



## Estudio de zonas estructuralmente sensibles de un aneurisma cerebral empleando descriptores biomecánicos bajo la teoría de Kirchhoff-Love

Aldana Giménez<sup>1</sup>, Brian Villegas<sup>1</sup>, Nicolás Muzi<sup>2,3</sup>, Daniel Millán<sup>\*1,3</sup>

1. Departamento de Ingeniería Mecánica, Facultad de Ciencias Aplicadas a la Industria, Universidad Nacional de Cuyo, San Rafael, M5600AGP, Mendoza, Argentina
2. Departamento de Física y Matemática, Facultad de Ciencias Aplicadas a la Industria, Universidad Nacional de Cuyo, San Rafael, M5600AGP, Mendoza, Argentina
3. Instituto de Ingeniería y Ciencias Aplicadas a la Industria, CONICET - UNCUIYO, San Rafael, M5600AGP, Mendoza, Argentina

\*E-mail: [dmillan@fcai.uncu.edu.ar](mailto:dmillan@fcai.uncu.edu.ar)

### PALABRAS CLAVES

Aneurismas cerebrales  
Descriptores biomecánicos  
Rotura de aneurismas cerebrales

### RESUMEN

La rotura de aneurismas intracraneales representa una de las principales causas de discapacidad y mortalidad en adultos. Comprender sus causas resulta de interés por su impacto en la prevención, diagnóstico y planificación de intervenciones endovasculares. En este trabajo se emplean herramientas software para caracterizar las variables biomecánicas relacionadas con zonas estructuralmente sensibles de la pared ante la acción de una carga localizada. A tal efecto, se simula la fuerza ejercida por un microcatéter sobre el lumen en 613 sitios de carga, en la región circundante al cuello de un aneurisma lateral, extraído de la base de datos AneuriskWeb. El estudio se lleva a cabo mediante simulaciones numéricas con aproximantes de superficies de subdivisión de Loop con control de borde, bajo un abordaje variacional por el método de Galerkin. Los programas se implementaron en C/C++ y Octave. Los resultados muestran que la máxima densidad de energía interna es el descriptor más significativo para analizar los efectos de cargas localizadas. Además, se observa una relación entre la curvatura gaussiana y la respuesta mecánica del material..

## Study of structurally sensitive zones of a cerebral aneurysm using biomechanical descriptors under Kirchhoff-Love theory

### KEYWORDS

Cerebral aneurysms  
Biomechanical descriptors  
Cerebral aneurysms rupture

### ABSTRACT

Cerebral aneurysm rupture represents one of the leading causes of disability and mortality in adults. Understanding their underlying causes is of significant interest due to its impact in endovascular interventions prevention, diagnosis and planning. In this work, software tools are employed to characterize the biomechanical variables related to structurally sensitive regions of the wall under the action of a localized load. To this end, the force exerted by a microcatheter on the lumen is simulated at 613 loading sites in the region surrounding the neck of a lateral aneurysm, extracted from the AneuriskWeb database. The study is conducted through numerical simulations using Loop subdivision surface approximants with boundary control, under a variational approach via the Galerkin method. Software were implemented in C/C++ and Octave. Results show that the maximum internal energy density is the most significant descriptor for analyzing the effects of localized loads. Furthermore, a relationship between Gaussian curvature and the mechanical response of the material is observed.

## 1. Introducción

Los aneurismas cerebrales son una patología caracterizada por una dilatación anormal de la pared de las arterias cerebrales, con una prevalencia de entre el 2% y el 5% de la población adulta a nivel mundial (Vlak et al., 2011). Las muertes relacionadas con la rotura de aneurismas cerebrales constituyen alrededor del 25% de todas las muertes por accidente cerebro vascular (Wardlaw y White, 2000). Al detectarse un aneurisma, los especialistas están sujetos a la incertidumbre de ocluirlo o no, ya que las intervenciones para ocluir el aneurisma conllevan un riesgo no despreciable de rotura intraoperatoria. Este riesgo puede incrementarse debido a las fuerzas externas aplicadas cerca del cuello del aneurisma por los instrumentos utilizados durante el procedimiento, como ser la rotura de la arteria, lesiones en la túnica íntima, complicaciones tromboembólicas o perforaciones del domo del aneurisma (Humphrey y Canham, 2000; Lee et al., 2011).

El estudio de este problema implica considerar una estructura multicapa de materiales compuestos, cada uno con un comportamiento mecánico diferente (Frösen, 2014; Savastano et al., 2018). También, existe una notable variabilidad en la estructura y comportamiento mecánico en diferentes regiones de un aneurisma, por la presencia de trombos, calcificaciones y cambios en el espesor (Laurence et al., 2021). Se ha observado que el domo y la zona de transición del saco aneurismático cercana al cuello tienden a ser más rígidos en comparación con otras áreas, debido a una reorganización de la estructura de la pared sana (Savastano et al., 2018).

