

Comparación de modelos newtoniano y no newtoniano mediante fluidodinámica computacional en aneurismas cerebrales: análisis de dos casos específicos de pacientes

Brian Villegas¹, Nicolás Muzi^{2,3}, Daniel Millán^{1,3*}

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 – UNCUYO, San Rafael, M5600AGP, Mendoza, Argentina

*E-mail: dmillan@fcai.uncu.edu.ar

PALABRAS CLAVES

Hemodinámica de aneurismas cerebrales
Modelos constitutivos de la sangre
Dinámica de fluidos computacional
Dominios computacionales

RESUMEN

La rotura de aneurismas cerebrales representa un grave riesgo para la salud, con alta tasas de mortalidad y morbilidad. En este contexto, comprender los mecanismos patológicos subyacentes es fundamental para mejorar la evaluación y el tratamiento de los pacientes. En particular, el esfuerzo cortante sobre la pared (WSS), juega un rol fundamental en los procesos de formación, crecimiento y rotura de los aneurismas. Este trabajo analiza el impacto del modelo constitutivo de la sangre en la estimación del WSS mediante simulaciones numéricas de la dinámica de fluidos en dos geometrías reales de aneurismas. En particular se compara el modelo clásico newtoniano contra el modelo de Casson no newtoniano, utilizando condiciones de contorno fisiológicas reportadas por la literatura especializada. Adicionalmente, se propone una metodología para la generación de los dominios computacionales. Los resultados muestran que las diferencias en el WSS entre ambos modelos son inferiores al 3.5% a lo largo del ciclo cardíaco, tanto en el domo como en el cuello de los aneurismas. Se concluye que, bajo las condiciones simuladas, el modelo newtoniano constituye una buena aproximación para estimar el WSS, reduciendo el costo computacional sin comprometer la precisión.

Comparison of newtonian and non-newtonian models using computational fluid dynamics in cerebral aneurysms: analysis of two patient-specific cases

KEYWORDS

Cerebral aneurysm hemodynamics
Blood constitutive models
Computational fluid dynamics
Computational domains

ABSTRACT

The rupture of cerebral aneurysms represents a serious health threat, associated with high rates of mortality and morbidity. In this context, understanding the underlying pathological mechanisms is essential to improve patient evaluation and clinical management. In particular, wall shear stress (WSS) plays a key role in the formation, progression, and rupture of aneurysms. This study investigates the impact of the blood constitutive model on WSS estimation through numerical simulations of fluid dynamics in two patient-specific aneurysm geometries. Specifically, the classical newtonian model is compared against the non-newtonian Casson model, using physiologically realistic boundary conditions reported in the literature. Additionally, a methodology for generating computational domains is proposed. Results show that differences in WSS between both models remain below 3.5% throughout the cardiac cycle, both in the dome and the neck of the aneurysms. It is concluded that, under the simulated conditions, the newtonian model provides a reliable approximation for estimating WSS, reducing computational cost without compromising accuracy.

1. Introducción

La rotura de un aneurisma cerebral puede provocar una hemorragia subaracnoidea (SAH, por sus siglas en inglés), una condición grave con una alta tasa de mortalidad, cercana al 50% (Bizjak y Špiclin, 2013). Los aneurismas cerebrales rotos representan aproximadamente una cuarta parte de las muertes por accidente cerebrovascular (Wardlaw y White, 2000), y la prevalencia de aneurismas cerebrales no rotos (UIAs, por sus siglas en inglés) se estima entre el 3% y el 5% de la población (Bonneville et al., 2006).

Pese a los avances en tecnologías y tratamientos, hasta un 30% de las personas con aneurismas rotos fallecen antes de llegar al hospital (Huang y Van Gelder, 2002). De los pacientes que ingresan, aproximadamente el 30% muere en los primeros días (Lagares et al., 2011). Entre los supervivientes, el 50% sufre secuelas físicas, neuropsicológicas o algún grado de discapacidad que dificulta su vida normal (Springer et al., 2009).

Las intervenciones endovasculares y microquirúrgicas conllevan riesgos no despreciables, con tasas de morbilidad del 5-7% y mortalidad del 1-2% (Lindgren et al., 2016). No obstante, la mayoría de los aneurismas nunca llegan a romperse, lo que genera un dilema clínico para los médicos: si es conveniente intervenir o adoptar una estrategia de observación expectante (Korja et al., 2014).

Hasta el momento, las decisiones clínicas sobre el tratamiento de los UIAs se han basado principalmente en su tamaño, forma y ubicación (Goetz et al., 2024). Sin embargo, estos atributos por sí solos no son suficientes para evaluar con precisión el riesgo de rotura (Lall et al., 2009). Por ello, en las últimas dos décadas ha crecido el interés en estudiar y clasificar patrones de flujo y factores hemodinámicos específicos de cada paciente (Oliveira, 2022). Estos factores permiten caracterizar la iniciación y el crecimiento de los UIAs, asociados a condiciones anormales del flujo sanguíneo (Hsu y Bazilevs, 2011). En ellos, el esfuerzo cortante sobre la pared (WSS, por sus siglas en inglés) es uno de los parámetros cuantitativos más influyente en la estabilidad de un UIA a lo largo del tiempo (Bazilevs et al., 2010).

La caracterización y medición de parámetros representa un difícil desafío, dado que la obtención de datos hemodinámicos *in vivo* es compleja e

implica un riesgo significativo para el paciente. Por esto se ha extendido el uso de la dinámica de fluidos computacional (CFD, por sus siglas en inglés) aplicada a geometrías específicas de pacientes (Cebral et al., 2005). Gracias a los avances recientes en el análisis de imágenes médicas y en simulación computacional, la aplicación de CFD permite estimar parámetros hemodinámicos clave que no podrían obtenerse mediante mediciones directas, y cuyos resultados han demostrado estar relacionados con eventos clínicos (Hassan et al., 2004; Cebral et al., 2003; Jou et al., 2004; Steinman et al., 2003; Rayz y Cohen-Gadol, 2020; Ishida et al., 2021).

En este contexto, el objetivo de este trabajo es analizar la fluidodinámica mediante simulaciones numéricas de CFD de dos casos de aneurismas cerebrales. Se evalúa la relevancia de los efectos no lineales de la sangre comparando un modelo constitutivo newtoniano con uno no newtoniano, específicamente el modelo de Casson. La comparación se centra en la estimación del WSS.

