ya que el aumento de la velocidad se produce tanto a nivel de la válvula como del TSVI. Sin embargo, la relación VTI_{PrMV}/VTI_{TSVI} estaría elevada tanto en estenosis (aumento de la velocidad a través de la válvula) como regurgitación (aumento de la velocidad a través de la válvula y disminución de la velocidad en el TSVI). En válvulas mecánicas, un $VTI_{PrMV}/VTI_{TSVI} < 2,2$ con frecuencia es normal.¹³⁵ Valores más altos deben llevar a considerar disfunción de la válvula protésica. Recientemente, los valores de esta relación se han reportado para un gran número de pacientes con bioprótesis Carpentier-Edwards Duraflex (Edwards Lifesciences) y parece ser algo mayor que el de las válvulas mecánicas normales.¹⁴⁴ Como la fibrilación auricular es frecuente en pacientes con válvula mitral protésica, conseguir ciclos cardíacos similares es fundamental para calcular tanto el AEO como la relación VTI_{PrMV}/VTI_{TSVI} , debido a que ambos parámetros derivan de diferentes ciclos cardíacos. El intervalo R-R precedente a la velocidad de TSVI debe coincidir con el intervalo R-R de la velocidad del flujo de entrada mitral.

3. Diagnostico de estenosis de válvula protésica mitral. La obstrucción significativa de la válvula puede ser evidente debido a engrosamiento de las cúspides o movilidad reducida. El fallo del mapa de color para llenar el orificio en todas las vistas es útil si es difícil visualizar el oclisor. La primera impresión será corroborada por la elevación de la velocidad pico E y el gradiente medio, prolongación del THP, y/o elevación de la relación VTI_{PrMV}/VTI_{TSVI} . La Tabla 8 enumera los distintos parámetros doppler que son útiles en la evaluación de la función de la válvula mitral protésica, sobre la base de datos disponibles en la literatura y el consenso de los miembros del grupo de trabajo. Los puntos de corte probablemente son diferentes para válvulas biológicas (Apéndice B). Cuando todos los parámetros son normales, la probabilidad de disfunción valvular es muy baja (0% de estenosis, 2% de regurgitación).¹³⁵ Si la mayoría

de los parámetros son anormales, el valor predictivo para disfunción valvular es 100%. Un aumento del THP (o disminución del AEO) en presencia de otros parámetros anormales de velocidad y gradiente elevados son más indicativos para estenosis de la válvula que para regurgitación.¹³⁵ Cuando las medidas doppler cuantitativas son de significado incierto o un tanto discordante, se debe determinar si los valores anormales reflejan una verdadera disfunción valvular protésica o se encuentran alterados a pesar de la normofunción valvular debido a situaciones tales como estado de alto gasto, taquicardia, o MPP. Por lo tanto, el conocimiento del tamaño de la válvula implantada y sus parámetros doppler basales o ETE anterior para comparar es muy importante. También es importante examinar la anatomía de las valvas y su excursión, vegetaciones, pannus, o trombos, así como observar balanceo o dehiscencia del anillo de sutura o un espacio libre de eco adyacente al anillo consistente con seudoaneurisma o absceso.^{145,147} El ETE debe ser considerado debido a su excelente visualización de la estructura y función de la válvula protésica mitral de todos los tipos para hacer el diagnóstico de obstrucción cuando este es incierto después del ETT y en todos los casos para diferenciar las posibles causas de obstrucción, especialmente si se contempla la trombolisis.⁸⁶

Tabla 8 Parámetros doppler de función de prótesis valvular mitral

	Normal *	Posible estenosis [#]	Sugieren estenosis significativa * [#]
Velocidad pico (m/s)& [‡]	<1,9	1,9-2,5	≥2,5
Gradiente medio (mmHg)& [‡]	≤5	6-10	>10
VTI prvm/VTI tsvi & [‡]	<2,2	2,2-2,5	>2,5
AEO (cm ²)	≥2	1-2	<1
THP (ms)	<130	130-200	>200

prvm; prótesis válvula mitral, tsvi; tracto salida del VI, THP; tiempo de hemipresión

* Mayor especificidad para normalidad o anomalía se ve si la mayoría de los parámetros de la lista son normales o anormales, respectivamente.

Los valores de los parámetros deben llevar a una evaluación más cercana de la función valvular y/o de otras consideraciones tales como aumento del flujo, incremento del ritmo cardíaco, o MPP.

& Valores de corte ligeramente más altos a los que se muestran se pueden ver en algunas válvulas biológicas.

‡ Estos parámetros también son anormales en presencia de insuficiencia mitral protésica significativa.

B. Regurgitación de la válvula protésica mitral.

1. Consideraciones de la imagen. Teniendo en cuenta que la detección directa de IM protésica a menudo no es posible con técnicas doppler transtorácica, particularmente en las válvulas mecánicas, uno debe confiar en las señales indirectas que sugieren IM significativa en base al ETT (Tabla 9). Estas incluyen un VI hiperdinámico con bajo gasto sistémico, velocidad E mitral elevada, relación elevada VTI_{prMv}/VTI_{tsvi} , un jet de regurgitación con doppler CW denso con velocidad máxima sistólica temprana, una gran zona de convergencia de flujo sistólico hacia la prótesis visto en el VI, o un aumento de la presión arterial pulmonar en comparación con un estudio anterior¹⁴⁸ (Figura 13). El THP a menudo es normal en IM protésica a menos que exista una estenosis concomitante.^{135,148} De los resultados de esta lista, los más precisos son aquellos que reflejan un aumento en el flujo a través de la prótesis (pico de velocidad temprano $\geq 1,9$ m/s en válvulas mecánicas, gradiente medio ≥ 6

mmHg), particularmente cuando el alto flujo no es proporcional al flujo sistémico expulsado ($VTI_{PrMv}/VTI_{TSVI} > 2,2$).^{135,148} La presencia de cualquiera de estos hallazgos en un paciente con síntomas clínicos apropiados representa una indicación clara para ETE.

Tabla 9 Hallazgos por ecocardiografía transtorácica sugestivos de insuficiencia mitral protésica significativa en válvulas mecánicas con tiempo de hemipresión normal

Hallazgos	Sensibilidad	Especificidad	Comentarios
Velocidad pico mitral $\geq 1,9$ m/s*	90%	89%	Considerar también alto flujo, MPP
$VTI_{PrMv} / VTI_{tsvi} \geq 2,5^*$	89%	91%	Los errores aumentan en FA por dificultad en adecuación de los ciclos, también considerar MPP
Gradiente medio ≥ 5 mmHg*	90%	70%	En FC fisiológica, considerar también alto flujo y MPP
Velocidad máxima jet de IT > 3 m/s*	80%	71%	Considerar HTP residual posoperatoria u otras causas
Volumen sistólico del VI calculado por 2D o 3D es $> 30\%$ más alto que el volumen sistólico sistémico por doppler	Moderada	Específico	Carece de validación, IM significativa es sospechada cuando la función del VI es normal o hiperdinámica y el VTI_{tsvi} es menor a 16 cm
Flujo de convergencia sistólico visto en el VI hacia la prótesis	Baja	Específico	Carece de validación, técnicamente difícil de detectar

MPP, mismatch prótesis paciente; FC, frecuencia cardíaca; HTP, hipertensión pulmonar; IM, insuficiencia mitral; prvm, prótesis válvula mitral

*Datos de Olmos et al 148. Cuando tanto la velocidad máxima y la relación VTI están elevados con un tiempo de hemipresión normal, la especificidad es cercana al 100%.

2. Rol del ETE. El ETE es altamente sensible y específico para la detección de IM protésica y evaluar su mecanismo.^{149,151} Sin embargo, la evaluación de la severidad todavía se logra mejor mediante la combinación de ETE con ETT. La sensibilidad del ETE es elevada, de manera que la IM trivial incorporada debe ser diferenciada de la IM patológica. Las fugas paravalvulares en el doppler color tienen la apariencia típica de un chorro que pasa desde el ventrículo izquierdo hacia la aurícula izquierda por fuera del anillo quirúrgico y con frecuencia se proyecta dentro de la aurícula con una dirección excéntrica (Figura 12). Debido a que la regurgitación puede estar presente en cualquier lugar de la circunferencia del anillo, es esencial que la válvula sea inspeccionada desde múltiples planos. También es crucial para mostrar el origen del chorro a medida que pasa a través del área de dehiscencia, el flujo de convergencia y la vena contracta. En pacientes con endocarditis de válvula protésica, un absceso perivalvular puede crear una fístula entre el ventrículo y la aurícula izquierda que funciona como una fuga paraprotésica. Además del interrogatorio del chorro por doppler CW, el ETE permite una mejor visualización del flujo venoso pulmonar para la evaluación de la severidad de la IM. El flujo sistólico reverso es específico para IM severa,¹⁶ siempre que el jet de IM no se dirija hacia la vena interrogada.

3. Evaluación de la severidad de la IM protésica. La evaluación de la gravedad de la IM protésica puede ser difícil a veces, debido a la falta de un único parámetro cuantitativo que pueda aplicarse consistentemente en todos los pacientes. El único método que se podría aplicar para calcular el volumen regurgitante consiste en obtener el volumen sistólico total del VI mediante ecocardiografía 2D y restando de ello el volumen sistólico a través del TSVI (o tracto de salida del VD). Sin embargo, este método se basa en una determinación precisa de los volúmenes del VI por ecocardiografía 2D, y hasta la fecha, esto no ha sido correctamente validado. La ecocardiografía tridimensional puede facilitar este enfoque.¹⁵² En consecuencia, la mejor metodología en este momento es la integración de los hallazgos del ETT y ETE que en conjunto sugieren una severidad determinada de regurgitación (Tabla 10).

Tabla 10 Criterios de severidad ecocardiografico y doppler para IM protesica usando los resultados del ETT y ETE

Parametros	Leve	Moderado	Severo
Estructurales			
Tamaño del VI	Normal*	Normal o dilatado	Usualmente dilatado#
Valvula protesica§	Usualmente normal	Anormal¶	Anormal¶
Doppler			
Area jet flujo color§§	Pequeño, jet central (usualmente <4 cm ² o <20% del area AI)	Variable	Grande, jet central (usualmente >8 cm ² o >40 % del area AI) o tamaño variable en jet que incide en pared y remolinea en AI
Flujo de convergencia**	Ausente o minimo	Intermedio	Grande
Densidad del jet: doppler CW§	Incompleto o debil	Denso	Denso
Contorno del jet: doppler CW§	Parabolico	Parabolico	Pico precoz, triangular
Flujo sistolico venoso pulmonar§	Dominante¶¶	Reducido¶¶	Invertido¶
Cuantitativos 			
Ancho vena contracta (cm)§	<0,3	0,3-0,59	≥0,6
VR (ml/latido)	<30	30-59	≥60
FR (%)	<30	30-49	≥50
AORE (cm ²)	<0,2	0,2-0,49	≥0,5

VI, ventriculo izquierdo; IM, insuficiencia mitral; VR, volumen regurgitante; FR, fracción regurgitante; EROA, area del orificio regurgitante efectiva; AI, auricula izquierda

* Tamaño del VI se aplica solo a lesiones crónicas. # En ausencia de otras etiologías de agrandamiento del VI o IM aguda. § Parametros que pueden ser mejor evaluados u obtenidos por ETE, especialmente en protesis mecanicas. ¶ Valvulas mecanicas anormales, por ejemplo, oclisor inmóvil (regurgitación valvular), dehiscencia o balanceo (regurgitación paravalvular); valvulas biologicas anormales, por ejemplo, valva engrosada o prolapso (valvular), dehiscencia o balanceo (regurgitación paravalvular). § Con limite de Nyquist entre 50 y 60 cm/s. ** Se define flujo de convergencia mínimo y grande como un radio del flujo de convergencia <0,4 y ≥0,9 cm para jets centrales, respectivamente, con un limite de Nyquist de 40 cm/s de base; puntos de corte para jet excentricos pueden ser mayores. ¶ Sin otras razones para reduccion sistolica (como fibrilación auricular o elevada presión en AI). § Estos parametros cuantitativos estan menos validados que para IM nativa. ¶ Inversion del flujo sistolico venoso pulmonar es especifico pero no sensible para IM severa.

Una fracción de eyección del VI bien conservada >60% con tamaño normal o agrandamiento del ventrículo izquierdo, junto con una reducción relativa del volumen sistólico en TSVI o VD, debe plantear la posibilidad de que la IM es significativa. El ETE es a menudo necesario para completar la evaluación de la severidad de la IM protésica y complementar los hallazgos de la ecocardiografía transtorácica. Diferenciar una IM protésica leve de moderada o severa suele ser posible con los hallazgos que se mencionan mas adelante. Por el contrario, es más difícil discriminar una IM moderada de severa. Al igual que en la IM nativa, el área del flujo regurgitante refleja la severidad de la IM cuando los chorros son de origen central, como se ve en la degeneración de la válvula biológica, y funciona mejor en los extremos (es decir, leve versus severo). Un jet pequeño y fino (área del jet <4 cm²) en la aurícula izquierda suele reflejar IM leve, mientras que un jet grande y ancho (≥ 8 cm²) expresa una lesión moderada o severa.¹⁵³ El ancho máximo de la vena contracta es el índice que mejor se relaciona con la evaluación angiográfica de la IM protésica, sobre todo en la regurgitación paravalvular; fugas leves, moderadas y grandes se han definido como un ancho de 1 a 2, 3 a 6, y ≥ 6 mm, respectivamente.¹⁵⁴ En un estudio que incluyó a 96 pacientes consecutivos, 80% de los que tenían regurgitación pequeña (1-2 mm) eran asintomáticos, mientras que el 62% de aquellos con grandes fugas se encontraban en clase III o IV de la New York Heart Association.¹⁵⁵ Como en la IM nativa, el comportamiento del chorro en la aurícula izquierda, en particular remolinos significativo dentro de la misma, es específico para IM significativa, así como la presencia de flujo reverso sistólico en una o más venas pulmonares. Del mismo modo, el radio del flujo de convergencia proximal se puede utilizar en combinación con registros de la velocidad de la IM por doppler CW para estimar el área del orificio regurgitante efectivo. Sin embargo, debido a la naturaleza excéntrica de muchas de estas lesiones, el área efectiva del orificio regurgitante a menudo se sobreestima; por lo tanto, el punto de corte utilizado para detectar IM severa es ≥ 0,5 cm².¹⁵⁴ Se necesitan más estudios para fundamentar aún más estas observaciones.

Cuanto más concordantes son los parámetros para normalidad o anormalidad, más segura es la evaluación de la gravedad de la regurgitación.

V. EVALUACION DE VALVULA PROTESICA PULMONAR

A. Función de válvula pulmonar protésica

1. Consideraciones de la imagen. Debido a que la válvula pulmonar tiene una localización anterior y superior, a menudo es difícil visualizarla completamente tanto por ETT como ETE. Típicamente, la válvula pulmonar se puede observar usando la vista del tracto de salida del VD (TSVD) desde la ventana paraesternal (modificado desde eje corto paraesternal a nivel de la aorta) o, en pacientes jóvenes, desde la vista subcostal. Desafortunadamente, las ventanas acústicas deficientes pueden limitar la capacidad de evaluar totalmente la función de la válvula protésica.

