



Modelo de elementos finitos para reproducir la dinámica de los velos en una TAV

Sofía Suárez¹, José Ángel López-Campos¹, Pablo Comesaña², David Agudo¹, Abraham Segade¹, Miguel Miguez¹, Enrique Casarejos¹

¹ Departamento de Ingeniería Mecánica, Cintexx Universidade de Vigo, sofia.suarez.garcia@uvigo.gal, joseangellopezcampos@uvigo.gal, david.agudo@uvigo.gal, asegade@uvigo.es, miguel.miguez@uvigo.gal, e.casarejos@uvigo.gal

² Nsilica Simulation Technologies S.L., p.comesana@nsilica.com

Las válvulas aórticas transcatóter (TAV) han transformado el tratamiento de la estenosis aórtica en pacientes de alto riesgo, permitiendo el reemplazo valvular sin cirugía a corazón abierto. Sin embargo, su durabilidad sigue siendo un desafío, lo que motiva la necesidad de modelos computacionales avanzados para predecir su comportamiento mecánico y optimizar su diseño.

Este estudio presenta un modelo de simulación basado en el Método de Elementos Finitos (FEM) para analizar la dinámica de las TAV bajo condiciones fisiológicas. Se desarrolló un modelo tridimensional de los velos valvulares, generado a partir de una superficie plana inicial que se adapta a la geometría final tras su fijación al stent. La caracterización del material se realizó mediante un modelo elástico lineal, basado en ensayos de tracción uniaxial sobre pericardio bovino.

El análisis se centró en dos aspectos clave: la configuración geométrica en la posición de apertura máxima y la dinámica valvular durante el ciclo cardíaco completo. Para la apertura, se evaluó el efecto de la relación entre presión hidrostática (normal) y presión dinámica (direccional) en la geometría final. En la simulación del ciclo cardíaco, se aplicó un perfil de presión transvalvular variable en el tiempo. Los resultados mostraron una apertura eficiente en sístole y una correcta coaptación en diástole. Además, el modelo capturó el fenómeno de pinwheeling, caracterizado por una torsión de los velos antes del cierre. El análisis de tensiones reveló que en el modelo las mayores concentraciones de esfuerzo no ocurren durante el cierre completo, sino en las fases intermedias cuando los velos cambian de forma entre cóncavos y convexos.

Los resultados validan la capacidad del modelo para representar con precisión el comportamiento dinámico de las TAV, ofreciendo una herramienta computacional eficiente para mejorar el diseño de prótesis valvulares más duraderas.

1. Introducción

Las válvulas aórticas nativas están compuestas comúnmente por tres velos, encargados de realizar la apertura y el cierre de la válvula, facilitando la salida del flujo sanguíneo del corazón e impidiendo el retorno al mismo. La estenosis valvular aórtica (EA) es una enfermedad degenerativa caracterizada por el engrosamiento y la calcificación del tejido valvular, así como la fusión de los velos. Estos cambios estructurales limitan la apertura de la válvula, dificultando el flujo sanguíneo del ventrículo izquierdo hacia la aorta y reduciendo la capacidad de bombeo del corazón [1]. Entre los principales factores de riesgo asociados a esta patología se encuentran la hipercolesterolemia, la hipertensión arterial y malformaciones congénitas como las válvulas aórticas bicúspides. Por otro lado, la insuficiencia valvular ocurre cuando la válvula aórtica no cierra correctamente, lo que provoca fenómenos de regurgitación en los que el flujo sanguíneo retrocede desde la aorta hacia el ventrículo. Estos problemas valvulares afectan significativamente la calidad de vida de los pacientes y, en casos graves, ponen en riesgo su supervivencia.

Tradicionalmente, el tratamiento para estas patologías requería una cirugía convencional de sustitución valvular aórtica (SVA), un procedimiento altamente invasivo que implica incisión torácica y circulación extracorpórea. Sin embargo, los avances en cardiología han dado lugar al desarrollo del reemplazo de válvula aórtica transcáteter (TAVR, por sus siglas en inglés) [2], un procedimiento mínimamente invasivo que utiliza un catéter para implantar una válvula protésica en el corazón.

Las válvulas aórticas transcáteter están compuestas por un stent metálico que alberga tres velos de tejido biológico, típicamente de pericardio bovino o porcino. Estas válvulas no solo han revolucionado el tratamiento de la EA en pacientes no aptos para cirugía, sino que también han reducido significativamente los tiempos de recuperación y las complicaciones postoperatorias. Sin embargo, la durabilidad de estas prótesis, que suele limitarse a 7-10 años, sigue siendo un desafío.

