

Geometría computacional y análisis biomecánico de una intervención endovascular en aneurismas cerebrales mediante láminas delgadas de Kirchhoff-Love de espesor variable

Computational geometry and biomechanical analysis of an endovascular intervention in cerebral aneurysms using Kirchhoff–Love shells of nonuniform thickness

Nicolás Muzi^{1,2}, Francesco Camussoni^{3,4}, Luis G. Moyano^{3,4}, Daniel Millán^{1,2}

1. Facultad de Ciencias Aplicadas a la Industria, Universidad Nacional de Cuyo, Bernardo de Irigoyen 375, San Rafael (5600), Argentina.
2. Consejo Nacional de Investigaciones Científicas y Técnicas (CONICET), Godoy Cruz 2290, Ciudad Autónoma de Buenos Aires, (C1425FQB), Buenos Aires, Argentina.
3. Instituto Balseiro, Universidad Nacional de Cuyo, Av. Bustillo 9500, San Carlos de Bariloche (8400), Argentina.
4. Grupo de Física Estadística e Interdisciplinaria (FiEstIn), Centro Atómico Bariloche, CNEA, Av. Bustillo 9500, San Carlos de Bariloche (8400), Argentina.

E-mail: dmillan@mendoza-conicet.gob.ar

Resumen

En la actualidad, los mecanismos de ruptura de aneurismas intracraneales no han sido caracterizados en su totalidad. El riesgo de ruptura durante la intervención endovascular de oclusión podría incrementarse debido a cargas localizadas en regiones cercanas al cuello del aneurisma, una situación común durante el procedimiento. Como un primer acercamiento al desarrollo de un análisis aplicable a una gran cantidad de casos con relevancia estadística, describimos la cinemática de deformación mediante un modelo de láminas delgadas geoméricamente no lineales bajo la teoría de Kirchhoff-Love, en conjunto con un modelo material hiperelástico de Kirchhoff-St. Venant. Si bien este modelo no refleja la complejidad del tejido arterial, este enfoque nos permite considerar la aplicación de una carga localizada en múltiples ubicaciones de la arteria para una base de datos con número significativo de casos, imitando el efecto de un microcatéter utilizado en el tratamiento endovascular. Realizamos simulaciones numéricas en 4 casos de la base de datos AneuriskWeb, y presentamos resultados preliminares considerando un espesor variable entre la arteria y el domo del aneurisma, poniendo el foco en la construcción de las mallas de superficie y en los experimentos realizados.

Palabras clave: Aneurismas intracraneales, biomecánica de arterias cerebrales, mecánica computacional, procesamiento de mallas de superficie.

Abstract

The mechanism of aneurysm rupture is still not fully understood. The rupture risk of the intervention may increase during endovascular occlusion of cerebral aneurysms due to a localized load in the parent vessel close to the neck, a common day-to-day situation. As a first attempt on the road towards developing a plausible analysis capable of dealing with many cases in a statistical sense, we describe the deformation kinematics using a geometrically nonlinear thin shell model under Kirchhoff-Love's assumptions in conjunction with a simplistic Kirchhoff-St. Venant's hyperelastic material model. Though it cannot assess the artery's complexity, this more straightforward yet not trivial approach enables us to statistically study the application of a concentrated load in many locations, which mimics the action of an instrument during the endovascular treatment. We performed numerical simulations on 4 cases from the AneuriskWeb Database. We present preliminary results considering a smoothly varying thickness between the parent vessel and the aneurysm dome, focusing on the mesh construction process and loading.

Keywords: Intracranial aneurysms, cerebral artery biomechanics, computational mechanics, mesh surface processing.

1. Introducción

Cuando se diagnostica un aneurisma intracraneal no roto (UIA, por sus siglas en inglés) la respuesta más común es la oclusión. Sin embargo, el tratamiento endovascular muestra índices de morbilidad (5%-7%) y mortalidad (1%-2%) no despreciables (Lindgren et al., 2016). Adicionalmente, dado que los UIAs son relativamente comunes, con una prevalencia de hasta el 6% (Wardlaw y White, 2000; Vlak et al., 2011), y que muchos de ellos nunca se rompen (sólo $\frac{1}{3}$ en una cohorte con seguimiento de por vida (Lindgren et al., 2016)), los médicos frecuentemente se encuentran en la dicotomía de tratarlos o no (Van Rooij y Sluzewski, 2006). Particularmente, además de factores hemodinámicos, quimo-mecánicos y morfológicos asociados a la ruptura de aneurismas saculares (Radaelli et al., 2015; Kayembe et al., 1984; Forget Jr et al., 2001; Costalat et al., 2011; Millán et al., 2007), el riesgo de ruptura durante la intervención puede incrementarse debido a las fuerzas externas aplicadas cerca del cuello del aneurisma por los instrumentos utilizados por los profesionales, alterando su estabilidad estructural. Un incremento en la tensión del microcatéter durante la intervención puede llevar a un súbito “salto” de éste hacia adelante (Orrú et al., 2013), generando complicaciones tales como la ruptura de la arteria, daño en la tunica íntima, complicaciones tromboembólicas (Lee et al., 2011) o perforaciones del domo del aneurisma, causando efectos mucho más graves que al perforarse por la acción del coil (Pierot y Wakhloo, 2013; Cloft y Kallmes, 2013). El estudio de este problema presenta grandes desafíos dada la necesidad de modelar la biomecánica de la pared arterial, la cual implica considerar una estructura multicapa de materiales compuestos altamente complejos, cada uno con un comportamiento mecánico diferente (Humphrey y Canham, 2000; Savastano et al., 2018; Frösen, 2014; Tulamo et al., 2018). Además, la pared del aneurisma muestra grandes variaciones en su estructura y comportamiento mecánico, lo que se traduce en una mayor fragilidad en el domo y en la zona de transición ubicada en el cuello.