Debido a que el TSVD tiene forma de “embudo”, esto dificulta la aplicación de la ecuación de continuidad; el diámetro de salida del VD cambia dramáticamente a medida que se acerca a la válvula pulmonar, haciendo que el cálculo preciso del volumen latido en el TSVD sea dificultoso. Esto complica la exactitud del cálculo del AEO.

La obstrucción de una rama de la arterial pulmonar se asocia a menudo con condiciones que causan estenosis de la válvula pulmonar. Después de la sustitución de la válvula pulmonar, la estenosis de la rama aún presente puede interferir con la evaluación de la válvula reemplazada. Por ejemplo, el doppler CW de la válvula protésica también puede registrar el pico de velocidad a través de la estenosis de la rama de la arteria pulmonar. En esta situación, el doppler PW puede ser el método preferido para evaluar el gradiente transprotésico en lugar del doppler CW, sobre todo porque las válvulas protésicas del lado derecho tienen a menudo bajos gradientes. El doppler PW debe utilizarse sólo si no se produce aliasing.

A veces se sustituye la válvula pulmonar con conductos que contienen la válvula pulmonar. Aunque la válvula puede estar funcionando correctamente sin estenosis, el conducto la puede desarrollar en los bordes, provocando interrupción de la señal del doppler CW. Por lo tanto, una velocidad elevada con doppler CW debe impulsar adicionalmente la visualización 2D de la válvula y el conducto así como la interrogación con doppler PW para determinar si la estenosis de una rama pulmonar o del conducto está presente.

2. Evaluación de la función de la válvula pulmonar. Hay pocos datos sobre válvulas protésicas en posición pulmonar. La mayoría de la información proviene de pequeñas series de pacientes, sobre todo de población pediátrica con enfermedad cardíaca congénita de base. La colocación de la válvula protésica y el conducto en una posición anatómicamente aberrante y la presencia de anomalías estructurales del VD dificultan la estandarización de las velocidades y gradientes. Evaluar la estructura y movilidad de la valva cuando sea factible es útil.

Parámetros ecocardiográficos doppler sugeridos para evaluar la función de la válvula protésica pulmonar se presentan en la Tabla 11. La caracterización de las prótesis pulmonares se limita a homoinjertos de conductos con válvula pulmonar¹⁵⁶ o xenoinjertos¹⁵⁷ en pacientes con enfermedad congénita o

sistémica que afecta a la válvula pulmonar o de homoinjerto pulmonar criopreservados en pacientes sometidos a procedimiento de Ross.¹⁵⁸⁻¹⁶⁰ Los tipos de xenoinjertos utilizados son diversos (Carpentier-Edwards, Hancock, Ionescu-Shiley), con la variabilidad consiguiente de los valores normales. Los parámetros informados se limitan a velocidades y gradientes por doppler; sólo unos pocos estudios han calculado el AEO.¹⁶¹

Tabla 11 Imagen y parametros doppler en evaluacion de funcion valvular protesica pulmonar

Ecocardiografía doppler de la válvula	Velocidad pico/Gradiente pico, Gradiente medio, IVD*, AEO*, Presencia, localización, y severidad de la regurgitación.
Cameras cardiacas relacionadas	Tamaño, función, hipertrofia y presión sistólica de ventrículo derecho**

* Teóricamente posible de calcular; pocos datos disponibles.

** Las dimensiones del VD son útiles sólo en pacientes que tenían el VD normal antes del reemplazo valvular (ej. procedimiento de Ross).

Los datos que plantean disfunción de la válvula protésica se enumeran en la Tabla 12 (Figura 15). En general, los homoinjertos normales tienen una velocidad pico <2,5 m/s (gradiente medio <15 mmHg), y los xenoinjertos normofuncionantes tienen una velocidad pico <3,2 m/s (gradiente medio <20 mmHg). Informes sobre prótesis mecánicas en posición pulmonar son limitados, haciendo difícil crear recomendaciones generales.^{157,162,163} Otro método indirecto para valorar la presencia de estenosis de la válvula que complementa en forma directa la estimación del gradiente es la evaluación de la presión sistólica del VD. Si se detecta nueva hipertensión sistólica del VD, la estenosis protésica pulmonar debe ser considerada y excluida. Tras visualizar las valvas con completa excursión y en forma periódica, la repetición de la ecocardiografía en el mismo paciente de acuerdo a datos clínicos para comparar sigue siendo el mejor método para descartar estenosis.

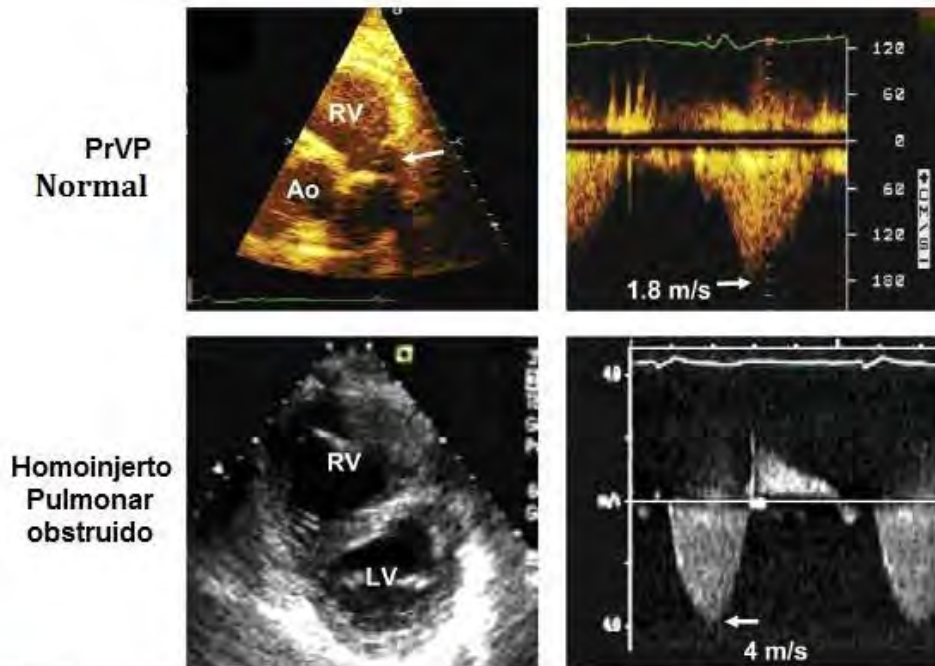


Figura 15 Ejemplos de una válvula protesica pulmonar normal y el de un homoinjerto pulmonar obstruido que muestra dilatacion del ventriculo derecho y deformacion del septum. El homoinjerto obstruido tenia un gradiente maximo de 64 mmHg. PrVP, protesis valvular pulmonar.

Tabla 12 Hallazgos sospechosos para estenosis de válvula protésica pulmonar

Cuspides o valvas engrosadas o inmóviles
 Estrechamiento anterogrado del mapa color
 Velocidad pico a través de la prótesis >3 m/s o >2 m/s para homoinjerto*
 Aumento de la velocidad pico en estudios seriados**
 Disfunción del ventrículo derecho o presión sistólica del ventrículo derecho elevada

* Sospecha pero no diagnóstico de estenosis.

** Parametro más fiable.

B. Regurgitación de válvula protésica pulmonar

Existen datos limitados con respecto a la evaluación ecocardiográfica de IP protésica. En pacientes con IP severa, la sobrecarga de volumen del ventrículo derecho está presente, con el consiguiente aplanamiento del tabique interventricular en diástole y movimiento paradójico.^{164,165} Con doppler, la severidad de la regurgitación es por lo general graduada subjetivamente, utilizando un enfoque integrador similar al de IP nativa,¹⁶ con algunas modificaciones sobre todo en relación con la excentricidad de algunas lesiones regurgitantes (Tabla 13). Las ventajas y limitaciones de cada uno de estos parámetros se han discutido en detalle anteriormente.¹⁶

Tabla 13 Evaluación de severidad de la insuficiencia valvular protésica pulmonar

Parametros	Leve	Moderado	Severo
Estructura valvular	Usualmente normal	Anormal o dehiscencia valvular	Anormal o dehiscencia valvular
Tamaño del VD	Normal**	Normal o dilatado	Dilatado&
Tamaño del jet por doppler color (jet centrales)*	Delgado con origen fino; ancho jet ≤25% del anillo pulmonar	Intermedio; ancho del jet entre 26-50% del anillo pulmonar	Usualmente grande; con origen ancho; ancho del jet >50% del anillo pulmonar, puede ser de corta duración
Densidad del jet por doppler CW	Incompleto o débil	Denso	Denso
Velocidad desaceleración del jet por doppler CW	Lenta	Variable	Rápidaâ#224; terminación precoz del flujo diastólico
Flujo sistólico pulmonar vs flujo sistémico por doppler PW#	Leve incremento	Intermedio	Gran aumento
Flujo reverso diastólico en la arteria pulmonar	Ausente	Presente	Presente

Adaptado de Zoghbi et al¹⁶

* Con límite de Nyquist de 50-60 cm/s; parámetros aplicables a jets centrales y no a los excéntricos.

** Sin otras causas de dilatación del ventrículo derecho (VD), incluyendo dilatación residual postquirúrgica.

& Sin otras razones para dilatación del VD. La insuficiencia pulmonar aguda es una excepción. La sobrecarga de volumen del VD se acompaña por lo general de movimiento septal paradójico típico.

€ La desaceleración rápida no es específica para insuficiencia pulmonar severa.

Valores de corte para volumen y fracción regurgitante no están bien validados.

Mediante el doppler color, la gravedad de la IP se clasifica sobre la base de los componentes del chorro, incluyendo el ancho del jet regurgitante, vena contracta, y su profundidad de penetración en el TSVD.¹⁶⁶⁻¹⁷³ Algunos autores han evaluado la gravedad por el ancho del jet, de una manera similar a la descrita para IAO.¹⁷⁴ Un jet estrecho <25 % del anillo pulmonar generalmente se considera leve, y un chorro amplio >50 % del anillo pulmonar es severo. En chorros paravalvulares o excéntricos, sin embargo, estos parámetros se vuelven menos fiables para evaluar la gravedad de la IP y pueden subestimar la importancia de la lesión. La inversión del flujo en la arteria pulmonar principal distal es indicativa de al menos regurgitación moderada.

Otros signos que apoyan la gravedad de la IP incluyen el doppler espectral. Una rápida desaceleración de la velocidad del chorro por doppler CW o PW puede ser compatible con regurgitación severa. Sin embargo, esta desaceleración también está influenciada por varios factores, incluyendo las propiedades diastólicas del VD.¹⁶ En IP severa, una rápida igualación de las

presiones entre VD y arteria pulmonar puede ocurrir antes de fin de diástole. En este caso se puede observar por el “ida y vuelta” del flujo una señal con forma de onda sinusoidal, con terminación del flujo en medio o final de la diástole. La densidad de la señal doppler de la IP también refleja la gravedad de la regurgitación.¹⁶

Los parámetros cuantitativos se pueden utilizar en principio para estimar la gravedad de la regurgitación, calculando el volumen y fracción regurgitante como la diferencia entre el flujo pulmonar y sistémico.¹⁶ Aunque esta medición no ha sido validada para este propósito en IP, el concepto es válido¹⁶ pero puede ser difícil de aplicar en la práctica. Debido a la presencia de una prótesis pulmonar, la determinación del volumen sistólico pulmonar se lleva a cabo mejor en la salida del VD, inmediatamente proximal a la válvula, y se compara con el flujo en el anillo aórtico o mitral. En general, una fracción regurgitante <30 % representa grado leve, mientras que una fracción de regurgitación >50 % es severa.^{170,175} La salida del VD y la válvula pulmonar son estructuras de localización anterior, ofreciendo una clara ventaja para el ETT en la evaluación de la IP. Por lo tanto, aunque estas estructuras pueden ser visualizadas con ETE, el papel de este para la evaluación de IP es limitado.

VI. EVALUACION DE VÁLVULA PROTESICA TRICUSPIDE

A. Función de la válvula protésica tricúspide

1. Consideraciones de la imagen. El enfoque transtorácico admite múltiples ventanas para la visualización e interrogación del flujo de la prótesis valvular tricúspide. Estas incluyen la paraesternal, paraesternal baja, apical y subcostal. La hemodinamia del flujo anterogrado se mide usando doppler CW desde las distintas posiciones del transductor para obtener la velocidad mas alta.

2. Parámetros doppler de función valvular protésica tricúspide. La velocidad protésica tricúspide varía no sólo con la duración del ciclo cardiaco, sino también con la respiración. Por lo tanto, varios ciclos cardíacos deben ser registrados por doppler. Un mínimo de 5 ciclos deben promediarse, si el paciente está en ritmo sinusal o fibrilación auricular; alternativamente, las mediciones pueden ser realizadas en apnea medio espiratoria. Las mediciones incluyen la velocidad pico E, velocidad pico A (para pacientes en ritmo sinusal), tiempo de hemipresion, gradiente medio, y VTI. Al igual que la prótesis mitral, la frecuencia cardíaca promedio durante la evaluación doppler de la prótesis debe estar registrada en el informe. Cuando sea posible, y sobre todo cuando existen dudas acerca de la obstrucción de la válvula, el AEO de la prótesis se puede calcular, aunque existen pocos datos para esta válvula. Esto se consigue dividiendo el volumen sistólico medido en el TSVI por el VTI de la prótesis, teniendo en cuenta que el principio de continuidad no puede utilizarse si existe un grado mayor a IT leve o IAo leve. Si existe una IT protésica significativa, no existe actualmente ningún método conveniente para medir el AEO protésico. En los casos de IAo significativa sin IT significativa, el volumen sistólico puede obtenerse a nivel del anillo pulmonar, ya que representa el verdadero gasto sistémico. Por la similitud a las prótesis mitrales, es probable que exista un punto de corte para el IVD, la relación del VTI de la prótesis tricúspide dividido por el VTI del TSVI que, en combinación con un THP normal,

indicará una probabilidad significativa de regurgitación tricúspide protésica. Sin embargo, hasta la fecha, este corte no se ha establecido en la literatura. Es de destacar, que el AEO no debe calcularse mediante la fórmula $220/THP$, porque la constante 220 no ha sido validada para prótesis tricúspide.

3. Diagnostico de estenosis valvular protésica tricúspide. Los parámetros ecocardiográficos y doppler que necesitan ser obtenidos en la evaluación de la función de la válvula tricúspide protésica se enumeran en la Tabla 14. La obstrucción de la prótesis tricúspide puede ser evidente en imágenes con engrosamiento y apertura reducida de las cúspides de una prótesis biológica o una apertura disminuida del ocluidor en una prótesis mecánica. Un mapa de color de entrada reducido es un signo de corroboración útil. La obstrucción también se sospecha con doppler CW por una velocidad E $>1,7$ m/s, un gradiente medio >6 mmHg o un THP >230 ms^{176,177} (Figura 16). Indirectamente, signos inespecíficos son una aurícula derecha agrandada y dilatación de la vena cava inferior.

