

Estenosis Aortica Severa: Evaluación del Área Valvular Efectiva y Anatómica por EcoTranstoracico 2D y EcoTransesofagico 3D.

Dres. Martin Lombardero, Ruth Henquin (MTSAC), Gabriel Perea y Matias Tinetti (MTSAC).

Sanatorio Trinidad Palermo y Sanatorio Trinidad San Isidro.

Resumen:

El Eco Transtorácico 2D (ETT2D) mide el Área Valvular Aortica Efectiva (AVAE) tomando en cuenta el flujo y depende de la correcta medición del Tracto de Salida del VI (TSVI). El Eco Transesofágico 3D (ETE3D) con nuevas herramientas de medición, podría ser una alternativa de cálculo del AVAE y del área valvular anatómica (AVAA).

Objetivos: 1) Comparar AVAE por ETT2D vs un método Híbrido 2D/3D. 2) Evaluar el AVAA por planimetría con ETE3D y comparar los resultados con AVAE por ETT2D e Híbrido 2D/3D.

Método: A 18 pacientes con estenosis aortica severa por ETT2D ($AVAE < 0.6 \text{ cm}^2/\text{m}^2$) se les realizo ETT2D seguido de ETE3D. El AVAE se estimó por ETT2D (Ecuación de Continuidad) y por método Híbrido 2D/3D (combinación del TSVI por ETE3D por el VTI del TSVI intra ETE3D, dividido el VTI de VAO) determinado como referente. El AVAA se realizó por planimetría directa desde la captura ETE3D.

Resultados: Edad 73,5 (± 9) años. El VTI (cm) del TSVI: ETT2D (pre ETE) 20.3 (± 5) vs intra ETE 20.6 (± 5.7) $P=0.71$. El área TSVI ETT2D 3.16 (± 0.8) vs ETE3D 3D: 3.82 (± 0.6) $p=0.0082$. El AVAE ETT2D): 0.65 (± 0.24) vs Híbrido 2D/3D: 0.80 (± 0.22) $P<0.0026$, y vs AVAA: 0.75 (± 0.15) pns . AVAE Híbrido 2D/3D vs AVAA: pns

Conclusiones: Con similar flujo en el TSVI, se observó subestimación del AVAE por ETT2D vs el método Híbrido ECO 2D/3D (atribuido a diferencias significativas del TSVI 2D vs 3D). El AVAA por planimetría con ETE3D, fue factible y no mostro diferencias vs el AVAE por ambos métodos.

Severe Aortic Stenosis: Evaluation of Valvular Effective Area and Anatomical by Transthoracic Echo 2D and 3D Transesophageal Echo.

Summary:

The Transthoracic Echo 2D (TTE2D) measures the Effective Aortic Valvular Area (AVAE) taking into account the flow and depends on the correct measurement of LV outflow tract (LVOT). The 3D Transesophageal Echo (TEE3D) with new measurement tools could be an alternative calculation AVAE and anatomic valve area (AVAA).

Objectives: 1) Compare AVAE by TTE2D vs a 2D/3D Hybrid method. 2) Evaluate with ETE3D AVAA by planimetry and comparing the results with AVAE by TTE2D and 2D/3D Hybrid.

Methods: 18 patients with severe aortic stenosis by TTE2D (AVAE $<0.6 \text{ cm}^2/\text{m}^2$) were performed by TTE2D followed by TEE3D. The AVAE was estimated by TTE2D (Continuity Equation) and by Hybrid 2D/3D method (LVOT by TEE3D combination multiplied by LVOT VTI intra-TEE3D divided VAO VTI) given as a reference. The AVAA was performed by direct planimetry from TEE3D capture.

Results: Age $73.5 (\pm 9)$ years. The VTI (cm) of LVOT TTE2D (before ETE) $20.3 (\pm 5)$ intra-TEE3D vs $20.6 (\pm 5.7)$ $P = 0.71$. LVOT area TTE2D $3.16 (\pm 0.8)$ vs TEE3D 3D: $3.82 (\pm 0.6)$ $p = 0.0082$. The AVAE TTE2D: $0.65 (\pm 0.24)$ vs Hybrid 2D/3D: $0.80 (\pm 0.22)$ $P < 0.0026$, and vs AVAA: $0.75 (\pm 0.15)$ pns . AVAE Hybrid 2D/3D vs AVAA: pns

Conclusions: With similar flow in the LVOT, underestimation of AVAE by TTE2D ECO vs Hybrid 2D/3D method was observed (attributed to significant differences LVOT 2D vs 3D). The ETE3D AVAA by planimetry was feasible and showed no differences vs the AVAE by both methods.

