

ANÁLISIS DE RIESGO DE ROTURA EN ANEURISMAS MEDIANTE DINÁMICA DE FLUIDOS COMPUTACIONAL

Villalbazo Gómez Fernando Armando, Serrano Ortega María Magdalena, Durán Magaña Kenia
Tecnológico Nacional de México, Instituto Tecnológico de Tijuana
Departamento de Ingeniería Eléctrica y Electrónica, Departamento de Sistemas y Computación
Blvd Industrial s/n, Cd. Industrial, 22430, Tijuana, B.C.
Tel. 52 6078400

Fernando.villalbazo@tectijuana.edu.mx, magdalena.serrano@tectijuana.edu.mx,
Kenia.duran18@tectijuana.edu.mx

RESUMEN

Este proyecto presenta una metodología basada en Dinámica de Fluidos Computacional, para el análisis del riesgo de rotura en aneurismas aórticos abdominales. Los métodos convencionales basados en características físicas del aneurisma pueden ser insuficientes para determinar con precisión la ubicación de la ruptura en casos específicos. Por ello, es necesario adoptar enfoques más avanzados, para comprender las complejas dinámicas biomecánicas y hemodinámicas que afectan la estabilidad de la pared arterial.

Se desarrolló un modelo tridimensional de la aorta abdominal, configurando parámetros geométricos y de flujo. Se evaluaron distintas etapas del crecimiento del aneurisma, desde una condición saludable hasta alcanzar un diámetro de 60 mm. El proceso incluyó simulaciones del comportamiento del flujo sanguíneo y de las tensiones mecánicas en las paredes arteriales. Los resultados mostraron que el incremento en el diámetro del aneurisma intensifica notablemente las tensiones mecánicas y los gradientes de presión. En etapas avanzadas se identificaron patrones de flujo turbulento que aumentan el riesgo de formación de trombos y la posible ruptura de la pared arterial.

Palabras Clave: Aneurisma, CFD, Rotura, simulación

ABSTRACT

This project presents a methodology based on Computational Fluid Dynamics (CFD) for analyzing the rupture risk in abdominal aortic aneurysms (AAAs). Conventional methods that rely solely on geometric and physical characteristics of the aneurysm may be insufficient for accurately predicting rupture in specific cases. Therefore, more advanced approaches are required to better understand the complex biomechanical and hemodynamic interactions that influence arterial wall stability.

A three-dimensional model of the abdominal aorta was developed, incorporating geometric and flow-related parameters. Various stages of aneurysm progression were analyzed, ranging from a healthy condition to a maximum diameter of 60 mm. The study involved simulations of blood flow behavior and mechanical stress distribution on the arterial walls.

Results demonstrated that as the aneurysm diameter increases, mechanical wall stresses and pressure gradients intensify significantly. In advanced stages, turbulent flow patterns were identified, which elevate the risk of thrombus formation and potential arterial wall rupture.

Keywords: Aneurysm, CFD, Rupture, Simulation

1. INTRODUCCIÓN

Un aneurisma representa una afección vascular que se caracteriza por la dilatación anormal dentro de una arteria, teniendo un alto riesgo de ruptura. Consecuentemente se presentan riesgos de hemorragias potencialmente mortales. Uno de los desafíos clínicos más importantes es la predicción de la probabilidad de rotura, esto porque no todos los aneurismas evolucionan de la misma manera e incluso el nivel de riesgo presentado varía según las condiciones de cada paciente y ubicación del aneurisma.