Se han hecho grandes avances en el modelado de la biomecánica arterial. Por ejemplo, considerando modelos materiales no lineales incompresibles como un sólido de Mooney-Rivlin, materiales multicapa, o incluso considerando orientaciones de fibras (Watton et al., 2009; Selimovic et al., 2014). Desafortunadamente, estos trabajos consideran geometrías teóricas simples y una baja cantidad de casos. Además, es notable la falta de un estudio sistemático en una población estadísticamente significativa, que puede estar relacionada ya sea con la alta demanda de recursos del modelo, con la imposibilidad de especificar una serie de parámetros para realizar simulaciones en pacientes, o ambas. Con

el fin de desarrollar un análisis capaz aplicable a una gran cantidad de casos con relevancia estadística, describimos la cinemática de deformación mediante un modelo de láminas delgadas geoméricamente no lineales bajo la teoría de Kirchhoff-Love, en conjunto con un modelo material hiperelástico de Kirchhoff-St. Venant. Si bien estas suposiciones no reflejan la complejidad del tejido arterial, nos permiten estudiar la aplicación de una carga localizada en múltiples ubicaciones de la arteria para una base de datos con número significativo de casos (ver Base de datos AneuriskWeb). Adicionalmente y como una “prueba de concepto”, consideramos un mayor espesor en la arteria respecto al domo del aneurisma, así como módulos de Young diferentes en ambas regiones, buscando representar la falta de uniformidad del problema real.

En la sección 2 se presenta la base de datos utilizada y se hace una breve descripción del modelo de láminas delgadas no lineal considerado, el modelo de la carga aplicada, la implementación numérica y la consideración de espesor variable. Además, se detalla el tratamiento de los modelos geoméricos de la base de datos para obtener las mallas necesarias para la simulación. En la sección 3 se analizan los resultados obtenidos para cuatro casos seleccionados. Finalmente, se muestran algunas conclusiones en la sección 4.

2. Materiales y métodos

En primer lugar, se describe la base de datos AneuriskWeb, de donde se obtuvieron los modelos geoméricos utilizados. En segundo lugar, se presenta una breve descripción del modelo de láminas delgadas geoméricamente no lineales bajo la teoría de Kirchhoff-Love (tracción y flexión). El modelo de carga localizada se detalla en tercer lugar, seguida de información acerca de la implementación numérica y la consideración de espesor variable como función de la distancia geodésica al cuello del aneurisma. Finalmente, se detalla el procedimiento utilizado en la generación y tratamiento de los modelos geoméricos necesarios para el cálculo de la biomecánica.

Base de datos AneuriskWeb

La base de datos consultada es un conjunto de imágenes médicas y datos de aneurismas obtenidos del proyecto Aneurisk entre 2005 y 2008, financiado por SIEMENS Medical Solutions en colaboración con múltiples instituciones médicas y llevado a cabo en el Laboratorio para Modelado y Cálculo Científico (MOX), del Departamento de Matemáticas del Politécnico de Milano (Aneurisk-Team, 2012). La base de datos contiene 103 modelos geoméricos (mallas de triángulos) de aneurismas intracraneales

de 99 pacientes, obtenidos a partir de angiografías rotacionales 3D (23 de ellas están disponibles en la base de datos), con una resolución espacial de 0.3 mm (256 x 256 x 256) y segmentados a través de un proceso semi-automatizado validado por un experto. Para cada caso además se cuenta con el *ostium* (polígono describiendo el cuello), las líneas centrales del vaso sanguíneo (ver Figura 1) y algunos parámetros geométricos como la ubicación, clasificación (lateral o terminal) y estado de ruptura.

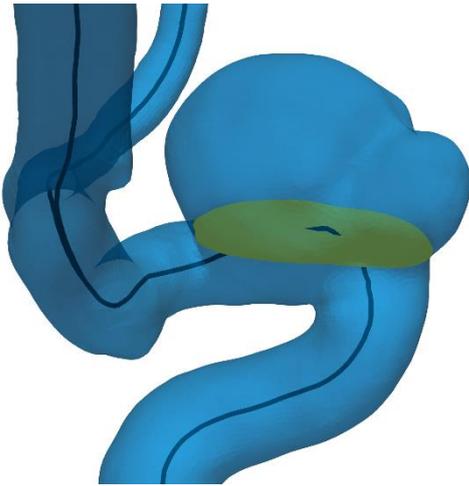


Figura 1. Modelo geométrico del aneurisma y el árbol arterial, líneas centrales (en negro) y polígono que describe el cuello (ostium).