Abreviaturas:

EAO Estenosis Aortica

AVAE Área Valvular Aortica Efectiva

AVAA Área Valvular Aortica Anatómica

TSVI Tracto de Salida el Ventrículo Izquierdo

ETT2D Eco Transtorácico 2D

ETE3D Eco Transesofágico 3D

VI Ventrículo Izquierdo

Dirección de separatas: Departamento de Imagen Cardíaca. Trinidad Palermo. Sinclair 2924 (CABA) 4to Piso. martinlombardero@hotmail.com

Declaro no poseer conflicto de interés.

Introducción:

Pasaron ya más de 60 años de la primer publicación que describe el cálculo del área valvular aortica efectiva (AVAE) a partir de un concepto hidráulico, y que en realidad corresponde al área de la vena contracta y no al área anatómica. La fórmula para medirla fue descrita por Gorlin y Gorlin en 1951⁽¹⁾ y estaba basada en el principio que considera al AVAE como dependiente del flujo (volumen eyectivo) y de la velocidad transvalvular aortica (AVAE= flujo/velocidad); y tomaba en cuenta la perdida de energía que ocurre en la vena contracta a través de un coeficiente de corrección. Cuando el flujo de sangre se contrae para atravesar la estrechez aórtica, la energía estática o potencial se convierte en energía cinética, el flujo se acelera y cae la presión, este fenómeno ocurre en la vena contracta. Pero más allá de la vena contracta, el flujo se desacelera, aumenta la turbulencia y se expande, y parte de esta energía liberada se reconvierte en energía potencial ⁽²⁾, es decir se recupera energía en forma de presión, en la denominada “zona de recuperación de presión” (a altura de la unión sino tubular ⁽³⁾). El cateterismo ha sido durante décadas el método referente de medición del AVAE, utilizando la fórmula de Gorlin pero simplificada (volumen minuto cardiaco medido por cateterismo derecho (Swan-Ganz) sobre la raíz cuadrada del GM), con una particularidad: si bien el gradiente de presión se podía medir entre el ventrículo izquierdo y la zona de la vena contracta, la técnica no es sencilla aun utilizando dos catéteres (la vena contracta expulsa el catéter a la zona de recuperación de presión) y en realidad lo que se mide es el gradiente neto, es decir entre el VI y la porción proximal de la aorta ascendente, que representa el gradiente con presiones ya recuperadas ⁽⁴⁾.

Cuando Gorlin describió la fórmula para medir el AVAE aún no existía el doppler. Pero una vez instalado como técnica de rutina en el EcoTranstorácico 2D (ETT2D), su practicidad para la medición de velocidad de cualquier flujo, simplificó aún más la formula, y en realidad la ecuación de continuidad que se utiliza en el ETT2D para medir el AVAE es una adaptación de la fórmula de Gorlin ⁽⁵⁾. (AVAE por ETT2D= área (cm²) del Tracto de Salida del VI (TSVI) por la integral de flujo (integral tiempo velocidad: VTI en cm) del TSVI (volumen eyectivo del VI (cm³), dividido el VTI (cm) de la onda espectral VAO (doppler continuo) ^(6,7)). A diferencia del cateterismo, el doppler mide la máxima velocidad o el máximo gradiente instantáneo, que ocurre entre el VI y la vena contracta. En la histórica controversia sobre cuál debería ser el método referente, el ETT2D sobre estima la severidad de la EAO respecto al cateterismo porque mide la mayor velocidad/gradiente existente, fenómeno que ocurre entre el VI y la vena contracta; a diferencia del cateterismo que mide el gradiente neto entre el VI y la aorta ascendente, con presiones ya recuperadas ⁽⁶⁾.

En la medición del AVAE por ETT2D con ecuación de continuidad, el área del TSVI se obtiene a partir de la medición del diámetro del TSVI $[(r/2)^2 \cdot \pi]$, fórmula que asume al TSVI como circular. En este cálculo es clave la medición correcta del diámetro del TSVI en 2D, dado que una mínima variación (1 mm) produce cambios importantes en el AVAE. Pero el asumir al TSVI como circular cuando en realidad tiene una geometría mayormente oval (como ha sido demostrado con Eco 3D y TC Multislice, Figura 1 A) es una potencial fuente de error en la cuantificación del EAO por ETT2D ⁽⁷⁾. Además el eje menor del TSVI por ETE3D habitualmente es el anteroposterior, justamente el diámetro que medimos en ETT2D. En varios trabajos ha sido demostrado la subestimación del tamaño del área del TSVI por ETT2D vs ETE3D. Y en un trabajo reciente de nuestro grupo ⁽⁸⁾, se describió que la diferencia del área del TSVI por ETT2D vs ETE3D en pacientes con EAO severa es aún más discrepante que en sujetos con corazón normal. Esto se debe a que la severa calcificación VAO se proyecta en el tracto y puede dificultar la medición del diámetro del TSVI en 2D. (Figura 1 B)

Por definición, el AVAE debería ser menor que el área valvular aórtica anatómica (AVAA) ⁽¹⁰⁾. Como el AVAE depende del flujo (que es directamente proporcional) y de la velocidad (inversamente proporcional), con ETT2D debería ser aún menor el área por la subestimación del tamaño del TSVI (lo que determina menor flujo eyectivo), y por la mayor velocidad obtenida por doppler en la VAO (entre el VI y la zona de la vena contracta), que representa mayor gradiente.

