

percutánea y 1 precisó la exposición abierta del vaso por la presencia de un pseudoaneurisma femoral. Todos los pacientes se encontraban en sedación profunda y conectados a ventilación mecánica debido a la gravedad del shock. El lactato arterial antes del implante fue una media de  $7,4 \pm 3,7$  mmol/l y una mediana de 7,0 [5,0]; la puntuación en la escala *modified Sequential Organ Failure Assessment*<sup>4</sup> (mSOFA) obtuvo una media de  $10 \pm 2$  y una mediana de 9 [3] y el índice inotrópico Wernovsky,  $159 \pm 145$ ; mediana, 107 [127]. El tiempo desde la activación hasta la llegada del paciente en asistencia con ECMO a nuestro centro fue una media de  $212 \pm 74$  min y una mediana de 240 [135] min. Los pacientes no sufrieron complicaciones ni morbimortalidad relacionada con el transporte ni hubo complicaciones logísticas o técnicas relacionadas con el dispositivo. El tiempo en asistencia fue una media de 7,5 (intervalo, 1-19) días. Se consiguió el destete del ECMO en el 55,6% (5/9) de los casos; 3 pacientes fallecieron durante la asistencia y 1 precisó un trasplante cardiaco (previo implante de asistencia biventricular tipo Centrimag tras 10 días en ECMO). La supervivencia hospitalaria fue del 66,7% (6/9), y todos continúan vivos actualmente. Dos pacientes fallecieron de complicaciones hemorrágicas (una por hemorragia en la canulación arterial femoral y otro por una hemorragia cerebral) y el otro paciente falleció de fallo multiorgánico durante la asistencia.

En nuestro país hay poca experiencia de un programa de rescate interhospitalario en ECMO-VA<sup>5</sup>. La mayoría de los traslados interhospitalarios con esta asistencia se han reservado para pacientes a los que se había implantado el dispositivo en su centro y se trasladaban al hospital de referencia para valorar un trasplante cardiaco. Nuestros datos muestran la factibilidad de la creación de un programa de rescate en ECMO focalizado en el acceso percutáneo y dependiente de un servicio de cardiología. Para ello, es fundamental el entrenamiento del personal, no solo en la técnica de implante, sino también en el control del dispositivo y el tratamiento clínico del paciente. La creación de este tipo de equipos es fundamental para la centralización de experiencia y recursos que optimicen el tratamiento del SC en red.

Aitor Uribarri<sup>a,b,\*</sup>, Alexander Stepanenko<sup>a,b</sup>, Javier Tobar<sup>a,b</sup>, Carlos M. Veras-Burgos<sup>a</sup>, Ignacio J. Amat-Santos<sup>a,b</sup> y José A. San Román<sup>a,b</sup>

<sup>a</sup>Servicio de Cardiología, Hospital Clínico Universitario de Valladolid, Valladolid, España

<sup>b</sup>Centro de Investigación en Red de Enfermedades Cardiovasculares (CIBERCV), España

\* Autor para correspondencia:

Correo electrónico: [auribarr@gmail.com](mailto:auribarr@gmail.com) (A. Uribarri).

## BIBLIOGRAFÍA

1. Helgestad OKL, Josiassen J, Hassager C, et al. Temporal trends in incidence and patient characteristics in cardiogenic shock following acute myocardial infarction from 2010 to 2017: a Danish cohort study. *Eur J Heart Fail*. 2019;21:1370–1378.
2. Uribarri A, San Román JA. Critical care networks for the treatment of cardiogenic shock. Where and how should the shock code be implemented? *Rev Esp Cardiol*. 2020;73:524–526.
3. Beurtheret S, Mordant P, Paoletti X, et al. Emergency circulatory support in refractory cardiogenic shock patients in remote institutions: a pilot study (the cardiac-RESCUE program). *Eur Heart J*. 2013;34:112–120.
4. Vigliano D, Maignan M, Debaty G. A modified Sequential Organ Failure Assessment score using the Richmond Agitation-Sedation Scale in critically ill patients. *J Thorac Dis*. 2016;8:311–313.
5. Uribarri A, Cruz-González I, Dalmau MJ, Rubia-Martín MC, Ochoa M, Sánchez PL. Interhospital transfer in patients on ECMO support An essential tool for a critical care network. *Rev Esp Cardiol*. 2017;70:1147–1149.

<https://doi.org/10.1016/j.recesp.2021.01.018>

0300-8932/© 2021 Sociedad Española de Cardiología. Publicado por Elsevier España, S.L.U. Todos los derechos reservados.