Existen diversas formas de modelar la falla por fractura de las paredes arteriales. Las más populares introducen discontinuidades en el campo de desplazamientos, lo que implica la necesidad de remallar el dominio computacional a medida que la fractura se propaga (Camacho y Ortiz, 1996). Alternativamente, existen otros métodos que enriquecen el espacio de las funciones base mediante la inserción de discontinuidades utilizando el método de partición de la unidad (Babuška y Melenk, 1997; Moës et al., 1999; Fries y Belytschko, 2010; Natarajan et al., 2011). Los enfoques descritos presentan buenos resultados en el análisis de geometrías sencillas. Sin embargo, las extensiones de estos modelos a problemas tridimensionales complejos conllevan grandes desafíos por el aumento de la complejidad de los algoritmos, así

como los códigos necesarios para resolver las casuísticas asociadas.

Adicionalmente, en el caso de láminas delgadas el análisis de la interacción entre la fractura y la forma de la superficie sobre la que ésta se propaga presenta múltiples desafíos, tanto desde el punto de vista del modelado mecánico como de su resolución y análisis computacional (Li y Arroyo, 2017; Mitchell y Mitchell, 2020). Sin embargo, recientes avances en modelos de campo de fase y las actuales prestaciones computacionales permiten realizar estudios sistemáticos que antes eran impracticables (Gültekin et al., 2016; Li et al., 2018; Gültekin et al., 2019). Estos avances ofrecen la posibilidad de modelar la propagación de fisuras en diversas patologías, desde aneurismas (Humphrey y Holzapfel, 2012; Kim et al., 2012) hasta arteriosclerosis (Holzapfel et al., 2004; Chatzizisis et al., 2007), o incluso en la disección de aorta (Criado, 2011; Roccabianca et al., 2014) y el desgarramiento de tendones (Lee et al., 1988; Weiss y Gardiner, 2001; Sharma y Maffulli, 2005). Racionalizar la interrelación entre el mecanismo de fractura en materiales débilmente anisotrópicos y la geometría de la superficie, en combinación con grandes deformaciones, constituye actualmente un conjunto de problemas abiertos (Kamrin, K., 2017). En particular, la curvatura de Gauss, que describe la forma intrínseca de la superficie, puede influir de manera significativa en cómo se inicia la rotura y cómo se propaga (Vaziri y Mahadevan, 2008). Debido a esto, resulta de interés analizar las variables biomecánicas y geométricas observadas al someter a la pared arterial a cargas externas.

Dadas las características de la patología, puede utilizarse un modelo de láminas delgadas para describir su comportamiento mecánico. En particular, el modelo de láminas delgadas de Kirchhoff-Love considera que las deformaciones y tensiones son uniformes a lo largo del espesor. Es decir, se asume que no existen tensiones de corte, lo que permite describir la cinemática empleando únicamente deformaciones de membrana y de flexión.

En este trabajo, se modeló la aplicación de una carga localizada emulando la acción del microcatéter sobre la pared arterial en la región cercana al cuello de un aneurisma lateral. Se seleccionaron 613 puntos de carga diferentes, y se analizaron variables biomecánicas observadas en dichas simulaciones. En la sección 2 se presenta la base de datos utilizada y se hace una breve descripción del modelo de láminas delgadas geométricamente no lineal, así como de la

carga aplicada, la implementación numérica y la consideración de espesor variable. En la sección 3 se analizan los resultados obtenidos para los sitios de carga considerados. Las conclusiones se detallan en la sección 4.

## 2. Materiales y métodos

### Base de datos utilizada

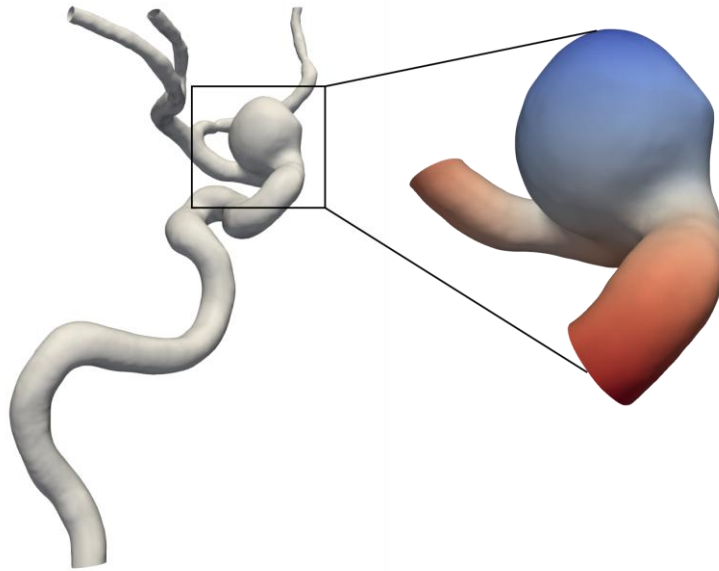
La base de datos utilizada proviene del proyecto Aneurisk, realizado entre 2005 y 2008, y financiado por SIEMENS Medical Solutions en colaboración con varias instituciones médicas (Aneurisk-Team, 2012). La misma incluye 103 modelos geométricos de aneurismas intracraneales de 99 pacientes, obtenidos a partir de angiografías rotacionales 3D, de las cuales 23 imágenes médicas 3D están disponibles en la base de datos. Estas imágenes tienen una resolución espacial de 0.3 mm (256 x 256 x 256) y fueron segmentadas mediante un proceso semi-automatizado (Piccinelli et al., 2009) validado

por un experto. En particular se analiza el caso 0034, un aneurisma lateral ubicado en la arteria carótida interna extraído de una paciente femenina de 42 años de edad, ver Figura 1. Puede encontrarse una versión curada y organizada de todos los modelos geométricos de la base de datos en el repositorio de GitHub del software AneuSI (Muzi y Millán, 2025), utilizado para la extracción automática del aneurisma y su entorno a partir del modelo del árbol arterial.