Una combinación de medición del área del TSVI por Eco Transesofágico 3D (ETE3D) con el flujo en simultaneo con Doppler por ETT2D (denominado Híbrido 2D/3D), debería ser una medición del AVAE técnicamente más precisa, dado que disminuye el error de medición del TSVI.

El ETE3D por otra parte, permite medir el Área Válvula Aórtica por planimetría directa, es decir el AVAA, que al no tener las limitaciones del AVAE, parece ser más atractiva ⁽¹¹⁾. Es menos dependiente de la medición cálculo de flujo, se realiza en un solo tiempo y en un único latido, no asume geometrías, es independiente de la recuperación de presión que ocurre más allá de la vena contracta y no tiene los problemas de una mala alineación del doppler. La planimetría de la EAO por 2D ha sido descrita con adecuada correlación con el cálculo del AVAE por ecuación de continuidad del ECOTT2D, sobre todo con advenimiento del ECOTE 2D multiplano en la década del noventa ⁽¹²⁾. Sin embargo requiere entrenamiento, no siempre se encuentra el plano de menor orificio y la severa calcificación dificulta la marcación de los bordes de la válvula, sobre todo con orificios excéntricos difíciles de definir.

Debido a la dificultad de medir el AVAE por ETT2D y a los avances del ETE3D los objetivos de este estudio fueron: 1) evaluar la factibilidad de la medición del AVAA por planimetría con ETE3D 2) Comparar la medición del AVAE por ETT2D vs un método Híbrido 2D/3D (Combinando

el área del TSVI por ETE3D con Doppler simultáneo por ETT2D) y vs área calculada por planimetría 3D (AVAA)

Método:

Población.

Se evaluaron, en forma prospectiva 18 pacientes (p) hombres y mujeres adultos con EAO severa por definición actual de las guías de eco cardiografía ^(6,7,13) (Área < de 0.6 cm²/m²) con ETT2D seguido de ETE3D (con sedación endovenosa, médico anestesista y monitoreo continuo). Fueron excluidos los pacientes que presentaban fibrilación auricular. Los pacientes fueron derivados para realizar un ETE3D por su médico de cabecera por indicación prótesis aortica percutánea, pre cirugía de reemplazo valvular o por incongruencias en la cuantificación de estenosis aortica por ETT2D.

Método de cálculo del área aortica.

El AVAE por ETT2D se estimó con metodología estándar con Ecuación de Continuidad: AVAE = AREA TSVI x Integral de Flujo (VTI) del TSVI/ VTI de la onda espectral VAO. En el ETE3D, se adquirieron 3 capturas completas en 3 cámaras, sin defectos de ensamble, analizadas en una estación de trabajo con el programa QLAB (Philips System). Durante el ETE3D y con el paciente aun sedado, se intercambió el transductor a ETT2D y se tomaron mediciones del VTI del TSVI (VTI intra ETE3D). Con el programa QLAB y desde la mejor captura completa en 3 cámaras de ETE3D, se estimó por planimetría directa el TSVI en todos los frames (cuadros) sistólicos (promedio 7). Se comparó en protosístole la medición del área del TSVI con ETT2D vs ETE3D, y ETT2D vs el promedio de frames sistólicos del ETE3D. El AVAE por método Híbrido 2D/3D consistió en combinar el promedio de la medición del TSVI por ETE3D por planimetría del área en cada frame de la sístole, por el VTI del TSVI intra ETE3D; dividido por el VTI de la onda espectral VAO por ETT2D (mismo cálculo de Ecuación de Continuidad del ETT2D) (Figura 2). El AVAA se realizó desde el análisis de la mejor captura completa en 3 cámaras del ETE3D, a través de la herramienta multicorte del QLAB, (9 cortes en 1 cm de extensión, en la zona de estenosis de la VAO) por planimetría directa y en proto, meso y telesístole. Se midió el área VAO en los cortes donde mejor se visualizaba el contorno de VAO, y se tomó en cuenta la menor área obtenida de cada frame evaluado (Figura 3). El AVAA finalmente se obtuvo como el promedio de las áreas obtenidas en proto, meso y telesístole.

