

- Laquay N, Prieur S, Greff B, Meyer P, Orliaguet G. Propofol infusion syndrome. *Ann Fr Anesth Reanim.* 2010;29:377-386.
- Fodale V, La Monaca E. Propofol infusion syndrome: an overview of a perplexing disease. *Drug Saf.* 2008;31:293-303.
- Mirzakhimov AE, Voore P, Halytsky O, Khan M, Ali AM. Propofol infusion syndrome in adults: a clinical update. *Crit Care Res Pract.* 2015. <http://dx.doi.org/10.1155/2015/260385>.
- Dengler B, Garvin R, Seifi A. Can therapeutic hypothermia trigger propofol-related infusion syndrome? *J Crit Care.* 2015;30:823-824.

<http://dx.doi.org/10.1016/j.recesp.2017.05.012>
0300-8932/

© 2017 Sociedad Española de Cardiología. Publicado por Elsevier España, S.L.U. Todos los derechos reservados.

Impresión 3D de modelos cardíacos personalizados para el cierre percutáneo de la orejuela izquierda



Patient-specific 3D-printed Cardiac Model for Percutaneous Left Atrial Appendage Occlusion

Sr. Editor:

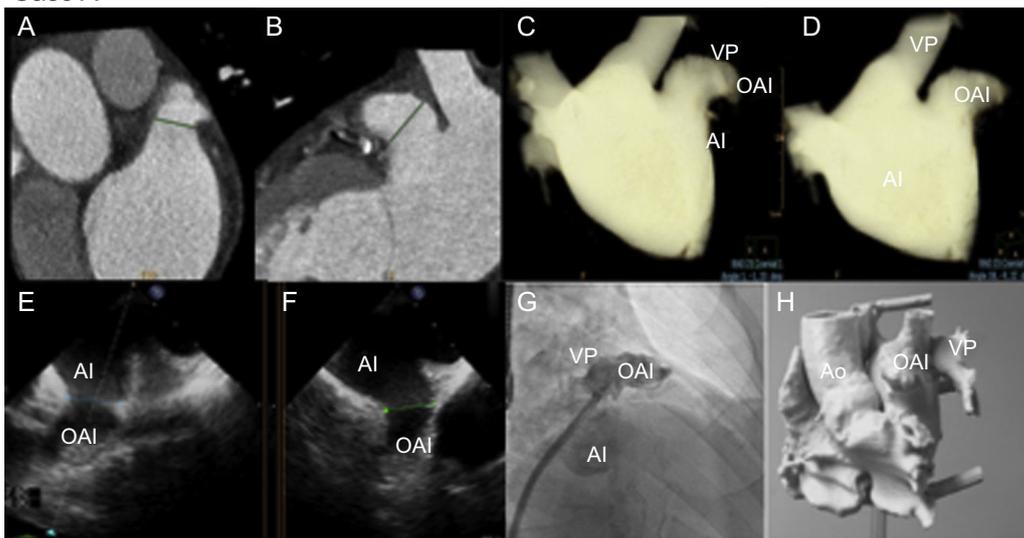
En general, la oclusión percutánea de la orejuela de la aurícula izquierda (OAI) se guía por ecocardiografía transesofágica (ETE) bidimensional (2D) y fluoroscopia. Sin embargo, determinar el tamaño adecuado de los dispositivos requeridos sigue siendo una etapa difícil de este procedimiento. Es más, cualquier avance que

permitiera minimizar la manipulación en el interior de la OAI y facilitar el proceso de implante sería bien recibido¹.

Los modelos cardíacos tridimensionales (3D) personalizados generados mediante impresión 3D permiten disponer de réplicas de la anatomía humana basadas en técnicas de imagen como la tomografía computarizada multicorte, la resonancia magnética y la ecocardiografía 3D. Esta nueva tecnología tiene importantes repercusiones en muchas especialidades médicas, y la literatura le está prestando cada vez más atención^{2,3}. Los modelos físicos de la oclusión de la OAI tienen especial interés, ya que la anatomía es compleja; incluso con las técnicas de imagen más modernas, resulta difícil valorar las interacciones entre el dispositivo y la orejuela⁴.

