



# Propuesta de diseño y modelación de un stent valvular aórtico expandible por balón

## Design and modeling proposal for a balloon expandable aortic valve stent

Rut Lay Abad-Rodríguez<sup>I</sup>, Yenisel Díaz-Roller<sup>I</sup>, Roman Vasallo-Peraza<sup>II</sup>, Janet Carvajal-de la Osa<sup>I</sup>, Carlos Figueroa-Hernández<sup>III</sup>, \*, Alejandro Rivas-Gamallo<sup>I</sup>, Tania Rodríguez-Moliner<sup>III</sup>, Efraín Pantaleón-Matamoros<sup>IV</sup>

I. Universidad Tecnológica de la Habana José Antonio Echeverría, Facultad de Ingeniería Automática y Biomédica. La Habana, Cuba.

II. Servicio Nacional de Cardiopatía Hospital Ramón González Coro. La Habana, Cuba.

III. Universidad Tecnológica de la Habana José Antonio Echeverría, Facultad de Ingeniería Mecánica. La Habana, Cuba.

IV. Universidade Federal do Rio Grande do Norte. Natal, Rio Grande do Norte, Brasil.

\* Autor de correspondencia: [carlosrfhg@gmail.com](mailto:carlosrfhg@gmail.com)

Este documento posee una [licencia Creative Commons Reconocimiento-No Comercial 4.0 internacional](#)



Recibido: 18 de octubre de 2023

Aceptado: 13 de diciembre de 2023

### Resumen

El presente trabajo consistió en proponer un nuevo diseño de stent valvular aórtico con balón expandible para su uso en pacientes con estenosis valvular aórtica. Se realizaron simulaciones de elementos finitos para determinar las tensiones y deformaciones de Von Mises y con ello seleccionar los parámetros de diseño de este dispositivo, que permitirán su fabricación y adecuado funcionamiento. La condición simétrica del stent facilitó el proceso de modelado, así como la determinación del menor diámetro reducido del stent, condición necesaria para que se traslade con seguridad dentro de la arteria. En este análisis se utilizó acero inoxidable 316L, se consideró un comportamiento elastoplástico, isotrópico y homogéneo del material, variando

también el espesor y radio de curvatura en los extremos de las secciones del stent. Se aplicaron cargas en las uniones de estas secciones, obteniendo tensiones equivalentes por debajo del límite de resistencia del material y por encima del límite elástico. La mayor reducción del diámetro del stent se obtuvo con un espesor de alambre de 0,5 mm y un radio de curvatura de 0,5 mm. El diámetro medio del dispositivo abierto (22,987 mm) se redujo a 7,65 mm al aplicar una presión de 43,8 MPa.

**Palabras claves:** diámetro reducido del stent, elementos finitos, stent expandible.

### Abstract

The present work consists of proposing a new design of balloon-expandable aortic valve stent for use in patients with aortic valve stenosis. Finite element simulations were carried out to determine the Von Mises stresses and deformations and thereby select the design parameters of this device, which will allow its manufacturing and proper operation. The symmetrical condition of the stent facilitated the modeling process, as well as the determination of the smallest reduced diameter of the stent, a necessary condition for it to be moved safely within the artery. In this analysis, 316L stainless steel was used, an elastoplastic, isotropic and homogeneous behavior of the material was considered, also varying the

thickness and radius of curvature at the ends of the stent sections. Loads were applied at the joints of these sections, obtaining equivalent stresses below the resistance limit of the material and above the elastic limit. The greatest reduction in stent diameter was obtained with a wire thickness of 0.5 mm and a radius of curvature of 0.5 mm. The mean diameter of the open device (22.987 mm) was reduced to 7.65 mm when applying a pressure of 43.8 MPa.

**Key words:** reduced stent diameter, finite elements, expandable stent

### Cómo citar este artículo, norma Vancouver:

Abad Rodríguez RL, Díaz Roller Y, Vasallo Peraza R, Carvajal de la Osa J, Figueroa Hernández C, Alejandro Rivas Gamallo, et al. Propuesta de diseño y modelación de un stent valvular aórtico expandible por balón. Ingeniería Mecánica. 2024;27(1):e689.

## 1. Introducción

La década del 2020 al 2030 ha sido avalada por la Asamblea Mundial de la Salud en agosto de 2020, como la Década del Envejecimiento Saludable. Según datos del informe de la Organización de Naciones Unidas (ONU), en las perspectivas de la población mundial 2022 y años anteriores, la proporción de la población mundial de 65 años o más aumentará del 10 % en 2022 al 16 % en 2050 [1]. Para entonces, se espera que el número de personas mayores de 65 años en el mundo duplique el número de niños menores de 5 años, y llegará a igualar la población de niños menores de 12 años. Para ello, los países con poblaciones que están envejeciendo deben tomar medidas para adecuar los programas públicos al número creciente de personas mayores, incluyendo el establecimiento de sistemas universales de atención médica y de cuidado a largo plazo [2].