### Modelo elástico geoméricamente no lineal de láminas delgadas

La cinemática de deformación se describe mediante un modelo geoméricamente no lineal de láminas delgadas bajo la teoría de Kirchhoff-Love, la cual establece que las fibras normales a la lámina media se mantienen rectas y ortogonales durante la deformación, lo que implica despreciar la deformación por corte. El cuerpo de la lámina delgada "S" está dado por:

$$\mathcal{S} = \left\{ \Phi \subset \mathbb{R}^3 \mid \Phi = \varphi(\xi^\alpha) + \xi \mathbf{t}(\xi^\alpha), -\frac{h(\xi^\alpha)}{2} \leq \xi \leq \frac{h(\xi^\alpha)}{2}, (\xi^1, \xi^2) \in \mathcal{A} \right\} \quad (1)$$



**Figura 1.** Modelo geométrico del caso C0034 de la base de datos AneuriskWeb, con el detalle del modelo aislado utilizado para realizar las simulaciones en este trabajo. Este caso corresponde a un aneurisma lateral ubicado en la arteria carótida interna

donde  $\mathcal{A} \subset \mathbb{R}^2$  es el espacio paramétrico para la superficie media, siendo  $\varphi$  la función de mapeo en  $\mathbb{R}^3$ .

Por lo tanto, vemos una configuración como un mapeo de un dominio paramétrico  $\mathcal{A} \times [-h/2, h/2]$  en  $\mathbb{R}^3$ . El dominio paramétrico se describe

mediante las coordenadas  $\{\xi^1, \xi^2, \xi^3\}$  (donde identificamos  $\xi^3$  en la dirección normal), cuya base dual correspondiente es  $\{E^i\}$ .

El elemento área de la superficie media deformada se define como  $d\Omega = \underline{j} d\xi^1 d\xi^2$ , donde  $\underline{j} = \|\boldsymbol{\varphi}_{,1} \times \boldsymbol{\varphi}_{,2}\|$  y la normal unitaria es  $\mathbf{t} = (\boldsymbol{\varphi}_{,1} \times \boldsymbol{\varphi}_{,2})/\underline{j}$ . El tensor de deformación de membrana, que mide cambios en el tensor métrico sobre el plano, se define como

$$\varepsilon_{\alpha\beta} = \frac{1}{2}(\boldsymbol{\varphi}_{,\alpha} \cdot \boldsymbol{\varphi}_{,\beta} - \boldsymbol{\varphi}_{0,\alpha} \cdot \boldsymbol{\varphi}_{0,\beta}). \quad (2)$$

El tensor de deformación de flexión, que mide cambios en la segunda forma fundamental, está dado por

$$\rho_{\alpha\beta} = \boldsymbol{\varphi}_{,\alpha} \cdot \mathbf{t}_{,\beta} - \boldsymbol{\varphi}_{0,\alpha} \cdot \mathbf{t}_{0,\beta}. \quad (3)$$

#### Modelo de carga puntual

El trabajo externo que realiza la fuerza puntual del microcatéter se modela por una función tipo *Plateau* que decae en función de la distancia geodésica, expresada como:

$$\hat{q}(r) = \frac{\hat{C}}{2\pi\sigma^2} \frac{\exp\left[-\frac{1}{4}\left(\frac{r}{\sigma}\right)^4\right]}{1 + \exp\left[-\frac{1}{4}\left(\frac{r}{\sigma}\right)^4\right]}, \quad (4)$$

donde  $r$  representa la distancia radial,  $\sigma$  es un parámetro que controla el ancho de la función, y  $\hat{C}$  es una constante determinada de manera que la integral de  $\hat{q}(r)$  sea igual a uno (Muzi *et al.*, 2021). Utilizando esta función sobre la superficie de la lámina, el radio  $r$  es reemplazado por la distancia geodésica  $d_G$ , y la carga aplicada es  $\mathbf{q} = Q\hat{q}(d_G)\mathbf{t}_0$ , donde  $Q$  es un valor de carga de 100 mmHg y  $\sigma = 0.25$  mm.

#### Energía total

Para una lámina elástica, la energía potencial se expresa exclusivamente en función del mapeo  $\phi$  a la superficie media, y se escribe como:

$$\begin{aligned} \Pi_{tot}[\boldsymbol{\varphi}] &= \Pi_{int}[\boldsymbol{\varphi}] - \Pi_{ext}[\boldsymbol{\varphi}] \\ &= \int_{\Omega_0} W(\varepsilon, \rho) d\Omega_0 + \int_{\Omega_0} \mathbf{q} \cdot (\boldsymbol{\varphi} - \boldsymbol{\varphi}_0) d\Omega_0, \end{aligned} \quad (5)$$

donde  $W$  es la densidad de energía de deformación por unidad de superficie y  $\mathbf{q}$  es la carga externa por unidad de área.