## Implante de prótesis en cavas como tratamiento percutáneo de la insuficiencia tricuspídea: evaluación anatómica preprocedimiento



### *Caval valve implantation for percutaneous treatment of tricuspid regurgitation: preprocedural anatomical assessment*

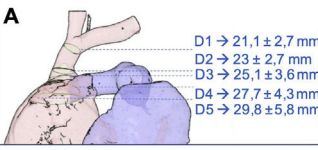

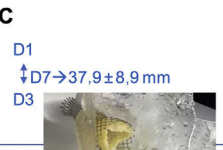

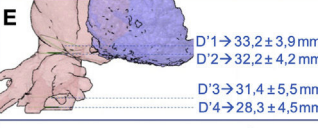
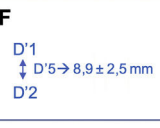
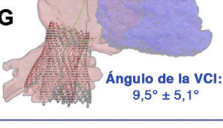

#### Sr. Editor:

Se estima que la insuficiencia tricuspídea (IT) de moderada a torrencial afecta a 1,6 millones de personas en Estados Unidos<sup>1</sup>. El tratamiento clásico para la IT es el tratamiento médico óptimo, principalmente con diuréticos, o la cirugía. Sin embargo, la mortalidad quirúrgica en las intervenciones solo de la válvula tricúspide es significativamente mayor que en las de cualquier otra válvula operada de forma aislada (~9%)<sup>1</sup>. Dentro de la amplia gama de alternativas terapéuticas percutáneas para la IT, el implante de prótesis valvulares en cavas (CAVI) de tipo heterotópico, como los sistemas Tricento (NVT, Alemania) y el dispositivo TricValve (Products&Features, Austria)<sup>2,3</sup>, podría ser la opción preferida cuando la dilatación de las cámaras derechas está más avanzada o hay electrodos de marcapasos previos. La evaluación de la anatomía de las venas cavas es crucial. En consecuencia, se analizaron las imágenes de tomografía computarizada (TC) de pacientes candidatos a este tratamiento, así como de modelos

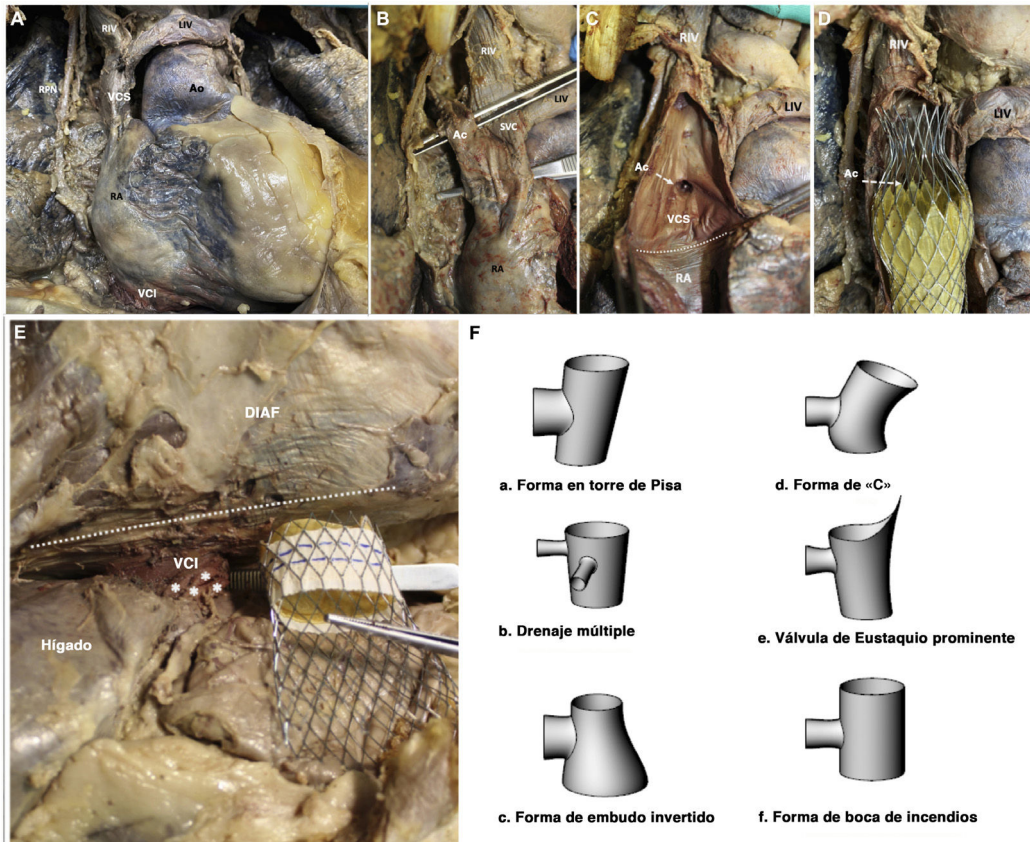
cadavéricos, con objeto de: a) describir las principales variantes anatómicas del corazón derecho y las venas cavas en pacientes candidatos a CAVI, y b) desarrollar una evaluación estandarizada de la TC antes de la intervención de CAVI.