La estenosis aórtica (EA) es la valvulopatía más frecuente en personas de la tercera edad y sus soluciones fundamentales son la cirugía para el recambio valvular aórtico y/o los implantes valvulares por mínimo acceso (*Transcatheter Aortic Valve Implantation*, TAVI), siendo esta última prácticamente la única opción para pacientes que presentan una EA severa sintomática y con alto riesgo quirúrgico y prohibitivo [3].

Son varias las empresas que se han dedicado a fabricar y perfeccionar los dispositivos utilizados para dicha opción terapéutica según *MedicalExpo* [4]. Entre ellas se encuentran Edwards Lifescience inc.® y Medtronic ambas estadounidenses, quienes han desarrollado las 2 válvulas aprobadas desde 2007, de mayor uso en Europa. Estas válvulas son la Edwards Sapien y la CoreValve respectivamente. En los últimos años se han desarrollado nuevos modelos como son la Sapien 3 de Edwards Lifescience inc.®, la Jena Valve de la empresa alemana Jena Valve®, la *Symetis Accurate* de la empresa suiza Symetis SA® y la Engager de Medtronic®, entre otras menos conocidas por ser de última generación [5, 6].

Actualmente, es imperativa la búsqueda del perfeccionamiento de los dispositivos a implantar tanto en las válvulas como en los diferentes diseños de *stents* utilizados. Cada vez más, se apuesta por métodos menos invasivos para pacientes tanto de alto, moderado o bajo riesgo quirúrgico, previendo que esta sea la principal solución para el tratamiento de pacientes que presenten EA [3]. El presente trabajo tiene como objetivo obtener un nuevo diseño de stent que resulte efectivo y cumpla con los requerimientos de resistencia y dimensiones necesarias, para su implementación en TAVI, Implante Transcatéter Valvular Aórtico.

## 2. Métodos y Materiales

La modelación permitirá predecir cuál será el menor diámetro reducido del stent. Se podrá determinar el valor de las tensiones equivalentes y las deformaciones específicas en el material, así como la evaluación de la resistencia mecánica del dispositivo.

Teniendo en cuenta que se recomienda como método de fabricación la soldadura por láser o soldadura por resistencia eléctrica o de contacto, se propone seleccionar un alambre de sección cuadrada, lo cual facilitará el uso de los procedimientos de manufactura señalados anteriormente.

La modelación se realizó mediante el método de elementos finitos (MEF). Este método consiste en la subdivisión de un medio continuo en elementos discretos compuestos por nodos, es decir, por puntos a través de los cuales se unen los distintos elementos; su respuesta se conoce a partir de los valores proporcionados en tales nodos. La variable física por calcular se interpola en todo el volumen mediante determinadas funciones, llamadas "funciones de forma", a partir de los valores nodales. Se establece entonces un sistema de valores nodales que equilibren todas las cargas aplicadas al dominio. La solución de este sistema permitirá determinar los valores del parámetro físico de interés en cada nodo. El MEF se puede entender como un método para encontrar una solución aproximada de un modelo simplificado [7].

### 2.1. Software empleados

Para la obtención de las geometrías analizadas y el modelado en 3D de las mismas, se utilizó el software Autodesk Inventor 2018 por la facilidad que brinda al usuario en la creación de geometrías complejas y la posibilidad de realizar modificaciones en las mismas de forma rápida y sencilla. A pesar de que el Autodesk Inventor tiene posibilidad de analizar por elementos finitos las piezas modeladas, se empleó para esto el software Abaqus CAE 6.17, pues el mismo permite realizar mediante el MEF un análisis más completo de las piezas importadas desde Inventor. Este a su vez, tiene la posibilidad de obtener todas las variables de interés para el desarrollo de la propuesta de stent, cumpliendo así con el objetivo de la presente investigación.

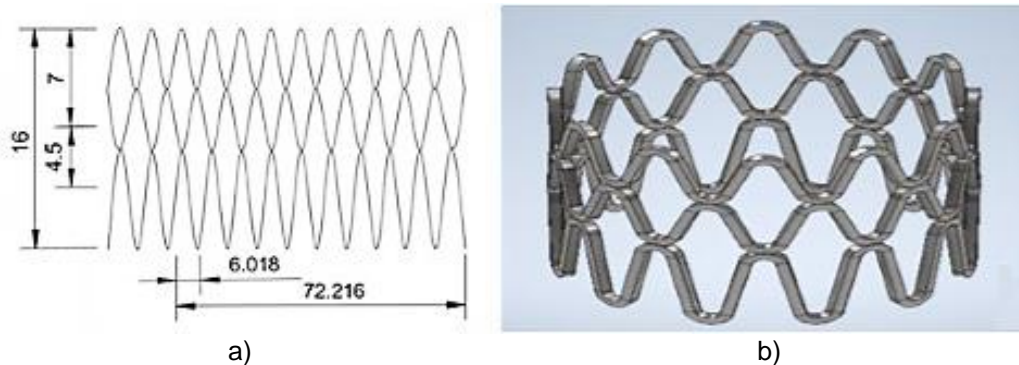
### 2.2. Variables de interés

- Tensiones Von Mises [8]
- Deformaciones en el material
- Variaciones dimensionales del stent

### 2.3. Diseño propuesto

Las dimensiones de referencia para el diseño expandido del stent fueron el diámetro y la altura, 23 y 18 mm respectivamente. Este dispositivo se manufactura totalmente abierto aunque debe ser reducido posteriormente hasta un diámetro de 6 mm para introducirlo en la arteria femoral, sin causar daños a la misma [9].

