



# Simulación del flujo aórtico. Modelado y aplicación de Autodesk CFD 2024 usando dinámica de fluidos computacionales

José Ángel Pantoja Jiménez<sup>(1)</sup>, Agustín Torres Rodríguez<sup>(2)</sup>

## Resumen

En la búsqueda de una mejor comprensión sobre los procesos de flujo de sangre que se dan en la arteria aorta, mediante el uso de la técnica de la dinámica de fluidos computacionales, se simuló el flujo aórtico con el objetivo de estudiar y analizar algunos comportamientos hemodinámicos como son la velocidad, viscosidad, vorticidad e intensidad de la turbulencia principalmente en un paciente sano. Además, se analizaron algunas de las posibles implicaciones para la salud, como la presión ejercida en las paredes de la aorta y la aparición de aneurismas. Como primer intento se modeló una geometría de la aorta con la plataforma ONSHAPE con medidas promedio de pacientes sanos y se simuló la circulación sanguínea en estados estable y transitorio con el programa Autodesk CFD 2024. Se encontró que la velocidad de circulación de la sangre varía en un intervalo de 1.00-1.56 m/s en la raíz aórtica y en el arco aórtico 1.00-1.88 m/s. Se presentaron cambios de viscosidad desde 0.05 hasta 0.80 poises. También se visualizó una región a la cual se le denominó punto P ubicada entre el final del arco aórtico y la aorta descendente, el cual parece tener la función de desacelerar la sangre. La posible aparición de espacios vacíos temporales

a lo largo de la aorta entre cada latido del corazón promueve que la arteria trate de regular la velocidad de la sangre. En una segunda construcción del modelo tridimensional para un paciente sano se encontró una zona de la región baja del arco aórtico que presentó una velocidad promedio de 1.00 m/s y viscosidad de 0.05 poises, esta última probablemente de origen a la formación de aneurismas, por lo que deben ser estudiadas con técnicas modernas del diagnóstico con imágenes del interior del cuerpo humano.

**Palabras clave:** Aorta, dinámica de fluidos computacionales, circulación sanguínea, modelo computacional.

## Abstract

*In the search for a better understanding of the blood flow processes occurring in the aorta artery, using the computational fluid dynamics technique, aortic flow was simulated with the aim of studying and analyzing some hemodynamic behaviors such as velocity, viscosity, vorticity and turbulence intensity mainly in a healthy patient. In*

### Filiación institucional:

(1) Escuela Nacional Preparatoria Plantel 2 "Erasmus Castellanos Quinto", Universidad Nacional Autónoma de México.

(2) Posgrado de Ingeniería, Universidad Nacional Autónoma de México y del Tecnológico de Estudios Superiores de Ecatepec.

**Autor de correspondencia:** Agustín Torres Rodríguez | [agustin.torres@enp.unam.mx](mailto:agustin.torres@enp.unam.mx)



*addition, some of the possible health implications were analyzed, such as the pressure exerted on the aortic walls and the occurrence of aneurysms. As a first attempt, a geometry of the aorta was modeled with the ONSHAPE platform with average measurements of healthy patients and the blood circulation in steady and transient states was simulated with the Autodesk CFD 2024 program. Blood circulation velocity was found to vary in a range of 1.00-1.56 m/s in the aortic root and 1.00-1.88 m/s in the aortic arch. Viscosity changes were present from 0.05 to 0.80 poises. We also visualized a region called point P located between the end of the aortic arch and the descending aorta, which seems to have the function of decelerating the blood. The possible appearance of temporary empty spaces along the aorta between heartbeats encourages the artery to try to regulate the velocity of the blood. In a second construction of the three-dimensional model for a healthy patient, an area of the lower region of the aortic arch was found to have an average velocity of 1.00 m/s and viscosity of 0.05 poises, the latter probably giving rise to the formation of aneurysms, which should be studied with modern techniques of diagnostic imaging of the interior of the human body.*

**Keywords:** *Aorta, computational fluid dynamics, blood circulation, computational model.*

## Introducción

Debido a las altas tasas de mortandad por enfermedades cardiovasculares que presentan países como México se hace la necesidad de emplear técnicas como la dinámica de fluidos computacionales para apoyar su diagnóstico y prevención.