#### Implementación numérica

Para el cálculo de la energía total es necesario obtener la derivada segunda de las deformaciones de la lámina, lo que requiere emplear funciones base con continuidad  $C^1$  para aplicar una discretización de Galerkin. En particular se emplean aproximantes de superficies de subdivisión de Loop con control de borde (Cirak y Long, 2011), lo que permite describir la superficie media de la configuración de referencia como

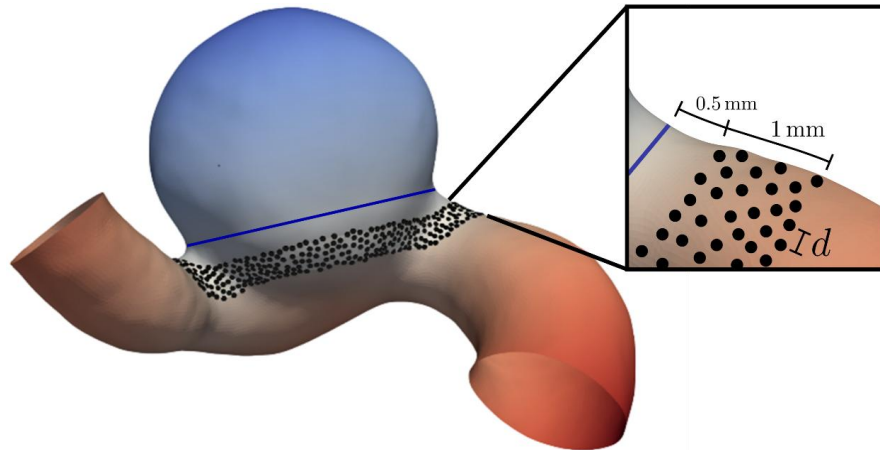
$$\boldsymbol{\varphi}_{0h}(\xi^1, \xi^2) = \sum_{a=1}^N B_a(\xi^1, \xi^2) \boldsymbol{\varphi}_{0a}, \quad (6)$$

donde  $B_a(\xi^1, \xi^2)$  son funciones base de superficies de subdivisión,  $N$  es el número de nodos de la malla computacional y  $\boldsymbol{\varphi}_{0a}$  la posición en el espacio del  $a$ -ésimo punto de control definiendo la superficie media de la configuración de referencia.

El espesor de la lámina se discretiza y varía según una función que depende de la distancia geodésica  $d_G$  desde cada punto hasta la curva que define el cuello del aneurisma (Muzi *et al.*, 2021). Este espesor varía de forma continua desde un valor de 300  $\mu\text{m}$  en la arteria sana hasta 50  $\mu\text{m}$  en el domo del saco aneurismático, en base a valores reportados en literatura especializada. El mismo criterio se utilizó para el módulo de elasticidad, donde se utilizaron valores de 2 y 4 MPa para la arteria sana y el aneurisma respectivamente, teniendo en cuenta la variación de las propiedades mecánicas del tejido enfermo. La energía total se expresa en función de las variables nodales  $a = 1, 2, \dots, N$ , que se minimiza respecto a los grados de libertad dados por la deformación usando el método de Newton-Raphson, combinado con un método de búsqueda lineal dirigida por gradientes. Esto se repite hasta alcanzar el criterio de convergencia, luego se selecciona otro punto de carga y se repite todo el proceso.

Para las simulaciones, se utilizó un entorno de herramientas *software* en C++, desarrollado por el grupo de Modelado Computacional en Ciencias Aplicadas e Ingeniería (MoCCAI, <https://icai.conicet.gov.ar/grupos/grupo-moccai>), para calcular las deformaciones finitas en láminas delgadas hiperelásticas, a partir de los supuestos de Kirchhoff-Love y la consideración de un espesor no uniforme. En total, se llevaron a cabo 613 experimentos, cada uno correspondiente a un punto de carga distinto. Los puntos de carga se seleccionaron de tal forma que se encuentran a una distancia geodésica al *ostium* de 0.5 a 1.5 mm, y garantizando una distancia

mínima de 0.165 mm entre puntos adyacentes, ver Figura 2, dando como resultado una "bufanda" de sitios distribuidos de forma aproximadamente uniforme.



**Figura 2.** Detalle de los 613 puntos de carga. Estos se encuentran limitados en una región cercana al cuello del aneurisma formando una "bufanda", donde los puntos se encuentran a una distancia de entre 0.5 mm y 1.5 mm de la curva que define el cuello (azul). Cada punto representa un experimento individual, y está separado de puntos adyacentes por una distancia  $d$  mayor o igual a 0.165 mm. El mapa de colores indica la distancia geodésica al cuello del aneurisma.

### 3. Resultados y Discusión

Se analizaron diversos descriptores biomecánicos, incluyendo la densidad de energía elástica total, de membrana, de flexión y externa (en sus valores máximo, promedio y mínimo), la diferencia de curvatura gaussiana, y la magnitud del desplazamiento de la superficie media, así como el espesor local de la lámina y el aporte de la carga externa. El postproceso de los datos se realizó en el software Octave (Eaton et al., 2024), donde se ingresaron los resultados de las 613 simulaciones para identificar los puntos críticos. Estos puntos, que se destacan por tener los valores más altos de los descriptores antes mencionados, fueron seleccionados para un estudio detallado en ParaView (Ayachit, 2015).