Modelo elástico de láminas delgadas geoméricamente no lineales

En esta sección se describe brevemente la mecánica de láminas delgadas, basada en una formulación geoméricamente exacta (Simo y Fox, 1989). Se considera la teoría de láminas de Kirchhoff-Love, por lo que se desprecian los esfuerzos de corte y la deformación normal a la superficie media de la lámina delgada. En esta teoría el vector director de dicha lámina permanece normal a la superficie media durante la deformación (ver (Millán et al., 2013) y sus referencias).

Se asume que el cuerpo puede describirse mediante el par $(\boldsymbol{\varphi}, \mathbf{t})$, donde el mapeo $\boldsymbol{\varphi}$ corresponde a la superficie media Ω de la lámina delgada, y \mathbf{t} es un campo de vectores unitarios (campo director). Se asume un espesor variable h , además de considerar despreciable el cambio de espesor luego de la deformación. El subíndice 0 hace referencia a la configuración de referencia; por ejemplo, $\boldsymbol{\varphi}_0$ parametriza la superficie media de referencia. Se sigue la convención usual de índices latinos y griegos (es decir, $i = 1, 2, 3$; $\alpha = 1, 2$), la coma representa derivadas parciales, subíndices indican componentes covariantes y los superíndices componentes contravariantes.

El cuerpo de la lámina delgada \mathcal{S} está dado por

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

donde $\mathcal{A} \subset \mathbb{R}^2$ es el espacio paramétrico para la superficie media. Por lo tanto, vemos una configuración $\boldsymbol{\Phi}$ 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 $\{\boldsymbol{\xi}^1, \boldsymbol{\xi}^2, \boldsymbol{\xi}^3\}$ (donde identificamos $\boldsymbol{\xi} = \boldsymbol{\xi}^3$), cuya base dual correspondiente es $\{\mathbf{E}^i\}$.

El elemento área de la superficie media deformada puede calcularse 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 $\varepsilon_{\alpha\beta} = \frac{1}{2} (\boldsymbol{\varphi}_{,\alpha} \cdot \boldsymbol{\varphi}_{,\beta} - \boldsymbol{\varphi}_{0,\alpha} \cdot \boldsymbol{\varphi}_{0,\beta})$. El tensor de deformación de flexión, que mide cambios en la segunda forma fundamental, está dado por $\rho_{\alpha\beta} = \boldsymbol{\varphi}_{,\alpha} \cdot \mathbf{t}_{,\beta} - \boldsymbol{\varphi}_{0,\alpha} \cdot \mathbf{t}_{0,\beta}$. Además, la deformación se expresa en términos de la cinemática de la superficie media. Para una lámina elástica, la energía potencial se expresa exclusivamente en función del mapeo $\boldsymbol{\varphi}$ (superficie media), y se escribe como:

$$\begin{aligned} \Pi_{tot}[\boldsymbol{\varphi}] &= \Pi_{int}[\boldsymbol{\varphi}] - \Pi_{ext}[\boldsymbol{\varphi}] \\ &= \int_{\mathcal{A}} W(\boldsymbol{\varepsilon}, \boldsymbol{\rho}) d\mathcal{A} + \int_{\mathcal{A}} \mathbf{q} \cdot (\boldsymbol{\varphi} - \boldsymbol{\varphi}_0) d\mathcal{A}, \quad (2) \end{aligned}$$

donde W es la densidad de energía de deformación por unidad de superficie y \mathbf{q} es la carga externa por unidad de área. Se considera un modelo material isotrópico de Kirchhoff-St. Venant como modelo de material elástico.

Carga localizada

El efecto de la carga localizada se modela mediante una función Plateau que decae como función de la distancia geodésica sobre la superficie media de referencia al punto de aplicación. Dicha función está dada como

$$\hat{q}(r) = \frac{\hat{c}}{2\pi\sigma^2} \frac{\exp\left[-\frac{1}{4}\left(\frac{r}{\sigma}\right)^4\right]}{1 + \exp\left[-\frac{1}{4}\left(\frac{r}{\sigma}\right)^4\right]}, \quad (3)$$

donde r es la distancia radial en una región circular infinita, σ es un parámetro que controla el ancho de

la función y \hat{C} es una constante calculada de tal forma que la integral $\hat{q}(r)$ sea igual a uno.