El boceto de este diseño figura 1a) consta de tres secciones de 12 picos. De ellas dos tienen 4,5 mm de longitud y el resto 7 mm. La unión de las tres alcanza una altura de 16 mm, pero, al tener en cuenta los grosores del alambre empleado (0,7 mm y 0,5 mm) se alcanzarán alturas de 17,5 mm y 17,3 mm para uno y otro espesor respectivamente.



**Fig. 1.** Diseño propuesto de stent valvular aórtico. a) Boceto. b) Isométrico del stent. Fuente: autores

La longitud de la circunferencia (perímetro) que describe el stent es de 72,216 mm que equivaldría a un diámetro medio del *stent* de 22,987 mm, ecuación 1, pero al tener en cuenta los grosores de alambres empleados, habrá un aumento en el diámetro externo y una disminución en el diámetro interno del mismo.

$$L = \pi \cdot \text{Diámetro del stent} \quad (1)$$

Donde:

$$\text{Diámetro del stent} = \frac{L}{\pi} = 22,987 \text{ mm}$$

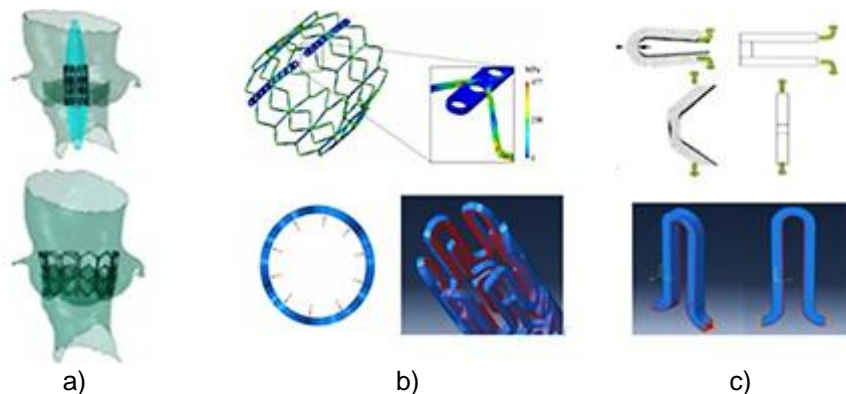
### 2.3.1. Características del material del stent

El material utilizado para la simulación es el acero 316L en forma de alambre de sección cuadrada. Este es un material biocompatible y resistente a la corrosión debido a la presencia de molibdeno (2-2,5 %) que combinado con bajo contenido en carbono (0,03-0,07 %, le proporciona una velocidad de corrosión inferior a 0,1 mm/año en medios ácido-base como son los fluidos corporales [10, 11], además es deformable plásticamente, con límite elástico de 170 MPa y módulo elástico entre 195000-205000 MPa, lo que permitirá una adecuada deformación durante el cierre y expansión del stent [12].

### 2.4. Propuestas de las secciones del *stent* objeto de interés para la modelación

Para obtener los modelos en 3D del diseño del stent así como las secciones propuestas para realizar su análisis por elementos finitos, se utilizó el software Autodesk Inventor Profesional 2018.

Una de las formas clásicas de analizar el comportamiento de los *stents* expandibles con balón es simular el proceso de expansión del mismo cuando este se encuentra cerrado, en este caso se infla un balón situado en su interior, ejerciendo una presión en la superficie interna del mismo en presencia de una arteria [13]. La simulación de un diseño virtual del *stent* sometido a esfuerzos internos es otra variante de estudio del funcionamiento de estos dispositivos [14]. También se pueden analizar las estructuras más simples en el dispositivo, como la unión de dos *struts* para determinar, por la aplicación de diferentes cargas, cuánto abre o cierra la estructura modelada [15]. Todas estas maneras de análisis y simulación de stent se muestran en la figura 2.