Autores como Numata et al. (2016) estudiaron a 6 pacientes cuyas edades eran de 41, 62, 65, 70, 75 y 80 años con el objetivo de evaluar la influencia del flujo sanguíneo en el arco torácico mediante la técnica de fluidos computacionales. Dentro de las

condiciones límite del programa ANSYS-FLUENT 16.0 simularon un gasto de 5.0 L/min, una densidad de 1 060 kg/m<sup>3</sup>, una viscosidad dinámica de 0.004 kg/ (m s), un número de Reynolds de 4 000 en el pico de la fase sistólica, un flujo turbulento y el modelo matemático de solución k-Epsilon RNG. En esta investigación los autores concluyeron que con estos parámetros hemodinámicos durante un ciclo cardíaco la aorta dilatada presentaba un flujo sanguíneo turbulento en sus partes proximal y distal, lo que provocaba un esfuerzo cortante en las paredes y un índice de cizallamiento oscilatorio en las arterias de cada paciente.

Uno año más tarde, Almanza-Ramírez y Escobar-Del Pozo (2017) mostraron interés en aplicar la técnica de la dinámica de fluidos computacionales (CFD por sus siglas en inglés) para construir representaciones informáticas del sistema cardiovascular tanto en la arteria coronaria de un paciente al cual se le colocó un Stent. Con ayuda de simulación numérica del elemento finito realizada con el programa ANSYS-FLUENT 14.5 obtuvieron valores de una velocidad máxima de 0.018 m/s y una presión máxima de 64 500 Pa.

Para el año 2020, Reid (2020) mencionó que la dinámica de fluidos computacional puede ser utilizada para evaluar algunos métodos de administración de fármacos, analizar flujos fisiológicos, facilitar la planificación de las intervenciones quirúrgicas como lo son el manejo de aneurismas intracraneales y desarrollar dispositivos médicos como los Stents y prótesis con válvulas. Reid (2020) también sugiere que debido a la complejidad de los flujos de fluidos en el cuerpo humano, se requiere un enfoque multidisciplinario integrado por ingenieros, licenciados en informática y matemáticos para desarrollar los programas necesarios que puedan resolver las ecuaciones matemáticas, diseñar las geometrías y analizar los resultados que puedan dar respuesta a esta complejidad. Reid (2020) hizo énfasis en que la dinámica de fluidos computacionales se está utilizando en las áreas de investigación de la medicina cardiovascular y de la medicina que trata el sistema respiratorio. También se está utilizando

en la investigación del líquido cefalorraquídeo, articulaciones sinoviales y líquido intracelular. Además, Reid (2020) realizó la siguiente conclusión que de manera textual indica lo siguiente.

*“Por lo tanto, los usuarios de CFD pueden optar por estudiar una geometría simplificada inicialmente para probar un enfoque o una hipótesis antes de progresar a una simulación más compleja o realista”.*

Este autor también indica que en una simulación la sangre puede ser considerada como un fluido no newtoniano para el caso de los tubos capilares y para la arteria aorta que es un vaso más grande, se puede asumir que la sangre es newtoniana debido a su tamaño y al mínimo impacto que tienen los esfuerzos cortantes contra la pared de la arteria.

Para el año 2021, Nápoles et al. (2021) muestran en la Tabla 1 las medidas telesistólicas (TS) y telediastólicas (TD) de la arteria aorta ( $A_o$ ) según el sexo.

Nápoles et al. (2021) al medir la arteria aorta en grupos de edad menores a 40 años, entre 40 y 60 años y mayores a 60 años afirman de manera textual lo siguiente.

*“La variación de los diámetros aórticos de cualquiera de los segmentos estudiados aumenta*

*proporcionalmente con la edad, y se encontró una diferencia significativa en cuanto a los diámetros de la aorta ascendente y descendente”.*

En el año 2022, Rigatelli et al. (2022) afirmaron que mediante el uso de datos aportados por estudios de imagenología como la tomografía computarizada, resonancia magnética, ecografía 3D/4D y la técnica de la dinámica de fluidos computacionales se pueden construir modelos de circulación de cardiopatías en las arterias coronarias, cortocircuitos interauriculares, coartación de la aorta y la válvula aórtica bicúspide, tetralogía de Fallot y corazón ventricular, cardiopatía valvular y la enfermedad aórtica. Estos autores mencionan que la técnica de simulación computacional puede representar diferentes tipos de intervenciones quirúrgicas y adaptar el tratamiento a las necesidades propias del paciente. Los autores concluyen que se debe impulsar la integración de la técnica de fluidos computacionales con los estudios de imagenología para que el diagnóstico de la enfermedad y su tratamiento sea mucho más eficaz.