En la sección 2 se presentan los modelos geométricos correspondientes a los dos aneurismas analizados, junto con la formulación matemática empleada para modelar el flujo sanguíneo, las condiciones de contorno utilizadas y el proceso de generación de los dominios computacionales. En la sección 3 se analizan los resultados obtenidos para ambos casos, comparando el comportamiento del modelo newtoniano y del modelo de Casson. Finalmente, en la sección 4 se presentan las principales conclusiones del trabajo.

2. Materiales y métodos

En esta sección se describe la metodología utilizada para llevar a cabo las simulaciones CFD propuestas. Se comienza con una descripción de la base de datos utilizada, a partir de la cual se obtienen los dos modelos geométricos analizados. A continuación, se detalla la formulación matemática utilizada para modelar el flujo sanguíneo, considerando tanto el modelo newtoniano como el modelo de Casson. Luego, se especifican las condiciones de contorno impuestas sobre los modelos geométricos. Por último, se describen una serie de pasos para generar los dominios computacionales 3D.

Base de datos AneuriskWeb

El modelo geométrico de los dos casos a analizar se toma directamente de la base de datos AneuriskWeb (Aneurisk-Team, 2012), que proporciona modelos tridimensionales segmentados y refinados de aneurismas intracraneales y de sus vasos adyacentes. Esta base de datos fue desarrollada durante el proyecto Aneurisk entre 2005 y 2008, financiado por SIEMENS Medical Solutions y llevado a cabo en el Laboratorio MOX (*Modeling and Scientific Computing*) del Departamento de Matemáticas del Politécnico de Milán, con la colaboración de varias instituciones médicas.

La base de datos contiene 103 casos correspondientes a 99 pacientes con aneurismas saculares. Este tipo de aneurisma se caracteriza por un protuberancia o saco aneurismático que se conecta a la arteria madre mediante un cuello bien definido, y cuya zona redondeada, conocida como domo, sobresale hacia un solo lado de la pared arterial.

Especificamente, para cada caso, la base de datos proporciona:

- El modelo geométrico de la superficie del lumen, representado mediante una malla de triángulos obtenida a partir de la segmentación de imágenes 3DRA y su posterior procesamiento;
- El *ostium* del aneurisma, representado como un polígono que delimita el cuello, es decir, la abertura que conecta el aneurisma con la arteria madre;
- Las líneas centrales que describen el eje de los vasos; e
- Información clínica asociada, como la ubicación anatómica, la clasificación morfológica y el estado de rotura del aneurisma.

En este trabajo se utilizan específicamente los casos C0005 y C0034, ambos localizados en la arteria carótida interna (ICA). La Figura 1 presenta los modelos geométricos correspondientes a ambos casos, así como el detalle de los datos disponibles para el caso C0034. Puede encontrarse una copia clasificada y curada de la base de datos en el repositorio GitHub de la herramienta *software* AneuSI, utilizada para la extracción automática del

aneurisma y su entorno a partir del modelo del árbol arterial (Muzi, 2025).

Formulación matemática del flujo sanguíneo

La sangre se modela como un fluido incompresible y continuo. Su comportamiento está gobernado por la ecuación de conservación del momento de Cauchy y la ecuación de continuidad, expresadas respectivamente como

$$\rho \left(\frac{\partial \mathbf{v}}{\partial t} + \mathbf{v} \cdot \nabla \mathbf{v} \right) = -\nabla P + \nabla \cdot \boldsymbol{\tau} + \mathbf{F}, \quad (1)$$

$$\nabla \cdot \mathbf{v} = 0, \quad (2)$$

donde \mathbf{v} es el campo de velocidad del fluido, ρ es la densidad del fluido, P es la presión, $\boldsymbol{\tau}$ es el tensor de esfuerzos viscosos (también llamado tensor desviador), y \mathbf{F} representa fuerzas volumétricas externas, como la gravedad.

El tensor $\boldsymbol{\tau}$ depende del tensor del gradiente de velocidad $\nabla \mathbf{v}$, que puede descomponerse en una parte simétrica y otra antisimétrica

$$\nabla \mathbf{v} = \underbrace{\frac{1}{2} (\nabla \mathbf{v} + \nabla \mathbf{v}^T)}_{\text{Término simétrico}} + \underbrace{\frac{1}{2} (\nabla \mathbf{v} - \nabla \mathbf{v}^T)}_{\text{Término antisimétrico}}. \quad (3)$$

La parte simétrica, conocida como tensor de tasa de deformación \mathbf{D} , es la que origina los esfuerzos viscosos. Por otro lado, el término antisimétrico corresponde a una rotación rígida del fluido, es decir, un movimiento sin deformación que no produce esfuerzos viscosos.

La relación entre $\boldsymbol{\tau}$ y \mathbf{D} depende del tipo de fluido, lo que se conoce como ecuación constitutiva. En fluidos no newtonianos, como la sangre, que pueden considerarse incompresibles y puramente viscosos, la ecuación constitutiva está dada por

$$\boldsymbol{\tau} = 2\mu(\dot{\gamma})\mathbf{D} \quad (4)$$

donde $\mu(\dot{\gamma})$ es la función de viscosidad dinámica que depende de la tasa de corte $\dot{\gamma}$. Esta función también

se llama viscosidad efectiva o aparente. Para un fluido newtoniano, la función de viscosidad se

reduce a una constante μ_0 . La tasa de corte $\dot{\gamma}$ es una medida de la magnitud de \mathbf{D} y se define como