Se presenta nuestra experiencia preliminar con modelos de impresión 3D de la OAI personalizados, con los siguientes objetivos:

Caso A



Caso B

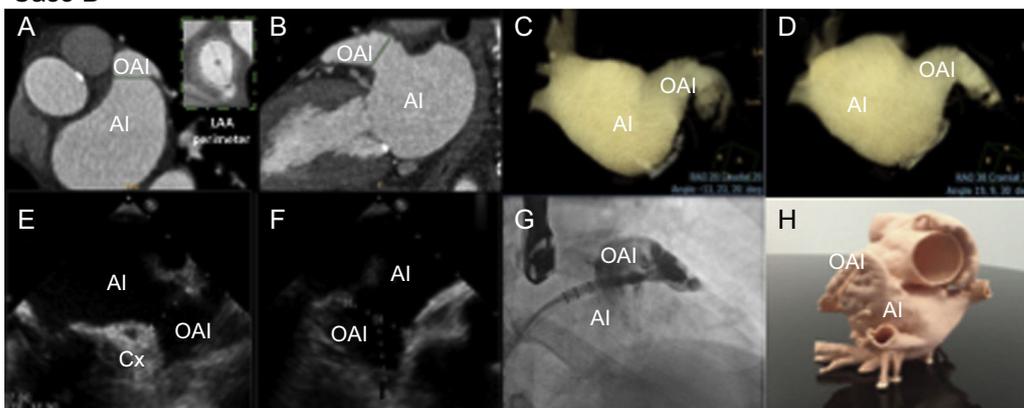


Figura 1. Exploraciones de imagen multimodales de la OAI en los casos A y B. A y B: mediciones cardíacas mediante tomografía computarizada. C y D: obtención mediante tomografía computarizada del volumen de la aurícula izquierda en las proyecciones de trabajo. E y F: proyecciones de la ecocardiografía transesofágica (45° y 135°) que muestran la zona de implante. G: proyección fluoroscópica craneal oblicua anterior derecha. H: modelo de impresión tridimensional. AI: aurícula izquierda; Ao: aorta; Cx: circunfleja; OAI: orejuela de la aurícula izquierda; VP: vena pulmonar.