Un año después, Duronio y Di Mascio (2023) realizaron un estudio de la aorta de dos pacientes masculinos de entre 8 y 23 años de edad con el programa de dinámica de fluidos computacionales OPENFOAM C++ y la tomografía computarizada para crear los modelos tridimensionales. Los

**Tabla 1.** Valores medios de aorta según sexo.

Medidas en eje corto (mm)	Masculino	Femenino
Diámetro TD de raíz $A_o$	31.51	29.62
Área TD de raíz $A_o$ (mm <sup>2</sup> )	93.27	75.45
Diámetro TD de $A_o$ ascendente	30.49	29.22
Diámetro TS de $A_o$ ascendente	31.84	30.24
Diámetro TD de $A_o$ descendente	23.27	22.13
Diámetro TS de $A_o$ descendente	34.04	21.55

**Tabla 1.** Valores medios de aorta según sexo. **Fuente:** Nápoles et al. (2021).



modelos tridimensionales fueron discretizados para una arteria sana y una arteria enferma con el programa HexMesh de OpenFoam. El programa computacional de simulación fue programado con un gasto pico de  $0.00022 \text{ m}^3/\text{s}$  para un paciente sano y  $0.00031 \text{ m}^3/\text{s}$  para un paciente enfermo en la fase sistólica. Dentro de los resultados que arrojó el programa de simulación OpenFoam fue una presión absoluta pico de 16.65 kPa, una velocidad pico de  $0.945 \text{ m/s}$  y una vorticidad de entre 150 y  $200 \text{ s}^{-1}$  para un paciente sano en la fase sistólica. Para el caso de que el paciente presente una aorta aneurismática la velocidad osciló entre  $0.20$  y  $0.60 \text{ m/s}$ , la vorticidad fue de entre 50 y  $100 \text{ s}^{-1}$ , y una presión relativa estuvo entre  $-500$  y  $-200 \text{ Pa}$ .

Al mismo tiempo, Tiziana di Gioia et al. (2023) dividieron la aorta torácica en la raíz aórtica, la aorta ascendente, el arco y la aorta descendente. Estos autores describen que la raíz aórtica va desde el anillo hasta la unión sino-tubular y también comprende los senos de Valsalva, con las cúspides aórticas, los orígenes coronarios y triángulos intercuspídeos. Además, la aorta ascendente abarca desde la unión sino - tubular hasta aproximadamente el nivel de la cuarta vértebra torácica y arco aórtico, que se encuentra entre la arteria braquiocefálica y el istmo, distal al origen de la arteria subclavia izquierda, y da origen a las arterias braquiocefálica, carótida común izquierda y subclavia izquierda. Y agregan que la aorta descendente nace en la arteria subclavia izquierda que consta de una parte torácica y otra abdominal. Definieron al aneurisma aórtico torácico como un crecimiento permanente de 1.5 veces su tamaño normal que se localiza en la aorta y que afectaba todas las capas que la conforman. Finalmente, concluyeron que la reprogramación metabólica es la causa común del desarrollo y crecimiento del aneurisma aórtico.

Fernández San José (2024) realizó en el año 2024 un trabajo de investigación sobre el flujo hemodinámico de dos arterias aortas, una de un paciente sano y otra de un paciente con estenosis aórtica. Para ello realizó 5 simulaciones en un periodo de tiempo de 24 horas con el programa ANSYS Fluent variando las velocidades tangencial y axial.

Con la herramienta computacional también analizó la viscosidad y el esfuerzo cortante en las paredes. Las conclusiones a las que llegó en su investigación fueron las siguientes.

1. La helicidad varió en 1.5% para la aorta sana y de un 1.2% para la patológica por lo que la aparición de vórtices es poco probable.
2. El cambio de la viscosidad fue del 0.18% para la aorta sana y de un 1.71% para la patológica.
3. Con el incremento de la velocidad tangencial con respecto a la axial, la probabilidad de formación de vórtices aumenta.
4. El área de la válvula aórtica al ser reducida por calcificaciones provoca un aumento de la velocidad del flujo sanguíneo produciendo flujo turbulento que da origen a la formación de vórtices. Esto afecta la hemodinámica de la sangre que a su vez contribuye a la aparición de complicaciones cardiovasculares.