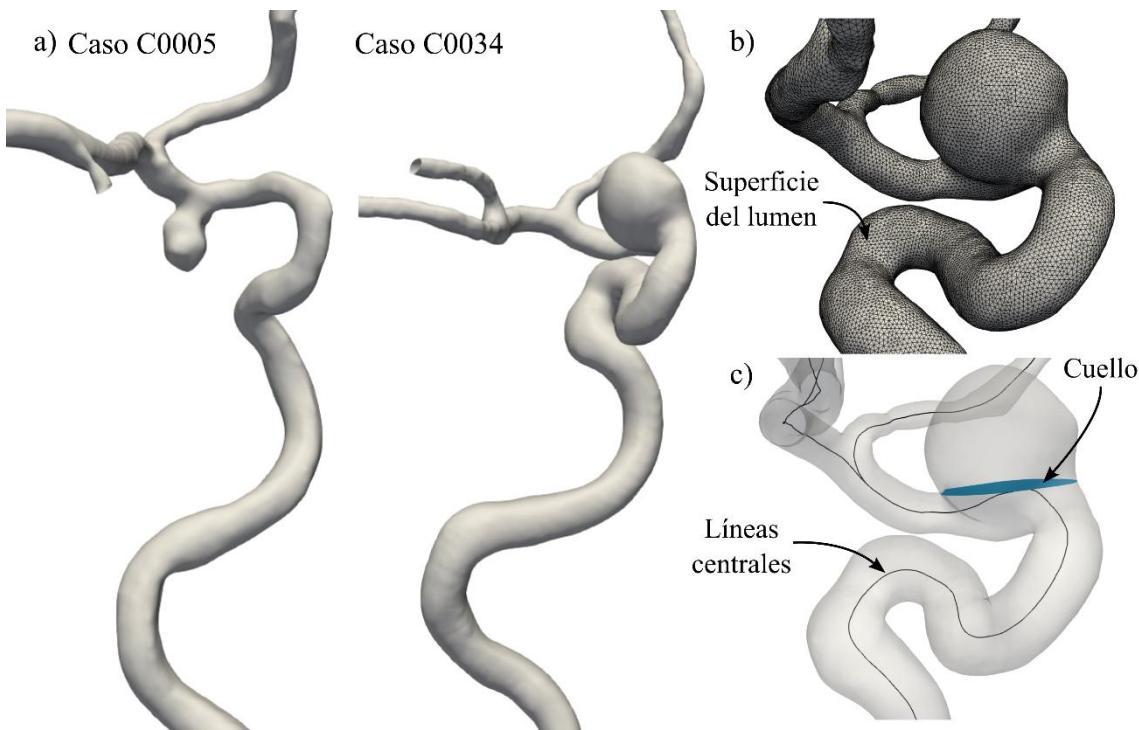


Figura 1. Modelos geométricos correspondientes a los casos C0005 y C0034 (izquierda), obtenidos de la base de datos AneuriskWeb, junto con los datos disponibles para el caso C0034 (derecha). a) Modelo geométrico del árbol arterial. b) Malla de triángulos representando la superficie del lumen. c) Cuello del aneurisma y líneas centrales de los vasos arteriales.

$$\dot{\gamma} = \sqrt{2} \|\mathbf{D}\|_F \quad (5)$$

donde $\|\mathbf{D}\|_F = \sqrt{\mathbf{D} : \mathbf{D}}$ es la norma de Frobenius. De manera análoga, se define el esfuerzo cortante τ como

$$\tau = \sqrt{1/2} \|\boldsymbol{\tau}\|_F \quad (6)$$

que representa una medida de la magnitud del tensor de esfuerzo viscoso en cada punto del dominio. Sustituyendo la ecuación (4) en esta definición, se obtiene

$$\tau = \mu(\dot{\gamma})\dot{\gamma} \quad (7)$$

Existen un gran número de modelos disponibles en la literatura para describir esta relación en el caso de fluidos no newtonianos. En particular, el modelo de Casson se ha usado ampliamente para describir el flujo sanguíneo y se expresa como

$$\sqrt{\tau} = \sqrt{\tau_0} + \sqrt{\mu_0}\dot{\gamma} \quad (8)$$

donde τ_0 es el esfuerzo de fluencia. Valores típicos para el flujo sanguíneo son $\tau_0 = 0.004$ Pa y $\mu_0 = 0.0035$ Pa·s.

Despejando $\mu(\dot{\gamma}) = \tau/\dot{\gamma}$ la función de viscosidad del modelo de Casson queda

$$\mu(\dot{\gamma}) = \left(\sqrt{\frac{\tau_0}{\dot{\gamma}}} + \sqrt{\mu_0} \right)^2 \quad (9)$$

la cual se representa gráficamente en la Figura 2 donde se representa mediante una zona sombreada la región donde se registran datos experimentales (Kundu y Cohen, 2008).

La Figura 3 compara el comportamiento del modelo newtoniano frente al modelo de Casson. Como se observa, ambos modelos difieren significativamente a muy bajas tasas de corte, pero exhiben una respuesta similar a altas tasas de corte. Por este

motivo, en muchas simulaciones se adopta un modelo newtoniano por su simplicidad computacional, especialmente donde el flujo sanguíneo alcanza tasas de corte elevadas y el comportamiento tiende a ser más lineal.

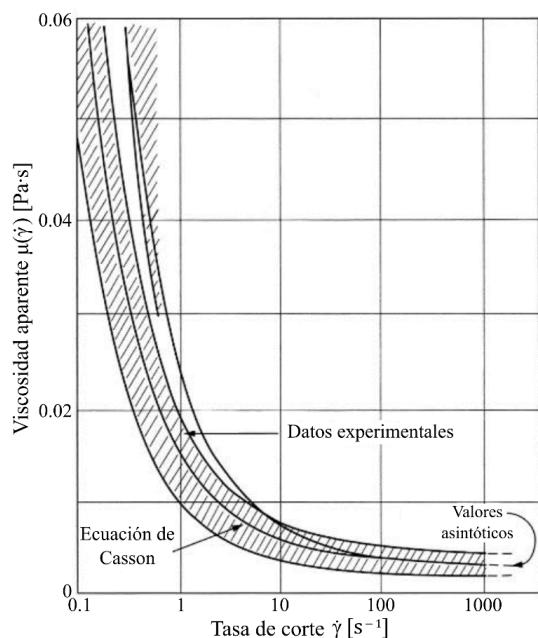


Figura 2. Curva de viscosidad aparente en función de la tasa de corte del modelo de Casson. Adaptada y traducida de (Kundu y Cohen, 2008).

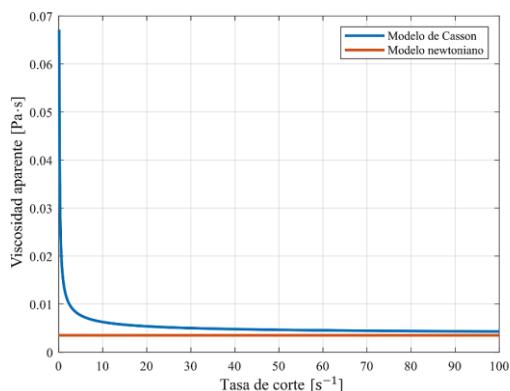


Figura 3. Curvas de viscosidad aparente en función de la tasa de corte de los modelos newtoniano y de Casson.

La comparación de estos modelos se realiza mediante el WSS, que representa el esfuerzo viscoso tangencial ejercido por el flujo sanguíneo sobre la

superficie de la pared arterial. Matemáticamente, el WSS se denota como t_{WSS} y se define como

$$t_{WSS} = \tau \cdot n - [(\tau \cdot n) \cdot n]n \quad (10)$$

donde n es el vector normal a la superficie de la pared y $\tau \cdot n$ representa el vector de esfuerzo viscoso, tal como se muestra en la Figura 4. Cabe aclarar que, aunque el WSS es una magnitud vectorial, en este trabajo se hará referencia exclusivamente a su magnitud cuando se presenten valores numéricos o se realicen comparaciones cuantitativas.