Método Estadístico.

Los datos cuantitativos se reportaron como media \pm DE y su correspondiente IC 95 %. Las comparaciones entre variable cuantitativas debido al n de pacientes fueron realizadas por métodos no paramétricos (Test de Mann Whitney). Se consideró un alfa $<$ a 0.05 para considerar como diferencia estadísticamente significativa.

Resultados:

De los 18 p, edad 73,5 (\pm 9) años, 12 eran varones. La Fracción de Eyección fue de 52.4 % (\pm 13). Gradiente Pico y Medio VAO 66 (\pm 19) y 41 (\pm 14) mmHg respectivamente. La Tensión Arterial Sistólica ETT2D (pre ETE): 134 (\pm 16) e intra ETE3D: 120 (\pm 30) mmHg. El área del TSVI con ETT2D en protosístole fue estimada en 3.16 (\pm 08) cm² vs el promedio de todos los frames sistólicos del TSVI por ETE3D 3D por planimetría directa: 3.82 (\pm 0.6) cm² ($p <$ 0.023) y vs el área del TSVI en protosístole por ETE3D: 4.04 (\pm 0.7) cm² ($p <$ 0.001).

Se observaron diferencias significativas entre el Volumen Eyeectivo Indexado del VI del ETT2D en protosístole vs el ETE3D en protosístole ($p=0.002$) y también cuando se estimó el volumen eyeectivo a través del promedio de las áreas del TSVI en toda la sístole ($p= 0.038$). Sin embargo, el VTI (cm) del TSVI: ETT2D (pre ETE) 20.3 (\pm 5) cm vs intra ETE 20.6 (\pm 5.7) cm no fue diferente ($p=0.71$).

El AVAE por ETE3D (0.80 (\pm 0.22) cm²), fue mayor cuando se lo comparo con al AVAE por ETT2D (0.65 (\pm 0.24) cm²) $p= 0.0026$. Si bien el AVAA por ETE3D fue mayor que el AVAE por ETT2D, no fue estadísticamente significativo. La comparación entre el AVAA vs el AVAE por ETE3D tampoco mostro diferencias significativas. (Ver tabla 1)

Discusión

En este trabajo, se evaluaron 18 pacientes con EAO severa (AVA de $<$ de 0.6 cm²/m²) medidos con el clásico referente estándar de la clínica (ETT2D) y lo comparamos con dos nuevos métodos de medición de AVA por ETE3D: un método híbrido que combina el doppler 2D con el área del TSVI por ETE3D que mide el AVAE; y el método de planimetría directa para medir el área valvular aortica anatómica (AVAA).

En el cálculo del AVAA con ETE3D por planimetría directa, la herramienta multicorte del programa QLAB que utilizamos fue útil para diferenciar, en un frame determinado, cuál de los 9 cortes de la zona de estenosis valvular que, con bordes del orificio bien definidos presentaba la menor área valvular para tomar en cuenta, e inclusive con la posibilidad medir en más de un frame para luego calcular un promedio (como hicimos en este estudio). Esta forma de medición

del AVAA fue técnicamente factible, pero requiere entrenamiento y tiempo (20 minutos), dado que se realiza post-adquisición y preferentemente en una estación de trabajo.

El método Híbrido 2D/3D descrito en este estudio para medir el AVAE es atractivo porque no asume la geometría del TSVI y podría resolver los errores de medición del TSVI por 2D. Como el tamaño del TSVI disminuye durante la sístole, medimos con ETE3D un promedio del área del TSVI por planimetría de todos los frames sistólicos. En protosístole, el área del TSVI por ETT2D fue claramente menor al área del TSVI ETE3D, pero también menor (aunque en menor grado) al promedio de áreas del TSVI en toda la sístole. Este hallazgo se reflejó en el mayor volumen eyectivo VI indexado que presento el ETE3D vs ETT2D. Calcular el promedio de las áreas del TSVI en todos los frames sistólicos lleva tiempo y es impráctico para realizarlo en forma rutinaria. Pero una medición del TSVI por planimetría directa del ETE3D en mesosístole reflejaría, con bastante aproximación, lo que ocurre en toda la sístole. Sin embargo, no se debería trasladar este concepto cuando se mide el diámetro del TSVI por ETT2D, que por la subestimación sistemática del método recomendamos medir en el momento de mayor tamaño del TSVI (protosístole).

En nuestro trabajo, cuál debería ser el método referente en la cuantificación de la EAO?