En este contexto, la modelización mediante el Método de Elementos Finitos (FEM) emerge como una herramienta esencial para estudiar el comportamiento mecánico de las válvulas bajo condiciones fisiológicas, identificar factores que afectan su rendimiento y contribuir al diseño de prótesis más eficientes y duraderas. En los últimos años, los esfuerzos científicos se han centrado en desarrollar modelos de materiales cada vez más complejos [3, 4], considerando aspectos como la hiperelasticidad, el daño o la orientación de las fibras del tejido valvular. Estos modelos buscan capturar con mayor precisión las características mecánicas y el comportamiento real de las válvulas durante el ciclo cardíaco.

La simulación FEM de este tipo de válvulas se divide en dos etapas principales: la apertura de los velos bajo la acción de una presión de apertura, y el movimiento de cierre, donde los velos se coaptan interrumpiendo el flujo. Mientras que la mayoría de los estudios se han centrado en la simulación del cierre valvular bajo condiciones cuasiestáticas [5, 6], logrando geometrías cerradas axisimétricas de 120°, estos modelos a menudo no reproducen el fenómeno clínico conocido como pinwheeling, un efecto de torsión en los velos antes de que se cierre la válvula [7]. Por otro lado, los estudios que analizan la posición de apertura de la válvula son escasos, a pesar de la relevancia clínica del Área Efectiva del Orificio (Effective Orifice Area, EOA) [8]. Modelos FEM basados en elementos tipo shell (con rigidez a la flexión) han demostrado limitaciones para lograr una apertura completa [9, 10], produciendo geometrías de velos con un abombamiento interior que no coinciden con las observaciones experimentales.

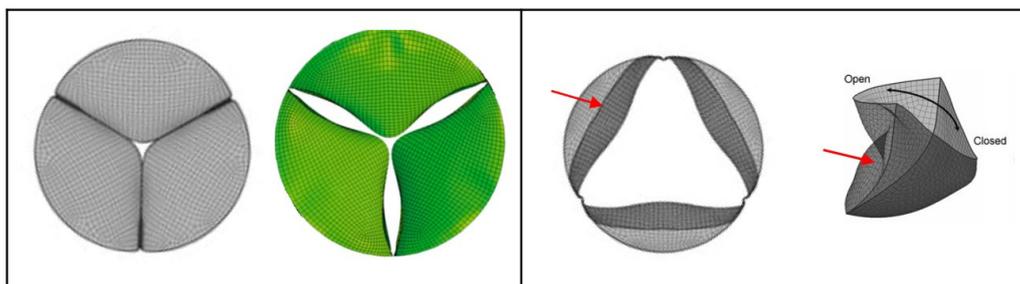


Figura 1: Izquierda: Válvula en la posición cerrada típica, según publicaciones [5, 6]. Derecha: Válvula en posición abierta típica, según publicación [10].

En este trabajo, se desarrolla un modelo FEM para el análisis de las TAVs, estructurado en las siguientes etapas. En la sección de Materiales y Métodos, se definen el modelo de elementos finitos, la geometría tridimensional de los velos, las propiedades de los materiales y las condiciones de contorno utilizadas en las simulaciones. A continuación, se presentan los resultados obtenidos, comenzando con la posición de apertura de la válvula y comparándolos con imágenes obtenidas de ensayos experimentales *in vitro*. Finalmente, se analiza el ciclo completo de trabajo de la válvula, analizando la dinámica de los velos y las zonas críticas de estrés que podrían influir en su durabilidad y diseño.

2. Materiales y métodos

En este apartado, se describe el enfoque adoptado para el modelado de las válvulas aórticas transcáteter mediante el Método de Elementos Finitos (FEM), abarcando la definición de la geometría de los velos, las propiedades del material y las condiciones de contorno empleadas en las simulaciones.

2.1. Geometría de los velos

Los velos de las válvulas aórticas transcáteter se construyen a partir de tejido de pericardio plano, que es recortado, cosido y fijado a un stent para adquirir una geometría tridimensional compleja. En la literatura, la geometría de los velos en los modelos de elementos finitos se obtiene principalmente mediante dos enfoques: digitalización 3D de válvulas físicas [11] o simulación numérica que reproduce el proceso de corte y costura [5, 6]. En este trabajo, se empleó una metodología basada en el segundo enfoque, modelando los velos a partir de una superficie plana inicial. Primero, se definió el contorno del velo en su estado plano, posteriormente, la posición de su línea de contorno se transforma gradualmente, Figura 2, para replicar la geometría resultante tras su fijación al stent.