Implementación numérica

Para el cálculo de la energía total es necesario obtener la derivada segunda de las deformaciones de la lámina $\boldsymbol{\varphi}$, lo que requiere una aproximación con continuidad C^1 para aplicar una discretización de Galerkin. A causa de esto se usaron elementos finitos de superficies de subdivisión (Cirak y Long, 2011) para aproximar $\boldsymbol{\varphi}$. Se siguió un enfoque Lagrangiano con el mismo espacio de funciones tanto para la configuración deformada como para la de referencia. Sea $\boldsymbol{\varphi}_0$ el mapeo de la configuración de referencia

$$\boldsymbol{\varphi}_{0h}(\xi^1, \xi^2) = \sum_{a=1}^N B_a(\xi^1, \xi^2) \boldsymbol{\varphi}_{0a}, \quad (4)$$

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

Es posible además considerar un espesor para la lámina, discretizado como

$$h_h(\xi^1, \xi^2) = \sum_{a=1}^N B_a(\xi^1, \xi^2) h_a, \quad (5)$$

donde h_a son valores predefinidos de espesor en los nodos de referencia. Se sabe que el espesor decae dramáticamente en el cuello del aneurisma; sin embargo, esta transición no ha sido caracterizada (Tulamo et al., 2018; Kadasi et al., 2013). En este trabajo se asume que el espesor de la lámina varía de acuerdo a una arcotangente de la distancia geodésica sobre el aneurisma desde el nodo hasta la curva definida por el ostium. La función considerada para asignar valores de espesor a cada nodo es

$$h_a = \frac{h_v - h_d}{\pi} \left(\tan^{-1} \left(\frac{d_{Ga}}{w} \right) + \frac{\pi}{2} \right) + h_d \quad (6)$$

donde h_v y h_d son valores reportados de espesor en la arteria y en el domo, w es el ancho de la zona de transición y d_{Ga} es el valor de la distancia geodésica entre el a -ésimo nodo y la curva que define el cuello del aneurisma. Esta distancia es calculada por la biblioteca CGAL (CGAL, 2021), sobre la cual se provee más información en el apartado Distancia geodésica.

Al utilizar la función de carga dada por la ecuación 3 para una superficie curva, la distancia r es reemplazada por la distancia geodésica d_G , mientras que la carga es $\mathbf{q} = Q\hat{q}(d_G)\mathbf{t}_0$ donde Q es el valor de carga (100 mmHg), $\sigma = 0.25$ mm, emulando el diámetro de un microcatéter de 1.5 Fr (0.5 mm) y \hat{C} es calculado de forma que la integral de $\hat{q}(d_G)$ sobre la superficie media, Ω_0 es igual a uno. La energía total se expresa en función de las variables nodales $\boldsymbol{\varphi}_a$, $a = 1, 2, \dots, N$, 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 (Millán et al., 2013). Esto se repite hasta alcanzar el criterio de convergencia, luego se selecciona otro punto de carga y se repite todo el proceso.

Modelos geométricos

Este estudio se enfoca en efectos relacionados a la región cercana al cuello del aneurisma. Los modelos obtenidos de la base de datos incluyen una malla que describe el árbol arterial que contiene al aneurisma, la cual muestra una muy mala calidad de elementos en zonas de alta curvatura. A causa de esto resulta necesario someter a las mallas geométricas a un preproceso (Figura 2), a fin de realizar simulaciones numéricas eficientes. De los 46 casos de la arteria carótida interna se seleccionaron y procesaron 40 casos, obteniendo 34 mallas finales de cálculo (6 mallas presentaron algún tipo de problema durante el proceso). Para esto se desarrolló un marco computacional en C++ que permitió combinar las bibliotecas CGAL y VTK (Visualization Toolkit, (Schroeder et al., 2006)) para el procesamiento de mallas.

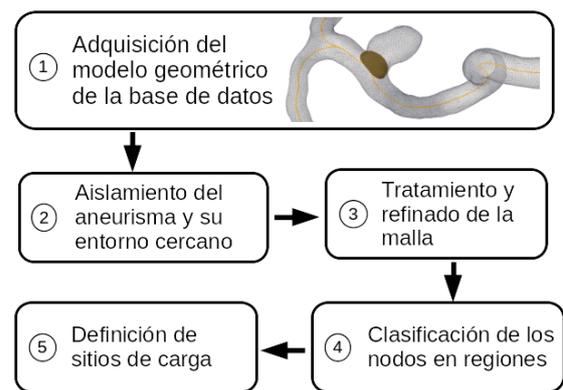


Figura 2. Pasos para el tratamiento de los modelos de aneurismas.

Aislamiento del aneurisma

Como primer paso se aisló cada aneurisma del árbol arterial cortando a una distancia determinada del cuello, descartando el resto de la arteria. Este

procedimiento es llevado a cabo de manera semiautomática por una aplicación desarrollada en C++ que utiliza la biblioteca VTK, donde el usuario define la distancia de corte como un múltiplo del diámetro interno de la arteria a cada lado del cuello del aneurisma (Figura 3). Las entradas del algoritmo son el modelo geométrico, el *ostium*, las líneas centrales, la distancia deseada (como un múltiplo del diámetro) y una variable que indica si el aneurisma es lateral o terminal, de acuerdo a la clasificación aportada por la base de datos. Luego, para cada aneurisma el algoritmo selecciona puntos de referencia sobre las líneas centrales, mide el diámetro interior de la arteria, y se mueve la distancia deseada sobre la línea central, realizando el corte al alcanzar la distancia deseada.