Bajo estas condiciones la Biomédica Vascular ha emergido como una herramienta clave que permite el análisis y comportamiento de los aneurismas, de igual forma permite la evaluación de su estabilidad y su posible grado de peligrosidad. La identificación de los factores que contribuyen a esta complicación es crucial para mejorar la gestión clínica de los pacientes con esta condición. La Simulación aplicando Dinámica de Fluidos Computacionales (CFD, por sus siglas en inglés *Computational Fluid Dynamics*) permite modelar y analizar patrones de comportamiento como: las fuerzas hemodinámicas presentadas dentro del aneurisma, como puede ser el esfuerzo cortante en la pared vascular, presión intraluminal y patrones de flujo sanguíneo. Estos parámetros son necesarios ya que permite identificar condiciones para predisponer a la progresión o la ruptura del aneurisma, basándonos en las técnicas de imagen médica y dinámica de fluidos es posible generar modelos personalizados basados en la anatomía de cada paciente, apoyando al análisis preciso de cada caso, buscando siempre implementar la medicina orientada al paciente y no generalizada.

El presente estudio se centra en el uso de la Dinámica de Fluidos Computacionales, con el uso de la plataforma SolidWorks eficaz para el análisis de los factores que podrían aumentar el riesgo de rotura, buscando un análisis predictivo que permita la toma de decisiones clínicas. Este enfoque innovador ofrece la posibilidad de modelar y simular la dinámica de fluido de la sangre, donde se puede observar la presión, velocidad y propiedades del fluido que ocurre dentro del aneurisma, proporcionando una comprensión más profunda con la finalidad de focalizar el punto de rotura del aneurisma conforme a su crecimiento.

2. FUNDAMENTOS TEÓRICOS

2.1. Aneurismas y su relevancia clínica

Un aneurisma es una dilatación localizada y patológica de la pared arterial que ocurre principalmente en las arterias del círculo de Willis [1]. Es decir, los aneurismas son dilataciones de las arterias causadas por un defecto en la pared del vaso sanguíneo. Esto provoca un aumento en el diámetro de la arteria y conlleva el riesgo de rotura y hemorragia. Los aneurismas pueden desarrollarse y crecer antes de causar síntomas; usualmente se detectan accidentalmente al realizar estudios de imagen. Su ruptura puede provocar una hemorragia subaracnoidea (HSA), evento asociado a altas tasas de mortalidad y discapacidad permanente [2]. La incidencia de aneurismas intracraneales no rotos se estima en alrededor del 3-5% de la población general, mientras que la tasa anual de ruptura oscila entre el 0.5% y el 1%, dependiendo de factores morfológicos, localización y condiciones clínicas del paciente [3].

La predicción del riesgo de ruptura es un desafío clínico importante. Actualmente, las decisiones terapéuticas se basan en criterios como el tamaño, la forma, la ubicación del aneurisma, así como en antecedentes personales o familiares de HSA [4]. Sin embargo, estos parámetros son limitados para predecir con precisión el comportamiento individual de cada lesión vascular.

2.2. Comportamiento del flujo sanguíneo

El flujo sanguíneo se define como el volumen de fluido que atraviesa un punto fijo por unidad de tiempo. En estudios recientes, se ha observado que la velocidad promedio del flujo en un aneurisma aórtico abdominal puede oscilar entre 10 y 20 cm/s, aunque estos valores presentan variaciones significativas. Diversas variables biológicas, como la edad, el sexo y la superficie corporal, influyen tanto en las dimensiones de la raíz aórtica como en la velocidad del flujo sanguíneo aórtico [5].

El comportamiento del flujo sanguíneo forma patrones dentro del vaso y pueden inducir fuerzas mecánicas sobre la pared arterial, especialmente el esfuerzo cortante en la pared puede clasificarse en dos tipos: laminar y turbulento. El flujo laminar se caracteriza por ser suave y organizado, ocurriendo en capas paralelas. En un tubo de diámetro uniforme, la velocidad máxima se encuentra en el centro de la corriente, mientras que la mínima se registra cerca de las paredes debido a las fuerzas de fricción [6].

Por el contrario, el flujo turbulento es desorganizado y caótico, caracterizado por variaciones rápidas en su magnitud y dirección, lo que genera un patrón irregular. Es importante mencionar que, en presencia de un aneurisma, el flujo sanguíneo puede dejar de ser laminar y volverse turbulento [7].