En el mismo año, Jujjavarapu et al. (2024) indicaron que la técnica computacional sirve para mejorar la evaluación diagnóstica dentro de la medicina cardiovascular y el diseño de dispositivos que pronostican reacciones fisiológicas. También sirve para calcular los parámetros hemodinámicos que no se pueden medir. Estos autores también señalaron que esta técnica se utiliza para investigar el funcionamiento de válvulas, arterias y ventrículos del corazón y parámetros hemodinámicos como velocidad, presión y esfuerzos cortantes en las paredes para evaluar la respuesta de la sangre a la estenosis aórtica grave.

El objetivo de la presente investigación es analizar el comportamiento del flujo de sangre en la arteria aorta incluyendo parámetros como la velocidad, viscosidad, vorticidad e intensidad de la turbulencia ejercida por parte de la técnica de dinámica de fluidos computacional tanto en pacientes sanos y como método de diagnóstico para detectar posibles efectos patológicos. Finalmente, se sugiere la posibilidad de combinar la técnica CFD y con algunos estudios clínicos modernos para identificar y analizar determinadas enfermedades de forma más precisa y acordes con la realidad.

## Metodología

La metodología empleada en esta investigación se resume en la Figura 1. Como primer paso se buscó información en diferentes fuentes hemerográficas, bibliográficas y electrónicas, con las dimensiones consultadas se construyó un modelo tridimensional de la arteria con el programa ONSHAPE y Autodesk CFD 2024, y se realizaron dos simulaciones de flujo sanguíneo. En la primera, las condiciones del fluido como temperatura, viscosidad dinámica, densidad, gasto, presión y velocidad no cambian con el tiempo (estado estable); en la segunda, se sometió a un análisis de flujo con variación del tiempo (estado transitorio). Para ello se programó un tamaño de paso de 1/20 del tiempo requerido que ocupa una partícula del fluido sanguíneo para atravesar la aorta. Los resultados e imágenes de estas simulaciones sirvieron para analizar los dos comportamientos y establecer una comparación principalmente en el arco aórtico. Posteriormente, se estableció una hipótesis tratando de explicar estos comportamientos y se

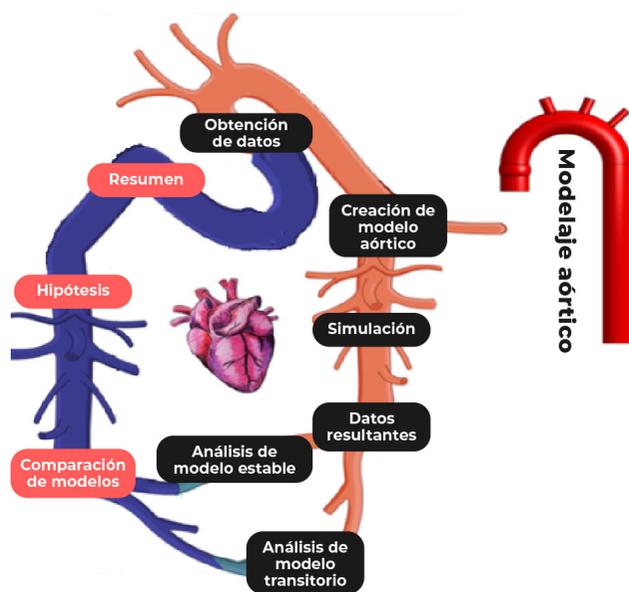


Figura 1. Esquema metodológico de la investigación.  
Fuente: elaboración propia.

buscó información en la literatura para modificar la geometría del modelo y correr dos nuevas simulaciones para soportar la hipótesis, afinar la experimentación computacional y los resultados. Finalmente, se analizaron las simulaciones y se emitieron conclusiones.

### Pasos de la metodología

El primer paso consistió en la realización de un modelo en la plataforma ONSHAPE, hacer dos simulaciones en estado estable y estado transitorio para flujo turbulento con el programa Autodesk CFD 2024. Con las medidas promedio de la arteria aorta se simuló el comportamiento dentro de la arteria aorta, como la velocidad del flujo de sangre, temperatura, viscosidad dinámica y posibles turbulencias.