Se analizaron de manera centralizada las imágenes de TC de 32 pacientes con IT de grave a torrencial que eran aptos para una intervención de CAVI, tras descartarse otros tratamientos alternativos. Las imágenes se obtuvieron con un escáner de TC de 128 detectores (Revolution CT, GE Healthcare; Estados Unidos). El protocolo se individualizó mediante la inyección de 75 ml de iodixanol (Visipaque 320 mg/ml) a través de una vena antecubital. Una vez opacificada por completo la arteria pulmonar, se inició manualmente la adquisición. Además, se preparó una adquisición retardada que se iniciaría a los 70-90 s de la inyección del medio de contraste (fase portal) que debía llevarse a cabo si la vena cava inferior (VCI) y las venas suprahepáticas no se opacificaban bien en el primer examen. Por último, se usaron 3 modelos cadavéricos para un análisis estructural directo. Todos los pacientes dieron su consentimiento informado y el estudio recibió la aprobación del comité de ética local.

En la [figura 1](#) se resumen las principales mediciones y los umbrales de riesgo para la vena cava superior (VCS) y la VCI. La media de la longitud craneocaudal de la VCS fue de  $59,3 \pm 10,5$  mm, lo cual conduciría a una media de protrusión en la aurícula derecha de 8 mm, pero de un máximo de 31,6 mm con el dispositivo autoexpandible TricValve (véase la simulación en la [figura 1C](#)). Además, 7 pacientes

Valores medios de mediciones de la VCS			
<b>A</b>  <p>D1 → 21,1 ± 2,7 mm                      D2 → 23 ± 2,7 mm                      D3 → 25,1 ± 3,6 mm                      D4 → 27,7 ± 4,3 mm                      D5 → 29,8 ± 5,8 mm</p>	<b>B</b>  <p>D1                      ↓                      D6 → 59,3 ± 10,5 mm                      ↓                      D5</p>	<b>C</b>  <p>D1                      ↓                      D7 → 37,9 ± 8,9 mm                      ↓                      D3</p>	<b>D</b> <p>Índice de confluencia-uni6n (D1/D5): 0,77 (0,63-0,77)</p> 
<b>Umbral de alto riesgo de la VCS</b> D1 → < 14 mm D2 → < 18 mm D3 → < 20 mm D4 → < 20 mm D5 → < 20 mm		<b>Umbral de alto riesgo de la VCS</b> D1 ↓ D6 → < 45 mm ↓ D5	<b>Umbral de alto riesgo de la VCS</b> D1 ↓ D7 → < 30 mm ↓ D3
<b>Valores medios de mediciones de la VCI</b>			
<b>E</b>  <p>D'1 → 33,2 ± 3,9 mm                      D'2 → 32,2 ± 4,2 mm                      D'3 → 31,4 ± 5,5 mm                      D'4 → 28,3 ± 4,5 mm</p>	<b>F</b>  <p>D'1                      ↓                      D'5 → 8,9 ± 2,5 mm                      ↓                      D'2</p>	<b>G</b>  <p>Ángulo de la VCI:                      9,5° ± 5,1°</p>	<b>H</b> <p>Índice de variaci6n de la VCI (D'1/D'2): 1,03 (0,98-1,09)</p> 
<b>Umbral de alto riesgo de la VCI</b> D'1 → < 24 mm D'2 → < 24 mm D'3 → < 20 mm D'4 → < 20 mm		<b>Umbral de alto riesgo de la VCI</b> D'1 ↓ D'5 → 8,9 ± 2,5 mm ↓ D'2	<b>Umbral de alto riesgo de la VCI</b> Ángulo de la VCI > 15°