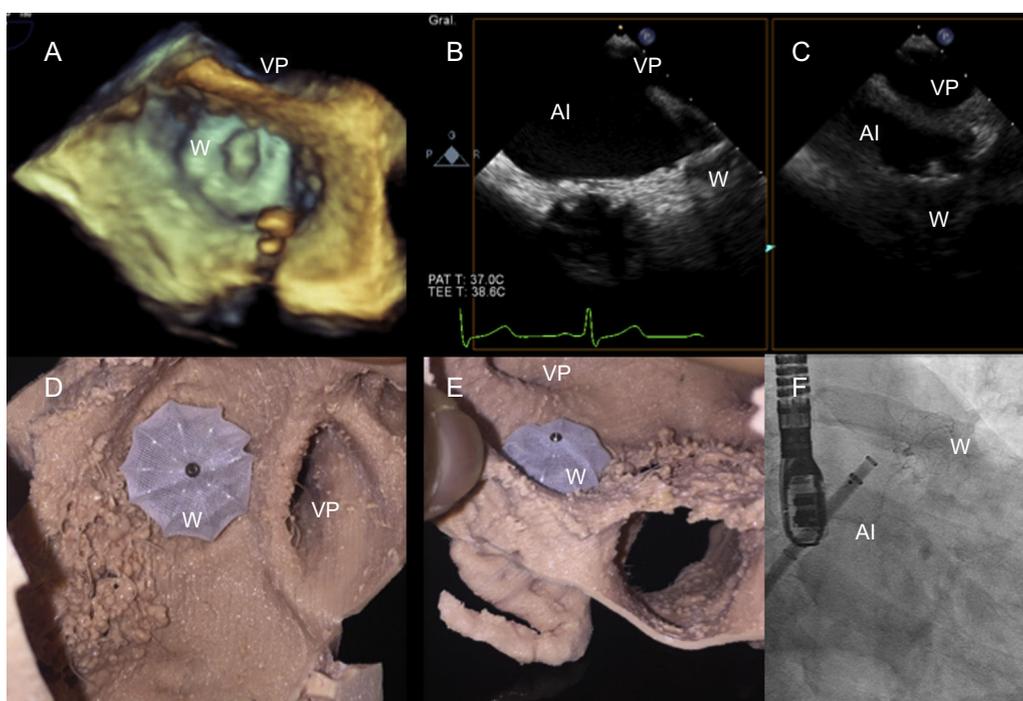


Figura 2. Fase de ensayo *ex vivo* y resultado final de la oclusión de la orejuela de la aurícula izquierda. A: ecocardiografía transesofágica tridimensional. B y C: ecocardiografía transesofágica bidimensional. D y E: modelo de impresión tridimensional. F: proyección fluoroscópica craneal oblicua anterior derecha. AI: aurícula izquierda; VP: vena pulmonar; W: dispositivo de Watchman.

a) apreciar mejor la anatomía, la localización y las relaciones de la OAI; b) facilitar la determinación del tamaño del dispositivo adecuado, y c) optimizar la planificación de la oclusión de la OAI.

En este análisis inicial, se incluyó a 10 pacientes con fibrilación auricular y una indicación clínica para la oclusión de la OAI. Para estos 10 pacientes, se segmentaron las imágenes de tomografía computarizada multicorte (con el programa gratuito ITK-PANS) y se crearon mallas 3D para la impresión 3D (220 °C; 10 mm/s; 0,1 mm de altura de capa; 0,8 mm de grosor de la pared) con un método ya establecido³ (figura 1).

Cada modelo de OAI tuvo un coste de producción de 500 euros y se tardó de 24 a 48 h en elaborarlo. Los modelos impresos se utilizaron entonces en la fase de formación/ensayo. Se desplegaron dispositivos de oclusión de la OAI caducados en esta zona de unión para determinar: a) dispositivo ideal; b) tamaño apropiado del dispositivo, y c) diversas orientaciones dentro de la OAI que conducían al éxito o al fracaso de la oclusión percutánea. Se determinaron la idoneidad del dispositivo mediante el examen visual de la deformación anatómica (en un trasfondo de OAI especificado) y la viabilidad de la aplicación, en un modelo auricular 3D flexible (figura 2).

Según se observó, los diámetros medios de la OAI mostraban alto grado de correlación en las comparaciones de las técnicas de imagen: tomografía computarizada frente a ETE 2D (coeficiente de correlación de Pearson [r] = 0,98; $p < 0,0001$), fluoroscopia frente a ETT 2D ($r = 0,92$; $p < 0,0001$) y tomografía computarizada frente a fluoroscopia ($r = 0,96$; $p < 0,0001$). Sin embargo, los valores medios generados con la ETE 2D ($21,9 \pm 3,8$ mm) y la fluoroscopia ($22,2 \pm 3,7$ mm) fueron significativamente inferiores a los registrados con la tomografía computarizada ($23,1 \pm 3,8$ mm; $p < 0,001$ y $p = 0,02$ respectivamente). No obstante, todos los tamaños de dispositivo establecidos mediante la impresión 3D reflejaron plenamente los obtenidos en realidad, sin fuga circunferencial alguna. No se registraron eventos adversos en el seguimiento a los 30 días.

Es de destacar que Budge et al.¹ han descrito una correlación similar entre las mediciones de la OAI realizadas con tomografía computarizada multicorte y con ETE 2D. Por otra parte, Otton et al.⁵ han mostrado que es posible obtener aproximaciones exactas del

tamaño del dispositivo (que se subestima con la ETE) con modelos de impresión 3D. Por último, Pellegrino et al.⁶ han documentado 2 casos de dispositivos del tamaño exacto e implantados de manera óptima basándose en un modelo de impresión 3D (las estimaciones de la ETE y de la fluoroscopia fueron también bajas).