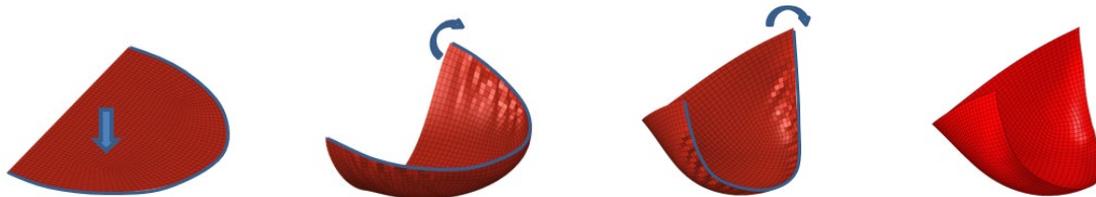


Figura 2: Evolución de la forma plana del velo a la geometría tridimensional final

Este proceso permite generar una superficie curva y trilobulada, representativa de las válvulas desplegadas en un entorno realista. La geometría final se suaviza para garantizar una transición continua entre la superficie de los velos y el contorno del stent. Las dimensiones finales del modelo completo se construyen basándose en geometrías tridimensionales escaneadas del stent, logrando una integración precisa entre los velos y su estructura soporte, Figura 3.

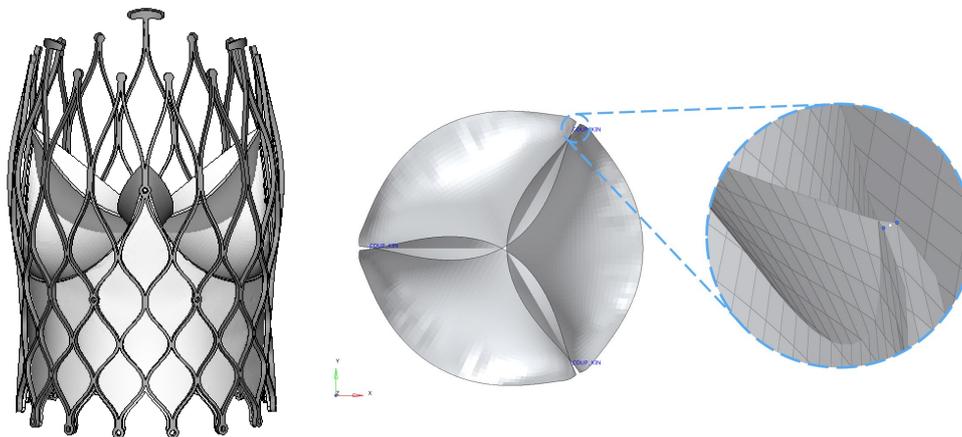


Figura 3: Izquierda: Modelo 3D de stent y velos obtenidos por el procedimiento descrito. Derecha: Modelo empleado en las simulaciones, compuesto únicamente por los velos.

Para verificar la calidad de la geometría obtenida de los velos, se ha comparado la superficie inicial de cada uno de los velos, con la superficie obtenida en la posición de trabajo, encontrando que la diferencia entre ambas superficies es de un 1%, considerando el modelo 3D representativo de la realidad.

Para crear la malla, se emplearon elementos tipo Shell, prestando especial atención al refinamiento de la malla en las regiones de contacto y sutura, donde se espera una mayor concentración de esfuerzos. El tamaño promedio de los elementos en estas zonas críticas fue de 1 mm, mientras que en las regiones menos sensibles se permitió un tamaño mayor, optimizando así el equilibrio entre precisión y costo computacional. El número de elementos en cada velo ha sido de 1933 elementos superficiales, con 2013 nodos.

2.2. Propiedades del material

El pericardio bovino, material utilizado en la fabricación de los velos de las válvulas aórticas transcáteter, presenta un comportamiento mecánico altamente anisotrópico y no lineal, característico de los tejidos biológicos. En la literatura científica, numerosos estudios [5, 6, 10, 12] han modelado este tejido mediante formulaciones hiperelásticas avanzadas como HGO o Fung [3, 4], considerando efectos como la orientación de las fibras de

colágeno e incluso el daño mecánico acumulativo. Sin embargo, el objetivo de este trabajo es evaluar la capacidad de modelos simplificados para reproducir el comportamiento dinámico de los velos, priorizando la eficiencia computacional sin comprometer la precisión de los resultados. Por esta razón, se ha optado por un modelo elástico lineal para describir el comportamiento mecánico de los velos. Esta elección permite validar si un enfoque simplificado es suficiente para capturar la dinámica de apertura y cierre de la válvula, lo que facilitaría su implementación en estudios más complejos que incluyan el stent y condiciones de carga dinámicas.

Para definir las propiedades del material, se han empleado datos experimentales obtenidos a partir de ensayos de tracción uniaxial realizados sobre cuatro muestras de pericardio bovino. Estos ensayos muestran un comportamiento no lineal típico de los tejidos blandos, donde el módulo elástico varía en función de la tensión aplicada. No obstante, en este modelo se ha considerado únicamente la región de comportamiento elástico lineal, correspondiente al tramo en el que el tejido comienza a trabajar de manera efectiva bajo carga, representado en las curvas mostradas en la Figura 4.