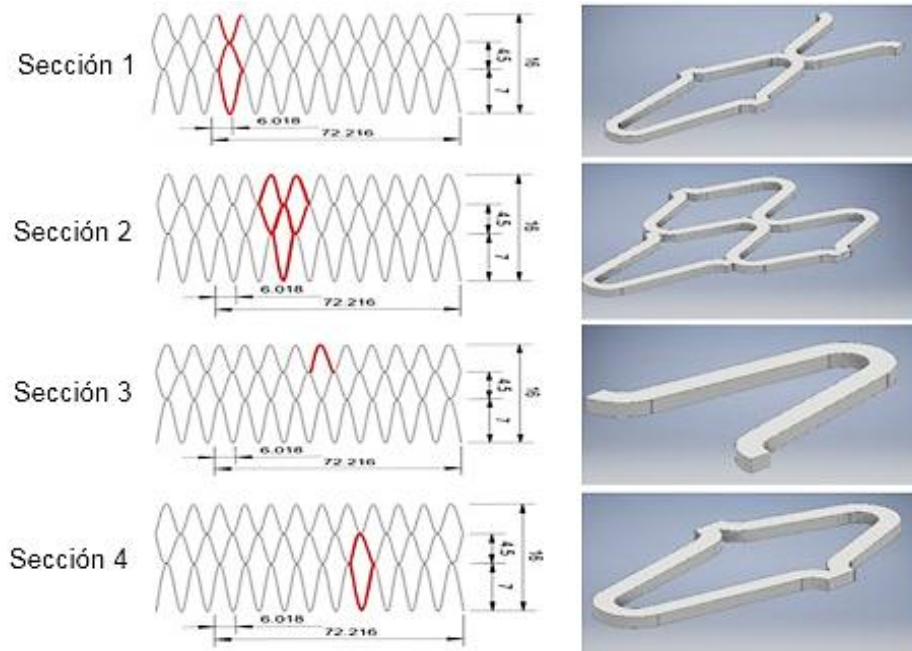


**Fig. 2.** Diferentes formas de análisis y simulación de stent por MEF. a) *Stent* con balón y arteria en la que se colocará. b) *Stent* con simulación de presión interna. c) Simulación de secciones simples de un *stent*.

Fuente: a) [13], b) [14], c) [15]

En el caso de la simulación que se realizó en el presente trabajo, se tuvo en consideración la última variante donde se tomó en cuenta la presencia de diferentes secciones, las cuales forman parte del modelo propuesto.

Las piezas se modelaron en su forma plana y con las dimensiones que debería alcanzar el *stent* expandido. En este proceso se propusieron 4 secciones con el fin de determinar cuál de ellas permitiría un análisis más cercano a las condiciones reales del *stent* al cerrarse, como se evidencia en la figura 3.



**Fig. 3.** Diferentes secciones del stent propuestas para su simulación. Fuente: autores

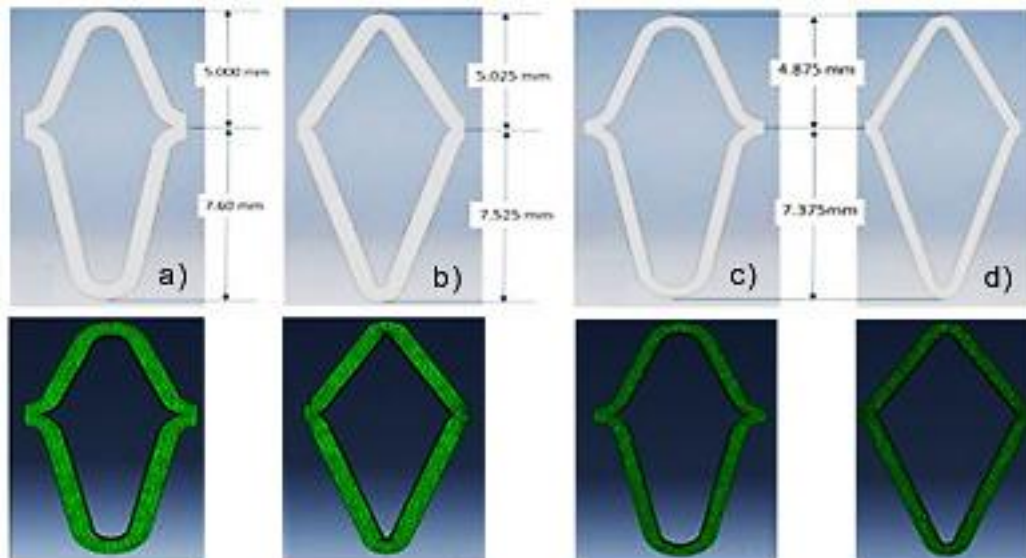
#### 2.4.1 Selección de la sección a modelar

Las secciones 1, 2 y 3 no fueron seleccionadas debido a que, establecer las condiciones de frontera y de actuación de las cargas en las mismas resultaba más complejo en algunos casos y en otros la información recibida no era la requerida.

La sección 4 se utilizó para la simulación definitiva pues la misma es simétrica. Su geometría cerrada incluye las diferentes longitudes de las secciones transversales y la superficie para la aplicación de cargas es la adecuada para el análisis que se quiere realizar.