La densidad de energía interna se identificó como el parámetro más influyente debido a su estrecha asociación con la energía requerida para la formación de fracturas. La densidad de energía interna combina la energía de membrana y la energía de flexión, proporcionando una medida integral de la energía almacenada en el material.

En la Figura 3 se observan los puntos de carga que poseen una alta acumulación de energía. La evaluación se realizó sobre el campo de curvatura de

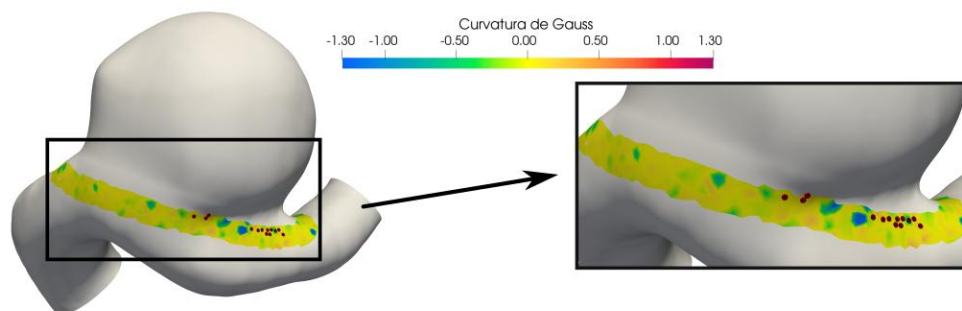
Gauss del modelo de referencia, lo que proporciona un contexto adicional sobre cómo la variación en la curvatura puede afectar la distribución de esta energía y, en consecuencia, indicar la posible rotura de la pared.

En contraparte, en la Figura 4 se representan los puntos de carga que contienen una menor densidad de energía máxima. Estos resultados revelan una importante relación entre la geometría de la superficie y la respuesta mecánica del material. Se encontró que los puntos con menor densidad de energía interna se localizan en áreas con curvatura gaussiana negativa, mientras que aquellos con mayor densidad de energía interna se ubican en regiones con curvatura gaussiana igual a cero. Esta distribución sugiere que la alta acumulación de energía interna en zonas con curvatura cero puede ser indicativa de un mayor riesgo de fracturas, ya que esta acumulación de energía puede predisponer al material a fallos bajo condiciones de carga.

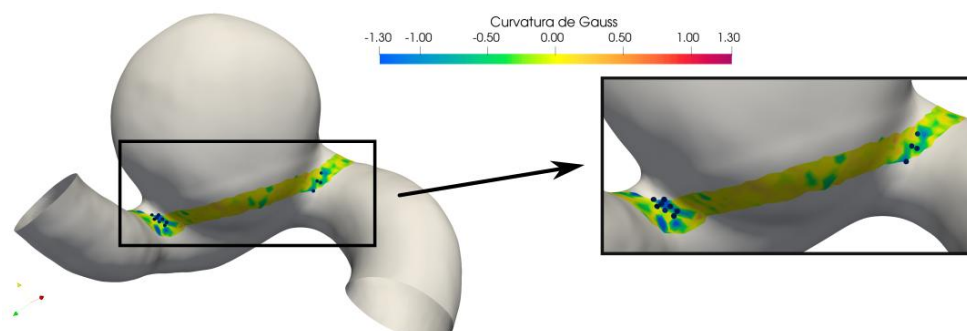
En contraste, el análisis del desplazamiento de la configuración deformada en comparación con la configuración de referencia fue desestimado como indicador mecánico confiable. La inspección visual de los resultados indica que estos desplazamientos están influenciados por movimientos de cuerpo rígido (rotaciones) del aneurisma, en contraposición con deformaciones relativas significativas del



material. Debido a ello, se considera que los desplazamientos de la malla no proporcionan una indicación precisa del estado mecánico del material, y en su lugar se recomienda utilizar información relacionada con las deformaciones relativas.



**Figura 3.** El mapa de colores corresponde a la curvatura de Gauss del modelo de referencia calculada en los 613 nodos. Los círculos rojos representan los 13 puntos de carga con mayores densidades de energía.

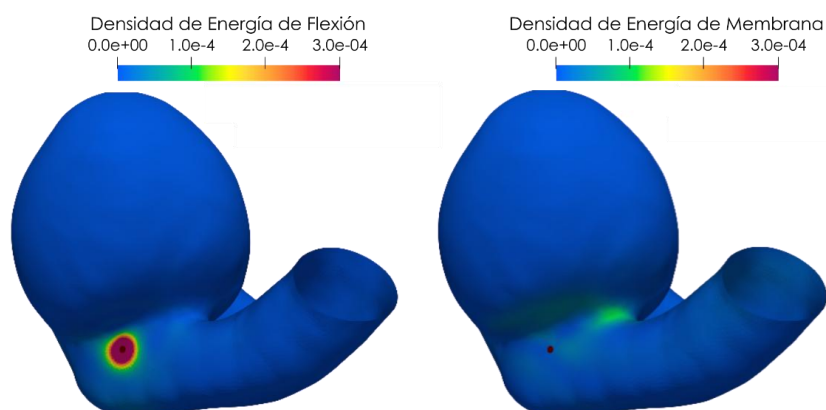


**Figura 4.** El mapa de colores corresponde a la curvatura de Gauss del modelo de referencia calculada en 613 puntos. Los círculos azules representan los 13 puntos de carga con menores densidades de energía interna