Como se describió previamente, el cateterismo ha sido el referente histórico, y las guías ^(6,7,13) aún se basan en sus mediciones para definir una EAO. Sin embargo, en la práctica diaria, el referente actual es el ETT2D/doppler, dado su carácter no invasivo, su versatilidad y practicidad para medir velocidades y flujo. Para las guías ambas formas de medición del AVAE son intercambiables, es decir es lo mismo medir uno u otro método ⁽¹⁴⁾. Sin embargo miden el AVAE por técnicas, métodos y hasta sitio de medición del gradiente transvalvular aórtico diferentes. Como hemos comentado, el cateterismo mide gradiente neto (entre el VI y la Aorta proximal con presiones ya recuperados) y el ETT2D el gradiente máximo instantáneo (entre el VI y la vena contracta). Mientras aún persiste la histórica controversia acerca de cuál es el verdadero referente en la evaluación del AVAE; en nuestro trabajo describimos la medición del AVAA por ETE3D y del AVAE utilizando el método Híbrido 2D/3D; y lo comparamos con el estándar “clásico, clínico y referente” de medición actual del AVAE, el ETT2D por ecuación de continuidad. Pero como este estándar de medición subestima el tamaño del TSVI, consideramos en este estudio al AVAE por Híbrido 2D/3D como referente. A pesar de no variar el flujo (VTI del TSVI) en el ETT2D pre ETE3D vs el ETT2D intraETE, se observó que el ETT2D subestima el AVAE de la EAO severa vs la medición del AVAE con ETE3D. Esta diferencia fue atribuida a la incorrecta medición del TSVI, agravada por la severa calcificación de la VAO. El AVAA fue también mayor que el AVAE por ETT2D pero estadísticamente no significativo debido al limitado n de la muestra. En cambio no hubieron diferencias entre nuestro método referente de medición del AVAE (Híbrido2D/3D) y el AVAA por ETE3D. Esto convalida la posibilidad de

medición del AVAA por ETE3D. Sin embargo no pudo reflejar lo previamente descrito por definición, que el AVAA debería ser mayor al AVAE (sobre todo en una AVAE que no toma en cuenta la recuperación de presión). Esto podría explicarse por la dificultad que genera la severa calcificación para delimitar los bordes de la válvula severamente estenótica, con un ETE3D que aún debe mejorar su resolución espacial.

No hay trabajos en la literatura con un diseño similar al nuestro. Pérez de Isla ⁽¹⁵⁾ describió un método Híbrido 2D/3D pero con Eco Transtorácico 3D (midiendo el área del TSVI por ETT2D y ETT3D), donde describe las virtudes de medir el área del TSVI por 3D en una EAO. Gonzalez-Canovas ⁽¹⁶⁾ midió el AVAA con ETE3D y planimetría directa en 65 pacientes que tenían EAO con bajo flujo bajo gradiente por ETT2D, para demostrar que existía dicha entidad, pero no refiere haber utilizado la herramienta multicorte.

No parece haber un único referente ni un referente ideal en la evaluación del AVA. Existe el referente histórico, impráctico pero aún vigente en las guías (cateterismo). Otro referente clásico, práctico y estándar de la decisión clínica (ETT2D/doppler), que algunos autores ⁽¹⁷⁻¹⁹⁾ consideran que debería ser el referente si se toma en cuenta la recuperación de presión (el Índice de Perdida de Energía). Y también nuevos y “teóricos” referentes, algo sofisticados como el ETE3D, que podrían definir casos controvertidos, no bien definidos, donde por ejemplo existe incongruencia entre el área y el gradiente VAO.

Limitaciones: El número de pacientes es limitado aunque el diseño del estudio fue el apropiado al igual que el análisis estadístico. El estudio fue realizado por un único operador experimentado, y no se puede descartar sesgo en la observación.

Conclusiones:

Con similar flujo en el TSVI, se observó subestimación del área valvular aortica efectiva por Eco Transtorácico 2D (estándar clásico y clínico) vs el método Híbrido ECO 2D/3D (referente en este estudio). Este hallazgo es atribuido a diferencias significativas en la medición del área del TSVI 3D vs 2D. El área valvular aórtica anatómica por planimetría con ETE3D, utilizando la herramienta multicorte, fue factible y no mostro diferencias significativas vs el área valvular efectiva por ambos métodos.