## Dinámica de fluidos computacionales aplicada a la arteria aorta y sus ramificaciones

Partiendo de la definición de CFD esta es una técnica que utiliza simulaciones por computadora para analizar sistemas que involucran flujo de fluidos, transferencia de calor y fenómenos asociados (por ejemplo: reacciones químicas, presiones, velocidades). La técnica CFD es adecuada para una amplia gama de aplicaciones industriales y no industriales, incluidas la aerodinámica de aeronaves y automóviles, hidrodinámica de barcos, meteorología e ingeniería biomédica, entre otras. En la hemodinámica de la CFD se utiliza generalmente para analizar los patrones de flujo sanguíneo dentro del corazón y los vasos al considerar los principios que gobiernan el flujo de sangre y presión en el sistema vascular. Los efectos biológicos como la autorregulación, la curación y el crecimiento rara vez se modelan.

La Tabla 2 muestra las medidas de la arteria aorta torácica, los valores utilizados en las dos últimas iteraciones para simular el movimiento de la sangre dentro de la arteria aorta fueron: velocidad de la sangre a la entrada de la arteria de 1.00 m/s;

**Tabla 2.** Medidas de la aorta torácica.

	Medición	Tolerancia	Unidades
Anillo aórtico	2.02	± 0.22	cm
Senos de Valsalva	2.91	± 0.40	cm
Unión sino-tubular	2.57	± 0.37	cm
Aorta ascendente proximal	2.74	± 0.38	cm
Arco aórtico	2.35	± 0.35	cm
Aorta descendente proximal	1.97	± 0.34	cm
Diámetro de las venas subclavias	0.7 - 1.0	-	cm
Diámetro de la arteria carótida derecha en hombres	6.50	±0.70	mm
Diámetro de la arteria carótida derecha en mujeres	6.20	±0.70	mm
Diámetro de la arteria carótida izquierda en hombres	6.50	±0.70	mm
Diámetro de la arteria carótida izquierda en mujeres	6.00	±0.70	mm
Diámetro exterior del tronco braquicefálico máximo en hombres	20.87	-	mm
Diámetro exterior del tronco braquicefálico máximo en mujeres	17.51	-	mm

**Tabla 2.** Medidas de la aorta torácica. **Fuente:** Carrero et al. (2020), Robb et al. (2022), Ojaare MG et al. (2021) y Zhao et al. (2023).

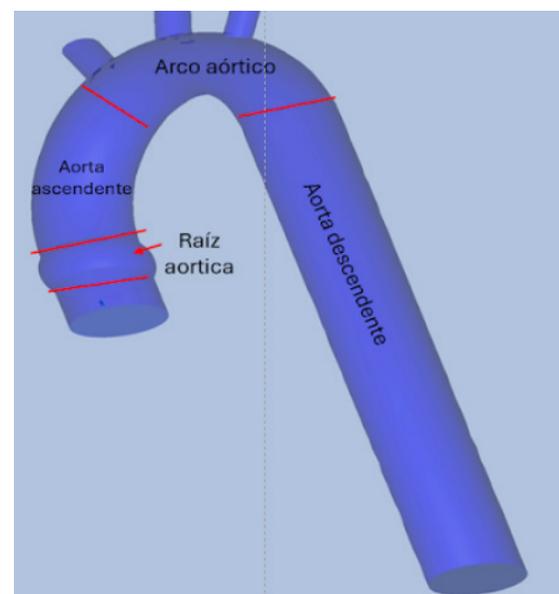
presión de entrada 120 mm de columna de Hg; y en la salida 0.945 m/s y una presión de 90 mm de columna de Hg. La temperatura promedio programada de la sangre fue de 36.75 °C y la viscosidad dinámica de 0.0035 kg/ (m s).

### Construcción de modelo computacional

La Figura 2 muestra a la aorta dividida en sus cuatro partes: raíz aortica, aorta ascendente, arco aórtico y aorta descendente. Las últimas tres partes se consideró en principio un diámetro interior inicial de 2.50 cm y la raíz aórtica fue dimensionada con un diámetro interior de 3.50 cm en su parte más ancha.