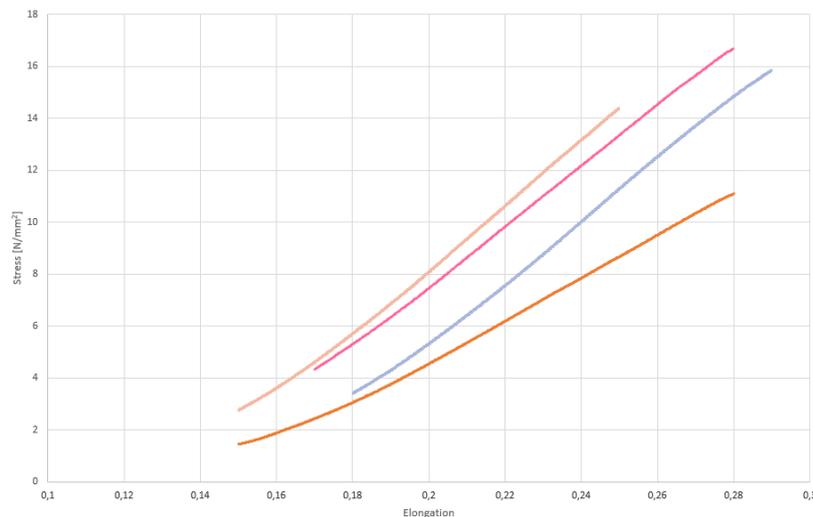


Figura 4: Curva tensión – deformación del pericardio bajo ensayo de tracción uniaxial.

A partir de estos datos, el material se ha caracterizado mediante un módulo de elasticidad constante, obtenido como la pendiente de la curva tensión – deformación en la región representada. La tabla 1 presenta los valores utilizados para el módulo de elasticidad, así como el coeficiente de Poisson empleado en la simulación.

Tabla 1: Parámetros de elasticidad lineal empleada en el material.

Densidad [kg/m ³]	Módulo de elasticidad [MPa]	Ratio de Poisson [-]
1,07	97,51±21,14	0,4

2.3. Condiciones de contorno

El movimiento de los velos de la válvula está gobernado por el diferencial de presión transvalvular generado durante el ciclo cardíaco. En la literatura, este gradiente de presión entre el ventrículo izquierdo y la aorta es uno de los parámetros más utilizados para caracterizar la dinámica de la válvula. Una de las referencias más comunes [13] establece un gradiente de 6 mmHg durante la apertura (sístole) y de 80 mmHg durante el cierre (diástole), como se muestra en la Figura 5.

En el modelo de cálculo será necesario definir tanto la presión que se aplica al tejido, como las condiciones de fijación del mismo. Se realizarán cálculos bajo dos condiciones diferentes: análisis de la posición de apertura máxima de la válvula y análisis de la dinámica de velos bajo un ciclo cardíaco.

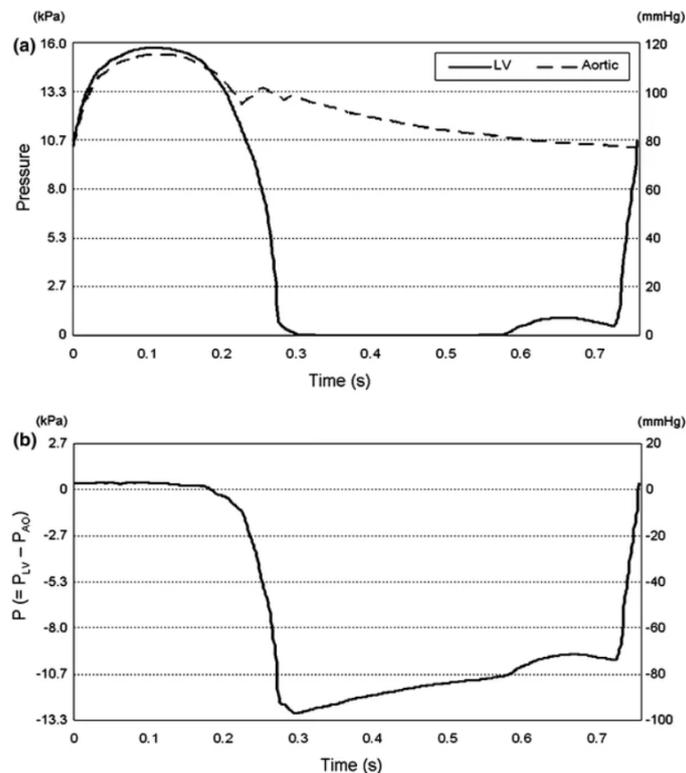


Figura 5: Presión en función del tiempo para un ciclo cardíaco humano [13]. a) Presión en ventrículo izquierdo y aorta. b) Gradiente de presión transvalvular

Condiciones de presión para el análisis de apertura válvular máxima.