Tabla 1. Características basales de la población y mediciones ecocardiograficas

Variable	N=18(media y DE)	IC 95 % media
Edad años	73.5(±9)	68.8-78.1
Varones (%)	12(66)	43.0-85.2
Superficie Corporal m ²	1.85(±0.23)	1.74-1.96
FE VI (%)	52(±13)	46.0-58.0
Diámetro TSVI ETT2D cm	1.99± 0.2	1.8-1.9
VTI TSVI ETT2D	20.3(±5)	17.8-22.8
VTI TSVI ETT2D Intra ETE	20.6(±5.7)	16.2-25.0
Area TSVI ETT2D prot cm ²	3.16(±0.8)	2.75-3.57
Área TSVI ETE3D prot cm ²	4.04(±0.7)	3.68-4.41 †
Area TSVI ETE3D prom cm ²	3.82(±0.6)	3.49-4.15 #
Vei ETT2D prot ml/m ²	34.04(±8.6)	29.7-38.3
Vei ETE3D prom sístole ml/m ²	41.1(±9.6)	36.3-45.9 †
Gradiente Pico VAO	66(±19)	57-76
Gradiente Medio VAO	41(±14)	33-48
AVAE por ETT2D	0.65 (±0.24)	0.53-0.78
AVAE por ETT2D indexada	0.35 (±0.11)	0.13-0.56
AVAE por Hibrido 2D/ETE3D	0.80 (±0.22)	0.69-0.91 *
AVAE por Hibrido 2D/ETE3D indexada	0.43 (±0.10)	0.38-0.48
AVAA por ETE3D	0.75 (±0.15)	0.67-0.83
AVAA por ETE3D indexada	0.40 (±0.07)	0.37-0.44

Referencias: DE= desvío estándar; TSVI= Tracto de Salida del Ventrículo Izquierdo; VTI= Integral de Flujo; ETT2D= Transtorácico 2D, ETE3D= Transesofágico 3D; prot= protosistólico; FE= Fracción de Eyección. VEI= Volumen Eyección indexado; prom=promedio. VAO= Válvula Aortica. AVAA= Área Valvular Aortica Anatómica. AVAE: Área Valvular Aortica Efectiva. † Área TSVI ETT2Dprot vs ETE3Dprot p< 0.001. # Área TSVI ETT2Dprot vs ETE3Dprom p< 0.023. * VEI ETT2Dprot vs ETE3Dprot p<0.002. † VEI2Dprot vs VEI3Dprom p<0.038. * AVAE Hibrido 2D/3D vs AVAE ETT2D: p=0.0026

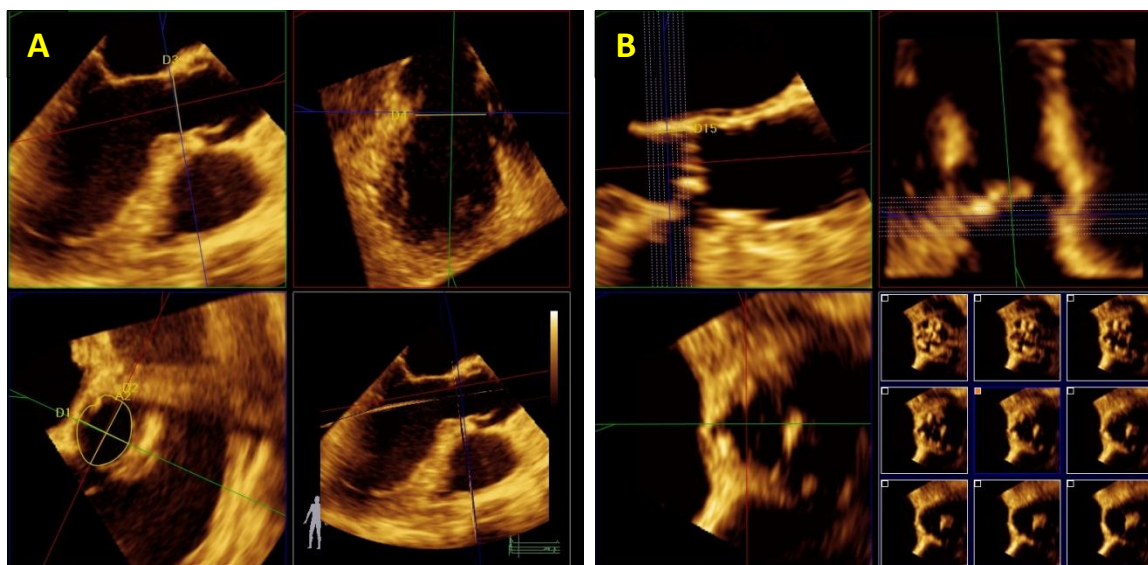


Figura 1. A: Planimetría del TSVI con geometría oval. B: Alineación con herramienta multicorte en TSVI, obsérvese el calcio hallado a 5 mm del anillo aórtico.