Tabla 14 Parametros ecocardiograficos y doppler en evaluacion de la funcion valvular protesica tricuspidea

Ecocardiografia doppler de la valvula	Velocidad pico precoz, Gradiente medio, Frecuencia cardiaca al momento de la realizacion del doppler, Tiempo de hemipresion, VTI prvt/ VTI tsvi*, AEO*, Presencia, localizacion y severidad de la insuficiencia tricuspidea
Camaras cardiacas relacionadas, vena cava inferior y venas hepaticas	Tamaño y funcion del ventriculo derecho, Tamaño de auricula derecha, Tamaño de vena cava inferior y respuesta con inspiracion, Patron de flujo de venas hepaticas

* Mediciones posibles de funcionamiento valvular, similar a prótesis mitral, pero no hay grandes series hasta la fecha

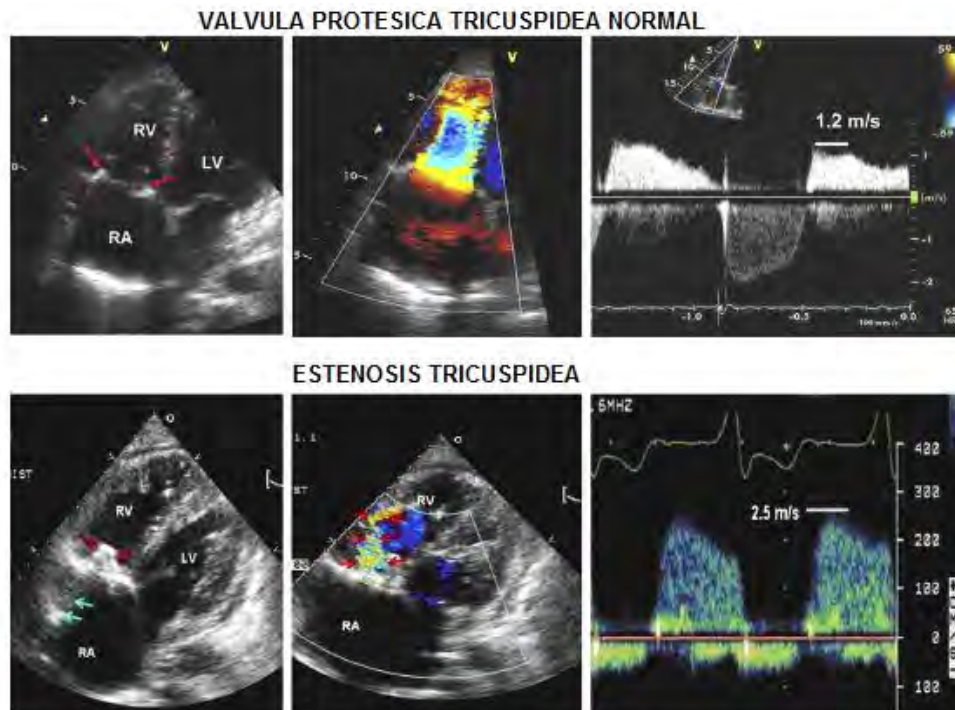


Figura 16 Imagen doppler y ecocardiografica transtoracica en un paciente con valvula protesica tricuspidea normal y otra con estenosis protesica. El caso de la protesica con normofuncion tenia insuficiencia tricuspidea leve y un gran jet central de entrada en diastole. El paciente con estenosis de la valvula tricuspidea tenia un jet fino excentrico con velocidad y gradiente medio elevados.

Los puntos de corte sugeridos de los parámetros doppler para considerar disfunción de una prótesis tricúspide se muestran en la Tabla 15. Estos cortes fueron seleccionados utilizando una combinación de datos en rango normal de 3 estudios relevantes publicados. Estos estudios incluyeron un total de sólo 121 pacientes. De los cuales cuarenta y siete tenían como prótesis tricúspide xenoinjertos de vieja generación, y 78 poseían prótesis mecánicas con un tamaño que oscilaba entre 25 y 35 mm.¹⁷⁶⁻¹⁷⁸ Se espera que estos puntos de corte puedan cambiar a medida que aparezcan mayores estudios con nuevos modelos de prótesis en posición tricúspide.

Tabla 15 Parametros doppler de funcion de valvula protesica tricuspide

Considerar estenosis valvular*	
Velocidad pico (m/s)**	>1,7
Gradiente medio (mmHg)**	≥6
Tiempo de hemipresion (ms)	≥230
AEO y VTI prvt/VTI tsvi	No hay datos disponibles para protesis tricuspidea

prvt, protesis valvula tricuspide; tsvi, tracto de salida del VI

* Debido a variacion respiratoria, promedia: ≥5 latidos.

** Puede incrementarse tambien por regurgitacion valvular.

Para los 121 pacientes de los estudio disponibles en la actualidad, la velocidad tricúspide E promedio fue de $1,3 \pm 0,2$ m/s, y en todos los casos la velocidad E fue ≤ 1.7 m/s. Para pacientes en ritmo sinusal, la velocidad A promedio fue de $1,0 \pm 0,3$ m/s. El gradiente medio para los pacientes con prótesis tricúspide normofuncionante fue de $2,7 \pm 1,1$ mmHg para St Jude Medical, de $3,2 \pm 1,1$ mmHg para xenoinjerto y $3,1 \pm 0,8$ mmHg para aquellos con prótesis de jaula bola. Los 121 pacientes con prótesis tricúspide normales tenían gradientes medio $\leq 5,5$ mmHg.

El THP promedio para pacientes con prótesis normofuncionantes de tipo xenoinjerto (146 ± 39 ms) y jaula bola (144 ± 46 ms) fueron mayores que en los pacientes con prótesis tricúspide St Jude Medical normal (108 ± 32 ms). Todos menos 1 de estos 121 pacientes tenían un THP < 200 ms (la única excepción fue un paciente con una prótesis normal de tipo jaula bola con un THP de 230 ms).

Hasta la fecha, no existen datos de una gran serie de pacientes con prótesis tricúspide con función normal que incluyan la medición del AEO por ecuación de continuidad o por IVD (VTI_{PrTV}/VTI_{Tsvi}) semejante al de las válvulas protésicas mitrales.

B. Insuficiencia tricúspide protésica

Aunque varios estudios han abordado el tema de la falla estructural en las bioprótesis tricúspide, la atención se ha centrado en el aumento de los gradientes, con poca mención de la IT. Por lo tanto, las presentes directrices se basan en recomendaciones de expertos más que en datos de estudios clínicos. Los criterios sugeridos para evaluar la gravedad de la IT protésica son similares a los de la válvula tricúspide nativa,¹⁶ con algunas pocas modificaciones (Tabla 16).

Tabla 16 Parametros ecocardiograficos y doppler usados para evaluar la severidad de la regurgitacion valvular protesica tricuspidea

Parametros	Leve	Moderado	Severo
Estructura valvular	Usualmente normal	Anormal o dehiscencia valvular	Anormal o dehiscencia valvular
Area jet por doppler color, solo jet centrales (cm2)	<5	5-10	>10
Ancho Vena Contracta (cm)*	No definido	No definido, pero <0,7	>0,7
Densidad y contorno del jet por doppler CW	Incompleto o debil, parabolico	Denso, contorno variable	Denso con pico precoz
Doppler flujo sistolico hepatico	Normal o romo	Romo	Reverso holosistolico
Auricula y Ventrículo derecho, vena cava inferior	Normal**	Dilatado	Marcadamente dilatado

Adaptado de Zoghbi et al 16

* Para jet de insuficiencia tricuspidea (IT) valvular, extrapolado de IT nativa, puntos de corte desconocidos para IT paravalvular.

** Si no hay otras razones para dilatacion.

1. Consideraciones de la imagen. Una combinación de vistas paraesternal, apical y subcostal se necesitan para evaluar de manera óptima la función de la válvula tricúspide y la adaptación cardiaca. En IT significativa, la dilatación auricular y ventricular derecha con aplanamiento septal diastólico se produce en asociación con dilatación de la vena cava inferior y venas hepáticas. El tamaño de las cámaras cardíacas, sin embargo, deben interpretarse con cuidado, ya que muchas si no todas estas adaptaciones podrían ser debido a patologías de base y cambios que se produjeron antes de la implantación de la válvula tricúspide. La ausencia de estos hallazgos, sin embargo, argumenta en contra de IT severa.

2. Parámetros doppler de regurgitación valvular protésica tricúspide. El ETT con doppler es un buen test para detección de IT pero está limitado por la atenuación, particularmente en pacientes con válvulas mecánicas. Las mejores vistas pueden ser el tracto de entrada del VD o subcostal. Las técnicas cuantitativas por doppler color utilizadas en la regurgitación valvular nativa tienen un papel limitado en la regurgitación protésica. Sin embargo son parte del examen global ante la sospecha de IT severa. Por ejemplo, un gran flujo de convergencia o vena contracta generalmente significa IT severa, y su ubicación puede ayudar a evaluar el origen de la regurgitación.

Respecto al doppler espectral, el screening con doppler CW es mejor que con doppler PW. Tanto las imágenes como el interrogatorio con sonda ciega de doppler CW deben utilizarse, teniendo en cuenta la mayor penetrancia de esta última. Datos del doppler CW que sugieren regurgitación severa incluyen un registro espectral denso de forma triangular, velocidad pico precoz así como gradientes de presión tricuspideo diastólico máximo y medio elevados.

La presencia de una válvula protésica con su restricción propia al flujo influye en el patrón de flujo de las venas hepáticas. Aun cuando la función de la válvula protésica sea normal, algún grado de reducción de la onda sistólica se puede esperar. La disminución marcada de la onda sistólica es más sensible para IT significativa pero no específica y puede verse en pacientes con presión venosa central elevada de cualquier etiología o con fibrilación auricular. En general, la inversión holosistólica del flujo venoso hepático indica IT severa.

3. ETE para válvula protésica tricúspide. El ETE debe considerarse para todos los pacientes con evidencia clínica y/o ecocardiográfica transtorácica de obstrucción protésica tricúspide. El estudio se enfoca en delinear el movimiento de las valvas u ocluidores y en la identificación de masas unidas a la prótesis. La visualización con ETE, sin embargo, puede ser técnicamente subóptima debido a sombras de la prótesis desde el tabique interauricular o cruz cardíaca. La angulación doppler con el enfoque ecocardiográfico transesofágico puede no ser tan favorable como con ETT, con una subestimación resultante de la velocidad y gradiente a través de la válvula.

El ETE también se debe considerar para pacientes con sospecha de IT protésica. El examen se enfoca en identificar el chorro o chorros tanto paravalvular como transvalvular. La semicuantificación de la gravedad se realiza mediante la identificación del grado del jet color de regurgitación que llena la aurícula derecha y, cuando sea posible, evaluar el flujo de la vena hepática utilizando un enfoque transgástrico. Si una zona de convergencia de flujo puede identificarse en el lado ventricular de la prótesis y no se distorsiona significativamente por estructuras adyacentes, la IT se puede cuantificar de acuerdo con el método del área de superficie de isovelocidad proximal.¹⁶ El ETE debe ser considerado como un complemento del ETT para todos los pacientes con elevada sospecha clínica de endocarditis. Aquí el análisis no debe centrarse sólo en la identificación de las vegetaciones, sino también en la evidencia de la extensión perivalvular de la infección como absceso del anillo, dehiscencia valvular, o formación de fístula.

VII. Evaluación ecocardiografica de prótesis valvulares en población pediátrica

Aunque la prevalencia de prótesis valvulares es mucho menos frecuente en la población pediátrica, su presencia tiene obvias implicancias para estos pacientes. Hasta la fecha, existe escasa información publicada sobre la evaluación adecuada de las válvulas protésicas en población joven.¹⁷⁹⁻¹⁸¹ Igualmente importante es la falta de estudios detallando valores ecocardiograficos doppler normales para válvulas protésicas en esta población.¹⁷⁹ Por lo tanto, hasta la fecha, mucha de la información se extrapola de la evaluación de válvulas protésicas en pacientes adultos. Afortunadamente, muchos de los principios importantes relativos a la hemodinamia, imagen ecocardiografica y otras consideraciones son similares. Por lo tanto, la evaluación de la función protésica, como se ha discutido anteriormente, debe y puede aplicarse fácilmente a la población pediátrica. No se van a reiterar los principios de la evaluación ecocardiográfica que ya fueron discutidos, pero se hará hincapié en las diferencias sobre lo relevante para la población pediátrica.

A. Las prótesis valvulares son infrecuentes en la población pediátrica

La colocación de una válvula protésica se evita de forma natural en los pacientes pediátricos, y el aspecto más importante es que el crecimiento del paciente llevará inevitablemente a MPP. Además, las válvulas biológicas, especialmente cuando se colocan en la circulación sistémica, pueden calcificarse rápidamente y posterior degeneración. Por lo tanto, antes de la edad adulta temprana, las válvulas mecánicas se utilizan generalmente en la circulación sistémica, con las dificultades inherentes de la anticoagulación en el grupo de edad pediátrica. Esto ha llevado al uso generalizado de la técnica de Ross, en especial para el reemplazo de la válvula aórtica. La translocación de la raíz junto a la válvula pulmonar no requiere de anticoagulación, y los estudios han documentado el crecimiento del tejido, en consonancia con la edad del paciente. Sin embargo, el procedimiento de Ross se asocia con la necesidad de intervenciones percutáneas o quirúrgicas tempranas, ya sea por estenosis del conducto pulmonar o regurgitación. Además, la dilatación de la raíz y anillo aórtico pueden ocurrir, con IAo progresiva asociada.

B. Aspectos de la enfermedad cardiaca congénita pediátrica que alteran el planteamiento estándar para la evaluación ecocardiográfica de la válvula protésica

Mucho se ha hecho hincapié en la imagen anatómica de válvulas protésicas en pacientes adultos. Sin embargo, incluso en niños pequeños, las imágenes ecocardiográficas pueden ser subóptimas debido a múltiples cirugías, deformidades de la pared torácica, y así sucesivamente. En particular, las imágenes de las valvas de la válvula pueden ser difíciles de realizar mediante técnica bidimensional. Esto se debe en parte a la baja velocidad de fotogramas, en relación a la elevada frecuencia cardíaca de los pacientes pediátricos. El ecocardiograma en modo M, con velocidades de cuadro mucho más altas, puede producir una cierta mejora del examen de la movilidad de los velos. A menudo, la fluoroscopia estándar también se utiliza para evaluar el movimiento de los velos metálicos y la posición.

Un importante contribuyente a la dificultad en la evaluación ecocardiográfica de válvulas protésicas en edad pediátrica es la coexistencia de múltiples niveles de obstrucción. Por ejemplo, pacientes con síndrome de Shone pueden tener anillo mitral supra-auricular, válvula mitral en paracaídas, estenosis subaórtica, válvula aórtica bicúspide y coartación de aorta. Si se coloca una válvula protésica en posición aórtica, la estenosis subaórtica asociada no permite aplicar la ecuación de continuidad para determinar el AEO. Además, la coartación asociada puede afectar directamente los gradientes de presión a través de una válvula aórtica protésica. En el lado derecho del corazón, múltiples niveles de obstrucción a través de un conducto, especialmente si la estenosis se extiende a la arteria pulmonar derecha o izquierda, afectarán directamente las mediciones de presión a través de la válvula.