### Descripción del modelo matemático

En esta investigación se utilizó el modelo de turbulencia K-Epsilon debido a que es ideal para predecir el comportamiento del flujo en regiones



**Figura 1.** Modelo aórtico seccionado en 4 partes. **Fuente:** elaboración propia.

que están lejos de la pared. El modelo matemático calcula con la ecuación de viscosidad de Foucault, utilizada para estimar las tensiones de Reynolds. El modelo está compuesto por dos ecuaciones para calcular la energía cinética turbulenta (k) y la razón de disipación turbulenta (E).

La ecuación de transporte para la energía cinética turbulenta viene dada por la Ecuación 1.

$$\frac{\partial(\rho k)}{\partial t} + \frac{\partial(\rho U_i k)}{\partial x_i} = \frac{\partial}{\partial x_i} \left[ \mu + \frac{\mu_t}{\sigma_k} \frac{\partial k}{\partial x_i} \right] + P_k + P_b - \rho \epsilon + S_k \dots (1)$$

Ecuación 1. Transporte para la energía cinética turbulenta.

$$\frac{\partial(\rho \epsilon)}{\partial t} + \frac{\partial(\rho U_i \epsilon)}{\partial x_i} = \frac{\partial}{\partial x_j} \left[ \left( \mu + \frac{\mu_t}{\sigma_\epsilon} \right) \frac{\partial \epsilon}{\partial x_j} \right] + C_1 \frac{\epsilon}{k} (P_k + C_3 P_b) - C_2 \rho \frac{\epsilon^2}{k} + S_\epsilon \dots (2)$$

Ecuación 2. Transporte para la tasa de disipación turbulenta.

Dónde

$P_k$  = producción de energía cinética turbulenta (ECT)

debido al cizallamiento de la velocidad media,

$P_b$  = producción de ECT debido a la flotabilidad

$S_k$  = fuente definida por el usuario

$\sigma_k$  = número de Prandtl turbulento para k.

La ecuación de transporte para la tasa de disipación turbulenta viene dada por la Ecuación 2.

Dónde

$C_1, C_2, C_3$  y  $C_\mu$  son coeficientes del modelo que varían dentro de K-E

Modelos de turbulencia

$S_\epsilon$  = fuente definida por el usuario

$\sigma_\epsilon$  = número de Prandtl turbulento para E.

### Descripción del punto P

La Figura 3 muestra un modelo hipotético de donde estarían estos vacíos y su funcionamiento con sus respectivas fuerzas que afectan a la sangre.

La sangre al entrar al punto P no solo disminuye su velocidad si no que retorna en una parte, es decir no solo desacelera sino que regresa, posteriormente a esto la sangre vuelve a bajar de forma más ordenada y estable, pero baja con flujo turbulento, rozando la pared interior y estabilizándose en un flujo transitorio.

Los procesos que hay en el punto P se deben a la creación de espacios entre cada latido es decir

la creación de vacíos en la arteria aorta, hay 2 vacíos entre cada latido uno ubicado en la raíz aórtica y otro en el punto P, estos vacíos ejercen una presión sobre la sangre y las paredes de la aorta, debido a

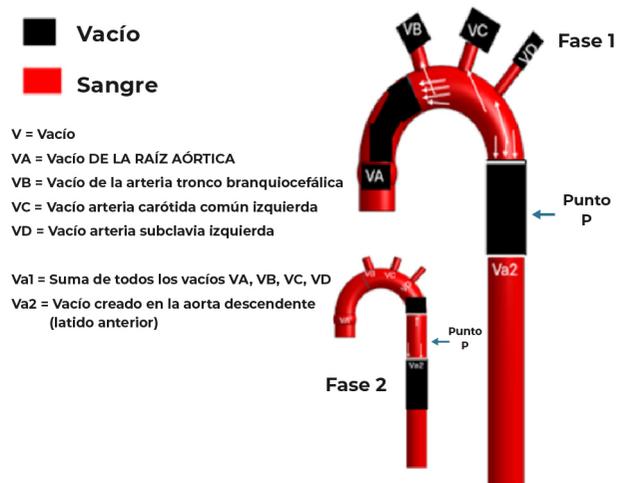


Figura 3. Ubicación y funcionamiento hipotético de los vacíos en la aorta con fuerzas generadas por los vacíos en la fase 1 y 2.