Desde nuestro punto de vista, la elaboración de modelos físicos de impresión 3D personalizados es muy prometedora respecto a la determinación del tamaño adecuado del dispositivo en circunstancias difíciles, la información aportada sobre las interrelaciones anatómicas de la OAI y las estrategias técnicas viables específicas para el dispositivo. También tiene un potencial en la correspondiente formación de los profesionales, al esclarecer los objetivos y las limitaciones de la oclusión de la OAI. Por otra parte, se necesitan más estudios clínicos para validar sus usos y las cuestiones logísticas son motivo de cierta preocupación. Aunque los modelos cardíacos 3D y la tecnología de impresión 3D hoy tienen mayor difusión y son más asequibles, la dedicación de tiempo, dinero y esfuerzo que requieren continúan siendo un obstáculo para su uso clínico cotidiano.

Agradecimientos

Agradecemos a los Dre. Israel Valverde, Xavier Freixa y Oscar Alcade su colaboración voluntaria y la revisión de este estudio.

FINANCIACIÓN

Para este estudio se recibió financiación de St. Jude Medical, Inc. (Minnesota, Estados Unidos). El patrocinador no intervino en modo alguno en el diseño del estudio, la obtención, el análisis y la interpretación de los datos ni en la redacción del artículo. Esta investigación fue financiada conjuntamente por el Instituto de Salud Carlos III, subvención de investigación del FIS número P114/00180 del Ministerio de Ciencia e Innovación de España.

CONFLICTO DE INTERESES

I. Cruz-González es supervisor clínico de St. Jude Medical y Boston Scientific.
Beatriz Vaquerizo^{a,*}, Carmen Escabias^b, Daniela Dubois^a, Gorka Gómez^c, Manuel Barreiro-Pérez^d e Ignacio Cruz-González^d

^aUnidad de Cardiología Intervencionista, Servicio de Cardiología, Hospital del Mar, Universidad Autónoma de Barcelona, Barcelona, España

^bUnidad de Cardiología Pediátrica, Hospital Virgen del Rocío, Sevilla, España

^cGrupo de Innovación Tecnológica, Hospital Virgen del Rocío, Sevilla, España

^dServicio de Cardiología, Hospital Universitario de Salamanca, IBSAL, Salamanca, España

* Autor para correspondencia:

Correo electrónico: beavaquerizo@yahoo.es (B. Vaquerizo).

On-line el 14 de septiembre de 2017

BIBLIOGRAFÍA

1. Budge LP, Shaffer KM, Moorman JR, Lake DE, Ferguson JD, Mangrum JM. Analysis of in vivo left atrial appendage morphology in patients with atrial fibrillation: a direct comparison of transesophageal echocardiography, planar cardiac CT, and segmented three-dimensional cardiac CT. *J Interv Cardiac Electrophysiol.* 2008;23:87-93.
2. Vaquerizo B, Theriault-Lauzier P, Piazza N. Percutaneous transcatheter mitral valve replacement: patient-specific three-dimensional computer-based heart model and prototyping. *Rev Esp Cardiol.* 2015;68:1165-1173.
3. Valverde I. Three-dimensional printed cardiac models: applications in the field of medical education, cardiovascular surgery, and structural heart interventions. *Rev Esp Cardiol.* 2017;70:282-291.
4. Pracon R, Grygoruk R, Dzielinska Z, et al. Percutaneous occlusion of the left atrial appendage with complex anatomy facilitated with 3D-printed model of the heart. *EuroIntervention.* 2016;12:927.
5. Otton JM, Spina R, Sulas R, et al. Left atrial appendage closure guided by personalized 3D-printed cardiac reconstruction. *JACC Cardiovasc Interv.* 2015;8:1004-1006.
6. Pellegrino PL, Fassini G, Di Biase M, Tondo C. Left atrial appendage closure guided by 3 d printed cardiac reconstruction: emerging directions and future trends. *J Cardiovasc Electrophysiol.* 2016;27:768-771.

<http://dx.doi.org/10.1016/j.recesp.2017.05.021>
0300-8932/

© 2017 Sociedad Española de Cardiología. Publicado por Elsevier España, S.L.U. Todos los derechos reservados.