**Figura 1.** Mediciones de la vena cava superior (A-D) e inferior (E-H) basadas en la tomografía computarizada y umbrales propuestos para el alto riesgo de complicaciones. A: confluencia entre la VII y la VCS (D1); VCS a la altura de la parte superior de la AP (D2); VCS a la altura de la parte media de la AP (D3); VCS a la altura de la parte inferior de la AP (D4); VCS a la altura de la uni6n con la AD (D5). B: longitud entre D1 y D5 (D6). C: longitud entre D1 y D3 (D7) y ejemplo del biomodelo impreso de una VCS corta y con marcada conificaci6n craneocaudal. D: índice de confluencia y diferentes morfologías de VCS segùn este índice y D7. E: diámetro a la altura de la confluencia entre la VCI y la transici6n a la AD (D'1); VCI a la altura de la parte superior de las VSH (D'2); VCI a la altura de la parte inferior de las VSH (D'3); 5 cm por debajo de la transici6n de VII-AD (D'4). F: longitud de D'1 a D'2 (D'5). G: simulaci6n del ángulo determinado por los segmentos inferior y superior de la VCI en la posici6n final del dispositivo TricValve. H: índice de variaci6n de la VCI y diferentes morfologías de la VCI segùn este índice. AD: aurícula derecha; AP: arteria pulmonar; VCI: vena cava inferior; VCS: vena cava superior. VII: vena innominada izquierda; VSH: venas suprahepáticas.



**Figura 2.** Modelo en cadáver de la VCS (A-D) y la VCI (E) y esquema de las posibles formas de la VCI (F). Fibras del plexo celiaco (asterisco). Ac: vena ácigos; AD: aurícula derecha; Ao: aorta; DIAF: diafragma; NFD: nervio frénico derecho; VCI: vena cava inferior; VCS: vena cava superior; VID: vena innominada derecha; VII: vena innominada izquierda.

(21,9%) mostraron una notable conificación craneocaudal (índice de confluencia-uni6n < 0,6). Ambos factores podrían implicar mayor riesgo de fuga o de embolizaci6n valvular e indicarían la necesidad de un implante más alto del dispositivo. Sin embargo, esto podría asociarse con mayor riesgo de oclusi6n de la vena ácigos durante la intervenci6n, según lo identificado en el modelo en cadáver (figura 2C,D). En la actualidad no se conoce la trascendencia clínica de esta complicaci6n. Por último, en 11 pacientes (34,4%) había un electrodo de marcapasos.

La distancia media entre la VCI y la parte superior de las venas suprahepáticas fue de  $8,9 \pm 2,5$  mm, lo cual descartaría a 30 pacientes (93,75%) para implante de un dispositivo autoexpandible Tricento, cuyo límite es de 12 mm. Sin embargo, en ninguno de estos casos fue prohibitiva esta distancia para el empleo del dispositivo TricValve. Además, el ángulo determinado por los segmentos de la VCI por encima y por debajo de las venas suprahepáticas (media,  $9,5^\circ \pm 5,1^\circ$ ) mostró amplias variaciones (intervalo,  $4,4^\circ$ - $18,4^\circ$ ) y podría influir en la zona de implante final y el riesgo de migraci6n de la válvula y fuga residual (figura 1G). La presencia de fibras del plexo celiaco alrededor de la VCI se identificó en el modelo cadavérico (figura 2E) y podría explicar la frecuente presencia de un dolor transitorio irradiado al hombro que a menudo se detecta a las pocas horas tras el implante de una prótesis de VCI a causa de la sobreexpansi6n. Se identificaron varios patrones morfológicos de la VCI que se han representado esquemáticamente en la figura 1H y la figura 2. Hubo una amplia variabilidad en la longitud de la válvula de Eustaquio, que motivó un mal contraste de la VCI a pesar de la repetic6n de la TC en 3 pacientes (9,4%), lo cual apunta a una mayor utilidad de la ecocardiografía para determinar el tamaño de la prótesis de VCI si hay una válvula de Eustaquio larga.

Los hallazgos preliminares favorables obtenidos con dispositivos específicamente diseñados han creado grandes expectativas sobre los resultados del estudio TRICUS actualmente en curso (NCT04141137). Nuestra investigaci6n resalta la importancia de las mediciones de TC (por encima de otras técnicas de imagen) para una planificaci6n óptima de la intervenci6n. Además, el éxito de las alternativas de CAVI no radica solo en el dispositivo elegido, sino también en la identificaci6n correcta de los parámetros de interés de la anatomía y la fisiología para predecir el riesgo de complicaciones y la eficacia respectivamente.