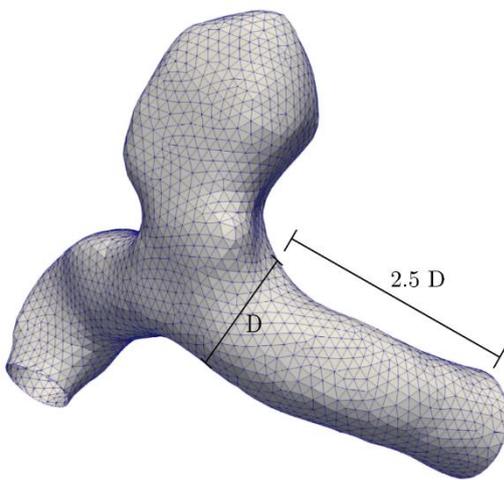


Figura 3. Ejemplo de modelo aislado (C0005) a una distancia de 2.5 veces el diámetro interno (D).

El corte es realizado por medio de un cilindro orientado de forma perpendicular a la línea central sobre el punto seleccionado (Figura 4). Luego del corte se descarta el árbol arterial, manteniendo sólo la componente conexa asociada al cuello. En este trabajo se consideró una distancia de corte de 2.5 veces el diámetro arterial, basado en un análisis no publicado del comportamiento del problema a diferentes distancias. Valores mayores (>3 veces el diámetro interno) presentaron una estabilidad mayor, pero causaban un efecto indeseado de flexión sobre el modelo y un movimiento excesivo del domo. El algoritmo de aislamiento realizó aproximadamente el 89% de los cortes de forma exitosa, permitiendo obtener el 70% de los modelos aislados de forma automática. El resto de modelos tuvo que ser aislado manualmente por un usuario entrenado, proceso que toma aproximadamente entre 10 y 20 minutos por caso, según la complejidad del modelo, en contraste con los 3-4 segundos del aislamiento automático.

Luego de esto se hizo un remallado del modelo (CGAL, 2021), manteniendo el tamaño original de

0.25 mm de los elementos. Debido al alto impacto del cuello en las etapas siguientes, se utilizó el algoritmo de remallado isotrópico de la biblioteca CGAL para refinar el cuello del aneurisma. Finalmente, se aplicó una iteración del esquema de subdivisión de superficie de Loop (Figura 5), generando elementos de 0.0625 mm de longitud para la región refinada alrededor del cuello y 0.125 mm para el resto del modelo.

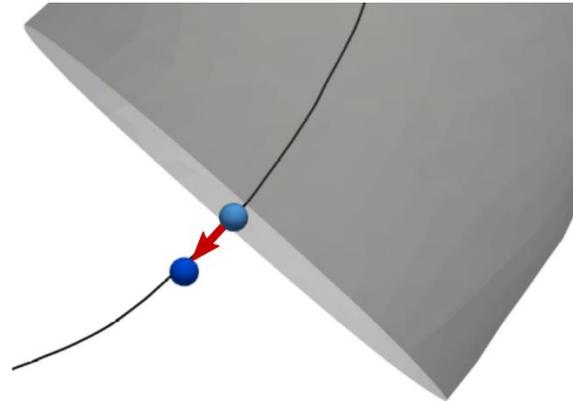


Figura 4. Ejemplo de puntos de corte sobre la línea central (en negro) seleccionados automáticamente por el algoritmo. Sobre ellos se crean los planos perpendiculares a la superficie para efectuar el aislamiento. La flecha roja indica la dirección seguida para fijar el segundo punto de corte.

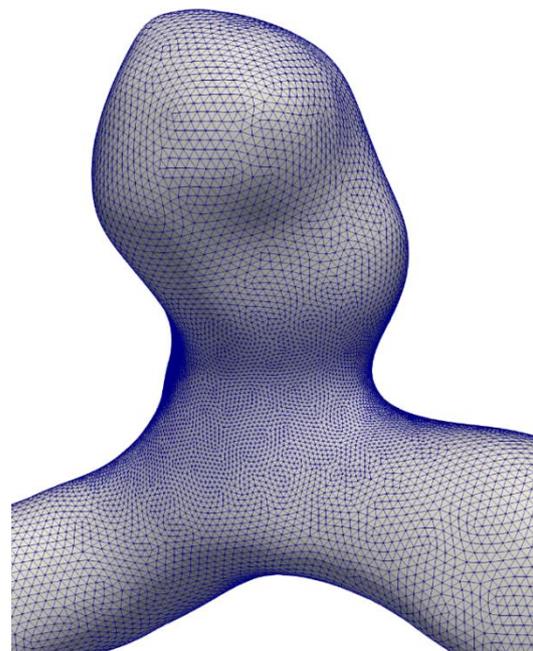


Figura 5. Detalle de la malla correspondiente al caso C0005 remallada y refinada en la zona del cuello.