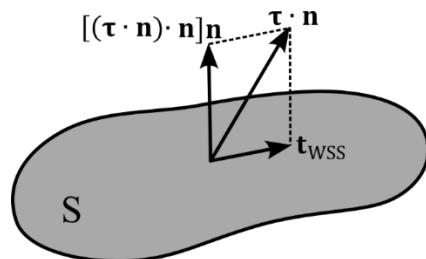


Figura 4. Representación esquemática de las componentes del vector de esfuerzo viscoso que actúa sobre una superficie S .

Debido a la complejidad de las geometrías involucradas, como en el caso de aneurismas, las ecuaciones (1) y (2) no admiten soluciones analíticas en general, por lo que deben resolverse mediante métodos numéricos. En este trabajo, se realiza la resolución numérica del sistema de ecuaciones mediante el *software* de código abierto OpenFOAM v2312 (OpenCFD Ltd, 2023), el cual emplea la técnica de volúmenes finitos.

Condiciones de contorno

Las condiciones de contorno se imponen en tres regiones: entrada, salida y paredes, mediante la configuración que se muestra en la Figura 5.

En la entrada se impone una velocidad pulsátil en el tiempo, uniforme en el espacio. La variación de la velocidad en el tiempo se basa en la forma de onda típica del caudal durante el ciclo cardíaco. Esta condición se construye a partir de los datos experimentales reportados en (Ford et al., 2005), donde se caracterizó el flujo volumétrico en la ICA y la arteria vertebral mediante resonancia magnética de contraste de fase.

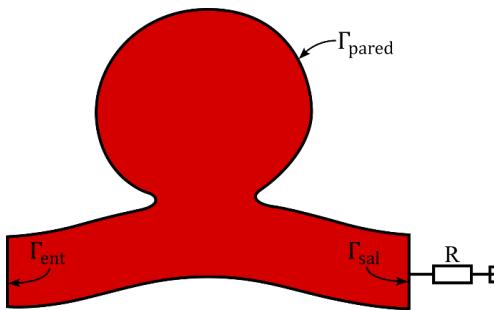


Figura 5. Configuración propuesta para imponer las condiciones de contorno sobre la superficie de la pared de la arteria y del aneurisma.

El perfil de velocidad en cada instante se obtiene dividiendo el caudal por el área de la sección de entrada. Además, se implementó una rampa lineal inicial de 0.29 segundos para suavizar la transición al inicio de la simulación y evitar comportamientos irreales del flujo por cambios bruscos de velocidad, siguiendo el enfoque adoptado en (Goetz et al., 2024). Entonces

$$\mathbf{v}(\mathbf{x}, t) = V(t)\mathbf{n}_{\text{ent}}, \forall \mathbf{x} \in \Gamma_{\text{ent}} \quad (11)$$

donde \mathbf{n}_{ent} es el vector normal a la entrada, Γ_{ent} representa la superficie correspondiente a la entrada del dominio y $V(t)$ es la magnitud de la velocidad, dada por la curva mostrada en la Figura 6.

Cabe destacar que imponer la misma velocidad promedio entre distintos casos de aneurismas es una elección más realista que imponer el mismo caudal, dado que las áreas de entrada pueden variar considerablemente. Este criterio asegura condiciones fisiológicas comparables entre simulaciones.

En la salida se aplican condiciones de contorno de presión basadas en variaciones fisiológicas. A lo largo de un ciclo cardíaco, la presión en el sistema vascular varía entre 80 y 120 mmHg para pacientes sanos. Estas variaciones se modelan colocando en la salida una resistencia hidráulica. Esta resistencia es un parámetro que busca capturar cómo las estructuras vasculares periféricas limitan el flujo, y se modela de manera análoga a la resistencia en un circuito eléctrico que limita el paso de la corriente eléctrica, tal como se muestra en la Figura 5.

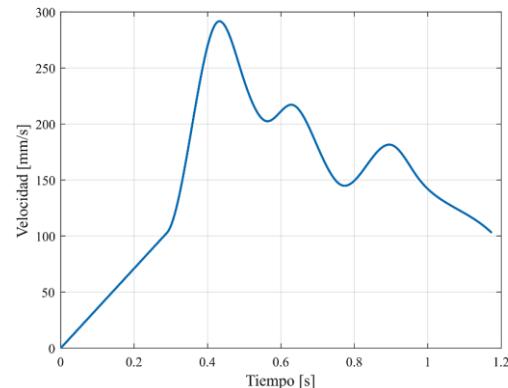


Figura 6. Magnitud de la velocidad $V(t)$ en la entrada del caso C0005.

La forma de onda de la presión se construye en fase con la entrada y su expresión está dada por

$$P = P_0 + QR, \forall \mathbf{x} \in \Gamma_{\text{sal}} \quad (12)$$

donde P_0 es una presión de referencia, R es la resistencia hidráulica, Γ_{sal} representa la superficie de la salida del dominio y Q el caudal de salida instantáneo, el cual es igual al caudal de entrada por conservación de masa.

Para hallar los valores de P_0 y R se reemplazan los valores límites de presión y de caudal en la ecuación (12). Entonces

$$P_{\max} = P_0 + Q_{\max}R = 120 \text{ mmHg} \quad (13)$$

$$P_{\min} = P_0 + Q_{\min}R = 80 \text{ mmHg} \quad (14)$$

siendo $Q_{\max} = 7.68 \text{ ml/s}$ y $Q_{\min} = 3.14 \text{ ml/s}$. Al resolver estas ecuaciones, se obtiene $R = 1.17 \text{ kPa}\cdot\text{s/ml}$ y $P_0 = 7 \text{ kPa}$.

En las paredes se impone una condición de contorno de no deslizamiento, lo cual significa que la velocidad del fluido en la interfaz es igual a la velocidad de la pared. Al asumir que la pared arterial es rígida, su velocidad es nula, por lo tanto, la velocidad del fluido también es cero en dicha superficie. Esta condición se expresa como

$$\|\mathbf{v}\| = \|\mathbf{v}_s\| = 0, \forall \mathbf{x} \in \Gamma_{\text{pared}} \quad (15)$$

donde v_s es la velocidad de la pared, y Γ_{pared} representa la superficie de la pared arterial y aneurismática.