#### 2.5. Simulación en Abaqus CAE

Luego de la selección de la sección a analizar (en lo adelante se denominará como pieza) presentadas en la figura 4, se procedió a la asignación en Abaqus de las propiedades que tendría el material. En este caso se seleccionó el acero inoxidable 316L, con las propiedades siguientes: densidad ( $8e-9 \text{ ton/mm}^3$ ), módulo de Young 195 000 MPa, coeficiente de Poisson (0,3), límite de fluencia de 170 MPa, resistencia máxima 515 MPa y varios valores de esfuerzos contra deformaciones característicos del mismo [11].



**Fig. 4.** Dimensión de las piezas a tener en cuenta para la simulación y grosor del alambre empleado en cada una de ellas: a) Pieza 1, grosor 0,7 mm. b) Pieza 2, grosor 0,7 mm. c) Pieza 3, grosor 0,5 mm. d) Pieza 4, 0,5 mm. Fuente: autores

Para el proceso de mallado se dividió la sección en tetraedros de 4 nodos, lográndose tener más de tres capas de mallado independiente, con un análisis de geometría lineal y sensibilidad del mallado o el grado óptimo de refinamiento del mismo obtenida a partir de un análisis de convergencia realizado con error relativo menor al 0,2 % entre valores consecutivos de esfuerzos.

Para lograr una correcta simulación se crearon superficies y condiciones de contorno que no le permitieran a la pieza rotar en ninguna dirección y solo tuviese movimiento de contracción o dilatación en los ejes X o Y según se requiriera (dilatación o contracción en X o crecimiento o acortamiento en Y).

Las cargas aplicadas fueron presiones constantes, el valor inicial fue de 20 MPa (se seleccionó esta carga, pues al aplicarla se comenzaban a observar cambios perceptibles en las dimensiones de las piezas) y luego se incrementaron hasta que se obtuvo en cada una de las piezas, dimensiones cercanas al cierre máximo, sin que se llegasen a solapar los *struts* pues esto no debe suceder en la compresión real y física de los *stents*.

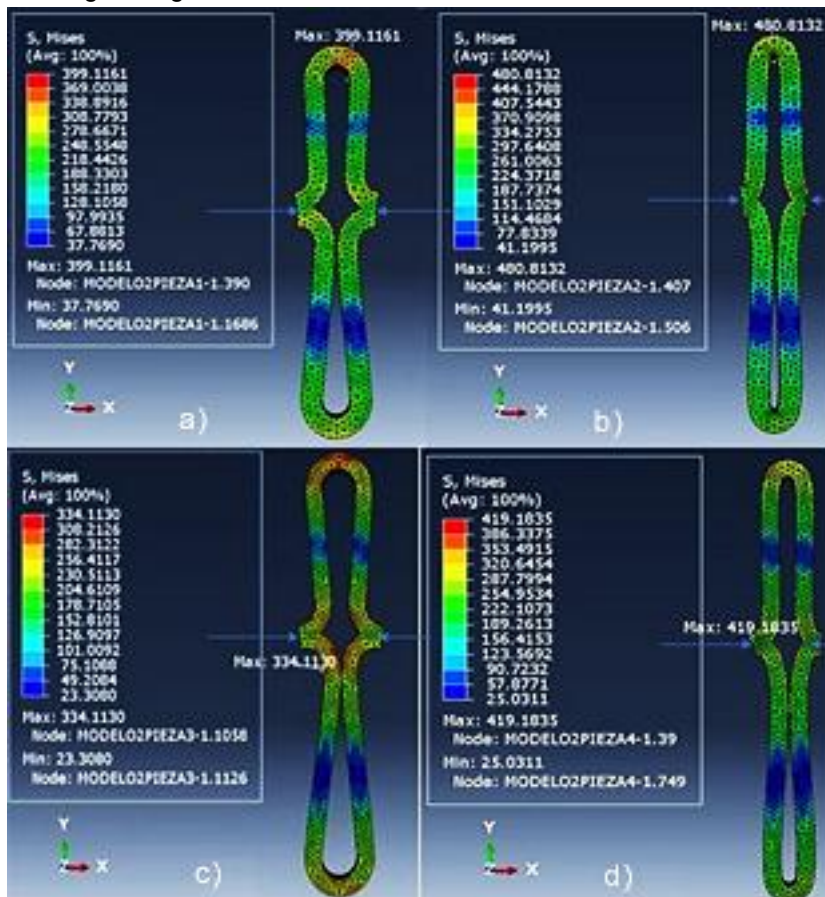
De la sección seleccionada se variaron los parámetros espesor y radio de curvatura para ver cuales ofrecían mejor cierre al ser sometidos a una presión determinada. Como resultado se obtuvieron 4 piezas cuyos parámetros se muestran la tabla 1.