Otro ejemplo de las diferencias entre pacientes pediátricos y adultos se refiere a la colocación de válvulas protésicas en posición supra-anular. En el raro caso de que un bebé con un pequeño anillo de la válvula mitral requiera la colocación de una válvula mitral protésica, los cirujanos pueden optar por colocar la válvula en posición supra-anular. Esto se asocia con una elevación significativa de la presión media en AI relacionada con ondas "v" altas, incluso en ausencia de disfunción de la válvula.¹⁸² El registro doppler en esta situación mostrará una velocidad transmitral E y un gradiente medio de presión elevados. Este fenómeno se ha atribuido a alteraciones en la compliance de la aurícula.

La utilización de conductos arteriales pulmonares luego de la reparación de múltiples defectos congénitos cardiacos es mucho más común en pacientes pediátricos (Figura 17). Esto incluye la reparación neonatal del tronco arterioso, tetralogía de Fallot con atresia pulmonar, y la operación de Rastelli para el caso de transposición de grandes arterias con obstrucción del TSVI. Con los avances en las técnicas quirúrgicas, conductos de VD a arteria pulmonar están siendo colocados para la revisión Sano de la operación en fase 1 para síndrome de corazón izquierdo hipoplásico o para la cirugía Yasui para arco aórtico incompleto. El creciente uso de la técnica de Ross en pacientes pediátricos de todas las edades se ha reflejado en un mayor número de estos conductos. Conductos de VD a arteria pulmonar están siendo colocados con mayor frecuencia en adolescentes y adultos jóvenes que tienen IP severa después de la reparación primaria de Tetralogía de Fallot. Los primeros informes demostraron que con doppler se puede medir con precisión los gradientes de estos conductos. El gradiente instantáneo máximo por doppler se

puede aproximar mucho a los obtenidos por cateterismo cuando existe una región discreta de estrechamiento, como calcificación de la válvula u obstrucción en el sitio de inserción del conducto proximal al ventrículo derecho. Sin embargo, en otras situaciones, el doppler puede subestimar la gravedad de la enfermedad. Esto ocurre más frecuentemente cuando la estenosis significativa ocurre en la anastomosis del conducto a la arteria pulmonar. Los jets por lesiones de estos conductos son bastante excéntricos y difíciles para interrogar, incluso con sondas de doppler CW. Sin embargo, en presencia de estenosis pulmonar periférica asociada el examen con doppler CW de estas áreas de obstrucción; pueden obstaculizar la medición de la estrechez proximal. Por otra parte, estas velocidades a menudo superan los gradientes obtenidos por cateterismo. En tales situaciones, la evaluación del chorro de IT para evaluar la presión del VD es muy importante.

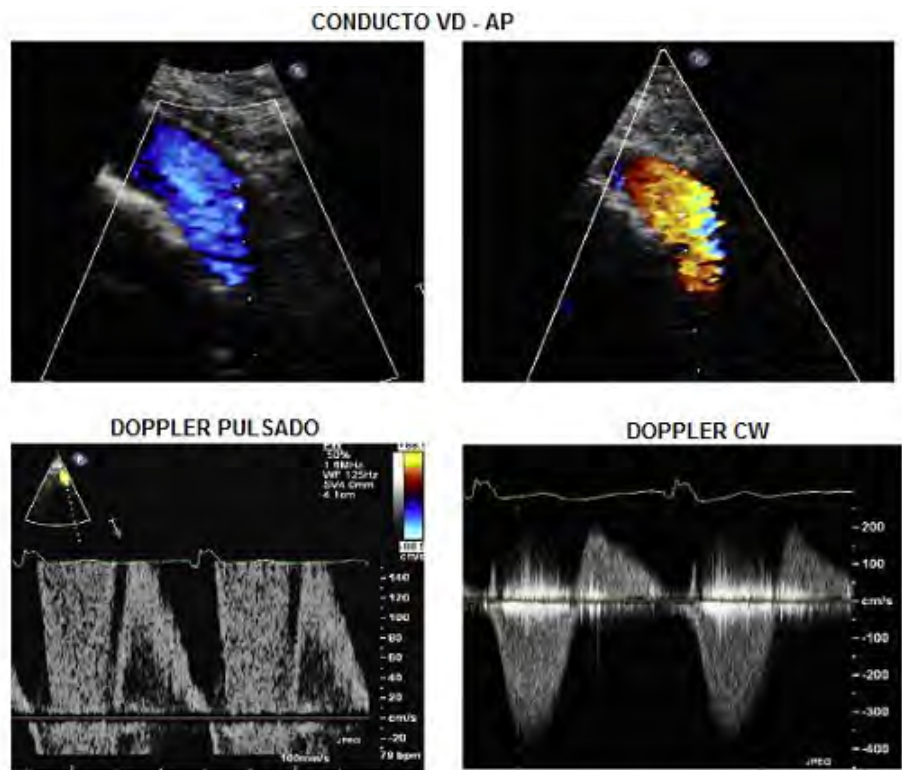


Figura 17 Evaluación por ecocardiografía 2D de un homoinjerto valvular con conducto VD - AP después de la reparación de un tronco arterioso, examinado desde la vista paraesternal izquierda. El flujo anterogrado (azul) y el flujo retrógrado (rojo) de la insuficiencia pulmonar se muestran. El doppler pulsado muestra señales de aliasing de estenosis y una señal retrograda de regurgitación a nivel de la válvula. La señal doppler CW del conducto valvular muestra estenosis significativa y regurgitación. VD, ventrículo derecho; AP, arteria pulmonar

C. Importancia del MPP en pediatría

La estenosis de la válvula mitral y/o aórtica en bebés o niños está asociada con hipoplasia anular, lo que a menudo resulta en la colocación de una válvula protésica más pequeña de lo que sería apropiado para el tamaño del paciente. Este problema se magnifica con el crecimiento de los pacientes pediátricos. Los cirujanos pueden tratar de ampliar la región anular aórtica ya sea por un procedimiento de Konno o Manugian, y aún así se colocará una válvula de tamaño subóptimo. Cuando se registran altas velocidades a través de válvulas protésicas en pacientes jóvenes, los algoritmos que se presentan en este

documento deben ser aplicados. Los valores de corte para las velocidades y gradiente pico y medio deben ser considerados en el contexto de la talla del paciente; el MPP y la recuperación de presión deben tenerse en cuenta.

Un colaborador muy importante de la obstrucción valvular progresiva en la edad pediátrica es la formación de pannus. Por otra parte, la obstrucción severa del lado izquierdo se asocia a menudo con fibroelastosis endocárdica, una cicatriz fibrosa que puede incitar a la posterior formación de pannus.¹⁸³ La obstrucción por tejido fibroso puede ser difícil de ver en la imagen transtorácica estándar. El ETE puede dar lugar a una mejor imagen, pero el pannus podría aun ser difícil de diferenciar del anillo de sutura. Por otro lado, la formación de trombos puede ser una causa aguda de aumento repentino de gradientes de presión y/o desarrollo de regurgitación. La válvula puede fijarse, con el consiguiente desarrollo de estenosis y regurgitación protésica, que sería improbable de ver tanto con la formación de pannus o MPP.

D. Dificultades potenciales en la medición del AEO de la válvula protésica en pediatría

La evaluación de la función de la válvula protésica a menudo requiere la medición del AEO. En los pacientes pediátricos, la asociación de shunt afectará el flujo y por lo tanto los gradientes de presión. Esto incluye la presencia de un defecto septal auricular, el cual disminuye potencialmente el flujo a través de una prótesis mitral y/o válvula aórtica, o un conducto arterioso persistente, el que puede incrementar el flujo. Igualmente importante, el MPP requiere del cálculo del AEO indexado.

Hasta la fecha, el AEO por ecuación de continuidad no se ha aplicado fácilmente en la población pediátrica. Como se ha mencionado, el aspecto más difícil para calcular eficientemente el AEO ha sido la determinación del área y el VTI preprotésico. Hay varios factores que hacen que esta medición sea más difícil en pacientes pediátricos. Primero, el área se supone que es circular. Esto puede no ser cierto en pacientes con enfermedad asociada del tracto de salida del VI o VD. Segundo, para la medición del área, el radio se eleva al cuadrado, y por lo tanto incluso pequeñas discrepancias en la medición del diámetro dará lugar a grandes errores en el cálculo del área. Este error potencial será mayor en pacientes más pequeños. Tercero, el patrón de velocidad de flujo preobstrucción no será laminar en pacientes pediátricos con estenosis subaórtica o subpulmonar. Cuarto, el movimiento de traslación del corazón impide la posibilidad de colocar el volumen de muestra doppler precisamente en el área previa a la prótesis. Este problema parece ser nuevamente más evidente en los pacientes pediátricos más pequeños.

Unos pocos estudios con bajo número de pacientes han informado sobre la forma óptima de determinar la presencia de MPP en el grupo pediátrico. Un estudio examinó 32 bebés y niños con válvulas protésicas St Jude Medical o Carbomedics colocadas en posición mitral. La medición doppler que se correlaciona mejor con el AEO especificado por el fabricante fue la velocidad doppler máxima, no el AEO. Potencialmente, algunos de los problemas del cálculo del AEO pueden resolverse mediante el uso del IVD. Este índice se ha relacionado con la severidad de la enfermedad en pacientes adultos, pero su aplicación en pacientes pediátricos no ha sido reportada. A pesar de las posibles dificultades, intentar utilizar el AEO y/o IVD debe convertirse en parte de la evaluación estándar de los pacientes pediátricos con válvulas protésicas.

E. Evaluación de la función y tamaño auricular y ventricular.

Igualmente importante que la evaluación de la función de la válvula protésica es el análisis de los efectos correspondientes sobre el tamaño y función auricular y ventricular. En pacientes pediátricos, los valores de referencia para la evaluación ecocardiográfica en 2D del tamaño y función del VI, usando valores de z-score, han sido desarrollados. Estos valores pueden ser seguidos en el tiempo, y por lo tanto incorporar cambios relacionados con el crecimiento y desarrollo. Por desgracia, los valores ecocardiográficos regulados acerca del volumen y masa del VD y volumen de aurícula derecha o izquierda no se han establecido, pero se encuentran en curso. Índices de funcionamiento sistólico ventricular deben utilizarse para explicar condiciones de carga. Tales parámetros ecocardiográficos incluyen índice de estrés parietal como la velocidad de acortamiento circunferencial de la fibra o fracción de acortamiento. Aunque la evaluación ecocardiográfica de la función de una válvula protésica incluye índices de función sistólica ventricular, la evaluación de la disfunción diastólica ventricular también debe ser explorada.

F. Necesidad de mayor investigación en población pediátrica

Quizás el aspecto más dificultoso relacionado con la evaluación de las válvulas protésicas en pacientes pediátricos es la escasez de datos publicados. Los resultados deletéreos relacionados con el MPP en adultos ha sido demostrado, pero el efecto de este en pacientes pediátricos se desconoce. Son pocos los estudios que han informado resultados de pacientes pediátricos con válvulas protésicas. Por lo tanto, los cardiólogos pediátricos se basan en las directrices establecidas para los pacientes adultos. La importancia de la investigación y análisis adicional en un gran número de pacientes pediátricos no debe dejarse de promoverse.

VIII. CONCLUSIONES Y PERSPECTIVAS FUTURAS

La ecocardiografía doppler es actualmente la técnica de elección para la evaluación y manejo de las válvulas cardíacas protésicas y nativas. La visualización de la prótesis además de las cámaras cardíacas relacionadas es fundamental para la evaluación de la función global de la válvula protésica y del grado de remodelado inverso de las cámaras luego de la cirugía. El examen con doppler color y otras modalidades juega un papel central en la evaluación de la función de la válvula protésica y complicaciones relacionadas debido a las limitaciones de las imágenes por sí solas, particularmente en válvulas mecánicas. En pacientes con sospecha de disfunción valvular protésica, el ETE es frecuentemente necesario para identificar el mecanismo de la obstrucción o regurgitación, especialmente en prótesis mecánicas.

En general, la evaluación de la función valvular protésica es más difícil, basándose en la variabilidad intrínseca de obstrucción leve observada con la amplia gama de tipos y tamaños de prótesis. Así, el antecedente cardíaco desempeña un papel importante en la evaluación ecocardiográfica para documentar el tipo y tamaño de válvula o conducto insertado. La comparación con un estudio basal postoperatorio también es esencial para facilitar la evaluación precisa de la función valvular. Se necesitan más investigación

acerca de valores normalizados de diferentes parámetros de función valvular y su impacto pronóstico en la población pediátrica.

Los recientes avances en imágenes 3D en tiempo real transtorácica y, más importante, desde un enfoque transesofágico ofrecen una importante dimensión adicional en la valoración ecocardiográfica de la función valvular protésica¹⁸⁴ (Figura 18). La imagen tridimensional proporciona una poderosa herramienta para evaluar, por primera vez con ultrasonido, el movimiento completo del aparato valvular y su anillo. Esto sin duda mejorará nuestra valoración de la función protésica y permitirá la diferenciación entre MPP y obstrucción valvular en el mismo escenario. La incorporación de doppler color mejorará las mediciones del flujo de convergencia, vena contracta, y la extensión del chorro en la cámara de recepción para una mejor cuantificación de la regurgitación protésica. Además, la experiencia previa¹⁸⁵ ha demostrado que las futuras aplicaciones del ETE 3D en tiempo real serán muy probablemente incluidas como orientación de intervenciones percutáneas en pacientes de alto riesgo con regurgitación paravalvular.

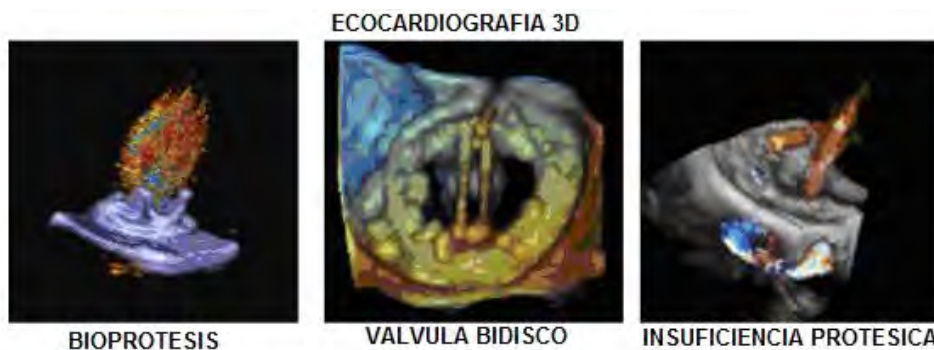



Figura 18 Ejemplos de imágenes por ecocardiografía 3D y doppler de valvula biológica (izquierda), mecánica bidisco en posición mitral (centro) vista desde aurícula izquierda (Video 17,  ver video online), y valvula protesica con insuficiencia (derecha).