Distancia geodésica

Se desarrolló un algoritmo que aproxima la distancia geodésica de cada nodo al ostium y le asigna una “etiqueta” para distinguir entre nodos del domo y nodos de la arteria. En esta etapa se utilizaron algoritmos descritos en la sección “Triangulated Surface Mesh Shortest Paths” de la biblioteca CGAL (CGAL, 2021). Esta biblioteca calcula caminos geodésicos sobre una malla de triángulos, interpolando dentro de los elementos. Se calculó la distancia geodésica entre cada nodo y la curva del cuello (Figura 6) y se le asignó un signo dependiendo de la posición del nodo; positivo para nodos de la arteria y negativo para nodos del domo.

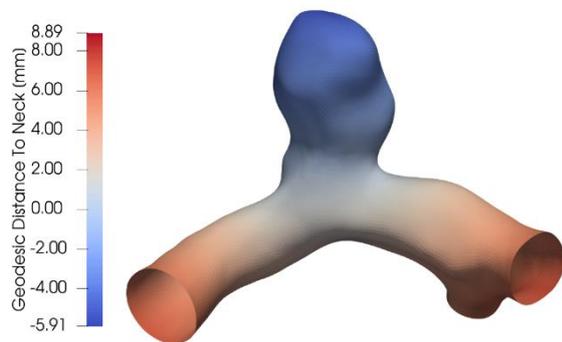


Figura 6. Modelo C0005. El mapa de colores corresponde a la distancia geodésica. Se observa que los valores negativos corresponden al domo y los positivos a la arteria.

El último paso consistió en la definición de un “chaleco” de carga en la región cercana al cuello. Esta zona fue definida a una distancia de 1 vez el diámetro interno de la arteria, con un algoritmo similar al de corte. En esta región se consideró una distribución de puntos de carga (Figura 7), donde sobre cada uno de ellos se simuló el efecto de un microcatéter presionando la arteria durante la oclusión endovascular. Estos puntos de carga se seleccionaron de tal manera que la distancia mínima entre ellos fuera de 0.5 mm, manteniendo la densidad tan regular como fuese posible. La carga aplicada corresponde a la función descrita en Carga localizada.

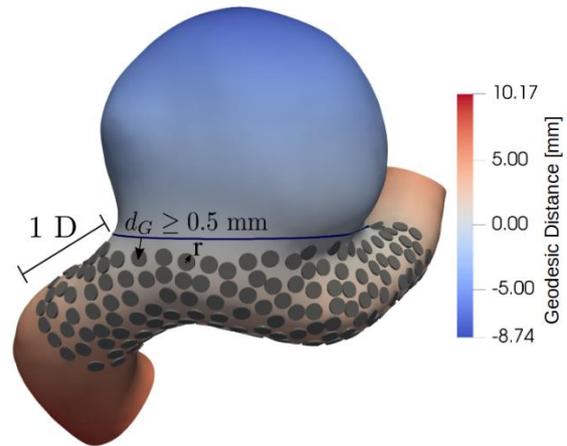


Figura 7. Detalle de los puntos de carga. Cada uno de ellos tiene un radio r de 0.25 mm (para visualización). Los puntos de carga están limitados a una región cercana al cuello (“chaleco”), definida con un algoritmo similar al de corte a una distancia de $1 D$ (D = diámetro interno).

3. Resultados y Discusión

Se llevaron a cabo experimentos con el objetivo a largo plazo de determinar qué zonas del aneurisma poseen una mayor sensibilidad a cargas localizadas, pudiendo estar relacionadas con un evento de ruptura, siendo de interés para este primer estudio caracterizar la deformación. Un caso particular de grandes deformaciones es la presencia de fenómenos de pandeo (buckling), deformaciones de gran magnitud asociadas a pequeños incrementos en la carga. En este estudio, se buscó establecer qué variables biomecánicas están relacionadas con grandes perturbaciones estructurales del aneurisma cuando se aplica una carga. Para cada punto de carga se llevó a cabo un experimento independiente, midiendo diferentes parámetros en puntos específicos dentro de los elementos de la malla deformada final (puntos de Gauss). Estos incluyen la magnitud del desplazamiento, diferencias entre la curvatura Gaussiana de las configuraciones de referencia y deformada, la energía total, la energía de membrana y de flexión, entre otros. La Figura 8 muestra las relaciones adimensionales de algunas variables biomecánicas para todos los puntos de carga de cuatro casos seleccionados de la Arteria Carótida Interna (C0090, C0034, C0014 y C0042), coloreados según la presencia (azul) o ausencia (naranja) de fenómenos de pandeo, determinados por inspección visual. Se observa que los puntos de carga se agrupan en dos regiones diferenciadas con muy poca superposición, lo que sugiere que este método de visualización es una herramienta eficiente para capturar áreas específicas cercanas al aneurisma relacionadas con algún tipo de inestabilidad en el domo del aneurisma, lo que podría estar relacionado con eventos de ruptura.