**Tabla 1.** Parámetros de las piezas simuladas. Fuente: autores

Número de la pieza	Espesor (mm)	Radio de curvatura (mm)
1	0,7	1,0
2	0,7	0,5
3	0,5	1,0
4	0,5	0,5

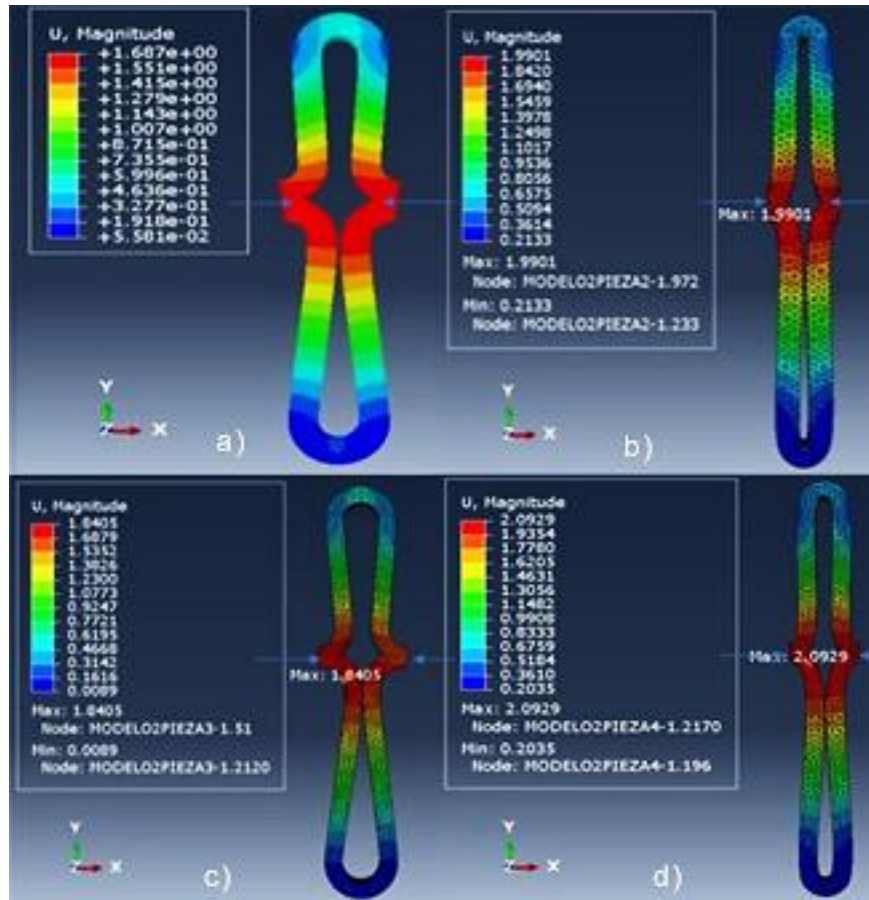
### 3. Resultados y Discusión

Como resultado de la modelación por elementos finitos se determinó que las máximas tensiones equivalentes Von Mises siempre fueron menores que la resistencia máxima del material ( $\sigma_{max} = 515 \text{ MPa}$ ) por lo que no debe haber riesgos de fractura en el *stent* al comprimirse. También se observó que dichas tensiones equivalentes fueron superiores a su límite de fluencia ( $\sigma_y = 205 \text{ MPa}$ ), lo que indica deformaciones en el rango plástico. La mayor concentración de tensiones se encuentra en los vértices de las secciones, principalmente en las secciones transversales de menor longitud, figura 5.



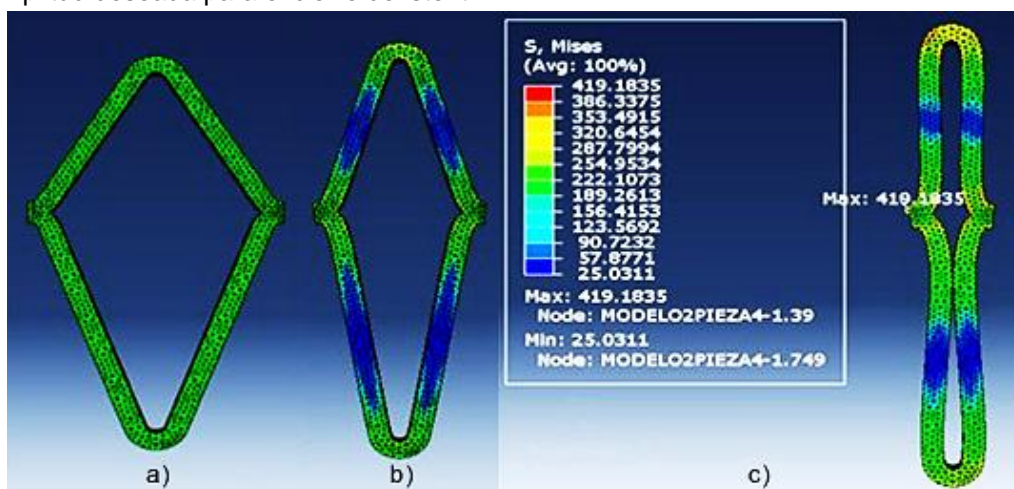
**Fig. 5.** Resultado de las tensiones equivalentes Von Mises de las piezas simuladas. a) Pieza 1. b) Pieza 2. c) Pieza 3. d) Pieza 4. Fuente: autores

Se observó, mediante la escala de colores brindada por el *software* en la figura 6 que, la mayor deformación se encuentra en la zona de aplicación de la carga pues es el lugar donde geoméricamente se concentran las mayores tensiones equivalentes.