Datos complementarios

Datos complementarios asociados con este artículo se pueden encontrar en la versión en línea, en doi: 10.1016/j.echo.2009.07.013

BIBLIOGRAFIA

1. Bonow RO, Carabello BA, Kanu C, et al. ACC/AHA 2006 guidelines for the management of patients with valvular heart disease: a report of the American College of Cardiology/American Heart Association Task Force on Practice Guidelines (Writing Committee to Revise the 1998 Guidelines for the Management of Patients With Valvular Heart Disease): developed in collaboration with the Society of Cardiovascular Anesthesiologists: endorsed by the Society for Cardiovascular Angiography and Interventions and the Society of Thoracic Surgeons. *Circulation* 2006;114:e84-231.
2. Jamieson WR. Current and advanced prostheses for cardiac valvular replacement and reconstruction surgery. *Surg Technol Int* 2002;10:121-49.
3. Christakis GT, Buth KJ, Goldman BS, et al. Inaccurate and misleading valve sizing: a proposed standard for valve size nomenclature. *Ann Thorac Surg* 1998;66:1198-203.
4. Chambers JB, Oo L, Narracott A, Lawford PM, Blauth CI. Nominal size in six bileaflet mechanical aortic valves: a comparison of orifice size and biologic equivalence. *J Thorac Cardiovasc Surg* 2003;125:1388-93.
5. Grube E, Schuler G, Buellesfeld L, et al. Percutaneous aortic valve replacement for severe aortic stenosis in high-risk patients using the second -and current third-generation self-

- xpanding CoreValve prosthesis: device success and 30-day clinical outcome. *J Am Coll Cardiol* 2007; 50:69-76.
6. Khambadkone S, Coats L, Taylor A, et al. Percutaneous pulmonary valve implantation in humans: results in 59 consecutive patients. *Circulation* 2005;112:1189-97.
 7. Webb JG, Chandavimol M, Thompson CR, et al. Percutaneous aortic valve implantation retrograde from the femoral artery. *Circulation* 2006;113:842-50.
 8. Moss R, Ivens E, Pasupati S, et al. Role of echocardiography in percutaneous aortic valve implantation. *J Am Coll Cardiol Cardiovasc Imaging* 2008;1:15-24.
 9. Gammie JS, Brown JW, Brown JM, et al. Aortic valve bypass for the high risk patient with aortic stenosis. *Ann Thorac Surg* 2006;81:1605-10.
 10. Lang RM, Bierig M, Devereux RB, et al. Recommendations for chamber quantification: a report from the American Society of Echocardiography's Guidelines and Standards Committee and the Chamber Quantification Writing Group, developed in conjunction with the European Association of Echocardiography, a branch of the European Society of Cardiology. *J Am Soc Echocardiogr* 2005;18:1440-63.
 11. Alam M, Goldstein S, Lakier JB. Echocardiographic changes in the thickness of porcine valves with time. *Chest* 1981;79:663-8.
 12. Effron MK, Popp RL. Two-dimensional echocardiographic assessment of bioprosthetic valve dysfunction and infective endocarditis. *J Am Coll Cardiol* 1983;2:597-606.
 13. Del Rizzo DF, Goldman BS, Christakis GT, David TE. Hemodynamic benefits of the Toronto stentless valve. *J Thorac Cardiovasc Surg* 1996;112:1431-45.
 14. Walther T, Autschbach R, Falk V, et al. The stentless Toronto SPV bioprosthesis for aortic valve replacement. *Cardiovasc Surg* 1996;4:536-42.
 15. 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.
 16. Zoghbi WA, Enriquez-Sarano M, Foster E, et al. Recommendations for evaluation of the severity of native valvular regurgitation with two-dimensional and Doppler echocardiography. *J Am Soc Echocardiogr* 2003;16:777-802.
 17. Burstow DJ, Nishimura RA, Bailey KR, et al. Continuous wave Doppler echocardiographic measurement of prosthetic valve gradients. A simultaneous Doppler-catheter correlative study. *Circulation* 1989;80:504-14.
 18. 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.
 19. Baumgartner H, Khan S, DeRobertis M, Czer L, Maurer G. Effect of prosthetic aortic valve design on the Doppler-catheter gradient correlation: an in vitro study of normal St. Jude, Medtronic-Hall, Starr-Edwards and Hancock valves. *J Am Coll Cardiol* 1992;19:324-32.
 20. Baumgartner H, Schima H, Tulzer G, Kuhn P. Effect of stenosis geometry on the Doppler-catheter gradient relation in vitro: a manifestation of pressure recovery. *J Am Coll Cardiol* 1993;21:1018-25.
 21. Baumgartner H, Stefenelli T, Niederberger J, Schima H, Maurer G. "Overestimation" of catheter gradients by Doppler ultrasound in patients with aortic stenosis: a predictable manifestation of pressure recovery. *J Am Coll Cardiol* 1999;33:1655-61.
 22. Chafizadeh ER, Zoghbi WA. Doppler echocardiographic assessment of the St. Jude Medical prosthetic valve in the aortic position using the continuity equation. *Circulation* 1991;83:213-23.
 23. Assey ME, Zile MR, Usher BW, Karavan MP, Carabello BA. Effect of catheter positioning on the variability of measured gradient in aortic stenosis. *Cathet Cardiovasc Diagn* 1993;30:287-92.
 24. Chambers JB, Sprigings DC, Cochrane T, et al. Continuity equation and Gorlin formula compared with directly observed orifice area in native and prosthetic aortic valves. *Br Heart J* 1992;67:193-9.
 25. Garcia D, Pibarot P, Dumesnil JG, Sakr F, Durand LG. Assessment of aortic valve stenosis severity: a new index based on the energy loss concept. *Circulation* 2000;101:765-71.
 26. Heinrich RS, Fontaine AA, Grimes RY, et al. Experimental analysis of fluid mechanical energy losses in aortic valve stenosis: importance of pressure recovery. *Ann Biomed Eng* 1996;24:685-94.

27. Heinrich RS, Marcus RH, Ensley AE, Gibson DE, Yoganathan AP. Valve orifice area alone is an insufficient index of aortic stenosis severity: effects of the proximal and distal geometry on transaortic energy loss. *J Heart Valve Dis* 1999;8:509-15.
28. Levine RA, Jimoh A, Cape EG, McMillan S, Yoganathan AP, Weyman AE. Pressure recovery distal to a stenosis: potential cause of gradient "overestimation" by Doppler echocardiography. *J Am Coll Cardiol* 1989;13:706-15.
29. Levine RA, Cape EG, Yoganathan AP. Pressure recovery distal to stenoses: expanding clinical applications of engineering principles. *J Am Coll Cardiol* 1993;21:1026-8.
30. Levine RA, Schwammenthal E. Stenosis is in the eye of the observer: impact of pressure recovery on assessing aortic valve area. *J Am Coll Cardiol* 2003;41:443-5.
31. Niederberger J, Schima H, Maurer G, Baumgartner H. Importance of pressure recovery for the assessment of aortic stenosis by Doppler ultrasound. Role of aortic size, aortic valve area, and direction of the stenotic jet in vitro. *Circulation* 1996;94:1934-40.
32. Marcus RH, Heinrich RS, Bednarz J, et al. Assessment of small-diameter aortic mechanical prostheses: physiological relevance of the Doppler gradient, utility of flow augmentation, and limitations of orifice area estimation. *Circulation* 1998;98:866-72.
33. Dumesnil JG, Honos GN, Lemieux M, Beauchemin J. Validation and applications of indexed aortic prosthetic valve areas calculated by Doppler echocardiography. *J Am Coll Cardiol* 1990;16:637-43.
34. 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.
35. Dumesnil JG, Yoganathan AP. Valve prosthesis hemodynamics and the problem of high transprosthetic pressure gradients. *Eur J Cardiothorac Surg* 1992;6(suppl):S34-7.
36. 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.
37. Hanayama N, Christakis GT, Mallidi HR, et al. Patient prosthesis mismatch is rare after aortic valve replacement: valve size may be irrelevant. *Ann Thorac Surg* 2002;73:1822-9.
38. Blais C, Dumesnil JG, Baillet R, Simard S, Doyle D, Pibarot P. Impact of valve prosthesis-patient mismatch on short-term mortality after aortic valve replacement. *Circulation* 2003;108:983-8.
39. Milano AD, De CM, Mecozzi G, et al. Clinical outcome in patients with 19-mm and 21-mm St. Jude aortic prostheses: comparison at long-term follow-up. *Ann Thorac Surg* 2002;73:37-43.
40. Tasca G, Brunelli F, Cirillo M, et al. Impact of valve prosthesis-patient mismatch on left ventricular mass regression following aortic valve replacement. *Ann Thorac Surg* 2005;79:505-10.
41. Blackstone EH, Cosgrove DM, Jamieson WR, et al. Prosthesis size and long-term survival after aortic valve replacement. *J Thorac Cardiovasc Surg* 2003;126:783-96.
42. Koch CG, Khandwala F, Estafanous FG, Loop FD, Blackstone EH. Impact of prosthesis-patient size on functional recovery after aortic valve replacement. *Circulation* 2005;111:3221-9.
43. Dumesnil JG, Pibarot P. Prosthesis-patient mismatch and clinical outcomes: the evidence continues to accumulate. *J Thorac Cardiovasc Surg* 2006;131:952-5.
44. Pibarot P, Dumesnil JG. Prosthesis-patient mismatch: definition, clinical impact, and prevention. *Heart* 2006;92:1022-9.
45. Mohty D, Malouf JF, Girard SE, et al. Impact of prosthesis-patient mismatch on long-term survival in patients with small St Jude Medical mechanical prostheses in the aortic position. *Circulation* 2006;113:420-6.
46. Ruel M, Al-Faleh H, Kulik A, Chan KL, Mesana TG, Burwash IG. Prosthesis-patient mismatch after aortic valve replacement predominantly affects patients with preexisting left ventricular dysfunction: effect on survival, freedom from heart failure, and left ventricular mass regression. *J Thorac Cardiovasc Surg* 2006;131:1036-44.
47. Pibarot P, Dumesnil JG, Lemieux M, Cartier P, Metras J, Durand LG. Impact of prosthesis-patient mismatch on hemodynamic and symptomatic status, morbidity and mortality after aortic valve replacement with a bioprosthetic heart valve. *J Heart Valve Dis* 1998;7:211-8.
48. Castro LJ, Arcidi JM Jr., Fisher AL, Gaudiani VA. Routine enlargement of the small aortic root: a preventive strategy to minimize mismatch. *Ann Thorac Surg* 2002;74:31-6.
49. Pibarot P, Dumesnil JG, Cartier PC, Metras J, Lemieux MD. Patient-prosthesis mismatch can be predicted at the time of operation. *Ann Thorac Surg* 2001;71:S265-8.
50. Rahimtoola SH, Murphy E. Valve prosthesis-patient mismatch. A long term sequela. *Br Heart J* 1981;45:331-5.

51. Lam BK, Chan V, Hendry P, et al. The impact of patient-prosthesis mismatch on late outcomes after mitral valve replacement. *J Thorac Cardiovasc Surg* 2007;133:1464-73.
52. Li M, Dumesnil JG, Mathieu P, Pibarot P. Impact of valve prosthesis patient mismatch on pulmonary arterial pressure after mitral valve replacement. *J Am Coll Cardiol* 2005;45:1034-40.
53. Magne J, Mathieu P, Dumesnil JG, et al. Impact of prosthesis-patient mismatch on survival after mitral valve replacement. *Circulation* 2007;115:1417-25.
54. Mohty D, Dumesnil JG, Echahidi N, 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.
55. 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.
56. Ionescu A, Fraser AG, Butchart EG. Prevalence and clinical significance of incidental paraprosthetic valvar regurgitation: a prospective study using transoesophageal echocardiography. *Heart* 2003;89:1316-21.
57. O'Rourke DJ, Palac RT, Malenka DJ, Marrin CA, Arbuckle BE, Plehn JF. Outcome of mild periprosthetic regurgitation detected by intraoperative transesophageal echocardiography. *J Am Coll Cardiol* 2001;38:163-6.
58. Practice guidelines for perioperative transesophageal echocardiography. A report by the American Society of Anesthesiologists and the Society of Cardiovascular Anesthesiologists Task Force on Transesophageal Echocardiography. *Anesthesiology* 1996;84:986-1006.
59. Grewal KS, Malkowski MJ, Piracha AR, et al. Effect of general anesthesia on the severity of mitral regurgitation by transesophageal echocardiography. *Am J Cardiol* 2000;85:199-203.
60. Kubitz JC, Annecke T, Kemming GI, et al. The influence of positive end expiratory pressure on stroke volume variation and central blood volume during open and closed chest conditions. *Eur J Cardiothorac Surg* 2006;30:90-5.
61. McKinlay KH, Schinderle DB, Swaminathan M, et al. Predictors of inotrope use during separation from cardiopulmonary bypass. *J Cardiothorac Vasc Anesth* 2004;18:404-8.
62. Schroeder RA, Mark JB. Is the valve OK or not? Immediate evaluation of a replaced aortic valve. *Anesth Analg* 2005;101:1288-91.
63. Reeves ST, Glas KE, Eltzhig H, et al. Guidelines for performing a comprehensive epicardial echocardiography examination: recommendations of the American Society of Echocardiography and the Society of Cardiovascular Anesthesiologists. *J Am Soc Echocardiogr* 2007;20:427-37.
64. Rizzoli G, Guglielmi C, Toscano G, et al. Reoperations for acute prosthetic thrombosis and pannus: an assessment of rates, relationship and risk. *Eur J Cardiothorac Surg* 1999;16:74-80.
65. Doenst T, Borger MA, David TE. Long-term results of bioprosthetic mitral valve replacement: the pericardial perspective. *J Cardiovasc Surg (Torino)* 2004;45:449-54.
66. Kilian E, Oberhoffer M, Gulbins H, Uhlig A, Kreuzer E, Reichart B. Ten years' experience in aortic valve replacement with homografts in 389 cases. *J Heart Valve Dis* 2004;13:554-9.
67. Zoghbi WA. Echocardiographic recognition of unusual complications after surgery on the great vessels and cardiac valves. In: Otto CM, editor. *The practice of clinical echocardiography*. New York: Elsevier; 2007: 605-26.
68. Birmingham GD, Rahko PS, Ballantyne F III. Improved detection of infective endocarditis with transesophageal echocardiography. *Am Heart J* 1992;123:774-81.
69. Daniel WG, Mugge A, Grote 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.
70. Karalis DG, Bansal RC, Hauck AJ, et al. Transesophageal echocardiographic recognition of subaortic complications in aortic valve endocarditis. Clinical and surgical implications. *Circulation* 1992;86:353-62.
71. Afridi I, Apostolidou MA, Saad RM, Zoghbi WA. Pseudoaneurysms of the mitral-aortic intervalvular fibrosa: dynamic characterization using transesophageal echocardiographic and Doppler techniques. *J Am Coll Cardiol* 1995;25:137-45.
72. Daniel WG, Mugge A, Martin RP, et al. Improvement in the diagnosis of abscesses associated with endocarditis by transesophageal echocardiography. *N Engl J Med* 1991;324:795-800.
73. Mugge A. Echocardiographic detection of cardiac valve vegetations and prognostic implications. *Infect Dis Clin North Am* 1993;7:877-98.