Dominios computacionales

La metodología propuesta para generar los dominios computacionales se ilustra esquemáticamente en la Figura 7. El proceso combina herramientas desarrolladas por el grupo de Modelado Computacional en Ciencias Aplicadas e Ingeniería (MoCCAI), implementadas en C++ y basadas en las bibliotecas de código abierto VTK (*Visualization Toolkit*, (Schroeder, et al., 2006)) y CGAL (*The Computational Geometry Algorithms Library*, (Fabri y Pion, 2009)), junto con dos herramientas de mallado de código abierto: SALOME (SALOME Platform, 2023) y snappyHexMesh, perteneciente a OpenFOAM.

Las herramientas desarrolladas por el grupo MoCCAI utilizan el paquete *Polygon Mesh Processing* (PMP) de CGAL, un conjunto de algoritmos destinados al procesamiento de mallas poligonales.

El punto de partida corresponde a los modelos geométricos de los aneurismas, extraídos de AneuriskWeb. Dado que el interés se centra en la región próxima al aneurisma, se aísla esta porción del árbol arterial utilizando la herramienta *Clip* del software de código abierto ParaView (Ayachit, 2015). Se incluye un tramo suficientemente largo de región proximal para permitir que el flujo se desarrolle adecuadamente antes de ingresar al aneurisma. Esto se muestra en la Figura 8 para el caso C0034.

Tras realizar los cortes, la malla resultante puede presentar triángulos degenerados o muy agudos cerca de los bordes, lo que podría ocasionar problemas al momento de realizar la simulación numérica. Para solucionarlo, se aplica un remallado uniforme mediante el algoritmo *isotropic remeshing* del paquete PMP de CGAL, con un tamaño de elemento de 0.25 mm.

Para preparar la superficie cerrada requerida en el mallado volumétrico, se deben sellar los extremos abiertos correspondientes a la entrada y salida. Esto se logra utilizando el algoritmo *hole filling* del paquete PMP de CGAL, que detecta automáticamente bordes abiertos y rellena las

superficies de forma iterativa. Sin embargo, los triángulos generados por esta herramienta suelen ser no uniformes, por lo que se realiza un nuevo remallado utilizando SALOME, con un tamaño de elemento de 0.18 mm.

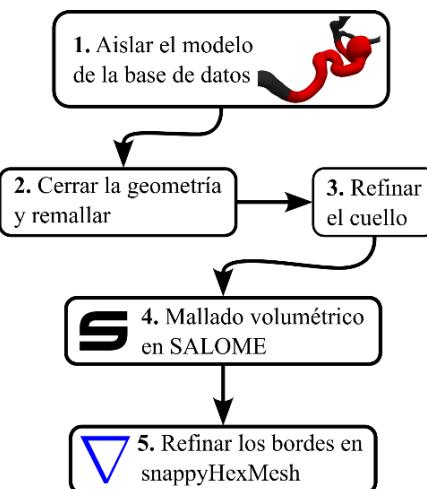


Figura 7. Esquema general de los pasos empleados para generar los dominios computacionales volumétricos.

En la región del cuello del aneurisma, donde se presentan altas curvaturas y cambios abruptos de dirección del flujo, se requiere una mayor resolución para evitar la generación de elementos de mala calidad. Para ello se aplican de manera secuencial los algoritmos *isotropic remeshing* y *smooth mesh* del paquete PMP de CGAL. Como resultado, se obtiene una malla con tamaño de elemento de 0.12 mm en la región del cuello y de 0.18 mm en el resto de la geometría. El resultado de este refinamiento se presenta en la Figura 9.

Una vez obtenida la malla superficial optimizada, se genera la malla volumétrica. Inicialmente se emplea el algoritmo GMSH (Geuzaine y Remacle, 2008) dentro de SALOME para obtener una malla tetraédrica uniforme. Sin embargo, para capturar adecuadamente los gradientes de velocidad en la capa límite, se utiliza snappyHexMesh, aplicando tres capas de refinamiento con una progresión geométrica de 1.2 y un espesor mínimo de 0.018 mm. Como resultado final, la malla del caso C0005 consta de aproximadamente 400 mil elementos y 110 mil nodos, mientras que la del caso C0034 está compuesta por 980 mil elementos y 250 mil nodos.

3. Resultados y Discusión

Con el objetivo de evaluar el impacto de la elección entre el modelo newtoniano o el modelo de Casson en la estimación del WSS, se llevaron a cabo simulaciones CFD para los casos C0005 y C0034. Para cada uno, se realizaron dos simulaciones idénticas en cuanto a condiciones de contorno, modificando únicamente el modelo constitutivo del fluido.

Las Figuras 11 y 12 muestran la evolución temporal del valor máximo del WSS registrados en las regiones del domo y el cuello del aneurisma durante el ciclo cardíaco. En ambos casos, las curvas asociadas a los modelos newtoniano y de Casson prácticamente se superponen a lo largo del ciclo cardíaco simulado.

Para cuantificar esta observación, se evalúa la diferencia porcentual relativa entre los valores máximos de WSS registrados cerca del pico sistólico, definida como

$$\Delta_{\text{rel}} = \frac{\|\mathbf{t}_{\text{WSS}}^{\max}\|_{\text{new}} - \|\mathbf{t}_{\text{WSS}}^{\max}\|_{\text{cas}}}{\|\mathbf{t}_{\text{WSS}}^{\max}\|_{\text{cas}}} 100 \quad (16)$$

donde $\|\mathbf{t}_{\text{WSS}}^{\max}\|_{\text{new}}$ y $\|\mathbf{t}_{\text{WSS}}^{\max}\|_{\text{cas}}$ son las magnitudes del WSS cerca del pico sistólico usando el modelo newtoniano y de Casson, respectivamente. En la Tabla 1 se resumen los resultados obtenidos, donde se observa que la diferencia relativa máxima entre ambos modelos es menor al 3.5%.

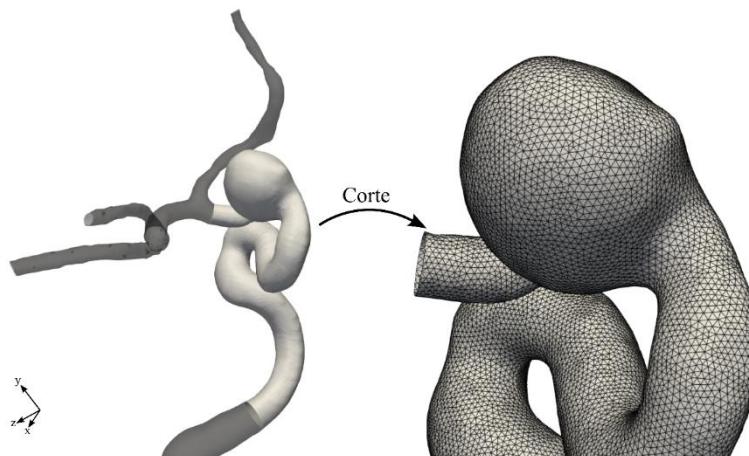


Figura 8. Árbol arterial completo (gris) del caso C0034 y porción extraída incluyendo el aneurisma.