En conclusi6n, según nuestro análisis de imágenes, el dispositivo TricValve podría ser preferible al Tricento en una gran parte de los casos debido a la corta distancia existente hasta las venas suprahepáticas (VSH), pero el Tricento podría ser una alternativa mejor en los pacientes con una excesiva conificación craneocaudal

de la VCS o una angulaci6n marcada de la VCI, ya que ambos factores aumentan el riesgo de fuga perivalvular o embolizaci6n de la prótesis.

## FINANCIACI6N

Ninguna que declarar.

## CONFLICTO DE INTERESES

I.J. Amat-Santos es proctor de Products & Features.

Sandra Santos-Martínez<sup>a</sup>, Alfredo Redondo<sup>a,b</sup>, Isabel San José Crespo<sup>c</sup>, Teresa Sevilla<sup>a,b</sup>, Hans R. Figulla<sup>d</sup> e Ignacio J. Amat-Santos<sup>a,b,\*</sup>

<sup>a</sup>Departamento de Cardiología, Hospital Clínico Universitario, Valladolid, España

<sup>b</sup>Centro de Investigaci6n Biomédica en Red de Enfermedades Cardiovasculares (CIBERCV), España

<sup>c</sup>Departamento de Anatomía y Radiología, Facultad de Medicina, Universidad de Valladolid, Valladolid, España

<sup>d</sup>University Hospital, Friedrich Schiller University Jena, Jena, Alemania

\* Autor para correspondencia:

Correo electrónico: [ijamat@gmail.com](mailto:ijamat@gmail.com) (I.J. Amat-Santos).

## BIBLIOGRAFÍA

1. Topilsky Y, Maltais S, Medina J, et al. Burden of Tricuspid Regurgitation in Patients Diagnosed in the Community Setting. *JACC Cardiovasc Imaging*. 2019;12:433–442.
2. Figulla HR, Kiss K, Lauten A. Transcatheter interventions for tricuspid regurgitation, heterotopic technology: TricValve. *EuroIntervention*. 2016;12:Y116.
3. Aparisi Áaue, Amat-Santos IJ, Serrador A, et al. Current clinical outcomes of tricuspid regurgitation and initial experience with the TricValve system in Spain. *Rev Esp Cardiol*. 2020;73:853–854.

<https://doi.org/10.1016/j.recesp.2021.01.020>

0300-8932/© 2021 Publicado por Elsevier España, S.L.U. en nombre de Sociedad Española de Cardiología.

## Valor pronóstico del área de strain 3D en insuficiencia aórtica moderada o grave con fracci6n de eyecci6n conservada



### Prognostic value of 3D area strain in moderate or severe aortic regurgitation with preserved ejection fraction

Sr. Editor:

La insuficiencia aórtica (IAo) es una valvulopatía muy prevalente en nuestro medio. La intervenci6n quirúrgica está indicada ante el deterioro clínico o el empeoramiento de mediciones en ecocardiografía bidimensional (2D)<sup>1</sup>. Los pacientes con IAo pueden permanecer asintomáticos durante décadas, por lo que detectar precozmente la progresi6n subclínica podría mejorar los resultados<sup>1</sup>. Los parámetros de deformaci6n miocárdica en 3 dimensiones (3D) son un instrumento prometedor que aporta

informaci6n adicional a la fracci6n de eyecci6n del ventrículo izquierdo (FEVI) integrando la geometría ventricular desde una sola ventana apical, pero aún se desconoce su utilidad en la IAo.

Desde marzo 2013 a julio 2014 se llevó a cabo un estudio observacional unicéntrico prospectivo de una cohorte consecutiva de pacientes con IAo al menos moderada ( $\geq$  III/IV) con FEVI > 55%. Los pacientes se encontraban asintomáticos y no presentaban criterios clásicos de intervenci6n quirúrgica. El estudio fue aprobado por el comité ético de nuestro centro.

Se realizó una ecocardiografía 2D y una valoraci6n del strain ventricular 3D y se determinaron strain global longitudinal (SGL), strain global circunferencial (SGC), strain global radial (SGR) y área de strain global (ASG) mediante Vivid E9 Scanner (General Electric Vingmed Ultrasound, Noruega), el software EchoPAC (4DAutoLVQ-EchoPAC BT12, General Electric Vingmed Ultrasound). Un mismo operador realizó el análisis sin poder comparar la reproducibilidad intraobservador e interobservadores. El objetivo principal fue el