La evaluación del comportamiento del flujo sanguíneo en presencia de un aneurisma es esencial para identificar los riesgos asociados y diseñar estrategias de tratamiento más eficaces.

Las modificaciones en el flujo, como el cambio de un régimen laminar a uno turbulento y la formación de recirculaciones, influyen significativamente en la hemodinámica y en las tensiones que actúan sobre las paredes arteriales.

2.3. Tipos de aneurismas

Los aneurismas aórticos pueden clasificarse según su ubicación anatómica, mecanismo patogénico o características estructurales. Esta clasificación es fundamental para el diagnóstico clínico, el pronóstico y el modelado biomecánico mediante técnicas como la Dinámica de Fluidos Computacional (CFD) [8]. Los aneurismas presentan variaciones significativas en cuanto a su morfología, localización, etiología y riesgo clínico asociado, factores que influyen directamente en su comportamiento hemodinámico y en la estrategia de análisis computacional a aplicar.

a) Aneurisma aórtico torácico (ATA): Este tipo de aneurisma afecta la porción torácica de la aorta, pudiendo localizarse en la aorta ascendente, arco aórtico o aorta descendente torácica[9].

b) Aneurisma aórtico abdominal (AAA): Este tipo se localiza en la porción infradiafragmática de la aorta, típicamente entre las arterias renales y la bifurcación ilíaca. Es el más común de todos los aneurismas aórticos y suele estar vinculado a procesos ateroscleróticos [10], [11].

c) Aneurisma disecante: Este tipo se caracteriza por un desgarro en la capa íntima de la aorta, lo que permite el paso de sangre hacia la médula, formando un falso lumen. Puede extenderse longitudinalmente a lo largo de la aorta y comprometer ramas vasculares importantes [12], [13].

2.4. Dinámica de Fluidos Computacional (CFD)

La Dinámica de Fluidos Computacional (CFD) permite simular numéricamente el comportamiento del flujo sanguíneo dentro de geometrías vasculares complejas obtenidas mediante técnicas de imagen médica [16]. Esta metodología utiliza las ecuaciones de Navier-Stokes para modelar el flujo sanguíneo incompresible y viscoso, permitiendo calcular variables hemodinámicas críticas en regiones donde el riesgo de ruptura es elevado [17]. Para obtener la solución numérica de estas ecuaciones, es necesario discretizar las ecuaciones diferenciales en ecuaciones algebraicas, obteniéndose un sistema de ecuaciones de gran tamaño a resolver en cada instante de tiempo. En las simulaciones computacionales, como las realizadas con Solidworks Flow Simulation, se resuelven simultáneamente las ecuaciones del fluido y las de la estructura mediante métodos numéricos, como el método de elementos finitos y el método de volúmenes finitos [18].

La solución numérica de estas ecuaciones proporciona una aproximación a la velocidad del flujo sanguíneo, junto con la

presión, en el dominio donde se está realizando el modelado, por lo que se puede aproximar el comportamiento del flujo sanguíneo y la presión ejercida en las paredes de las arterias y del aneurisma, en cada instante de tiempo [19].

3. IMPLEMENTACIÓN

3.1. Diseño de los modelos

El desarrollo de modelos en este proyecto se orienta hacia la representación geométrica y funcional del AAA dentro de un entorno simulado. Este proceso incluye la creación de un modelo tridimensional que integra parámetros anatómicos reales con los ajustes necesarios para realizar análisis de CFD y simulación de FSI.

La metodología se apoyó en el uso de herramientas de CFD y FSI integradas en la plataforma SolidWorks Flow Simulation. Se desarrollaron modelos tridimensionales de la aorta abdominal, configurando los parámetros geométricos y de flujo.