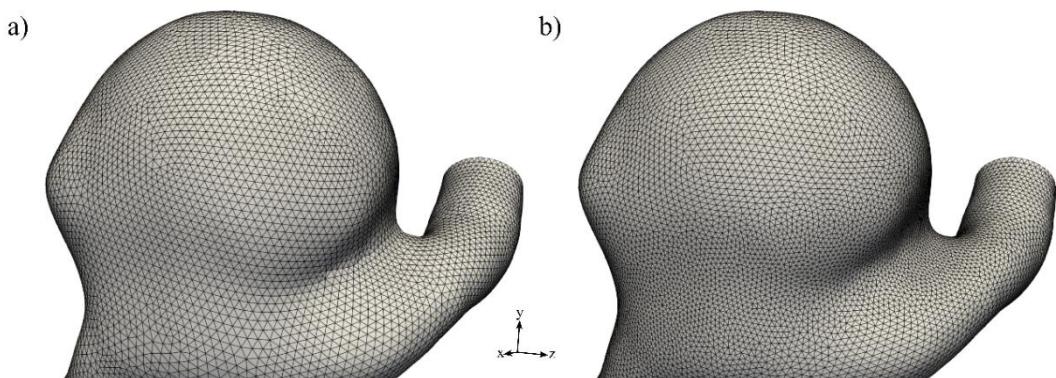


Figura 9. Refinamiento en la región del cuello del aneurisma del caso C0034.

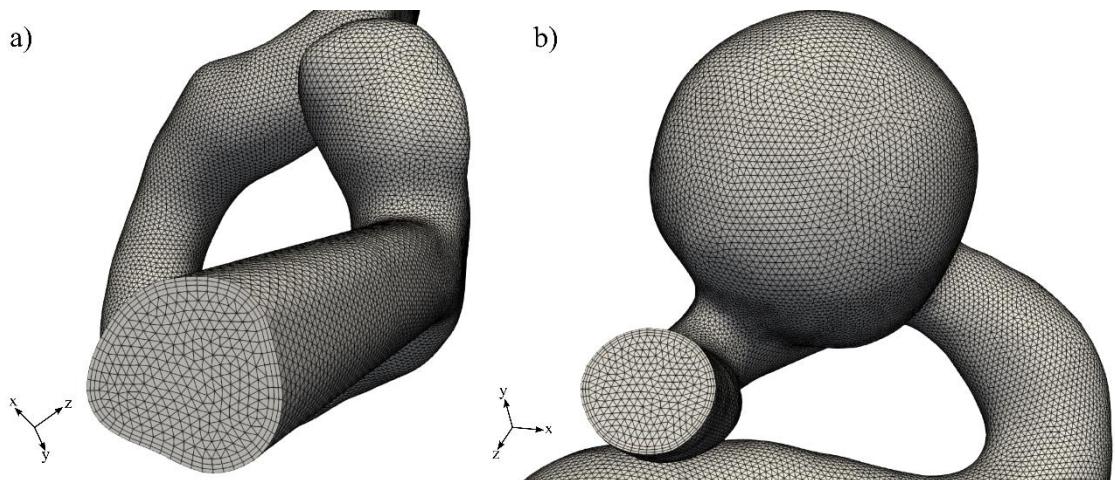


Figura 10. Dominios computacionales volumétricos de los casos: a) C0005 y b) C0034.

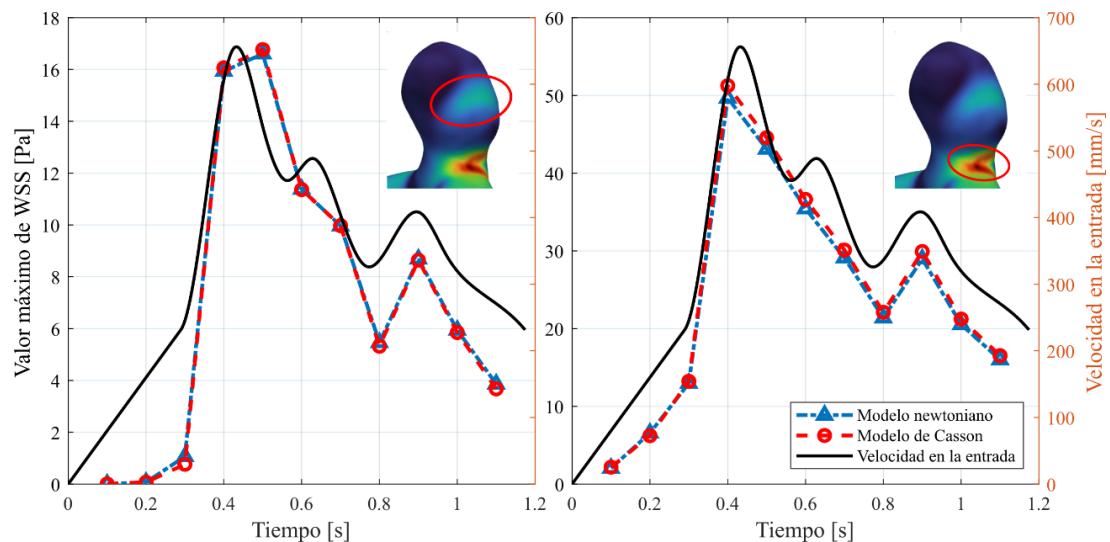


Figura 11. Comparación del valor máximo de WSS en el domo y el cuello del caso C0005 entre los modelos newtoniano y de Casson. Se incluye la curva de velocidad en la entrada $V(t)$ como referencia temporal. Las dos gráficas comparten las mismas variables y escalas en los ejes.