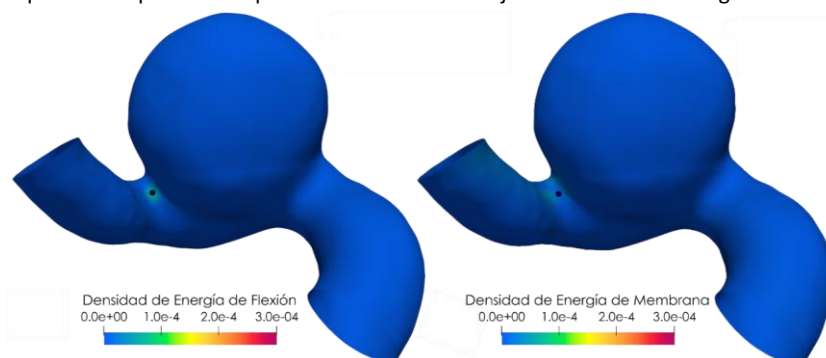
Por último, en las Figuras 5 y 6 se presenta una comparación entre los puntos de carga que exhiben la mayor y la menor densidad de energía interna. En la Figura 5, correspondiente al punto con mayor densidad, se identifica una concentración localizada de energía en una región específica del cuello del aneurisma, con una distribución puntual claramente definida, lo que se refleja en la zona más cálida del mapa de colores. Esta acumulación sugiere una respuesta estructural más severa ante la carga aplicada, lo que podría indicar una mayor susceptibilidad al daño en esa zona. En contraste, en la Figura 6, que representa el punto con menor densidad de energía interna, la respuesta es más difusa y de baja magnitud, sin zonas críticas claramente delimitadas. Esta comparación destaca la importancia de la posición del microcatéter en relación con el comportamiento mecánico de la

pared del aneurisma, ya que pequeñas variaciones en el punto de contacto pueden generar respuestas biomecánicas significativamente distintas.

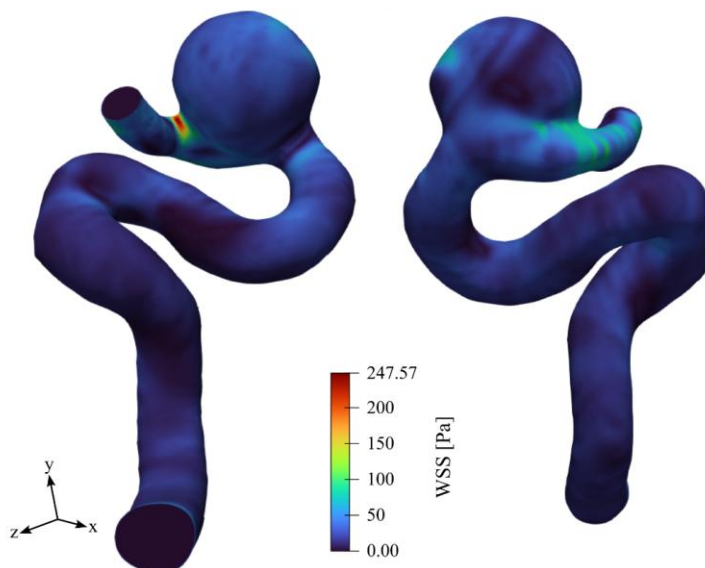
A fin de complementar estos resultados, se llevó a cabo una simulación de dinámica de fluidos computacional, bajo el supuesto de pared rígida, sobre el caso C0034 de la base de datos. Esta simulación permite obtener el campo de esfuerzo cortante sobre la pared (WSS, por sus siglas en inglés), el cual es un factor hemodinámico que está vinculado con el crecimiento y desarrollo de aneurismas cerebrales (Shaaban y Duerinckx, 2000; Sforza et al., 2009). La magnitud del WSS se visualiza en la Figura 7, donde se observa un valor máximo localizado en la región proximal del cuello del aneurisma.



**Figura 5.** El mapa de colores indica los diferentes tipos de energía interna en el punto de carga, que posee la mayor densidad de energía interna. Este punto es representado por un círculo de color rojo. Los valores de energía están expresados en J/mm<sup>2</sup>.



**Figura 6.** El mapa de colores indica los diferentes tipos de energía interna en el punto de carga que posee la menor densidad de energía interna. Este punto es representado por un círculo de color azul. Los valores de energía están expresados en J/mm<sup>2</sup>.



**Figura 7.** Magnitud del WSS del caso C0034 de la base de datos. Se observa un valor elevado en la región proximal del cuello.

