

MATERIAL ADICIONAL

Métodos adicionales

Construcción del modelo en 3D

La anatomía de la aurícula izquierda (AI) de cada paciente se obtuvo de las imágenes por tomografía computarizada (TC) con el software de código abierto Slicer 4.10.1 (<https://www.slicer.org/>) empleando una técnica semiautomática basada en el crecimiento de regiones. Se obtuvo una máscara binaria representativa de la AI y se creó una malla de la superficie con un algoritmo de cubos de marcha seguido de un proceso de alisado para corregir las irregularidades generadas por el proceso de segmentación. Se empleó un filtro de alisado de Taubin ($\lambda = 0.5$, $\mu = -0.53$)¹ procediendo, cuando fuese necesario, a la retirada manual tanto de las caras auto-entrecruzadas como de los bordes de límites de mallas. El software empleado para reconstruir los modelos fue el Meshlab 2016.12 (ISTI-CNR, Italia) y el Meshmixer 3.5 (Autodesk, Inc., Estados Unidos). Las venas pulmonares (VP) pudieron reconstruirse directamente a partir de la segmentación realizada por TC. Para definir, de un modo consistente, las entradas de los modelos computacionales para todos los modelos en 3D se siguió un criterio común para determinar la longitud de las VP definiendo un corte justo antes de la primera rama saliente de la AI.

Para resolver el dominio del fluido en el interior de la AI, se generó una malla volumétrica. Se empleó el algoritmo Delaunay disponible en el software de código abierto Gmsh 4.0.4² para la creación de mallas volumétricas con 500.000 elementos. Se empleó, también, el software Netgen (<https://ngsolve.org>) para optimizar, más si cabe, la malla volumétrica resultante.

Realización de las simulaciones in silico

Las simulaciones de la dinámica de fluidos se realizaron con el software ANSYS Fluent Solver 19.2 (Ansys, Inc., Estados Unidos). La sangre se modeló como un fluido newtoniano incompresible con una densidad de 1.060 kg/m^3 y una viscosidad de 0.0035 Pa/s . El número de Reynolds, calculado tanto en la VM como en las VP, indicó que el flujo será laminar. El flujo se consideró newtoniano³ porque los valores de la tensión de cizallamiento eran $> 100 \text{ s}^{-1}$, es decir, estaban en un rango en el que se cree que la sangre se comporta como un fluido newtoniano cuando circula por grandes vasos.⁴ El intervalo de simulación se fijó en $0,01 \text{ s}$. Los residuales de las ecuaciones de continuidad se fijaron en $0,005$ para los criterios de convergencia.

Se empleó un algoritmo de mallas dinámicas, implementado en el software ANSYS Fluent 19.2, a fin de incorporar el desplazamiento de la pared hacia la aurícula izquierda. A partir de un método de difusión resulta que sigue la ecuación de Laplace:

$$\nabla \cdot (\gamma \nabla \vec{u}) = 0,$$

donde \vec{u} es el campo de velocidad del desplazamiento de la malla. El coeficiente de difusión, γ , controla la propagación (por ejemplo, el alisado) de los desplazamientos límite lejos de los puntos de aplicación:

$$\gamma = \frac{1}{d^\alpha}$$

donde d es una distancia normalizada con respecto al límite y α es un parámetro de difusión introducido por el usuario. En este estudio, α fue igual a 0 , lo que originó una difusión uniforme del movimiento de los límites a través de la malla. Se implementó un algoritmo de mallas dinámicas a fin de simular el desplazamiento del anillo mitral según la función descrita en el trabajo realizado por

Veronesi et al.⁵. Los pacientes con FA no valvular presentaban movimientos longitudinales del anillo mitral similares a los movimientos de anillos sanos, por ejemplo, de 10 a 8 mm. Tanto la onda de presión como el desplazamiento de la pared, así como la velocidad se sincronizaron con el ECG obtenido. Como resultado, entraron todos en el mismo ritmo, aunque no en el mismo paciente. La sincronización se realizó mediante interpolación lineal con MATLAB R2018a (Mathworks, Estados Unidos).

Bibliografía adicional

1. Taubin G. Curve and surface smoothing without shrinkage. *IEEE Int Conf Comput Vis.* 1995:852-857.
2. C. Geuzaine and J.-F. Remacle. Gmsh: a three-dimensional finite element mesh generator with built-in pre- and post-processing facilities. *Int J Numer Meth Eng.* 2009;79:1309-1331.
3. Berger SA, Jou L-D. Flows in Stenotic Vessels. *Annu Rev Fluid Mech.* 2000;32:347-382.
4. Pedley TJ. *The Fluid Mechanics of Large Blood Vessels.* Cambridge: Cambridge University Press; 1980.
5. Veronesi F, Corsi C, Sugeng L, et al. Quantification of Mitral Apparatus Dynamics in Functional and Ischemic Mitral Regurgitation Using Real-time 3-Dimensional Echocardiography. *J Am Soc Echocardiogr.* 2008;21:347-354.