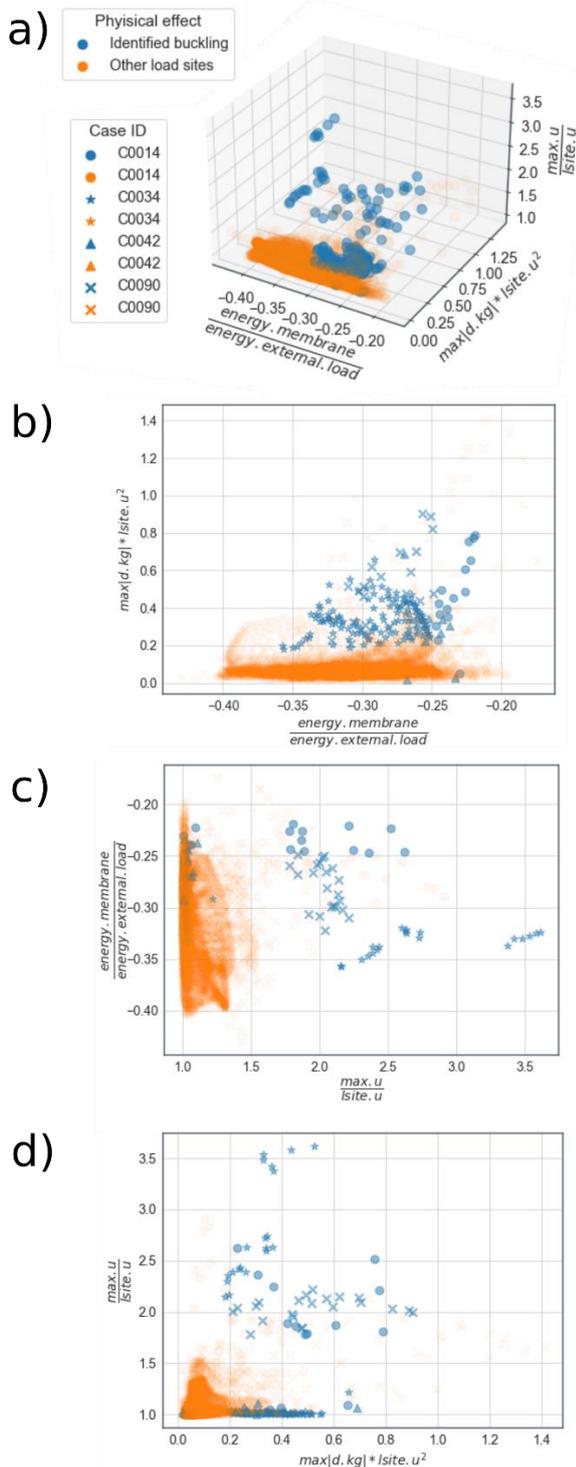


Figura 8. a) representación de atributos biomecánicos adimensionales para todos los puntos de carga de cuatro casos seleccionados de la ICA, coloreados a partir de la determinación visual de la presencia (azul) o ausencia (naranja) de pandeo. b-d) Proyecciones asociadas al gráfico 3D. $\max(u) / \text{site}, u$ = desplazamiento del punto de carga, $\max(d, \text{kg}) / \text{site}, u^2$ = diferencia máxima de curvatura entre las configuraciones de referencia y deformada.

4. Conclusiones

Este trabajo presenta resultados preliminares de simulaciones de biomecánica en aneurismas mediante un modelo de láminas delgadas considerando un espesor variable entre el domo y la arteria. Se desarrolló un proceso semi-automático implementado en C++ para aislar y remallar el domo del aneurisma y la vasculatura circundante, permitiendo el tratamiento de un gran número de casos y ahorrando tiempo y recursos. El algoritmo permite aislar cualquier tipo de aneurisma, ya que cada medida considerada en el proceso es relativa a las dimensiones de cada caso en particular. Además, se muestra que el análisis computacional de la biomecánica de aneurismas intracraneales puede ser útil para determinar áreas no triviales de interés para casos de estudio seleccionados. Como trabajo futuro se desea modificar el algoritmo de corte para mejorar su tasa de éxito, permitiendo no sólo expandir el presente estudio a toda la base de datos sino también aplicar dicha base de datos a otros problemas y situaciones. En cuanto a la biomecánica, se desea considerar un estado pretensionado de la estructura compatible con las condiciones fisiológicas del conjunto arteria-aneurisma en futuros análisis, a diferencia de la estructura libre de cargas considerada en el presente trabajo.

Agradecimientos

Este trabajo fue parcialmente financiado por el Consejo Nacional de Investigaciones Científicas y Técnicas (CONICET) y por los subsidios del Proyecto de Investigación PICTO-2016-0054 UNCuyo-ANPCyT y L028-2019 SIIP-UNCuyo.