74. Baddour LM, Wilson WR, Bayer AS, et al. Infective endocarditis: diagnosis, antimicrobial therapy, and management of complications: a statement for healthcare professionals from the Committee on Rheumatic Fever, Endocarditis, and Kawasaki Disease, Council on Cardiovascular Disease in the Young, and the Councils on Clinical Cardiology, Stroke, and Cardiovascular Surgery and Anesthesia, American Heart Association: endorsed by the Infectious Diseases Society of America. *Circulation* 2005;111:e394-434.
75. Lowry RW, Zoghbi WA, Baker WB, Wray RA, Quinones MA. Clinical impact of transesophageal echocardiography in the diagnosis and management of infective endocarditis. *Am J Cardiol* 1994;73:1089-91.
76. Ali AS, Trivedi V, Lesch M. Culture -negative endocarditis- a historical review and 1990s update. *Prog Cardiovasc Dis* 1994;37:149-60.
77. Bayer AS. Infective endocarditis. *Clin Infect Dis* 1993;17:313-20.
78. Shively BK, Gurule FT, Roldan CA, Leggett JH, Schiller NB. Diagnostic value of transesophageal compared with transthoracic echocardiography in infective endocarditis. *J Am Coll Cardiol* 1991;18:391-7.
79. Gueret P, Vignon P, Fournier P, et al. Transesophageal echocardiography for the diagnosis and management of nonobstructive thrombosis of mechanical mitral valve prosthesis. *Circulation* 1995;91:103-10.
80. Isada LR, Torelli JN, Stewart WJ, Klein AL. Detection of fibrous strands on prosthetic mitral valves with transesophageal echocardiography: another potential embolic source. *J Am Soc Echocardiogr* 1994;7:641-5.
81. Orsinelli DA, Pearson AC. Detection of prosthetic valve strands by transesophageal echocardiography: clinical significance in patients with suspected cardiac source of embolism. *J Am Coll Cardiol* 1995;26:1713-8.
82. Barbetseas J, Nagueh SF, Pitsavos C, Toutouzas PK, Quinones MA, Zoghbi WA. Differentiating thrombus from pannus formation in obstructed mechanical prosthetic valves: an evaluation of clinical, transthoracic and transesophageal echocardiographic parameters. *J Am Coll Cardiol* 1998;32:1410-7.
83. Dzavik V, Cohen G, Chan KL. Role of transesophageal echocardiography in the diagnosis and management of prosthetic valve thrombosis. *J Am Coll Cardiol* 1991;18:1829-33.
84. Hurrell DG, Schaff HV, Tajik A. Thrombolytic therapy for obstruction of mechanical prosthetic valves. *Mayo Clin Proc* 1996;71:605-13.
85. Lengyel M, Fuster V, Keltai M, et al. Guidelines for management of left-sided prosthetic valve thrombosis: a role for thrombolytic therapy. Consensus Conference on Prosthetic Valve Thrombosis. *J Am Coll Cardiol* 1997;30:1521-6.
86. Tong AT, Roudaut R, Ozkan M, et al. Transesophageal echocardiography improves risk assessment of thrombolysis of prosthetic valve thrombosis: results of the international PRO-TEE registry. *J Am Coll Cardiol* 2004;43:77-84.
87. Zoghbi WA, Desir RM, Rosen L, Lawrie GM, Pratt CM, Quinones MA. Doppler echocardiography: application to the assessment of successful thrombolysis of prosthetic valve thrombosis. *J Am Soc Echocardiogr* 1989;2:98-101.
88. Donatelli F, Triggiani M, Mariani MA, et al. Rest and exercise hemodynamics of stentless porcine bioprostheses in aortic position. *Cardiologia* 1994;39:41-7.
89. Eriksson MJ, Brodin LA, Dellgren GN, Radegran K. Rest and exercise hemodynamics of an extended stentless aortic bioprosthesis. *J Heart Valve Dis* 1997;6:653-60.
90. Fries R, Wendler O, Schieffer H, Schafers HJ. Comparative rest and exercise hemodynamics of 23-mm stentless versus 23-mm stented aortic bioprostheses. *Ann Thorac Surg* 2000;69:817-22.
91. Jaffe WM, Coverdale HA, Roche AH, Whitlock RM, Neutze JM, Barratt-Boyes BG. Rest and exercise hemodynamics of 20 to 23 mm allograft, Medtronic Intact (porcine), and St. Jude Medical valves in the aortic position. *J Thorac Cardiovasc Surg* 1990;100:167-74.
92. Pibarot P, Dumesnil JG, Jobin J, Cartier P, Honos G, Durand LG. Hemodynamic and physical performance during maximal exercise in patients with an aortic bioprosthetic valve: comparison of stentless versus stented bioprostheses. *J Am Coll Cardiol* 1999;34:1609-17.
93. 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.
94. Reis G, Motta MS, Barbosa MM, Esteves WA, Souza SF, Bocchi EA. Dobutamine stress echocardiography for noninvasive assessment and risk stratification of patients with rheumatic mitral stenosis. *J Am Coll Cardiol* 2004;43:393-401.

95. Castaneda-Zuniga W, Nicoloff D, Jorgensen C, Nath PH, Zollikofer C, Amplatz K. In vivo radiographic appearance of the St. Jude valve prosthesis. *Radiology* 1980;134:775-6.
96. Mehlmann DJ. A pictorial and radiographic guide for identification of prosthetic heart valve devices. *Prog Cardiovasc Dis* 1988;30:441-64.
97. White AF, Dinsmore RE, Buckley MJ. Cineradiographic evaluation of prosthetic cardiac valves. *Circulation* 1973;48:882-9.
98. Cohn LH, Collins JJ Jr., DiSesa VJ, et al. Fifteen-year experience with 1678 Hancock porcine bioprosthetic heart valve replacements. *Ann Surg* 1989;210:435-42.
99. Sands MJ Jr., Lachman AS, O'Reilly DJ, Leach CN Jr., Sappington JB, Katz AM. Diagnostic value of cinefluoroscopy in the evaluation of prosthetic heart valve dysfunction. *Am Heart J* 1982;104:622-7.
100. de Mol BA, Kallewaard M, McLellan RB, van Herwerden LA, Defauw JJ, Van der GY. Single-leg strut fractures in explanted Bjork-Shiley valves. *Lancet* 1994;343:9-12.
101. Guit GL, van Voorthuisen AE, Steiner RM. Outlet strut fracture of the Bjork-Shiley mitral valve prosthesis. *Radiology* 1985;154:298.
102. Hiratzka LF, Kouchoukos NT, Grunkemeier GL, Miller DC, Scully HE, Wechsler AS. Outlet strut fracture of the Bjork-Shiley 60 degrees Convexo-Concave valve: current information and recommendations for patient care. *J Am Coll Cardiol* 1988;11:1130-7.
103. Odell JA, Durandt J, Shama DM, Vythilingum S. Spontaneous embolization of a St. Jude prosthetic mitral valve leaflet. *Ann Thorac Surg* 1985;39:569-72.
104. Piers LH, Dijkers R, Boonstra PW. Visualisation of a St Jude prosthetic mitral valve using electron beam tomography. *Heart* 2007;93:302.
105. Numata S, Okada H, Kitahara H, Kawazoe K. Four-dimensional evaluation of implanted mechanical valve with 64-row multi-detector computed tomography. *Eur J Cardiothorac Surg* 2007;31:934.
106. Leborgne L, Renard C, Tribouilloy C. Usefulness of ECG-gated multi-detector computed tomography for the diagnosis of mechanical prosthetic valve dysfunction. *Eur Heart J* 2006;27:2537.
107. Teshima H, Hayashida N, Enomoto N, Aoyagi S, Okuda K, Uchida M. Detection of pannus by multidetector-row computed tomography. *Ann Thorac Surg* 2003;75:1631-3.
108. Teshima H, Aoyagi S, Hayashida N, et al. Dysfunction of an ATS valve in the aortic position: the first reported case caused by pannus formation. *J Artif Organs* 2005;8:270-3.
109. Lembcke A, Hein PA, Enzweiler CN, Hoffmann U, Klessen C, Dohmen PM. Acute myocardial ischemia after aortic valve replacement: a comprehensive diagnostic evaluation using dynamic multislice spiral computed tomography. *Eur J Radiol* 2006;57:351-5.
110. Morgan-Hughes GJ, Owens PE, Roobottom CA, Marshall AJ. Three dimensional volume quantification of aortic valve calcification using multislice computed tomography. *Heart* 2003;89:1191-4.
111. Melina G, Horkaew P, Amrani M, Rubens MB, Yacoub MH, Yang GZ. Three-dimensional in vivo characterization of calcification in native valves and in Freestyle versus homograft aortic valves. *J Thorac Cardiovasc Surg* 2005;130:41-7.
112. Rashtian MY, Stevenson DM, Allen DT, et al. Flow characteristics of four commonly used mechanical heart valves. *Am J Cardiol* 1986;58:743-52.
113. Falicov RE, Walsh WF. Retrograde crossing of aortic Bjork-Shiley prosthesis. *Am J Cardiol* 1979;43:1062-4.
114. Karsh DL, Michaelson SP, Langou RA, Cohen LS, Wolfson S. Retrograde left ventricular catheterization in patients with an aortic valve prosthesis. *Am J Cardiol* 1978;41:893-6.
115. Kober G, Hilgermann R. Catheter entrapment in a Bjork-Shiley prosthesis in aortic position. *Cathet Cardiovasc Diagn* 1987;13:262-5.
116. Dunn M. Is transseptal catheterization necessary? *J Am Coll Cardiol* 1985;5:1393-4.
117. Horstkotte D, Haerten K, Seipel L, et al. Central hemodynamics at rest and during exercise after mitral valve replacement with different prostheses. *Circulation* 1983;68:1161-8.
118. Schoenfeld MH, Palacios IF, Hutter AM Jr., Jacoby SS, Block PC. Underestimation of prosthetic mitral valve areas: role of transseptal catheterization in avoiding unnecessary repeat mitral valve surgery. *J Am Coll Cardiol* 1985;5:1387-92.
119. Ben Zekry S, Saad RM, Little SH, Zoghbi WA. Flow acceleration time: a novel diagnostic parameter for prosthetic aortic valve stenosis [abstract]. *Circulation* 2008;118: S1069.
120. Chambers J, Rajani R, Hankins M, Cook R. The peak to mean pressure decrease ratio: a new method of assessing aortic stenosis. *J Am Soc Echocardiogr* 2005;18:674-8.

121. Rothbart RM, Castriz JL, Harding LV, Russo CD, Teague SM. Determination of aortic valve area by two-dimensional and Doppler echocardiography in patients with Normal and stenotic bioprosthetic valves. *J Am Coll Cardiol* 1990;15:817-24.
122. Otto CM, Pearlman AS, Comess KA, Reamer RP, Janko CL, Huntsman LL. Determination of the stenotic aortic valve area in adults using Doppler echocardiography. *J Am Coll Cardiol* 1986;7:509-17.
123. Zoghbi WA, Farmer KL, Soto JG, Nelson JG, Quinones MA. Accurate noninvasive quantification of stenotic aortic valve area by Doppler echocardiography. *Circulation* 1986;73:452-9.
124. Zabalgoitia M, Herrera CJ, Chaudhry FA, Calhoun JH, Mehlman DJ, O'Rourke RA. Improvement in the diagnosis of bioprosthetic valve dysfunction by transesophageal echocardiography. *J Heart Valve Dis* 1993;2:595-603.
125. Saad RM, Barbetseas J, Olmos L, Rubio N, Zoghbi WA. Application of the continuity equation and valve resistance to the evaluation of St. Jude Medical prosthetic aortic valve dysfunction. *Am J Cardiol* 1997;80:1239-42.
126. Rajani R, Mukherjee D, Chambers JB. Doppler echocardiography in normally functioning replacement aortic valves: a review of 129 studies. *J Heart Valve Dis* 2007;16:519-35.
127. Rallidis LS, Moysakis IE, Ikonomidis I, Nihoyannopoulos P. Natural history of early aortic paraprosthetic regurgitation: a five-year follow-up. *Am Heart J* 1999;138:351-7.
128. Kupferwasser I, Mohr-Kahaly S, Erbel R, et al. Improved assessment of pathological regurgitation in patients with prosthetic heart valves by multiplane transesophageal echocardiography. *Echocardiography* 1997;14:363-74.
129. Mohr-Kahaly S, Kupferwasser I, Erbel R, Oelert H, Meyer J. Regurgitant flow in apparently normal valve prostheses: improved detection and semiquantitative analysis by transesophageal two-dimensional color coded Doppler echocardiography. *J Am Soc Echocardiogr* 1990;3:187-95.
130. Mohr-Kahaly S, Kupferwasser I, Erbel R, et al. Value and limitations of transesophageal echocardiography in the evaluation of aortic prostheses. *J Am Soc Echocardiogr* 1993;6:12-20.
131. Bach DS. Transesophageal echocardiographic (TEE) evaluation of prosthetic valves. *Cardiol Clin* 2000;18:751-71.
132. 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.
133. Muratori M, Montorsi P, Teruzzi G, 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.
134. Cohen GI, Davison MB, Klein AL, Salcedo EE, Stewart WJ. A comparison of flow convergence with other transthoracic echocardiographic indexes of prosthetic mitral regurgitation. *J Am Soc Echocardiogr* 1992;5:620-7.
135. 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.
136. Baumgartner H, Schima H, Kuhn P. Discrepancies between Doppler and catheter gradients across bileaflet aortic valve prostheses. *Am J Cardiol* 1993;71:1241-3.
137. Yoganathan AP, Chaux A, Gray RJ, et al. Bileaflet, tilting disc and porcine aortic valve substitutes: in vitro hydrodynamic characteristics. *J Am Coll Cardiol* 1984;3:313-20.
138. Goetze S, Brechtken J, Agler DA, Thomas JD, Sabik JF III, Jaber WA. In vivo short-term Doppler hemodynamic profiles of 189 Carpentier-Edwards Perimount pericardial bioprosthetic valves in the mitral position. *J Am Soc Echocardiogr* 2004;17:981-7.
139. Rosenhek R, Binder T, Maurer G, Baumgartner H. Normal values for Doppler echocardiographic assessment of heart valve prostheses. *J Am Soc Echocardiogr* 2003;16:1116-27.
140. Malouf JF, Ballo M, Connolly HM, 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.
141. 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.
142. Malouf JF, Ballo M, Hodge DO, Herges RM, Orszulak TA, Miller FA Jr. Doppler echocardiography of normal Starr-Edwards mitral prostheses: a comprehensive function