La plataforma divide el dominio de estudio en una malla computacional que incluye:

- Celdas de fluido: donde se resuelven las ecuaciones de dinámica de fluidos, al calcular variables como la velocidad, presión y esfuerzos viscosos.
- Celdas de sólido: donde se resuelven las ecuaciones de mecánica de sólidos en la pared arterial, al calcular desplazamientos, tensiones y deformaciones.
- Celdas parciales: donde se representa la interfaz fluido-estructura, mediante la aplicación de las condiciones de frontera y se asegura la transferencia de información entre el fluido y la estructura.

Una representación de la celda parcial en el dominio fluido-estructura se muestra en la Figura 1, donde se ejemplifica la interacción entre el fluido y la pared arterial.

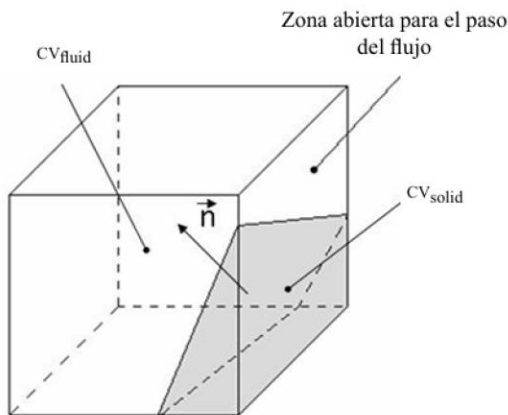


Figura 1. Celda en el dominio fluido-estructura.

3.2. Definición de los parámetros geométricos

Los parámetros geométricos principales como diámetro, longitud y ángulos fueron determinados a través de datos

anatómicos promedio [1]. En la Tabla 1 se muestran los valores utilizados para representar la aorta abdominal en condiciones normales.

Tabla 1. Parámetros geométricos iniciales para la aorta abdominal.

Parámetro	Valor	Descripción
l	65 mm	Longitud del segmento del aneurisma
ϕ_A	20 mm	Diámetro de la arteria infrarrenal
ϕ_B	60 mm	Diámetro máximo del aneurisma
ϕ_C	10-15 mm	Diámetro de las arterias ilíacas comunes
Ángulo de bifurcación	60°	Ángulo de bifurcación de las arterias ilíacas

3.3. Representación 2D

En la Figura 2 se presenta el plano 2D donde se observan las diferentes cotas de una aorta en su estado típico, tomando en consideración las medidas previamente establecidas en la Tabla

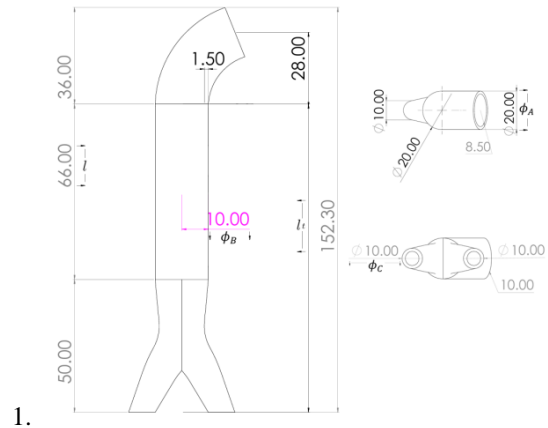


Figura 2. Plano 2D de la aorta abdominal

El diseño asegura una representación anatómica aproximada y permite realizar ajustes dinámicos mediante el uso de tablas de diseño en SolidWorks. Estas tablas facilitan la creación de múltiples configuraciones del modelo al variar parámetros como el diámetro máximo del aneurisma, el cual servirá de apoyo más adelante para visualizar las diferentes fases del AAA.

3.4. Simulación de la AAA

Para desarrollar el modelo de simulación del AAA, se habilita la opción de Flow Simulation en Solidworks, donde se especifica el tipo de fluido, el cual se define como laminar de tipo interno, incompresible y no Newtoniano. Se crean las tapas de sellado, las cuales son esenciales para la simulación, ya que establecen un entorno controlado donde las condiciones de frontera interactúan únicamente dentro del volumen del sólido. Esto previene la dispersión no controlada de los valores físicos

y permite un análisis preciso del comportamiento del flujo sanguíneo.