Para evaluar la influencia de la distribución de cargas sobre la geometría final de los velos, se aplicará una presión total de 6 mmHg en la posición de apertura máxima, explorando diferentes ratios entre presión hidrostática y presión dinámica, Figura 6.

- Presión hidrostática (normal): Se aplicará de forma normal a la superficie de los velos, representando la componente estática de la presión sanguínea.
- Presión dinámica (direccional): Se aplicará en dirección longitudinal, representando el impacto del flujo sanguíneo impulsado a través de la válvula.

La distribución de estas cargas (Figura 6) se ajustará para analizar su influencia de su ratio en el área efectiva de apertura y la geometría resultante de los velos.

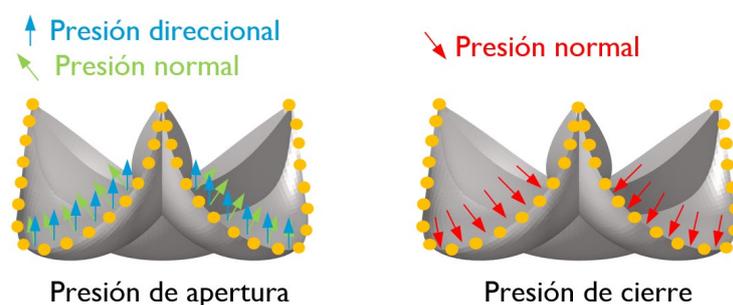


Figura 6: Direcciones de la presión sobre el pericardio para apertura y cierre.

Condiciones de presión para el análisis del ciclo cardíaco completo.

Para reproducir el comportamiento dinámico de la válvula durante un ciclo cardíaco completo, se aplicará un perfil de presión variable en el tiempo, siguiendo el gradiente descrito en la literatura [13].

- Durante la fase de apertura (sístole), se aplicará una presión de 6 mmHg, diferenciando las componentes hidrostática y dinámica según el modelo anterior.
- En la fase de cierre (diástole), se aplicará exclusivamente presión hidrostática, ya que el flujo sanguíneo se interrumpe y la válvula entra en coaptación bajo una presión de 80 mmHg.

Restricciones y condiciones de contacto

Además de las cargas aplicadas, se han definido restricciones mecánicas para representar de manera realista la sujeción y el contacto entre los velos:

- **Fijación de los bordes exteriores de los velos:** Los nodos situados en el contorno exterior de cada velo, donde estos se cosen a la falda de la válvula, están completamente restringidos en sus desplazamientos, Figura 6.
- **Fijación en las comisuras:** En las zonas donde los velos convergen, la válvula cuenta con puntos de sutura adicionales, por lo que los nodos en estas regiones se fijan entre sí, Figura 3.
- **Condición de contacto entre velos:** Durante la fase de cierre, los velos deben entrar en contacto y coaptar para impedir el flujo retrógrado. Para ello, se ha definido una **condición de contacto sin fricción** que permite la interacción entre superficies sin restringir el movimiento fuera del plano de contacto.

3. Resultados

El análisis del modelo de elementos finitos creado se divide en dos fases principales. En primer lugar, se analiza la posición de apertura valvular, evaluando distintas combinaciones del ratio entre presión normal (hidrostática) y presión direccional (dinámica) con el objetivo de determinar su influencia en la geometría final de los velos en posición completamente abierta. Una vez determinada la mejor distribución de presiones en la fase de apertura, se implementa dicha configuración en un modelo dinámico que reproduce el ciclo completo de funcionamiento de la válvula, analizando la dinámica de velos y la coaptación durante el cierre.

3.1. Posición de apertura valvular, análisis del ratio entre presión hidrostática y dinámica.

Para un valor total de presión de 6 mmHg, se analizó la geometría final de los velos en su posición de máxima apertura en función del ratio entre presión normal (hidrostática) y presión direccional (dinámica). Se compararon las configuraciones obtenidas con la imagen experimental de apertura máxima registrada para una válvula Allegra 27 mm. de Biosensors International mediante un ensayo en BDC HDTi-6000 Heart Valve Pulse Duplicator Test System.

Los resultados, presentados en la Figura 7, muestran la variación del área efectiva de apertura de la válvula en función del ratio entre presión direccional y normal. Se observa que la distribución de presiones influye significativamente en la forma final adoptada por los velos, afectando tanto en el área efectiva de apertura como en la geometría final obtenida para los velos.