- assessment including continuity equation and time-velocity integral ratio. *J Am Soc Echocardiogr* 2005;18:1399-403.
143. Blauwet LA, Malouf JF, Connolly HM, et al. Doppler echocardiography of 79 normal CarboMedics mitral prostheses: a comprehensive assessment including time-velocity integral ratio and prosthesis performance index. *J Am Soc Echocardiogr* 2009;20:1125-30.
 144. Blauwet LA, Malouf JF, Connolly HM, et al. Doppler echocardiography of 240 normal Carpentier-Edwards Duraflex porcine mitral bioprostheses: a comprehensive assessment including time velocity integral ratio and prosthesis performance index. *J Am Soc Echocardiogr* 2009;22:388-93.
 145. Davila-Roman VG, Waggoner AD, Kennard ED, et al. Prevalence and severity of paravalvular regurgitation in the Artificial Valve Endocarditis Reduction Trial (AVERT) echocardiography study. *J Am Coll Cardiol* 2004;44:1467-72.
 146. 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.
 147. Ronderos RE, Portis M, Stoermann W, Sarmiento C. Are all echocardiographic findings equally predictive for diagnosis in prosthetic endocarditis? *J Am Soc Echocardiogr* 2004;17:664-9.
 148. 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.
 149. Alton ME, 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.
 150. Daniel LB, Grigg LE, Weisel RD, Rakowski H. Comparison of transthoracic and transesophageal assessment of prosthetic valve dysfunction. *Echocardiography* 1990;7:83-95.
 151. Flachskampf FA, Hoffmann R, Franke A, et al. Does multiplane transesophageal echocardiography improve the assessment of prosthetic valve regurgitation? *J Am Soc Echocardiogr* 1995;8:70-8.
 152. Hung J, Lang RM, Flachskampf FA, et al. 3D echocardiography: a review of the current status and future directions. *J Am Soc Echocardiogr* 2007;20:213-33.
 153. Fischer CH, Campos FO, Moises VA, et al. Quantification of mitral prosthesis failure by different methods of evaluation by transesophageal echocardiography. *Arq Bras Cardiol* 1998;71:741-5.
 154. Vitarelli A, Conde Y, Cimino E, et al. Assessment of severity of mechanical prosthetic mitral regurgitation by transoesophageal echocardiography. *Heart* 2004;90:539-44.
 155. Genoni M, Franzen D, Tavakoli R, et al. Does the morphology of mitral paravalvular leaks influence symptoms and hemolysis? *J Heart Valve Dis* 2001;10:426-30.
 156. Meliones JN, Snider AR, Bove EL, et al. Doppler evaluation of homograft valved conduits in children. *Am J Cardiol* 1989;64:354-8.
 157. Novaro GM, Connolly HM, Miller FA. Doppler hemodynamics of 51 clinically and echocardiographically normal pulmonary valve prostheses. *Mayo Clin Proc* 2001;76:155-60.
 158. da Costa F, Haggi H, Pinton R, Lenke W, Adam E, Costa IS. Rest and exercise hemodynamics after the Ross procedure: an echocardiographic study. *J Card Surg* 1998;13:177-85.
 159. Moidl R, Simon P, Kupilik N, et al. Increased pulmonary flow velocities in oversized homografts in patients after the Ross procedure. *Eur J Cardiothorac Surg* 1997;12:569-72.
 160. Ward KE, Elkins RC, Overholt ED, et al. Evaluation of cryopreserved homografts in the right ventricular outflowtract after the Ross procedure: intermediate-term follow up. *J Heart Valve Dis* 1997;6:130-3.
 161. Briand M, Pibarot P, Dumesnil JG, Cartier P. Mid term echocardiographic follow-up after Ross operation. *Circulation* 2000;102:III10-4.
 162. Rosti L, Murzi B, Colli AM, et al. Mechanical valves in the pulmonary position: a reappraisal. *J Thorac Cardiovasc Surg* 1998;115:1074-9.
 163. Waterbolk TW, Hoendermis ES, den H I, 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.
 164. Cooper J. Conventional and color Doppler assessment of right-sided valvular regurgitation. In: Nanda NK, editor. *Textbook of color Doppler echocardiography*. Philadelphia: Lea & Febiger; 1989:160-7.

165. Rao PS, Galal O, Patnana M, Buck SH, Wilson AD. Results of three to 10 year follow up of balloon dilatation of the pulmonary valve. *Heart* 1998;80:591-5.
166. Allen BS, El-Zein C, Cuneo B, Cava JP, Barth MJ, Ilbawi MN. Pericardial tissue valves and Gore-Tex conduits as an alternative for right ventricular outflow tract replacement in children. *Ann Thorac Surg* 2002;74:771-7.
167. Kanter KR, Budde JM, Parks WJ, et al. One hundred pulmonary valve replacements in children after relief of right ventricular outflow tract obstruction. *Ann Thorac Surg* 2002;73:1801-6.
168. Kanter KR, Fyfe DA, Mahle WT, Forbess JM, Kirshbom PM. Results with the freestyle porcine aortic root for right ventricular outflow tract reconstruction in children. *Ann Thorac Surg* 2003;76:1889-94.
169. Koh M, Yagihara T, Uemura H, et al. Long-term outcome of right ventricular outflow tract reconstruction using a handmade tri-leaflet conduit. *Eur J Cardiothorac Surg* 2005;27:807-14.
170. Marx GR, Hicks RW, Allen HD, Goldberg SJ. Noninvasive assessment of hemodynamic responses to exercise in pulmonary regurgitation after operations to correct pulmonary outflow obstruction. *Am J Cardiol* 1988;61:595-601.
171. Settepani F, Kaya A, Morshuis WJ, Schepens MA, Heijmen RH, Dossche KM. The Ross operation: an evaluation of a single institution's experience. *Ann Thorac Surg* 2005;79:499-504.
172. Sievers HH, Dahmen G, Graf B, Stierle U, Ziegler A, Schmidtke C. Midterm Results of the Ross procedure preserving the patient's aortic root [abstract]. *Circulation* 2003;108:55-60.
173. Weyman AE. Right ventricular outflow tract. In: Weyman AE, editor. *Principles and practices of echocardiography*. Philadelphia: Lea & Febiger; 1994:863-900.
174. Chan KC, Fyfe DA, McKay CA, Sade RM, Crawford FA. Right ventricular outflow reconstruction with cryopreserved homografts in pediatric patients: intermediate-term follow-up with serial echocardiographic assessment. *J Am Coll Cardiol* 1994;24:483-9.
175. Goldberg SJ, Allen HD. Quantitative assessment by Doppler echocardiography of pulmonary or aortic regurgitation. *Am J Cardiol* 1985;56:131-5.
176. Connolly HM, Miller FA Jr., 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.
177. 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.
178. 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.
179. Kocis KC, Snider AR, Lupinetti FM, Bove EL. Doppler forward flow profiles of St. Jude Medical prosthetic valves in pediatric patients. *Am J Cardiol* 1994;74:77-9.
180. Masuda M, Kado H, Tatewaki H, Shiokawa Y, Yasui H. Late results after mitral valve replacement with bileaflet mechanical prosthesis in children: evaluation of prosthesis-patient mismatch. *Ann Thorac Surg* 2004;77:913-7.
181. Karamlou T, Jang K, Williams WG, et al. Outcomes and associated risk factors for aortic valve replacement in 160 children: a competing-risks analysis. *Circulation* 2005;112:3462-9.
182. Adatia I, Moore PM, Jonas RA, Colan SD, Lock JE, Keane JF. Clinical course and hemodynamic observations after supraannular mitral valve replacement in infants and children. *J Am Coll Cardiol* 1997;29:1089-94.
183. Dinarevic S, Redington A, Rigby M, Sheppard MN. Left ventricular pannus causing inflow obstruction late after mitral valve replacement for endocardial fibroelastosis. *Pediatr Cardiol* 1996;17:257-9.
184. Sugeng L, Sherman SK, Weinert L, et al. Real-time three-dimensional transesophageal echocardiography in valve disease: comparison with surgical findings and evaluation of prosthetic valves. *J Am Soc Echocardiogr* 2009;21:1347-54.
185. Little SH, Ben Zekry S, Zoghbi WA, Kleiman NS, Guthikonda S. Threedimensional transesophageal echocardiogram provides real-time guidance during percutaneous paravalvular mitral repair. *Cir Heart Fail* 2009;1:293-4.

Apéndice A. Valores ecocardiograficos doppler normales para prótesis valvulares aórticas*.

Valvula	Tamaño	Gradiente Pico (mmHg)	Gradiente Medio (mmHg)	Area Orificio Efectivo (cm2)
ATS <i>Bileaflet</i>	19	47.0± 12.6	25.3± 8.0	1.1± 0.3
	21	23.7± 6.8	15.9± 5.0	1.4± 0.5
	23		14.4± 4.9	1.7± 0.5
	25		11.3± 3.7	2.1± 0.7
	27		8.4± 3.7	2.5± 0.1
	29		8.0± 3.0	3.1± 0.8
ATS AP <i>Bileaflet</i>	18		21.0± 1.8	1.2± 0.3
	20	21.4± 4.2	11.1± 3.5	1.3± 0.3
	22	18.7± 8.3	10.5± 4.5	1.7± 0.4
	24	15.1± 5.6	7.5± 3.1	2.0± 0.6
	26		6.0± 2.0	2.1± 0.4
Baxter Perimount <i>Stented bovine pericardial</i>	19	32.5± 8.5	19.5± 5.5	1.3± 0.2
	21	24.9± 7.7	13.8± 4.0	1.3± 0.3
	23	19.9± 7.4	11.5± 3.9	1.6± 0.3
	25	16.5± 7.8	10.7± 3.8	1.6± 0.4
	27	12.8± 5.4	4.8± 2.2	2.0± 0.4
Biocor <i>Stented porcine</i>	23	30.0± 10.7	20± 6.6	1.3± 0.3
	25	23.0± 7.9	16± 5.1	1.7± 0.4
	27	22.0± 6.5	15.0± 3.7	2.2± 0.4
Extended Biocor <i>Stentless</i>	19-21	17.5± 6.5	9.6± 3.6	1.4± 0.4
	23	14.7± 7.3	7.7± 3.8	1.7± 0.4
	25	14.0± 4.3	7.4± 2.5	1.8± 0.4
Bioflo <i>Stented bovine pericardial</i>	19	37.2± 8.8	26.4± 5.5	0.7± 0.1
	21	28.7± 6.2	18.7± 5.5	1.1± 0.1
	21	38.9± 11.9	21.8± 3.4	1.1± 0.3
Bjork-Shiley <i>Single tilting disc</i>	23	28.8± 11.2	15.7± 5.3	1.3± 0.3
	25	23.7± 8.2	13.0± 5.0	1.5± 0.4
	27		10.0± 2.0	1.6± 0.3
Carbomedics Reduced <i>Bileaflet</i>	19	43.4± 1.2	24.4± 1.2	1.2± 0.1
Carbomedics Standard <i>Bileaflet</i>	19	38.0± 12.8	18.9± 8.3	1.0± 0.3
	21	26.8± 10.1	12.9± 5.4	1.5± 0.4
	23	22.5± 7.4	11.0± 4.6	1.4± 0.3
	25	19.6± 7.8	9.1± 3.5	1.8± 0.4
	27	17.5± 7.1	7.9± 3.2	2.2± 0.2
	29	9.1± 4.7	5.6± 3.0	3.2± 1.6
Carbomedics Tophat <i>Bileaflet</i>	21	30.2± 10.9	14.9± 5.4	1.2± 0.3
	23	24.2± 7.6	12.5± 4.4	1.4± 0.4
	25		9.5± 2.9	1.6± 0.32
Carpentier Edwards <i>Pericardial Stented bovine pericardial</i>	19	32.1± 3.4	24.2± 8.6	1.2± 0.3
	21	25.7± 9.9	20.3± 9.1	1.5± 0.4
	23	21.7± 8.6	13.0± 5.3	1.8± 0.3
	25	16.5± 5.4	9.0± 2.3	
Carpentier Edwards <i>Standard Stented porcine</i>	19	43.5± 12.7	25.6± 8.0	0.9± 0.2
	21	27.7± 7.6	17.3± 6.2	1.5± 0.3
	23	28.9± 7.5	16.1± 6.2	1.7± 0.5
	25	24.0± 7.1	12.9± 4.6	1.9± 0.5
	27	22.1± 8.2	12.1± 5.5	2.3± 0.6
	29		9.9± 2.9	2.8± 0.5
Carpentier Supra-Annular <i>Stented porcine</i>	19	34.1± 2.7		1.1± 0.1
	21	28.0± 10.5	17.5± 3.8	1.4± 0.9
	23	25.3± 10.5	13.4± 4.5	1.6± 0.6
	25	24.4± 7.6	13.2± 4.8	1.8± 0.4
	27	16.7± 4.7	8.8± 2.8	1.9± 0.7

Cryolife <i>Stentless</i>	19		9.0± 2.0	1.5± 0.3
	21		6.6± 2.9	1.7± 0.4
	23		6.0± 2.3	2.3± 0.2
	25		6.1± 2.6	2.6± 0.2
	27		4.0± 2.4	2.8± 0.3
Edwards Duromedics <i>Bileaflet</i>	21	39.0± 13		
	23	32.0± 8.0		
	25	26.0± 10.0		
	27	24.0± 10.0		
Edwards Mira <i>Bileaflet</i>	19		18.2± 5.3	1.2± 0.4
	21		13.3± 4.3	1.6± 0.4
	23		14.7± 2.8	1.6± 0.6
	25		13.1± 3.8	1.9
Hancock <i>Stented porcine</i>	21	18.0± 6.0	12.0± 2.0	
	23	16.0± 2.0	11.0± 2.0	
	25	15.0± 3.0	10.0± 3.0	
Hancock II <i>Stented porcine</i>	21		14.8± 4.1	1.3± 0.4
	23	34.0± 13.0	16.6± 8.5	1.3± 0.4
	25	22.0± 5.3	10.8± 2.8	1.6± 0.4
	29	16.2± 1.5	8.2± 1.7	1.6± 0.2
Homograft <i>Homograft valves</i>	17-19		9.7± 4.2	4.2± 1.8
	19-21			5.4± 0.9
	20-21		7.9± 4.0	3.6± 2.0
	20-22		7.2± 3.0	3.5± 1.5
	22	1.7± 0.3		5.8± 3.2
	22-23		5.6± 3.1	2.6± 1.4
	22-24			5.6± 1.7
	24-27		6.2± 2.6	2.8± 1.1
	26	1.4± 0.6		6.8± 2.9
	25-28			6.2± 2.5
Intact <i>Stented porcine</i>	19	40.4± 15.4	24.5± 9.3	
	21	40.9± 15.6	19.6± 8.1	1.6± 0.4
	23	32.7± 9.6	19.0± 6.1	1.6± 0.4
	25	29.7± 15.0	17.7± 7.9	1.7± 0.3
	27	25.0± 7.6	15.0± 4.5	
Ionescu-Shiley <i>Stented bovine pericardial</i>	17	23.8± 3.4		0.9± 0.1
	19	19.7± 5.9	13.3± 3.9	1.1± 0.1
	21	26.6± 9.0		
Labcor Santiago <i>Stented bovine pericardial</i>	19	18.6± 5.0	11.8± 3.3	1.2± 0.1
	21	17.5± 6.6	8.2± 4.5	1.3± 0.1
	23	14.8± 5.2	7.8± 2.9	1.8± 0.2
	25	12.3± 3.4	6.8± 2.0	2.1± 0.3
Labcor Synergy <i>Stented porcine</i>	21	24.3± 8.1	13.3± 4.2	1.1± 0.3
	23	27.3± 13.7	15.3± 6.9	1.4± 0.4
	25	22.5± 11.9	13.2± 6.4	1.5± 0.4
	27	17.8± 7.0	10.6± 4.6	1.8± 0.5
MCRI On-X <i>Bileaflet</i>	19	21.3± 10.8	11.8± 3.4	1.5± 0.2
	21	16.4± 5.9	9.9± 3.6	1.7± 0.4
	23	15.9± 6.4	8.6± 3.4	1.9± 0.6
	25	16.5± 10.2	6.9± 4.3	2.4± 0.6
Medtronic Advantage <i>Bileaflet</i>	23		10.4± 3.1	2.2± 0.3
	25		9.0± 3.7	2.8± 0.6
	27		7.6± 3.6	3.3± 0.7
	29		6.1± 3.8	3.9± 0.7
Medtronic Freestyle <i>Stentless</i>	19		13.0± 3.9	
	21		9.1± 5.1	1.4± 0.3
	23	11.0± 4.0	8.1± 4.6	1.7± 0.5
	25		5.3± 3.1	2.1± 0.5
	27		4.6± 3.1	2.5± 0.1