La velocidad de entrada definida para el flujo sanguíneo en el modelo fue de 0.28 m/s. Esta condición es fundamental para representar el comportamiento realista del flujo laminar interno en la simulación. Además, la presión estática establecida en el extremo de salida del modelo, se fija en 101,325 Pa, correspondientes a la presión atmosférica estándar, con el propósito de reproducir con precisión las condiciones reales del flujo sanguíneo en un entorno controlado. Estas condiciones son esenciales para asegurar que el comportamiento del flujo mantenga coherencia con las propiedades físicas esperadas en un sistema cerrado y no compresible.

3.5. Simulación de la AAA

El mallado consiste en subdividir un modelo geométrico en pequeñas partes llamadas elementos, que están conectados en puntos comunes llamados nodos. El objetivo del mallado es convertir un modelo continuo en una red discreta que pueda ser analizada numéricamente para predecir su comportamiento bajo diversas condiciones. En la Figura 3 se muestra como se realiza el mallado en un aneurisma típico en una arteria sin la presencia de aneurisma.

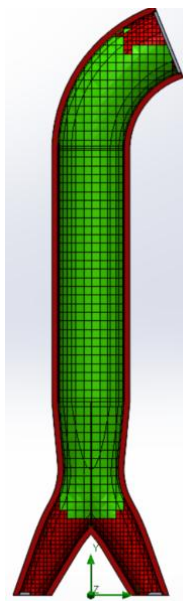


Figura 3. Mallado de un aneurisma típico

4. RESULTADOS

4.1. Simulación de flujo sanguíneo en aorta típica

La simulación se configuró para evaluar parámetros críticos como la velocidad del flujo y la presión. Los resultados obtenidos proporcionan una visión detallada de cómo el fluido interactúa con las superficies internas y externas del diseño.

La Figura 4 ilustra la variación de velocidad a lo largo de la aorta abdominal. En la entrada de la aorta, se registra una

velocidad inicial de 0.28 m/s. A medida que se avanza hacia el centro de la aorta abdominal, se observa una ligera reducción en la velocidad, evidenciada por el cambio de color en la escala correspondiente. En la región central de la aorta, la velocidad disminuye ligeramente debido al aumento del diámetro. Hacia las arterias ilíacas, la velocidad aumenta nuevamente, alcanzando valores cercanos a 0.50 m/s, dado el estrechamiento geométrico. El flujo es estable y no presenta recirculaciones ni turbulencias significativas, manteniendo una trayectoria uniforme y eficiente.

4.2. Simulación de flujo sanguíneo en aorta con aneurisma

En la fase 1 de AAA, el diámetro del aneurisma alcanza 30 mm, lo que introduce una ligera perturbación en el flujo. El flujo dentro del aneurisma disminuye significativamente en velocidad, cayendo por debajo de 0.15 m/s. Esto se debe al aumento en el área transversal en esta región, lo que redistribuye el flujo de manera más dispersa. Aunque las trayectorias siguen siendo mayoritariamente laminares, ya comienzan a aparecer pequeños patrones de recirculación en los bordes del aneurisma.

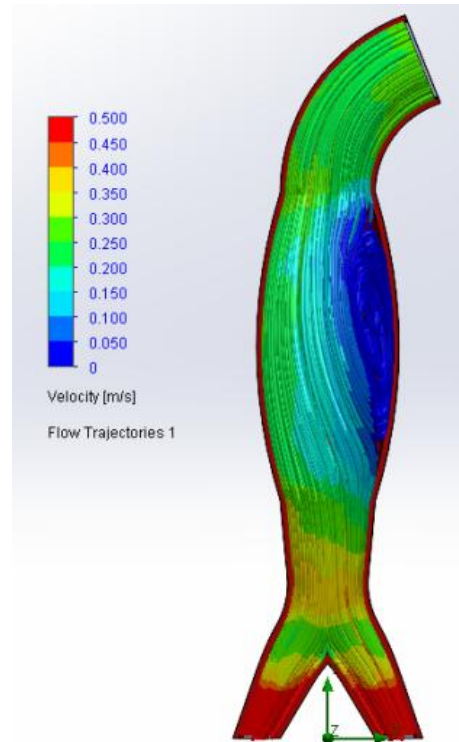


Figura 4. Simulación de flujo en la fase de crecimiento de un AAA de 30 mm.