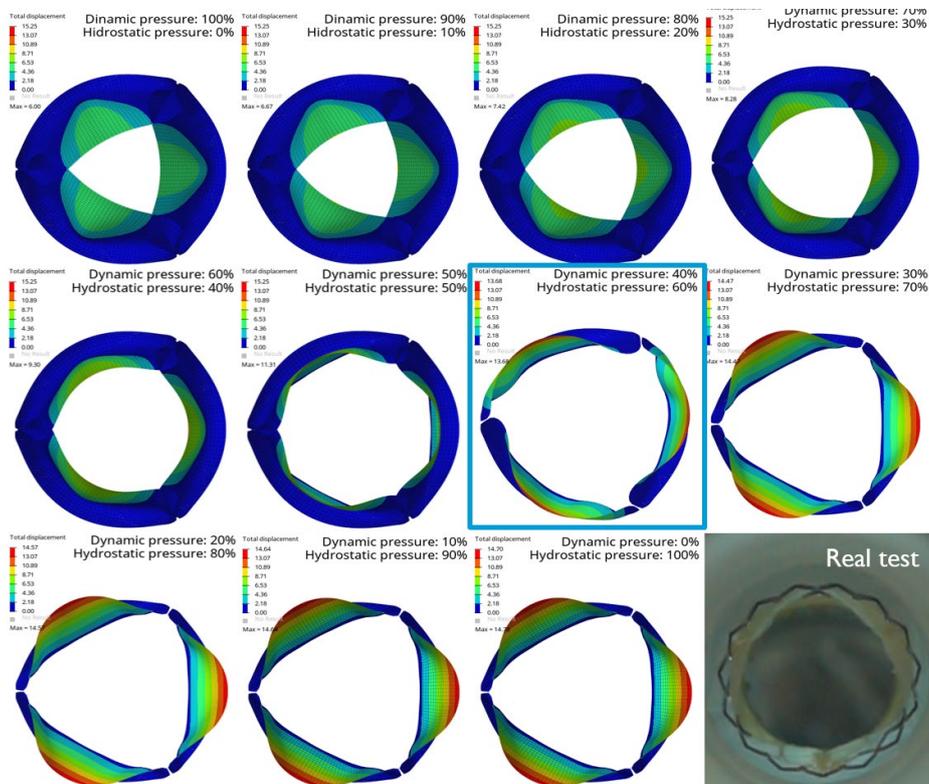


Figura 7: Posición de apertura valvular. Geometría obtenida para los velos en función del ratio entre presión normal y direccional.

3.2. Reproducción de un ciclo cardíaco en la válvula.

Una vez definida la geometría de apertura máxima de la válvula, el objetivo es aplicar en el modelo un ciclo completo de presión como el que se presenta en la Figura 5. Para este ciclo, se analiza la dinámica de los velos durante el ciclo completo, encontrando que en la posición de máxima apertura, Figura 8d, se obtiene una apertura casi completa de los velos y en la posición de coaptación, Figura 8a, se identifica el fenómeno de pinwheeling en el cierre entre los velos. Durante las posiciones intermedias se observa una dinámica de velos compleja que implica que los velos deben pasar continuamente de una forma cóncava a una convexa y retornar de nuevo a la cóncava.

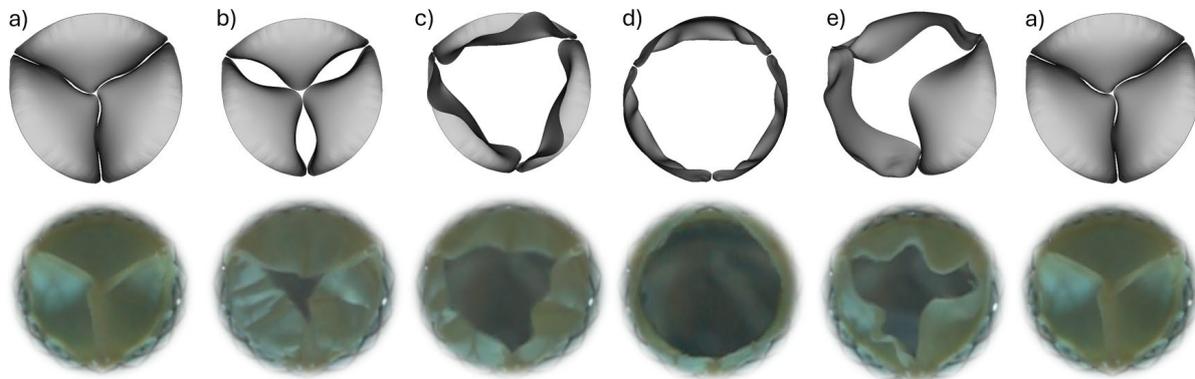


Figura 8: Diferentes posiciones de la válvula durante un ciclo cardíaco. Imágenes superiores: resultados del modelo EF. Imágenes inferiores: imágenes capturadas durante ensayos experimentales.