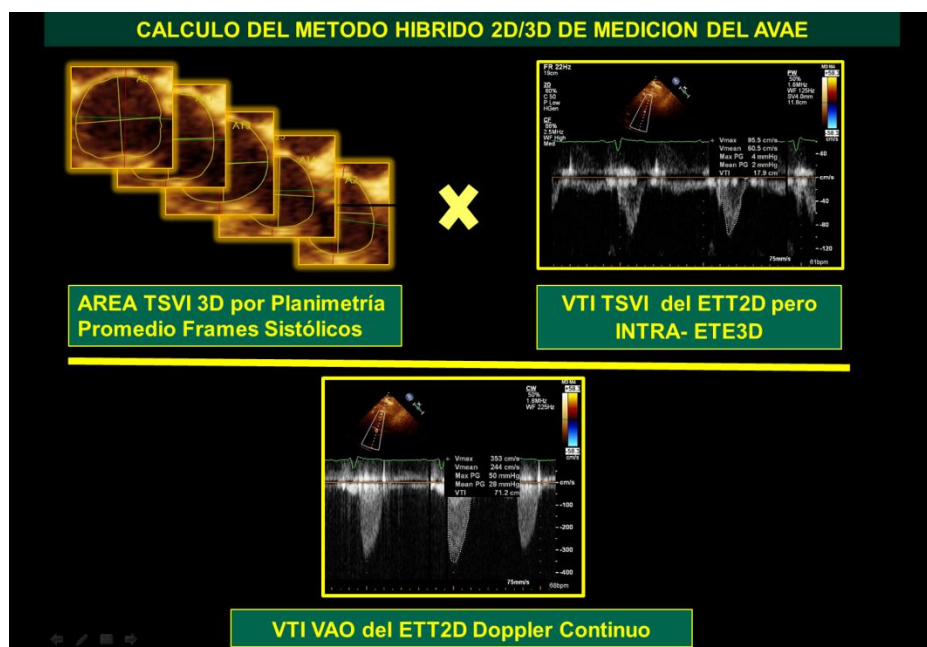


Figura 2. Calculo del Híbrido 2D/3D para medir el AVAE con ETE3D.

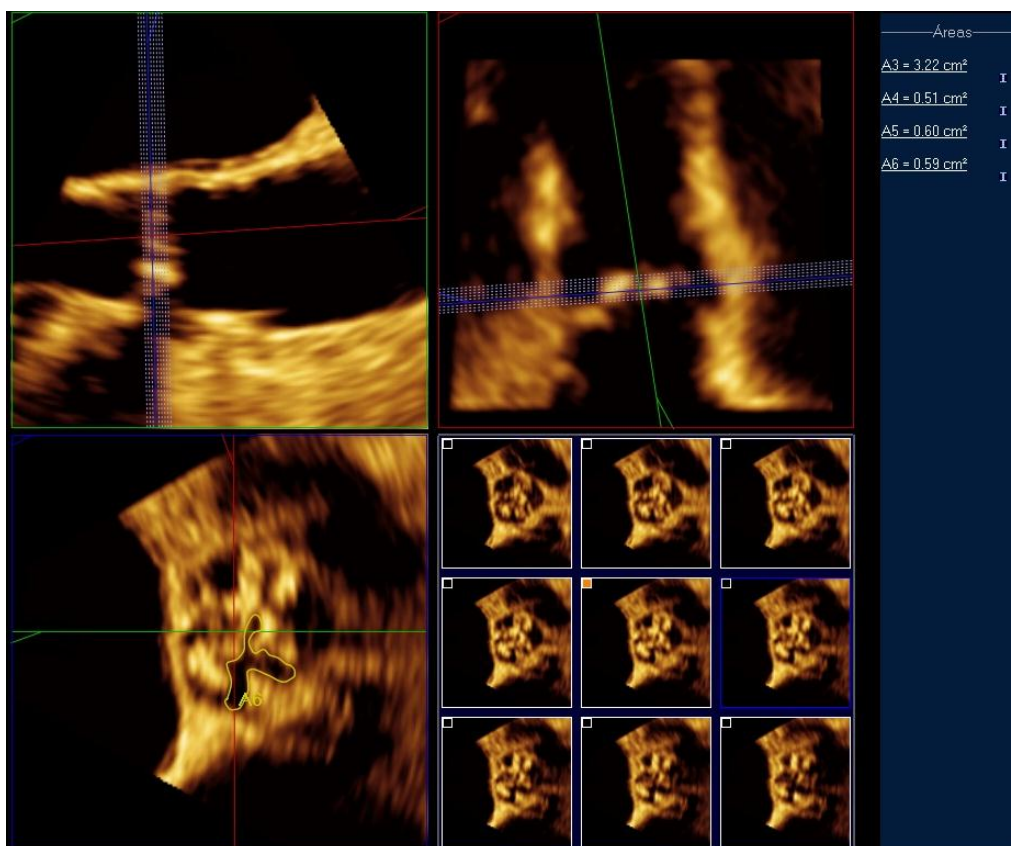


Figura 3. AVAA por planimetría directa del ETE3D. Obsérvese la alineación de los planos ortogonales con foco en la VAO, con evaluación de la zona estenótica con herramienta multicorte (cortes de 0.55 mm)