En la fase 2, el aneurisma con un diámetro de 40mm, genera un impacto más pronunciado en el flujo. Las zonas centrales del aneurisma presentan velocidades mínimas, con valores cercanos a 0.1 m/s, acompañados de recirculaciones visibles

que dificultan el movimiento del fluido. Estas recirculaciones aumentan la resistencia al flujo y podrían favorecer la formación de trombos. En las salidas del aneurisma, la velocidad aumenta abruptamente, con trayectorias más caóticas que comienzan a alejarse del régimen laminar, generando gradientes de velocidad más pronunciados.

En la Fase 3, el aneurisma alcanza un diámetro de 50 mm y su impacto en el flujo se vuelve crítico. El flujo dentro del aneurisma presenta un comportamiento turbulento, con patrones de recirculación extensos que abarcan gran parte de su volumen interno. Las velocidades en el interior del aneurisma son notablemente bajas, inferiores a 0.1 m/s, lo que genera regiones de flujo estancado.

La fase 4, con un diámetro de 60 mm, representa la etapa más crítica del desarrollo del aneurisma. El flujo dentro del aneurisma adquiere un comportamiento turbulento, caracterizado por múltiples zonas de recirculación y velocidades muy bajas (menores a 0.05 m/s). Estas regiones de flujo lento favorecen la formación de trombos, aumentando el riesgo de complicaciones severas. En las salidas del aneurisma, la velocidad del flujo sanguíneo aumenta significativamente, superando los 0.5 m/s debido al estrechamiento geométrico. Este incremento genera gradientes de presión y tensión cortante en las paredes arteriales, aumentando significativamente el riesgo de rotura.

4.3. Simulación de presión en aorta con aneurisma

La simulación de presión proporciona información clave sobre cómo las fuerzas internas y externas interactúan con las paredes arteriales del aneurisma a medida que éste crece en tamaño. Las trayectorias de flujo son lineales, reflejando un flujo laminar ideal sin perturbaciones ni zonas de recirculación. Este comportamiento asegura un esfuerzo mínimo sobre las paredes arteriales, reduciendo el riesgo de daño estructural.

En la fase 1 con un diámetro de 30 mm, el diámetro de la aorta comienza a aumentar generando un aneurisma que conlleva un ligero cambio en la distribución de presión, como se muestra en la Figura 5. Se observa un incremento local de presión en las paredes laterales del aneurisma debido al ensanchamiento de la arteria. Este aumento, aunque moderado, marca el inicio de una mayor tensión estructural que puede evolucionar si el aneurisma continúa creciendo.

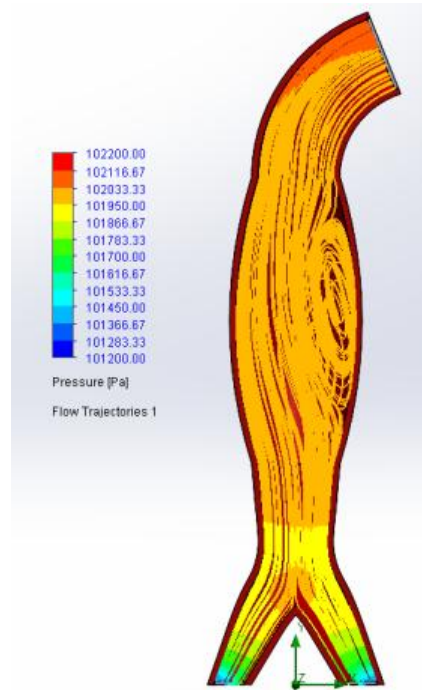


Figura 5. Simulación de presión en AAA en fase 1

En la fase más crítica del análisis, el diámetro del aneurisma alcanza los 60 mm, lo que provoca un incremento significativo de las tensiones en las paredes arteriales, como se muestra en la Figura 6. Estas tensiones se extienden hasta la región cercana a la bifurcación de las arterias ilíacas, donde se observa una zona de alta presión representada con color rojo. Este aumento localizado de la presión sugiere un mayor riesgo de ruptura en esa área.