Para ese ciclo de trabajo se obtienen los mapas de tensión en los velos para este modelo de cálculo. A pesar de que el instante en el que la presión sobre los velos es mayor es en durante el cierre, la mayor tensión sobre los mismos no aparece para esa posición, Figura 9a. El momento de mayor tensión se produce en posiciones intermedias donde los velos se están moviendo, Figura 9cd.

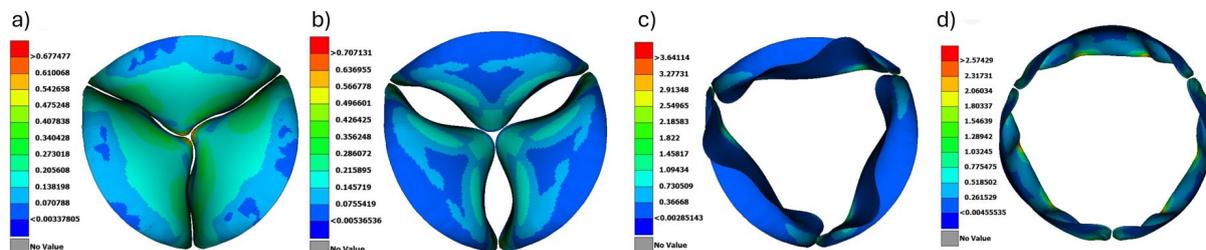


Figura 9: Mapas de tensiones en los velos de la válvula durante un ciclo cardíaco.

4. Discusión

4.1. Posición de apertura valvular, análisis del ratio entre presión hidrostática y dinámica.

El análisis de la influencia del ratio entre presión normal y direccional muestra que una presión direccional excesiva impide la apertura completa de la válvula. Este efecto es particularmente notable cuando la presión normal representa 30% o menos del total, generando una apertura limitada que no se corresponde con el resultado experimental observado. Por otro lado, cuando la presión normal es igual o superior al 70%, se evidencia un excesivo abombamiento en la geometría final de los velos, dando lugar a una configuración que tampoco se ajusta a la realidad experimental.

Los resultados indican que las configuraciones más cercanas al comportamiento observado experimentalmente corresponden a un ratio de 50% - 50% o a una combinación de 60% presión normal y 40% presión direccional. Comparando con la imagen obtenida en los ensayos experimentales, se concluye que el ratio óptimo para reproducir la apertura experimental de la válvula es de 60% presión normal – 40% presión direccional.

4.2. Reproducción de un ciclo cardíaco en la válvula.

Los resultados obtenidos muestran que el modelo de elementos finitos es capaz de reproducir con alta fidelidad la dinámica de los velos a lo largo del ciclo cardíaco, presentando una evolución geométrica muy similar a la observada en los ensayos experimentales. En particular, se observa que el modelo captura correctamente la apertura completa en la fase sistólica, así como el cierre y coaptación de los velos en diástole, incluyendo la aparición del fenómeno de pinwheeling en la fase final de cierre, Figura 8a, y la apertura completa de los velos en la Figura 8d.

Otro aspecto especialmente relevante es la evolución de las tensiones en los velos. A pesar de que el instante de máxima presión transvalvular se produce en la fase de cierre, los mapas de tensiones muestran que los valores máximos de tensión no ocurren en ese momento, Figura 9a, sino en posiciones intermedias del ciclo, Figura 9cd. Se observa que las tensiones más elevadas aparecen cuando los velos están cambiando su curvatura, es decir, durante el proceso de volteo de forma cóncava a convexa y viceversa, Figura 10.

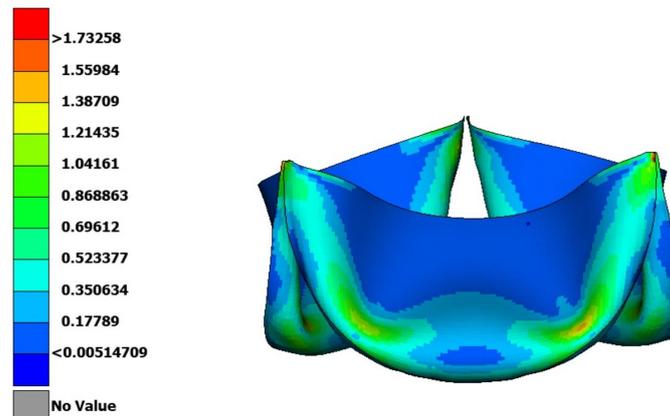


Figura 10: Mapas de tensiones en los velos durante el volteo de uno de ellos.

Este comportamiento puede explicarse por la influencia de la rigidez a flexión de los elementos tipo shell empleados en el modelo. Durante la inversión geométrica de los velos, se genera un estado tensional elevado debido a la resistencia del material a doblarse.