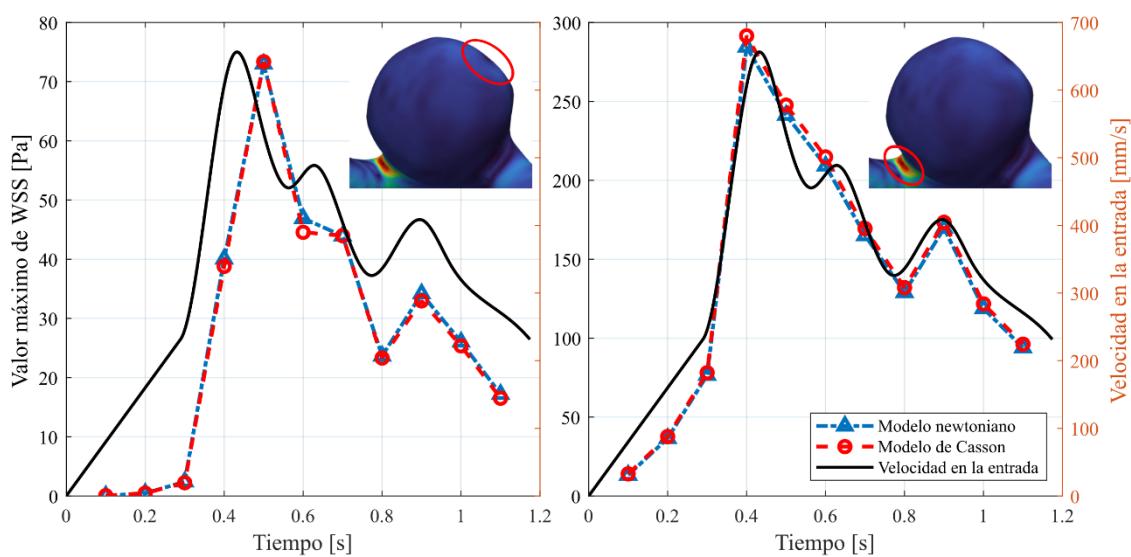


Figura 12. Comparación del valor máximo de WSS en el domo y el cuello del caso C0034 entre los modelos newtoniano y de Casson.

Tabla 1. Valores máximos del WSS registrados cerca del pico sistólico obtenidos con los modelos newtoniano y de Casson, junto con la diferencia relativa porcentual para las dos regiones de interés, cuello y domo, en los casos C0005 y C0034.

Caso	Región	$\ t_{WSS}^{\max}\ _{\text{new}} [\text{Pa}]$	$\ t_{WSS}^{\max}\ _{\text{cas}} [\text{Pa}]$	$\Delta_{\text{rel}} [\%]$
C0005	Cuello	49,68	51,25	3,07
	Domo	15,93	16,06	0,82
C0034	Cuello	284,49	291,51	2,40
	Domo	40,06	38,80	3,24

Esto indica que, bajo las condiciones de flujo evaluadas, el supuesto de modelar la sangre como un fluido newtoniano no introduce grandes variaciones en la estimación del WSS máximo. Estos resultados son consistentes con estudios previos (Valencia et al., 2006; Morales et al., 2013), en los que también se reportaron diferencias mínimas entre ambos modelos constitutivos en simulaciones de aneurismas cerebrales.

Sin embargo, esta conclusión no necesariamente es aplicable a cualquier caso de aneurisma. En aquellos

con zonas de bajo flujo, regiones con alta viscosidad o geometrías más complejas, el comportamiento no newtoniano de la sangre podría tener un mayor impacto en la dinámica del flujo y, por lo tanto, en la estimación del WSS. Por lo tanto, la elección del modelo constitutivo debe considerar las características específicas de cada caso.

Por otro lado, se observa en los dos casos una fuerte correlación temporal entre los valores de WSS y las variaciones de la velocidad en la entrada del dominio, lo que refuerza la importancia de

considerar condiciones de contorno pulsátiles en el modelo hemodinámico.

Un patrón común en ambos casos analizados es que los valores máximos de WSS se alcanzan en el cuello del aneurisma, superando los registrados en el domo. Esta diferencia podría tener implicancias en la evolución del aneurisma, ya que las zonas sometidas a mayor WSS podrían ser más susceptibles a sufrir remodelaciones o debilitamiento de la pared vascular.

4. Conclusiones

Los resultados obtenidos en este trabajo sugieren que para las condiciones hemodinámicas simuladas en los casos C0005 y C0034, el uso de un modelo newtoniano constituye una aproximación válida para la estimación del WSS. Las diferencias con respecto al modelo no newtoniano de Casson son inferiores al 3.5%, lo que indica que, en estas configuraciones particulares, la simplificación del modelo constitutivo no compromete la precisión de los resultados y permite reducir el costo computacional.

Este trabajo presenta una validación preliminar de un *pipeline* computacional que permite simular el flujo sanguíneo mediante CFD a partir de geometrías reales de aneurismas cerebrales. Dentro de esta metodología, se abordaron y resolvieron desafíos clave, como la generación de dominios computacionales con la calidad suficiente para garantizar resultados confiables. Los resultados obtenidos concuerdan con los reportados actualmente en la literatura, lo que respalda el enfoque propuesto.

Como trabajo a futuro, se propone ampliar el análisis a un mayor número de casos de la base de datos AneuriskWeb, lo que permitiría obtener conclusiones más generales sobre los distintos modelos constitutivos. Además, se sugiere incorporar otros modelos no newtonianos reportados en la literatura, como los modelos de Herschel-Bulkley y Carreau-Yasuda, con el objetivo de evaluar su impacto de forma similar a como se realizó con el modelo de Casson.

En definitiva, este estudio muestra las distintas etapas necesarias para constituir las bases de una herramienta computacional con potencial para

contribuir al análisis hemodinámico de aneurismas cerebrales y apoyar la toma de decisiones clínicas en casos específicos de pacientes.

5. Agradecimientos

Este trabajo fue parcialmente financiado por el Proyecto de Investigación 2025-2027 SIIP-UNCUYO (80020240100464UN) y el Proyecto de Fortalecimiento en Ciencia y Técnica 2025-2027 SIIP-UNCUYO (80020240400105UN). El autor B. Villegas agradece a la beca Manuel Belgrano del Ministerio de Educación de la República Argentina.