**Fig. 6.** Resultado de las deformaciones producto de las cargas aplicadas durante la simulación. Fuente: Abaqus CAE 6.17. (Elaboración propia)

El mayor cierre o reducción del diámetro medio se obtuvo para la pieza 4, figura 7, de 6,018 mm de ancho de la sección se redujo a 2,004 mm, lo que se traduce en una reducción de diámetro medio del *stent* del 85,27 %, de 22,987 mm se redujo a 7,65 mm de los 6 mm deseados. La presión máxima aplicada a esta pieza fue de 43,8 MPa y su máxima tensión equivalente alcanzó el valor de 419,1835 MPa. ( $\sigma_{eq} = 419,18 \text{ MPa} < \sigma_{max} = 515 \text{ MPa}$ ) sin riesgo de ruptura y las tensiones de la mayor parte de la pieza se encuentra superando el límite de fluencia y por lo que se trabaja en el rango plástico deseado. Dejando ver, como principal resultado, que a menor radio de curvatura en los vértices de las secciones se obtiene mayor deformación y mejores probabilidades de que se alcance la amplitud deseada para el cierre del *stent*.



**Fig. 7.** Comportamiento de la pieza 4 de 0,5 mm de espesor del alambre y 0,5 mm de radio de curvatura. a) Antes de ser sometida a tensiones. b) Ante una presión 20 MPa. c) Escala de colores de Von Mises como resultado de la aplicación de una presión de 43,8 MPa, reducción máxima obtenida. Fuente: autores

## Conclusiones

El uso de los programas de diseño y simulación por elementos finitos: Autodesk Inventor y BAQUS CAE, permitieron obtener un nuevo diseño de stent valvular aórtico que cumple de manera efectiva con los requerimientos dimensionales, de resistencia mecánica y de funcionamiento para ser implementados en el desarrollo de un Implante Transcatéter Valvular Aórtico (TAVI).

Las simulaciones de las secciones del stent realizadas en ABAQUS CAE han permitido, no solo caracterizar el diseño del stent propuesto, sino que ha abierto la posibilidad para realizar modificaciones importantes en los parámetros de futuros diseños.

## Referencias

- Organización Panamericana de la Salud. OPS. Década del envejecimiento saludable en las Américas (2021-2030); 2020. [Citado 23 agosto de 2023] Disponible en: <https://www.paho.org/es/decada-envejecimiento-saludable-americas-2021-2030>
- Naciones Unidas (UN). La población mundial llegará a 8000 millones en 2022. Departamento de asuntos económicos y sociales. UN; s/f [Citado 23 agosto de 2023] Disponible en: <https://www.un.org/es/desa-es/la-poblaci%C3%B3n-mundial-llegar%C3%A1-8000-millones-en-2022>
- Turner E, Piccinini F. Tratamiento moderno de la estenosis aórtica: reemplazo valvular aórtico. Rev. Med. Clin. Condes. 2022;33(3):201-209. <https://doi.org/10.1016/j.rmcl.2022.05.005>
- Vásquez Echeverri D, Estévez Cid F, Cuenca Castillo JJ. Tratamiento de la estenosis valvular aórtica severa degenerativa: Actualidad y futuro. Perspectiva del cirujano cardíaco. Galicia Clin. 2015;76(1):13-18. <https://doi.org/10.22546/31/733>
- Castrovete S, Mazilu D, Gruionu LG, et al. Finite element analysis of a novel aortic valve stent. Current Health Sciences Journal. 2020;46(3):290-296. DOI 10.12865/chsj.46.03.11
- Franco S, Correa MJ, Atehortúa M. Reemplazo valvular aórtico con prótesis biológica St. Jude Triecta®. Evaluación posoperatoria a mediano plazo del comportamiento clínico y hemodinámico. Rev Colomb Cardiol. 2022;29(4):449-456. <https://doi.org/10.24875/rccar.m22000185>.
- Celigueta Lizarza JT. Método de los Elementos Finitos para Análisis Estructural. Cuarta edición. España: Universidad de Navarra, tecnun; 2011. [Citado 23 agosto de 2023] Disponible en: <https://core.ac.uk/download/pdf/83570224.pdf>
- Kleiner LW, Tang Y, inventores. Dispositivo médico implantable liberador de fármacos con revestimiento superior hemocompatible y/o que favorece la cicatrización. España, patent ES2576636T3; 2016. [Citado 23 agosto de 2023] Disponible en: <https://patents.google.com/patent/ES2576636T3/es>
- Pfensig S, Kaule S, Ott R. Numerical simulation of a transcatheter aortic heart valve under application-related loading. Current Directions in Biomedical Engineering. 2018;4(1):185-189. <https://doi.org/10.1515/cdbme-2018-0046>
- Maluenda G, Baeza C, Giacaman A. Resultados clínicos del reemplazo valvular aórtico percutáneo con dispositivo balón expandible MyVal en estenosis aórtica severa de alto riesgo. Revista Chilena de Cardiología. 2020;39(3):237-246. <http://dx.doi.org/10.4067/S0718-8560202000300237>
- Kumar SS, Murugan N, Ramachandran KK. Microstructure and mechanical properties of friction stir welded AISI 316L austenitic stainless steel joints. Journal of Materials Processing Technology. 2018;254:79-90. <https://doi.org/10.1016/j.jmatprotec.2017.11.015>.
- Rabelo Avila BM, Filho AI, Fioresi Altoéa JA. Cold Deformation and Hardness on Superaustenitic Stainless Steel: Evaluation Methods. Materials Research. 2020;23(4): e20200210. <https://doi.org/10.1590/1980-5373-MR-2020-0210>
- Bosi GM, Capelli C, Hong Cheang M, et al. Population-specific material properties of the implantation site for transcatheter aortic valve replacement finite element simulations. Journal of Biomechanics. 2018;71():236-244. doi: 10.1016/j.jbiomech.2018.02.017.
- Yue X, Kapil K, Jian Y, Dvir D. Stent and leaflet stresses in a 26-mm first-generation balloon-expandable transcatheter aortic valve. J Thorac Cardiovasc Surg. 2017; 153:1065-73. doi: 10.1016/j.jtcvs.2016.12.016
- Zahedmanesh H, Lally C. Determination of the influence of stent strut thickness using the finite element method: implications for vascular injury and in-stent restenosis. Medical & Biological Engineering & Computing. 2009;47(4):385-393. <https://doi.org/10.1007/s11517-009-0432-5>