Fuente: elaboración propia.

que el vacío creado en la raíz aórtica es mayor que el del punto P, la sangre regresará para intentar cubrir el vacío, por lo que, ese retorno de sangre antes de que el corazón lata una vez más llenará ese vacío, empujando de nuevo la sangre y haciendo que se formen vórtices de sangre en el punto P. El espacio vacío creado en la raíz aórtica es de mayor tamaño que el espacio en la región descendente de la aorta, ya que el diámetro interior de la raíz aórtica es de 3.50 cm y el diámetro interior de la aorta descendente es de 2.50 cm, agregado a esto hay que sumarle el vacío creado en las arterias salientes de la aorta que son las arterias del tronco braquiocefálico, arteria carótida común izquierda y arteria subclavia izquierda. Los procesos que hay en el punto P se pueden deber a la creación de espacios entre cada latido, lo que provoca que la arteria no está siempre irrigada al 100 %. Otra posible causa quizás se deba a que en la sección del arco aórtico se presenta flujo turbulento.

### Hipótesis matemática del funcionamiento de los vacíos

Considerando  $V_{a_1} > V_{a_2}$

tenemos  $V_{a_1} - V_{a_2} = -F$

donde  $-F$  = Fuerza negativa de absorción (desaceleración o retorno de la sangre).

### Comportamiento en flujo transitorio

El fluido transitorio es aquel fluido que sus condiciones como la presión y velocidad cambian con el tiempo como puede ser debido al cierre o apertura de una válvula, es decir, es un fluido que puede tener perturbaciones. Con la herramienta del programa para el trazado de líneas de flujo, en color rojo se representa el flujo con los valores más altos y en color azul los de menor magnitud.

La Figura 4 muestra los resultados obtenidos de la simulación del flujo de sangre en la arteria aorta en estado transitorio. En esta figura se ilustra una gran turbulencia en el arco aórtico y se aprecia que mientras más velocidad tenga la sangre más cerca del color rojo esta y mientras más baja sea

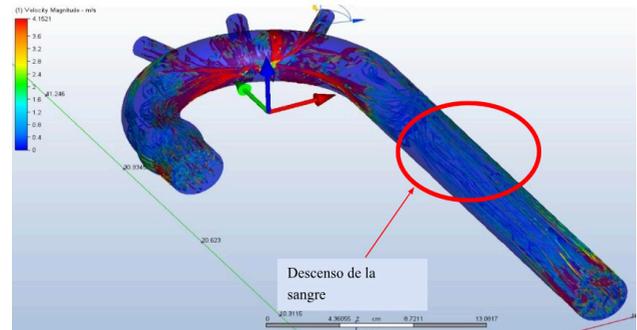


Figura 4. Simulación del flujo sanguíneo dentro de la arteria aorta en estado transitorio. Fuente: elaboración propia.

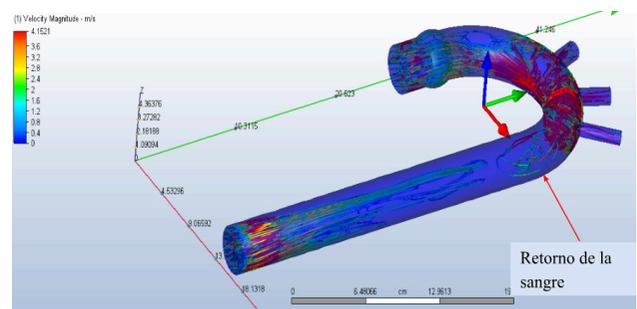


Figura 5. Simulación del flujo sanguíneo que muestra líneas de flujo de la sangre. Fuente: elaboración propia.

más cerca del color azul esta. También se muestra el incremento de la turbulencia en la sangre en las zonas marcadas dentro del círculo en color rojo.

En la Figura 5 se ilustra una gran velocidad de la sangre al final del arco aórtico, seguido de una disminución de velocidad a casi 0, posteriormente hay un ligero aumento de velocidad de entre 1.60 m/s y 2.00 m/s para que súbitamente descienda a 1.00 m/s. También se observa un retorno de la sangre hacia el arco aórtico.