6. Referencias

- Aneurisk-Team. (2012). AneuriskWeb project website. Emory University, Department of Mathematics and Computer Science. <http://ecm2.mathcs.emory.edu/aneuriskweb>.
- Ayachit, U. (2015). The paraview guide: a parallel visualization application. Kitware, Inc.
- Bazilevs, Y., Hsu, M. C., Zhang, Y. A., Wang, W., Liang, X., Kvamsdal, T., ... & Isaksen, J. G. (2010). A fully-coupled fluid-structure interaction simulation of cerebral aneurysms. Computational mechanics, 46, 3-16.
- Bizjak, Ž., & Špiclin, Ž. (2023). A systematic review of deep-learning methods for intracranial aneurysm detection in CT angiography. Biomedicines, 11(11), 2921.
- Bonneville, F., Sourour, N., & Biondi, A. (2006). Intracranial aneurysms: an overview. Neuroimaging Clinics, 16(3), 371-382.
- Cebral, J. R., Castro, M. A., Appanaboyina, S., Putman, C. M., Millan, D., & Frangi, A. F. (2005). Efficient pipeline for image-based patient-specific analysis of cerebral aneurysm hemodynamics: technique and sensitivity. IEEE transactions on medical imaging, 24(4), 457-467.
- Cebral, J. R., Hernández, M., & Frangi, A. F. (2003). Computational analysis of blood flow dynamics in cerebral aneurysms from CTA and 3D rotational angiography image data. In International congress on computational bioengineering (Vol. 1, pp. 191-198).
- Cohen, I. M., & Kundu, P. K. (2008). Fluid mechanics. Elsevier.
- Fabri, A., & Pion, S. (2009). CGAL: The computational geometry algorithms library. In Proceedings of the

- 17th ACM SIGSPATIAL international conference on advances in geographic information systems (pp. 538-539).
- Ford, M. D., Alperin, N., Lee, S. H., Holdsworth, D. W., & Steinman, D. A. (2005). Characterization of volumetric flow rate waveforms in the normal internal carotid and vertebral arteries. *Physiological measurement*, 26(4), 477.
- Geuzaine, C., & Remacle, J. F. (2008). Gmsh: a three-dimensional finite element mesh generator with built-in pre-and post-processing facilities.
- Goetz, A., Jeken-Rico, P., Chau, Y., Sédat, J., Larcher, A., & Hachem, E. (2024). Analysis of intracranial aneurysm haemodynamics altered by wall movement. *Bioengineering*, 11(3), 269.
- Hassan, T., Ezura, M., Timofeev, E. V., Tominaga, T., Saito, T., Takahashi, A., ... & Yoshimoto, T. (2004). Computational simulation of therapeutic parent artery occlusion to treat giant vertebrobasilar aneurysm. *American journal of neuroradiology*, 25(1), 63-68.
- Hsu, M. C., & Bazilevs, Y. (2011). Blood vessel tissue prestress modeling for vascular fluid-structure interaction simulation. *Finite elements in analysis and design*, 47(6), 593-599.
- Huang, J., & Van Gelder, J. M. (2002). The probability of sudden death from rupture of intracranial aneurysms: a meta-analysis. *Neurosurgery*, 51(5), 1101-1107.
- Ishida, F., Tsuji, M., Tanioka, S., Tanaka, K., Yoshimura, S., & Suzuki, H. (2021). Computational fluid dynamics for cerebral aneurysms in clinical settings. *Trends in Cerebrovascular Surgery and Interventions*, 27-32.
- Jou, L. D., Quick, C. M., Young, W. L., Lawton, M. T., Higashida, R., Martin, A., & Saloner, D. (2003). Computational approach to quantifying hemodynamic forces in giant cerebral aneurysms. *American Journal of Neuroradiology*, 24(9), 1804-1810.
- Korja, M., Lehto, H., & Juvela, S. (2014). Lifelong rupture risk of intracranial aneurysms depends on risk factors: a prospective Finnish cohort study. *Stroke*, 45(7), 1958-1963.
- Lagares, A., Gómez, P. A., Alén, J. F., Arıkan, F., Sarabia, R., Horcajadas, A., ... & Vilalta, J. (2011). Hemorragia subaracnoidea aneurismática: guía de tratamiento del Grupo de Patología Vascular de la Sociedad Española de Neurocirugía. *Neurocirugía*, 22(2), 93-115.
- Lall, R. R., Eddleman, C. S., Bendok, B. R., & Batjer, H. H. (2009). Unruptured intracranial aneurysms and the assessment of rupture risk based on anatomical and morphological factors: sifting through the sands of data. *Neurosurgical focus*, 26(5), E2.
- Lindgren, A. E., Koivisto, T., Björkman, J., von und zu Fraunberg, M., Helin, K., Jääskeläinen, J. E., & Frösen, J. (2016). Irregular shape of intracranial aneurysm indicates rupture risk irrespective of size in a population-based cohort. *Stroke*, 47(5), 1219-1226.
- Morales, H. G., Larrabide, I., Geers, A. J., Aguilar, M. L., & Frangi, A. F. (2013). Newtonian and non-Newtonian blood flow in coiled cerebral aneurysms. *Journal of biomechanics*, 46(13), 2158-2164.
- Muzi, N., Millán D. AneuSI GitHub project. <https://github.com/nmuzi/AneuSI>. Visitado por última vez: 08 de julio de 2025.
- Oliveira, I. L. (2022). On the mechanics of intracranial aneurysms walls: numerical assessment of the influence of tissue hyperelastic laws and heterogeneity and the major role played by curvature on pathways to rupture.
- OpenCFD Ltd. (2023). OpenFOAM – The Open Source CFD Toolbox. www.openfoam.com.
- Rayz, V. L., & Cohen-Gadol, A. A. (2020). Hemodynamics of cerebral aneurysms: Connecting medical imaging and biomechanical analysis. *Annual review of biomedical engineering*, 22(1), 231-256.
- SALOME Platform. (2023). The open source platform for numerical simulation. www.salome-platform.org.
- Schroeder, W., Martin, K., & Lorensen, B. (2006). The visualization toolkit, 4th edn. Kitware. New York.
- Springer, M. V., Schmidt, J. M., Wartenberg, K. E., Frontera, J. A., Badjatia, N., & Mayer, S. A. (2009). Predictors of global cognitive impairment 1 year after subarachnoid hemorrhage. *Neurosurgery*, 65(6), 1043-1051.
- Steinman, D. A., Milner, J. S., Norley, C. J., Lownie, S. P., & Holdsworth, D. W. (2003). Image-based computational simulation of flow dynamics in a giant intracranial aneurysm. *American Journal of Neuroradiology*, 24(4), 559-566.
- Valencia, A., Zarate, A., Galvez, M., & Badilla, L. (2006). Non-Newtonian blood flow dynamics in a right internal carotid artery with a saccular aneurysm. *International*

Journal for Numerical Methods in Fluids, 50(6), 751-764.

Wardlaw, J. M., & White, P. M. (2000). The detection and management of unruptured intracranial aneurysms. *Brain*, 123(2), 205-221.