Derrame pericárdico maligno como presentación de sida: papel de la citometría de flujo en el diagnóstico precoz



Malignant Pericardial Effusion as a Presentation of AIDS: The Role of Flow Cytometry in Early Diagnosis

Sr. Editor:

Se presenta el caso de un varón de 31 años, sin antecedentes médicos de interés, que consultó en urgencias de un hospital comarcal por cuadro de 1 semana de evolución de astenia y malestar general asociados a molestias abdominales difusas, tos seca y sudoración de predominio nocturno. A la exploración física destacaba hipofonesis de ambas bases pulmonares con aumento de la presión venosa yugular. Entre los parámetros analíticos, presentaba bicitopenia (leucocitos, 3.800/ μ l; hemoglobina, 10,7 g/dl), con proteína C reactiva (5,90 mg/dl; límite superior de la normalidad, 0,5 mg/dl). La radiografía de tórax mostró cardiomegalia global y derrame pleural bilateral. Como parte del

estudio, se solicitó un ecocardiograma transtorácico, que mostró un derrame pericárdico grave, con datos ecocardiográficos de taponamiento (figura), motivo por el que se le trasladó a nuestro centro.

El paciente ingresó en la unidad de críticos de cardiología, donde se le realizó con éxito una pericardiocentesis, en la que se le extrajeron 1.350 ml de líquido serohemático. El análisis bioquímico mostró que se trataba de un exudado (proteínas, 3,1 g/dl; cociente proteínas líquido/plasma, 0,57; lactato deshidrogenasa, 1.295 U/l), con adenosina deaminasa de 26,4 U/l y abundantes hematíes. En la citología se observaron linfocitos atípicos de aspecto inmunoblástico, motivo por el que se decidió realizar citometría de flujo, y se identificó un 54% de células de origen hematopoyético (CD45), de tamaño grande (SSC elevado), negativas para los antígenos de línea B (CD19) y línea T (CD3) que, sin embargo, eran positivas para antígenos de activación como HLA-DR y CD30 y marcadores de célula plasmática como CD38 y CD138. Este inmunofenotipo en una serosa es diagnóstico de linfoma primario de cavidades, un linfoma B de célula grande con diferenciación plasmablástica asociado con el virus del herpes

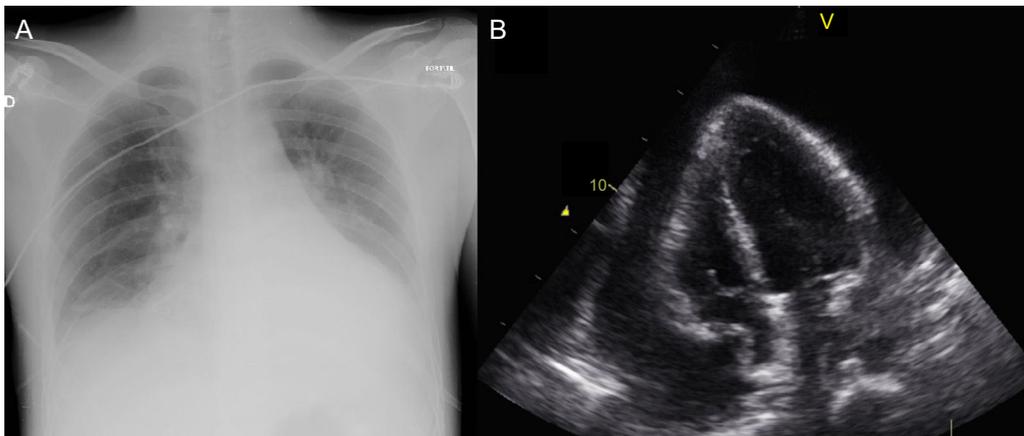


Figura. A: radiografía de tórax en la que se observa cardiomegalia global y derrame pleural bilateral. B: plano apical de 4 cámaras obtenido mediante ecocardiografía transtorácica que muestra derrame pericárdico grave con colapso diastólico de la aurícula derecha.