Esta zona de WSS elevado coincide espacialmente con la región identificada previamente como estructuralmente sensible según la densidad de energía interna máxima de la Figura 6. Esta concordancia sugiere una correlación entre los esfuerzos hemodinámicos ejercidos sobre la superficie interna de la pared y la acumulación de energía mecánica en el material, lo cual refuerza la hipótesis de que el cuello representa una zona vulnerable. Aunque el enfoque del presente trabajo se centra en el modelado de la pared arterial y no incluye un análisis hemodinámico detallado, la coincidencia entre estas variables apoya la validez de los descriptores biomecánicos utilizados como predictores de zonas propensas a romper.

#### 4. Conclusiones

Este trabajo presenta resultados sobre la selección de parámetros mecánicos relevantes para el análisis del fenómeno de rotura. Se aplicó una carga localizada de forma sistemática en distintas posiciones, emulando la acción de un microcatéter en puntos cercanos al cuello del aneurisma.

Los resultados obtenidos evidencian que la densidad de energía interna constituye el descriptor biomecánico más significativo para identificar zonas críticas en la superficie del aneurisma. Este parámetro, que integra los aportes de energía de membrana y de flexión, mostró una fuerte correlación con la geometría local, particularmente con regiones de curvatura gaussiana nula, donde se concentran los valores máximos. Además, se observó una coincidencia espacial entre las zonas de mayor densidad de energía interna y las regiones de mayor esfuerzo cortante (WSS) en simulaciones hemodinámicas, lo cual refuerza la hipótesis sobre la vulnerabilidad del cuello aneurismático. En contraste, el análisis del desplazamiento absoluto de la configuración deformada fue desestimado como un indicador confiable del estado mecánico, debido a su variabilidad ante movimientos globales del aneurisma - rotaciones, lo que sugiere la necesidad de utilizar descriptores basados en deformaciones relativas.

#### 5. Agradecimientos

Este trabajo fue parcialmente financiado por los Proyectos de Fortalecimiento en Ciencia y Técnica 2025-2027 SIIP-UNCUYO 80020240400105UN y el Proyecto de Investigación 2025-2027 SIIP-UNCUYO 80020240100464UN.

#### 6. Referencias

- Aneurisk-Team. (2012). AneuriskWeb project website. Emory University, Department of Mathematics and Computer Science. <http://ecm2.mathcs.emory.edu/aneuriskweb>. Accedido por última vez: 18 de julio de 2025.
- Ayachit, U. (2015). The paraview guide: a parallel visualization application. Kitware, Inc.
- Babuška, I., & Melenk, J. M. (1997). The partition of unity method. *International journal for numerical methods in engineering*, 40(4), 727-758.
- Camacho, G. T., & Ortiz, M. (1996). Computational modelling of impact damage in brittle materials. *International journal of solids and structures*, 33(20-22), 2899-2938.
- Chatzizisis, Y. S., Coskun, A. U., Jonas, M., Edelman, E. R., Feldman, C. L., & Stone, P. H. (2007). Role of endothelial shear stress in the natural history of coronary atherosclerosis and vascular remodeling: molecular, cellular, and vascular behavior. *Journal of the american college of cardiology*, 49(25), 2379-2393.
- Cirak, F., & Long, Q. (2011). Subdivision shells with exact boundary control and non-manifold geometry. *International journal for numerical methods in engineering*, 88(9), 897-923.
- Criado, F. J. (2011). Aortic dissection: a 250-year perspective. *Texas heart institute journal*, 38(6), 694.
- Eaton, J. W., Bateman, D., Hauberg, S., & Wehbring, R. (2024). GNU Octave version 9.1.0 manual: A high-level interactive language for numerical computations. <https://www.gnu.org/software/octave/doc/v9.1.0/>
- Fries, T. P., & Belytschko, T. (2010). The extended/generalized finite element method: An overview of the method and its applications. *International Journal for numerical methods in engineering*, 84(3), 253-304.
- Frösen, J. (2014). Smooth muscle cells and the formation, degeneration, and rupture of saccular intracranial aneurysm wall—a review of current pathophysiological knowledge. *Translational stroke research*, 5(3), 347-356.
- Gültekin, O., Dal, H., & Holzapfel, G. A. (2016). A phase-field approach to model fracture of arterial walls: theory and finite element analysis. *Computer methods in applied*