5. Referencias

Aneurisk-Team, (2012). AneuriskWeb project website, <http://ecm2.mathcs.emory.edu/aneuriskweb>. Web Site.
 Cirak, F.; Long, Q. (2011). *Subdivision shells with exact boundary control and non-manifold geometry*. Int J Numer Meth Eng, vol. 88, n. 9, pp. 897–923.
 Cloft, H. J., Kallmes, D. F. (2002). *Cerebral aneurysm perforations complicating therapy with Guglielmi detachable coils: a meta-analysis*. Am. J. Neuroradiol., 23(10), 1706-1709.
 Costalat, V. M. y otros veintidós autores, (2011). *Biomechanical wall properties of human intracranial aneurysms resected following surgical clipping (irras project)*. J Biomech, vol. 44, n. 15, pp. 2685–2691.
 Forget Jr, T. R. y otros seis autores, (2001). *A review of size and location of ruptured intracranial aneurysms*. Neurosurgery, vol. 49, n. 6, pp. 1322–1326.

- Frösen, J., (2014). *Smooth muscle cells and the formation, degeneration, and rupture of saccular intracranial aneurysm wall—a review of current pathophysiological knowledge*. Transl Stroke Res, vol. 5, n. 3, pp. 347–356.
- Humphrey, J.; Canham, P., (2000). *Structure, mechanical properties, and mechanics of intracranial saccular aneurysms*. J Elasticity, vol. 61, n. 1, pp. 49–81.
- Kadasi, L. M.; Dent, W. C.; Malek, A. M., (2013). *Cerebral aneurysm wall thickness analysis using intraoperative microscopy: effect of size and gender on thin translucent regions*. J Neurointerv Surg, vol. 5, pp. 201–206.
- Kayembe, K. y otros dos autores, (1984). *Cerebral aneurysms and variations in the circle of willis*. Stroke, vol. 15, n. 5, pp. 846–850.
- Lee, J. Y., y otros cuatro autores, (2011). *Endovascular treatment of wide-neck intracranial aneurysms using a microcatheter protective technique: results and outcomes in 75 aneurysms*. Am J Neuroradiol, 32(5), 917-922.
- Lindgren, A. E. y otros seis autores, (2016). *Irregular shape of intracranial aneurysm indicates rupture risk irrespective of size in a population-based cohort*. Stroke, vol. 47, n. 5, pp. 1219–1226.
- Millán, D.; Rosolen, A.; Arroyo, M., (2013). *Nonlinear manifold learning for meshfree finite deformation thin-shell analysis*. Int J Numer Meth Eng, vol. 93, n. 7, pp. 685–713.
- Millan, R. D. y otros cuatro autores, (2007). *Morphological characterization of intracranial aneurysms using 3-d moment invariants*. IEEE T Med Imaging, vol. 26, n. 9, pp. 1270–1282.
- Orrù, E., y otros cuatro autores, (2013). *Complications of endovascular treatment of cerebral aneurysms*. Eur J Radiol, 82(10), 1653-1658.
- Pierot, L.; Wakhloo, A. K. (2013). *Endovascular treatment of intracranial aneurysms: current status*. Stroke, 44(7), 2046-2054.
- Radaelli AG, Bogunović H, Villa Uriol MC, Cebra JR, Frangi AF (2015). *Image-based haemodynamics simulation in intracranial aneurysms*. In Handbook of Biomedical Imaging, 199–217. Springer.
- Savastano, L. E. y otros tres autores, (2018). *Biology of cerebral aneurysm formation, growth, and rupture*. In Intracranial Aneurysms, pp. 17–32. Elsevier.
- Schroeder, W.; Martin, K.; Lorensen, B., (2006). *The Visualization Toolkit*. Kitware.
- Selimovic, A.; Ventikos Y.; Watton, P. N., (2014). *Modelling the evolution of cerebral aneurysms: biomechanics, mechanobiology and multiscale modelling*. Procedia IUTAM, vol. 10, pp. 396–409.
- Simo, J.; Fox, D., (1989). *On a stress resultant geometrically exact shell model. Part I: Formulation and optimal parametrization*. Comput Method Appl M, vol. 72, pp. 267–304.
- The CGAL Project, (2021). *CGAL User and Reference Manual*. CGAL Editorial Board, 5.2.2 edition.
- Tulamo, R. y otros tres autores, (2018). *Inflammatory changes in the aneurysm wall: a review*. J Neurointerv Surg, vol. 10, n. Suppl 1, pp. i58–i67.
- Van Rooij, W.; Sluzewski, M. (2006). *Procedural morbidity and mortality of elective coil treatment of unruptured intracranial aneurysms*. Am J Neuroradiol, vol. 27, n. 8, pp. 1678–1680.
- Vlak, M. H. y otros tres autores, (2011). *Prevalence of unruptured intracranial aneurysms, with emphasis on sex, age, comorbidity, country, and time period: a systematic review and meta-analysis*. Lancet Neuro, vol. 10, n. 7, pp. 626–636.
- Wardlaw, J.; White, P., (2000). *The detection and management of unruptured intracranial aneurysms*. Brain, vol. 123, n. 2, pp. 205–221.
- Watton, P. N. y otros dos autores, (2009) Y. Ventikos, and G. A. Holzapfel. *Modelling the growth and stabilization of cerebral aneurysms*. Math Med Biol, vol. 26, n. 2, pp. 133–164.