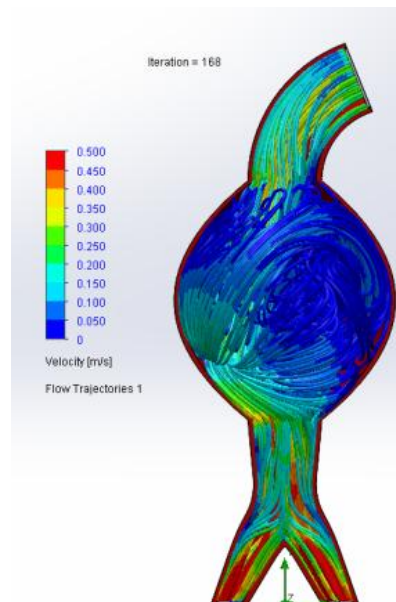


Figura 6. Simulación de presión en AAA en fase 4

Por otro lado, las zonas de baja presión se identifican en las arterias ilíacas, reflejadas en tonalidades amarillas y verdes. Este patrón de distribución de presión intensifica los gradientes de presión y la tensión cortante, lo que incrementa de manera exponencial la probabilidad de ruptura del aneurisma.

5. CONCLUSIONES

Los resultados permitieron identificar que el crecimiento del aneurisma, especialmente cuando el diámetro supera los 50 mm, genera alteraciones significativas en la distribución de presión y las tensiones mecánicas en la pared arterial. Estas alteraciones, caracterizadas por un incremento en los gradientes de presión y las tensiones de cizalla, elevan considerablemente la probabilidad de ruptura en las fases avanzadas de la patología.

El análisis mostró que las regiones cercanas a la bifurcación de las arterias ilíacas presentan una acumulación de tensiones y presión elevada, lo que sugiere que estas zonas son particularmente vulnerables a la rotura. Así mismo, la formación de patrones de flujo turbulento y la aparición de zonas de baja presión dentro del aneurisma pueden favorecer la formación de trombos, lo que añade un factor adicional de riesgo en la evolución de la enfermedad. Estos hallazgos refuerzan la importancia de un monitoreo continuo en pacientes con AAA, dado que los métodos convencionales de evaluación basados únicamente en el diámetro podrían no ser suficientes para predecir con precisión el riesgo de ruptura.

Desde una perspectiva metodológica, la implementación de modelos CFD y FSI proporcionó una visión detallada de los factores biomecánicos involucrados en la estabilidad del aneurisma. Sin embargo, es importante reconocer las limitaciones inherentes a los modelos computacionales, que dependen de las condiciones de contorno y los parámetros asumidos en la simulación. Para una evaluación más precisa, sería recomendable complementar estos estudios con datos clínicos y técnicas de validación experimental que permitan contrastar los resultados obtenidos.