- mechanics and engineering, 312, 542-566.
- Gültekin, O., Dal, H., & Holzapfel, G. A. (2018). Numerical aspects of anisotropic failure in soft biological tissues favor energy-based criteria: A rate-dependent anisotropic crack phase-field model. *Computer methods in applied mechanics and engineering*, 331, 23-52.
- Gültekin, O., Hager, S. P., Dal, H., & Holzapfel, G. A. (2019). Computational modeling of progressive damage and rupture in fibrous biological tissues: application to aortic dissection. *Biomechanics and modeling in mechanobiology*, 18, 1607-1628.
- Holzapfel, G. A., Sommer, G., & Regitnig, P. (2004). Anisotropic mechanical properties of tissue components in human atherosclerotic plaques. *Journal of biomechanical engineering*, 126(5), 657-665.
- Humphrey, J. D., & Canham, P. B. (2000). Structure, mechanical properties, and mechanics of intracranial saccular aneurysms. *Journal of elasticity and the physical science of solids*, 61, 49-81.
- Humphrey, J. D., & Holzapfel, G. A. (2012). Mechanics, mechanobiology, and modeling of human abdominal aorta and aneurysms. *Journal of biomechanics*, 45(5), 805-814.
- Lee, J. Y., Seo, J. H., Cho, Y.D., Kang, H.-S., & Han, M. H. (2011). Endovascular treatment of wide-neck intracranial aneurysms using a microcatheter protective technique: results and outcomes in 75 aneurysms. *American journal of neuroradiology*, 32(5), 917-922.
- Kamrin, K. (2017). Cracks by design. *Nature Materials*, 16(1), 8-9.
- Kim, J. H., Avril, S., Duprey, A., & Favre, J. P. (2012). Experimental characterization of rupture in human aortic aneurysms using a full-field measurement technique. *Biomechanics and modeling in mechanobiology*, 11, 841-853.
- Laurence, D. W., Homburg, H., Yan, F., Tang, Q., Fung, K. M., Bohnstedt, B. N., ... & Lee, C. H. (2021). A pilot study on biaxial mechanical, collagen microstructural, and morphological characterizations of a resected human intracranial aneurysm tissue. *Scientific reports*, 11(1), 3525.
- Lee, J. K., Yao, L., Phelps, C. T., Wirth, C. R., Czajka, J. O. H. N., & Lozman, J. (1988). Anterior cruciate ligament tears: MR imaging compared with arthroscopy and clinical tests. *Radiology*, 166(3), 861-864.
- Li, B., & Arroyo, M. (2017). Towards understanding the geometry effects on fracture in thin elastic shells. Preprint arXiv:1703.09371.
- Li, B., Millán, D., Torres-Sánchez, A., Roman, B., & Arroyo, M. (2018). A variational model of fracture for tearing brittle thin sheets. *Journal of the mechanics and physics of solids*, 119, 334-348.
- Mitchell, N., & Mitchell, N. (2020). Fracture in sheets draped on curved surfaces. *Geometric control of fracture and topological metamaterials*, 17-30.
- Moës, N., Dolbow, J., & Belytschko, T. (1999). A finite element method for crack growth without remeshing. *International journal for numerical methods in engineering*, 131-15
- Muzi, N., & Millán D. (2025). AneuSI GitHub project <https://github.com/nmuzi/AneuSI>  
Accedido por última vez: 18 de julio de 2025.
- Muzi, N., Camussoni, F., Moyano, L. G., & Millán, D. (2021). Characterizing the biomechanics of an endovascular intervention in cerebral aneurysms using Kirchhoff-Love shells of nonuniform thickness. In *International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention* (pp. 39-52). Cham: Springer International Publishing.
- Muzi, N., Camussoni, F., Moyano, L. G., & Millán, D. (2022). Computational biomechanics for medicine. *MICCAI 2022*. Springer, Cham.
- Natarajan, S., Baiz, P. M., Bordas, S., Rabczuk, T., & Kerfriden, P. (2011). Natural frequencies of cracked functionally graded material plates by the extended finite element method. *Composite structures*, 93(11), 3082-3092.
- Piccinelli, M., Veneziani, A., Steinman, A., Remuzzi, A., & Antiga, L. (2009). A framework for geometric analysis of vascular structures: application to cerebral aneurysms. *IEEE Transactions on medical imaging*, 28(8):1141-1155.
- Roccabianca, S., Ateshian, G. A., & Humphrey, J. D. (2014). Biomechanical roles of medial pooling of glycosaminoglycans in thoracic aortic dissection. *Biomechanics and modeling in mechanobiology*, 13, 13-25.
- Savastano, L. E., Bhambri, A., Wilkinson, D. A., & Pandey, A. S. (2018). Biology of cerebral aneurysm formation, growth, and rupture. In *Intracranial aneurysms* (17-32). Academic Press.
- Sforza, D. M., Putman, C. M., & Cebal, J. R. (2009). Hemodynamics of cerebral aneurysms. *Annual review of fluid mechanics*, 41(1), 91-107.

- Shaaban, A. M., & Duerinckx, A. J. (2000). Wall shear stress and early atherosclerosis: a review. *American journal of roentgenology*, 174(6), 1657-1665.
- Sharma, P., & Maffulli, N. (2005). Tendon injury and tendinopathy: healing and repair. *The journal of bone & joint surgery*, 87(1), 187-202.
- Tulamo, R., Frösen, J., Hernesniemi, J., & Niemelä, M. (2018). Inflammatory changes in the aneurysm wall: a review. *Journal of neurointerventional surgery*, 10(1), i58-i67.
- Vaziri, A., & Mahadevan, L. (2008). Localized and extended deformations of elastic shells. *Proceedings of the national academy of sciences*, 105(23), 7913-7918.
- Vlak, M. H., Algra, A., Brandenburg, R., & Rinkel, G. J. (2011). Prevalence of unruptured intracranial aneurysms, with emphasis on sex, age, comorbidity, country, and time period: a systematic review and meta-analysis. *The lancet neurology*, 10(7), 626-636.
- Wardlaw, J. M., & White, P. M. (2000). The detection and management of unruptured intracranial aneurysms. *Brain*, 123(2), 205-221.
- Weiss, J. A., & Gardiner, J. C. (2001). Computational modeling of ligament mechanics. *Critical Reviews™ in Biomedical Engineering*, 29(3).