	20	34.4± 13.1	17.1± 5.3	1.2± 0.5
Medtronic Hall <i>Single tilting disc</i>	21	26.9± 10.5	14.1± 5.9	1.1± 0.2
	23	26.9± 8.9	13.5± 4.8	1.4± 0.4
	25	17.1± 7.0	9.5± 4.3	1.5± 0.5
	27	18.9± 9.7	8.7± 5.6	1.9± 0.2
	21		14.2± 5.0	1.4± 0.4
Medtronic Mosaic <i>Stented porcine</i>	23	23.8± 11.0	13.7± 4.8	1.5± 0.4
	25	22.5± 10.0	11.7± 5.1	1.8± 0.5
	27		10.4± 4.3	1.9± 0.1
	29		11.1± 4.3	2.1± 0.2
	19	18.6± 5.3	13.1± 3.3	1.1± 0.2
Mitroflow <i>Stented bovine pericardial</i>	19		27.4± 8.8	
	21	27.5± 3.1	20.5± 6.2	
Monostrut Bjork-Shiley <i>Single tilting disc</i>	23	20.3± 0.7	17.4± 6.4	
	25		16.1± 4.9	
	27		11.4± 3.8	
	21	28.8± 6.0	13.7± 1.9	1.4± 0.7
	Prima <i>Stentless</i>	23	21.5± 7.5	11.5± 4.9
25		22.1± 12.5	11.6± 7.2	1.8± 0.5
21		37.4± 12.8	20.4± 5.4	1.3± 0.5
Omnicarbon <i>Single tilting disc</i>	23	28.8± 9.1	17.4± 4.9	1.5± 0.3
	25	23.7± 8.1	13.2± 4.6	1.9± 0.5
	27	20.1± 4.2	12.4± 2.9	2.1± 0.4
	21	50.8± 2.8	28.2± 2.2	0.9± 0.1
Omniscience <i>Single tilting disc</i>	23	39.8± 8.7	20.1± 5.1	1.0± 0.1
	23	32.6± 12.8	22.0± 9.0	1.1± 0.2
Starr Edwards <i>Caged ball</i>	24	34.1± 10.3	22.1± 7.5	1.1± 0.3
	26	31.8± 9.0	19.7± 6.1	
	27	30.8± 6.3	18.5± 3.7	
	29	29.0± 9.3	16.3± 5.5	
	19	30.1± 4.5	16.7± 2.0	1.4± 0.1
Sorin Bicarbon <i>Bileaflet</i>	21	22.0± 7.1	10.0± 3.3	1.2± 0.4
	23	16.8± 6.1	7.7± 3.3	1.5± 0.2
	25	11.2± 3.1	5.6± 1.6	2.4± 0.3
	19	36.5± 9.0	28.9± 7.3	1.2± 0.5
Sorin Pericarbon <i>Stentless</i>	21	28.0± 13.3	23.8± 11.1	1.3± 0.6
	23	27.5± 11.5	23.2± 7.6	1.5± 0.5
	19	28.5± 10.7	17.0± 7.8	1.9± 0.1
St. Jude Medical <i>Haem Plus</i>	21	16.3± 17.0	10.6± 5.1)	1.8± 0.5
	23	16.8± 7.3	12.1± 4.2	1.7± 0.5
St. Jude Medical Regent <i>Bileaflet</i>	19	20.6± 12	11.0± 4.9	1.6± 0.4
	21	15.6± 9.4	8.0± 4.8	2.0± 0.7
	23	12.8± 6.8	6.9± 3.5	2.3± 0.9
	25	11.7± 6.8	5.6± 3.2	2.5± 0.8
	27	7.9± 5.5	3.5± 1.7	3.6± 0.5
St. Jude Medical Standard <i>Bileaflet</i>	19	42.0± 10.0	24.5± 5.8	1.5± 0.1
	21	25.7± 9.5	15.2± 5.0	1.4± 0.4
	23	21.8± 7.5	13.4± 5.6	1.6± 0.4
	25	18.9± 7.3	11.0± 5.3	1.9± 0.5
	27	13.7± 4.2	8.4± 3.4	2.5± 0.4
	29	13.5± 5.8	7.0± 1.7	2.8± 0.5
St. Jude Medical <i>Stentless</i>	21	22.6± 14.5	10.7± 7.2	1.3± 0.6
	23	16.2± 9.0	8.2± 4.7	1.6± 0.6
	25	12.7± 8.2	6.3± 4.1	1.8± 0.5
	27	10.1± 5.8	5.0± 2.9	2.0± 0.3
	29	7.7± 4.4	4.1± 2.4	2.4± 0.6

*Modified from Rajani et al.¹²⁶

Apéndice B. Valores ecocardiograficos Doppler normales para válvulas protésicas mitrales*

Valvula	Tamaño	Gradiente Pico (mmHg)	Gradiente Medio (mmHg)	Velocidad Pico (m/s)	Tiempo Hemipresion (ms)	Area Efectiva Orificio (cm2)
Biocor <i>Stentless bioprosthesis</i>	27	13 ± 1				
	29	14 ± 2.5				
	31	11.5 ± 0.5				
	33	12 ± 0.5				
Bioflo pericardial <i>Stented bioprosthesis</i>	25	10 ± 2	6.3 ± 1.5			2 ± 0.1
	27	9.5 ± 2.6	5.4 ± 1.2			2 ± 0.3
	29	5 ± 2.8	3.6 ± 1			2.4 ± 0.2
	31	4.0	2.0			2.3
Bjork-Shiley <i>Tilting disc</i>	23			1.7	115	
	25	12 ± 4	6 ± 2	1.75 ± 0.38	99 ± 27	1.72 ± 0.6
	27	10 ± 4	5 ± 2	1.6 ± 0.49	89 ± 28	1.81 ± 0.54
	29	7.83 ± 2.93	2.83 ± 1.27	1.37 ± 0.25	79 ± 17	2.1 ± 0.43
	31	6 ± 3	2 ± 1.9	1.41 ± 0.26	70 ± 14	2.2 ± 0.3
Bjork-Shiley monostrut <i>Tilting disc</i>	23		5.0	1.9		
	25	13 ± 2.5	5.57 ± 2.3	1.8 ± 0.3		
	27	12 ± 2.5	4.53 ± 2.2	1.7 ± 0.4		
	29	13 ± 3	4.26 ± 1.6	1.6 ± 0.3		
	31	14 ± 4.5	4.9 ± 1.6	1.7 ± 0.3		
Carbomedics <i>Bileaflet</i>	23			1.9 ± 0.1	126 ± 7	
	25	10.3 ± 2.3	3.6 ± 0.6	1.3 ± 0.1	93 ± 8	2.9 ± 0.8
	27	8.79 ± 3.46	3.46 ± 1.03	1.61 ± 0.3	89 ± 20	2.9 ± 0.75
	29	8.78 ± 2.9	3.39 ± 0.97	1.52 ± 0.3	88 ± 17	2.3 ± 0.4
	31	8.87 ± 2.34	3.32 ± 0.87	1.61 ± 0.29	92 ± 24	2.8 ± 1.14
	33	8.8 ± 2.2	4.8 ± 2.5	1.5 ± 0.2	93 ± 12	
Carpentier- Edwards <i>Stented bioprosthesis</i>	27		6 ± 2	1.7 ± 0.3	98 ± 28	
	29		4.7 ± 2	1.76 ± 0.27	92 ± 14	
	31		4.4 ± 2	1.54 ± 0.15	92 ± 19	
	33		6 ± 3		93 ± 12	
Carpentier- Edwards pericardial <i>Stented Bioprosthesis</i>	27		3.6	1.6	100	
	29		5.25 ± 2.36	1.67 ± 0.3	110 ± 15	
	31		4.05 ± 0.83	1.53 ± 0.1	90 ± 11	
	33		1.0	0.8	80	
Duromedics <i>Bileaflet</i>	27	13 ± 6	5 ± 3	1.61 ± 0.4	75 ± 12	
	29	10 ± 4	3 ± 1	1.40 ± 0.25	85 ± 22	
	31	10.5 ± 4.33	3.3 ± 1.36	1.38 ± 0.27	81 ± 12	
	33	11.2	2.5		85	
Hancock I or not specified <i>Stented bioprosthesis</i>	27	10 ± 4	5 ± 2			1.3 ± 0.8
	29	7 ± 3	2.46 ± 0.79		115 ± 20	1.5 ± 0.2
	31	4 ± 0.86	4.86 ± 1.69		95 ± 17	1.6 ± 0.2
	33	3 ± 2	3.87 ± 2		90 ± 12	1.9 ± 0.2
Hancock II <i>Stented bioprosthesis</i>	27					2.21 ± 0.14
	29					2.77 ± 0.11
	31					2.84 ± 0.1
	33					3.15 ± 0.22
Hancock pericardial <i>Stented bioprosthesis</i>	29		2.61 ± 1.39	1.42 ± 0.14	105 ± 36	
	31		3.57 ± 1.02	1.51 ± 0.27	81 ± 23	
Ionescu-Shiley <i>Stented bioprosthesis</i>	25		4.87 ± 1.08	1.43 ± 0.15	93 ± 11	
	27		3.21 ± 0.82	1.31 ± 0.24	100 ± 28	
	29		3.22 ± 0.57	1.38 ± 0.2	85 ± 8	
	31		3.63 ± 0.9	1.45 ± 0.06	100 ± 36	

Ionescu-Shiley low profile	29		3.31 ± 0.96	1.36 ± 0.25	80 ± 30	
Stented bioprosthesis	31		2.74 ± 0.37	1.33 ± 0.14	79 ± 15	
Labcor-Santiago pericardial	25	8.7	4.5		97	2.2
Stented bioprosthesis	27	5.6 ± 2.3	2.8 ± 1.5		85 ± 18	2.12 ± 0.48
	29	6.2 ± 2.1	3 ± 1.3		80 ± 34	2.11 ± 0.73
	18			1.7	140	
Lillehei- Kaster	20			1.7	67	
Tilting disc	22			1.56 ± 0.09	94 ± 22	
	25			1.38 ± 0.27	124 ± 46	
	27			1.4	78	
Medtronic- Hall	29			1.57 ± 0.1	69 ± 15	
Tilting disc	31			1.45 ± 0.12	77 ± 17	
	29		3.5 ± 0.51	1.6 ± 0.22		
Medtronic Intact Porcine	31		4.2 ± 1.44	1.6 ± 0.26		
Stented bioprosthesis	33		4 ± 1.3	1.4 ± 0.24		
	35		3.2 ± 1.77	1.3 ± 0.5		
	25		6.9	2.0	90	
Mitroflow	27		3.07 ± 0.91	1.5	90 ± 20	
Stented bioprosthesis	29		3.5 ± 1.65	1.43 ± 0.29	102 ± 21	
	31		3.85 ± 0.81	1.32 ± 0.26	91 ± 22	
	23		8.0			
	25		6.05 ± 1.81	1.77 ± 0.24	102 ± 16	
Omnicarbon	27		4.89 ± 2.05	1.63 ± 0.36	105 ± 33	
Tilting disc	29		4.93 ± 2.16	1.56 ± 0.27	120 ± 40	
	31		4.18 ± 1.4	1.3 ± 0.23	134 ± 31	
	33		4 ± 2			
	25	11.5 ± 3.2	5.3 ± 2.1			1.9 ± 1.1
On-X	27-29	10.3 ± 4.5	4.5 ± 1.6			2.2 ± 0.5
Bileaflet	31-33	9.8 ± 3.8	4.8 ± 2.4			2.5 ± 1.1
	25	15 ± 3	5 ± 1	2 ± 0.2	105 ± 29	2.2 ± 0.6
Sorin Allcarbon	27	13 ± 2	4 ± 1	1.8 ± 0.1	89 ± 14	2.5 ± 0.5
Tilting disc	29	10 ± 2	4 ± 1	1.6 ± 0.2	85 ± 23	2.8 ± 0.7
	31	9 ± 1	4 ± 1	1.6 ± 0.1	88 ± 27	2.8 ± 0.9
	25	15 ± 0.25	4 ± 0.5	1.95 ± 0.02	70 ± 1	
Sorin Bicarbon	27	11 ± 2.75	4 ± 0.5	1.65 ± 0.21	82 ± 20	
Bileaflet	29	12 ± 3	4 ± 1.25	1.73 ± 0.22	80 ± 14	
	31	10 ± 1.5	4 ± 1	1.66 ± 0.11	83 ± 14	
	23		4.0	1.5	160	1.0
	25		2.5 ± 1	1.34 ± 1.12	75 ± 4	1.35 ± 0.17
St Jude Medical	27	11 ± 4	5 ± 1.82	1.61 ± 0.29	75 ± 10	1.67 ± 0.17
Bileaflet	29	10 ± 3	4.15 ± 1.8	1.57 ± 0.29	85 ± 10	1.75 ± 0.24
	31	12 ± 6	4.46 ± 2.22	1.59 ± 0.33	74 ± 13	2.03 ± 0.32
	26		10.0			1.4
	28		7 ± 2.75			1.9 ± 0.57
Starr- Edwards	30	12.2 ± 4.6	6.99 ± 2.5	1.7 ± 0.3	125 ± 25	1.65 ± 0.4
Caged ball	32	11.5 ± 4.2	5.08 ± 2.5	1.7 ± 0.3	110 ± 25	1.98 ± 0.4
	34		5.0			2.6
Stentless quadrileaflet bovine pericardial	26		2.2 ± 1.7	1.6	103 ± 31	1.7
Stentless bioprosthesis	28			1.58 ± 0.25		1.7 ± 0.6
	30			1.42 ± 0.32		2.3 ± 0.4
Wessex	29		3.69 ± 0.61	1.66 ± 0.17	83 ± 19	
Stented bioprosthesis	31		3.31 ± 0.83	1.41 ± 0.25	80 ± 21	

*modified from Rosenhek, et al. ¹³⁹