Bibliografía

- 1- Gorlin R, Gorlin SG: Hydraulic formula for calculation of the area of the stenotic mitral valve, other cardiac valves, and central circulatory shunts. *Am Heart J* 1951;41:1–29.
- 2- 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
- 3- Bahlmann E., Cramariuc D, Gerdtz E, Gohlke-Baerwolf C, Nienaber CA, Eriksen E, Wachtell, K, Chambers J, Heinz Kuck K, Ray S: Impact of Pressure Recovery on Echocardiographic Assessment of Asymptomatic Aortic Stenosis: A SEAS Substudy.
- 4- Baumgartner H, Steffenelli 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.
- 5- Tandon A and Graybun P: Imaging of Low-Gradient Severe Aortic Stenosis. *J Am Coll Cardiol* 2013;6:184-95.
- 6- Bonow RO, Carabello BA, Chatterjee K, 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 Develop Guidelines for the Management of Patients With Valvular Heart Disease). *J Am Coll Cardiol* 2006;48;1–148.
- 7- Vahanian A, Alfieri O, Andreotti F, et al. Guidelines on the management of valvular heart disease (version 2012): The Joint Task Force on the Management of Valvular Heart Disease of the European Society of Cardiology (ESC) and the European Association for Cardio-Thoracic Surgery (EACTS). *Eur J Cardiothorac Surg* 2012;42:S1– 44.
- 8- Gaspar T, Adawi S, Sachner R, et al. Three-dimensional imaging of the left ventricular outflow tract: impact on aortic valve area estimation by the continuity equation. *J Am Soc Echocardiogr* 2012;25:749 –57.
- 9- Lombardero M, Henquin R, Perea G, Tinetti M. Puede el Eco Transesofagico 3D desenmascarar una estenosis aortica considerada como bajo gradiente bajo flujo por Eco 2D? Datos aun no publicados.
- 10- Gilon D, Cape EG, Handschumacher MD, Song JK, Solheim J, VanAuker M, et al. Effect of three-dimensional valve shape on the hemodynamics of aortic stenosis: three-

- dimensional echocardiographic stereolithography and patient studies. *J Am Coll Cardiol*. 2002;40:1479–86.
- 11- De la Morena G, Saura D, Oliva MJ, Soria F, González J, García M, et al. Real-time three-dimensional transoesophageal echocardiography in the assessment of aortic valve stenosis. *Eur J Echocardiogr*. 2010;11:9–13.
 - 12- Lombardero M., Sanchez G., Aranda A., Trivi M., Lardani H: Continuity Equation vs Multiplane Transesophageal Planimetry in evaluation of Aortic Valve Area. VIII Congress of World Federation for Ultrasound in Medicine and Biology. Agosto 1997.
 - 13- Nishimura RA, Otto CM, Bonow RO, Carabello BA, Guyton RA, Erwin III JP, O'Gara PT, Ruiz CE, Skubas NJ, Sorajja P, Sundt T and Thomas JD. 2014 AHA/ACC Guideline 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. *Circulation* 2014;129:e521-e643
 - 14- Pibarot P and Dumesnil JG: Improving Assessment of Aortic Stenosis. *J Am Coll Cardiol* 2012;60:169-80.
 - 15- Perez de Isla L, Zamorano J, Perez de la Yglesia R, Cioccarelli S, Almeria C, Rodrigo JL, et al. Utilidad de la ecocardiografía tridimensional en la cuantificación del área valvular aortica. *Rev Esp Cardiol*. 2008;61:494–500.
 - 16- Gonzalez-Canovas C, Muñoz-Esparza C, Oliva MJ, González-Carrillo J, López-Cuenca A, Saura D, De la Morena et al. Estenosis aortica grave con bajo gradiente y fracción de eyección normal: ¿una cuestión de mala clasificación? *Rev Esp Cardiol*.2013;66:255–60.
 - 17- 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;101:765–771.
 - 18- Bahlmann E, Cramariuc D, Gerds E, Gohlke-Baerwolf C, Nienaber CA, Eriksen E, Wachtell K, Chambers J, Kuck KH, Ray S. Impact of pressure recovery on echocardiographic assessment of asymptomatic aortic stenosis: a SEAS substudy. *JACC Cardiovasc Imaging*. 2010;3:555–562.
 - 19- Shahbudin H. Rahimtoola: Determining That Aortic Valve Stenosis Is Severe: Back-to-the-Future. Physical Examination and Aortic Valve Area Index/Energy Loss Index <0.6 cm²/m²., *JACC Cardiovasc Imaging* 2010; 3:563-6