### Conflicto de intereses

Los autores declaran que no existen conflictos de intereses

### Contribución de los autores

**Rut Lay Abad Rodríguez.** <http://orcid.org/0009-0001-6397-9792>

Realizó el diseño del stent y su modelación por elementos finitos utilizando los programas Autodesk Inventory el ABAQUS CAE. Además, participó en la búsqueda de información y en la recolección de los datos, análisis de los resultados y en la redacción, revisión y aprobación del informe final.

**Yenisel Diaz Roller.** <https://orcid.org/0000-0002-6574-9675>

Contribuyó a la búsqueda de información, en el diseño metodológico de la investigación, en el dimensionamiento y modelación del funcionamiento del stent valvular aórtico, en la recolección de los datos, análisis de los resultados y en la redacción, revisión y aprobación del informe final.

**Román Vasallo Peraza.** <http://orcid.org/0000-0001-7026-427X>

Realizó contribuciones en la interpretación del funcionamiento del stent y su sistema de válvulas. También en el diseño de sus partes y en la modelación de su funcionamiento mediante el programa ABAQUS CAE. Participó en la interpretación de los resultados de la modelación, en la estructuración del artículo y en la redacción, revisión y aprobación del informe final.

**Janet Carvajal de la Osa.** <https://orcid.org/0000-0001-7954-8359>

Participó en el diseño de la investigación, en la búsqueda de información para la actualización bibliográfica del tema, en la selección de los programas de diseño y modelación, así como en la propuesta de las variables a considerar durante el desarrollo del trabajo y en la redacción, revisión y aprobación del informe final.

**Carlos R. Figueroa Hernández.** <https://orcid.org/0000-0002-3821-8748>

Contribuyó a la concepción metodológica de la investigación. Participó en la actualización del estado del arte en los aspectos relacionados con las variantes comerciales de los stents valvulares aórticos, en el diseño geométrico de la propuesta inicial del dispositivo y en la modelación final por elementos finitos y en la redacción, revisión y aprobación del informe final.

**Alejandro Rivas Gamallo.** <https://orcid.org/0000-0002-2166-0396>

Realizó contribuciones en el ajuste de los programas, tanto para el diseño como para la modelación por elementos finitos de los diferentes sectores del stent valvular aórtico. También contribuyó al análisis e interpretación de los resultados experimentales y en la redacción, revisión y aprobación del informe final.

**Tania Rodríguez Moliner.** <https://orcid.org/0000-0001-6995-2948>

Contribuyó a la concepción metodológica de la investigación. Realizó la actualización del estado del arte relacionado con los stents valvulares aórticos, en el diseño geométrico de la propuesta final del dispositivo y en la modelación mediante el programa ABAQUS CAE y en la redacción, revisión y aprobación del informe final.

**Efraín Pantaleón Matamoros.** <https://orcid.org/0000-0002-4052-5739>

Realizó contribuciones en el diseño de la investigación, interpretación de los datos, los resultados y en la redacción, revisión y aprobación del informe final.