Estos resultados sugieren que, más allá del gradiente de presión aplicado, la resistencia estructural del material y la transición entre estados geométricos juegan un papel fundamental en la distribución de tensiones dentro de los velos. Esta observación es clave para futuras simulaciones en las que se incorpore un modelo de material más avanzado, ya que indica que la flexibilidad y la resistencia a la flexión del tejido deben ser parámetros cuidadosamente considerados para capturar con precisión el comportamiento real de la válvula.

5. Conclusiones

Los resultados obtenidos en este estudio demuestran que el modelo desarrollado reproduce de manera realista tanto la geometría de máxima apertura como la de cierre, capturando además el fenómeno de pinwheeling observado en experimentos. La comparación con datos experimentales confirma la validez de la simulación en la predicción del comportamiento dinámico de la válvula, proporcionando una herramienta fiable para el análisis y optimización de su diseño. Se identificó que la máxima tensión se localiza en la fase de volteo de los velos, lo que sugiere que esta concentración de esfuerzos puede estar influida por la rigidez a flexión de los elementos shell utilizados en el modelo. Para mejorar la fidelidad del análisis, es necesario realizar una caracterización más detallada de la rigidez a flexión del pericardio, lo que permitiría obtener una representación más precisa de su comportamiento mecánico y contribuir a un diseño más realista de las prótesis valvulares.

6. Referencias

- [1] Sahasakul Y., Edwards W.D., Naessens J.M., Tajik A.J., “Age-related changes in aortic and mitral valve thickness; implications for two-dimensional echocardiography based on an autopsy study of 200 normal human hearts”, *American Journal of Cardiology* **62**, 424-430 (1988)
- [2] Leon M. B., Smith C., Mack M., Miller D., Moses J., Svensson L., Tuzcu E., Webb J., Fontana G., Makkar R., Brown D. y Block P., “Transcatheter aortic-valve implantation for aortic stenosis in patients who cannot undergo surgery”, *New England Journal of Medicine* **363**, 17, 1597-1607 (2010)
- [3] Holzapfel G.A., Gasser T.C., Ogden R.W. “A new constitutive framework for arterial wall mechanics and a comparative study of material models”, *Journal of elasticity and the physical science of solids* **61**, 1–48 (2000)
- [4] Fung Y. *Biomechanics – Mechanical Properties of Living Tissues*, 2nd ed. Springer-Verlag Inc., New York (1993)
- [5] Li K., Sun W. “Simulated transcatheter aortic valve deformation: A parametric study on the impact of leaflet geometry on valve peak stress” *International journal for numerical methods in biomedical engineering* **33**, 3, e02814 (2017)

-
- [6] Travaglino S., Murdock K., Tran A., Martin C., Liang L., Wang Y. and Sun W. “Computational optimization study of transcatheter aortic valve leaflet design using porcine and bovine leaflets” *Journal of Biomechanical Engineering* **142**, 1, 011007 (2020)
- [7] Hatoum H., Lilly S., Maureira P., Crestanello J., Prasad-Dasi L. “The hemodynamics of transcatheter aortic valves in transcatheter aortic valves” *The Journal of thoracic and cardiovascular surgery* **161**, 2, 565-576 (2021)
- [8] Garcia D., Pibarot P., Landry C., Allard A., Chayer B., Dumesnil J.G., Durand L.G. “Estimation of aortic valve effective orifice area by Doppler echocardiography: effects of valve inflow shape and flow rate” *Journal of the American Society of Echocardiography* **17**, 7, 756-795 (2004)
- [9] Kim H, Lu J., Sacks M.S. and Chandran K.B. “Dynamic simulation of bioprosthetic heart valves using a stress resultant shell model” *Annals of Biomedical Engineering* **36**, 262-275 (2008)
- [10] Hsu M.C., Kamensky D., Xu F., Kiendl J., Wang C., Wu M.C.H., Mineroff J., Reali A., Bazilevs Y., Sacks M.S. “Dynamic and fluid-structure interaction simulations of bioprosthetic heart valves using parametric design with T-splines and Fung-type material models” *Computational Mechanics* **55**, 1211-1225 (2015)
- [11] Sun W., Abad A., Sacks M.S. “Simulated bioprosthetic heart valve deformation under quasi-static loading” *Journal of Biomechanical Engineering* **127**, 6, 905-914 (2005)
- [12] Li K., Sun W. “Simulated Thin Pericardial Bioprosthetic Valve Leaflet Deformation Under Static Pressure-Only Loading Conditions: Implications for Percutaneous Valves” *Annals of Biomedical Engineering* **38**, 2690-2701 (2010)
- [13] Hole J. W. *Hole’s human anatomy & physiology 7th ed*, W.C. Brown Publishers, Dubuque (1996)