6. REFERENCIAS

- [1] Rinkel, G. J., et al. (2023). Unruptured intracranial aneurysms: Natural history, clinical outcome, and risks of surgical and endovascular treatment. *The Lancet Neurology*, 22(4), 307–316.
- [2] Etmnan, N., et al. (2023). Worldwide incidence of aneurysmal subarachnoid hemorrhage according to region, time, and population size: A systematic review and meta-analysis. *Journal of Neurosurgery*, 139(2), 443–453.
- [3] Brinjikji, W., et al. (2023). Risk factors for rupture of intracranial aneurysms: A meta-analysis. *Neurosurgery*, 92(3), 451–460.
- [4] Morita, A., et al. (2023). The natural course of unruptured cerebral aneurysms in a Japanese cohort. *New England Journal of Medicine*, 389(5), 417–427.
- [5] M. Demir and E. Acartürk, "Clinical characteristics influence aortic root dimension and blood flow velocity in healthy subjects," **Angiology**, vol. 52, no. 7, pp. 457–461, Jul. 2001. doi: 10.1177/000331970105200703
- [6] A. Kalsi and N. Balani, **Physics for the Anaesthetic Viva**, Cambridge, U.K.: Cambridge University Press, 2016, pp. 27–28. doi: 10.1017/CBO9781316181515.013.
- [7] J. C. Alonso Galán, G. Benítez Padilla, J. Reyes Téllez Girón, B. Álvarez Agüero, A. Alcocer García, and G. D. León Cal y Mayor, "Descripción anatómica de un aneurisma de la aorta abdominal postmortem," *Rev. Fac. Med. (México)*, vol. 55, no. 1, pp. 29–33, 2012. Accessed: June 5, 2024. [Online]. Available: http://www.scielo.org.mx/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0026-17422012000100006&lng=es&tIng=es
- [8] M. D. Hope et al., "Imaging of thoracic aortic aneurysms," *Radiology*, vol. 95, no. 3, pp. 745–763, Apr. 2020.
- [9] F. J. Criado, "Endovascular repair of abdominal aortic aneurysms," *N. Engl. J. Med.*, vol. 383, no. 5, pp. 453–462, Jul. 2020.
- [10] L. Speicher et al., "Contemporary management of abdominal aortic aneurysm," *JAMA Surg.*, vol. 156, no. 2, pp. 181–189, Feb. 2021.
- [11] R. Erbel et al., "2023 ESC Guidelines for the diagnosis and treatment of aortic diseases," *Eur. Heart J.*, vol. 44, no. 38, pp. 3680–3730, Oct. 2023.
- [12] T. Suzuki et al., "Update on acute aortic syndrome," *Heart*, vol. 107, no. 11, pp. 873–881, Jun. 2021.
- [13] A. Evangelista et al., "Acute aortic syndromes: new advances in imaging and management," *Heart*, vol. 106, no. 16, pp. 1227–1236, Aug. 2020.
- [14] S. Trimarchi et al., "Type B aortic dissection: New insights from the International Registry of Acute Aortic Dissection (IRAD)," *JACC Cardiovasc. Imaging*, vol. 14, no. 1, pp. 131–142, Jan. 2021.
- [15] G. Jondeau et al., "Medical management of acute type B aortic dissection," *Eur. Heart J.*, vol. 42, no. 3, pp. 281–289, Jan. 2021.
- [16] D. A. Steinman and C. A. Taylor, "Flow imaging and computational modeling of the cardiovascular system: The role of CFD. Annual Review of Biomedical Engineering," vol. 24, pp. 287–315, Jun. 2022.
- [17] Fu, W., et al. (2023). Patient-specific CFD analysis of cerebral aneurysms: Challenges and opportunities. *Medical Engineering & Physics*, 113, 103746. <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2023.103746>.
- [18] N. L. Tun, M. Thuri, Minzino, and Z. Li, "Aerodynamic coefficients prediction for 122 mm rocket by using computational fluid dynamics, IOP Conference Series: Materials Science and Engineering," vol. 816, no. 1, p. 012010, 2020. [Online]. Available: <https://iopscience.iop.org/article/10.1088/1757-899X/816/1/012010/pdf>.
- [19] M.-G. Lizola-Gómez, F. A. Villalazo-Gómez, M.-M. Serrano-Ortega y A. Santillán-Ortiz, "Modelado de un aneurisma intracraneal mediante dinámica de fluidos computacional," *Revista ELECTRO*, vol. 45, pp. 221–224, Oct. 2023.