### Descripción del comportamiento hemodinámico

#### Descripción del comportamiento dinámico de la sangre

Como se puede observar, el fluido en el modelo transitorio es muy distinto al de estado estable, cuando la sangre sale del corazón su

velocidad varía desde 0.40 m/s hasta 4.00 m/s, en la raíz aortica, se estabiliza y disminuye a un valor de entre 0.40 m/s y 2.40 m/s. A medida que va subiendo por la arteria ascendente y se acerca al arco aórtico se empiezan a formar turbulencias en el flujo sanguíneo, y a aumentar su velocidad hasta aproximadamente 3.80 m/s en el centro del arco aórtico, la turbulencia es tal que hace que la sangre se regrese un poco, pero lo suficiente para proporcionar una parte de la alimentación de la arteria del tronco braquiocefálico, arteria carótida común izquierda y arteria subclavia izquierda, es decir todas sus ramas (superiores) como se observa en las Figuras 4 y 5.

Posteriormente a medida que la sangre se dirige a la aorta descendente la velocidad va disminuyendo hasta los 3.60 m/s en las líneas de flujo que friccionan con la parte interior de la arteria. En la otra parte de las líneas de flujo de la parte final de la aorta descendente, la velocidad disminuye drásticamente hasta alcanzar un valor aproximado de 0.40 m/s como se muestra en la Figura 4.

### Estudio del comportamiento dinámico de las ramificaciones de la arteria aorta

El comportamiento del flujo sanguíneo de la sangre en las arterias carótida derecha, carótida izquierda y subclavia izquierda se caracteriza por ser predominantemente turbulento.

De acuerdo con las Figuras 4 y 5 la simulación de la circulación sanguínea muestra que las arterias del tronco braquiocefálico, carótida común izquierda y subclavia izquierda presentan un comportamiento muy similar donde la velocidad de la sangre es de aproximadamente 4.00 m/s. Posiblemente esto se deba a que las 3 arterias llevan sangre a la parte superior del cuerpo, ya sea a los brazos como a la cabeza. También se muestra la irrigación de las ramificaciones de la arteria aorta, las cuales debido a la gran turbulencia que hay en el arco aórtico crea un flujo que irriga a las ramificaciones de la aorta con una forma que asemeja a una W.

### Simulación de la circulación sanguínea en estado estable

El comportamiento de la circulación sanguínea en la aorta en estado estable presenta una velocidad de 1.50 m/s en la raíz aórtica, la velocidad disminuye a 1.20 m/s debido al ensanchamiento del conducto. Esto se puede observar en la parte inferior de la Figura 6. Durante el trayecto al arco aórtico la velocidad de la sangre va disminuyendo hasta un valor aproximado de 0.80 m/s.

La arteria del tronco braquiocefálico, carótida común izquierda y subclavia izquierda presentan una velocidad aproximada de 0.8 m/s. En la misma figura 6 se observa que la circulación de la sangre no presenta turbulencias y no tiene picos de velocidad muy altos en comparación con el modelo transitorio. Se ha observado que la viscosidad experimenta una variación en la zona en color verde de 0.04 poises y en la zona de color azul cielo de 0.02 poises.

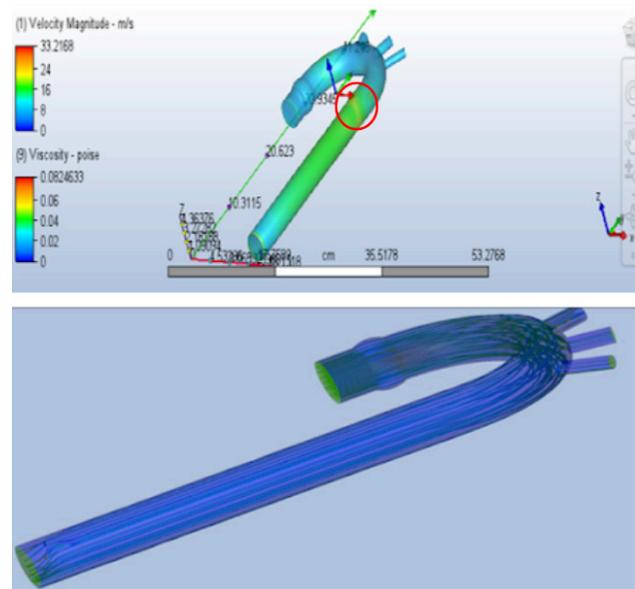


Figura 6. Simulación del flujo de sangre en la arteria aorta en estado estable. Fuente: elaboración propia.

Un nuevo modelo tridimensional fue realizado con los datos de las Tablas 1 y 2, y con los datos investigados en la literatura para un paciente sano (sección 3). Los resultados de dos nuevas

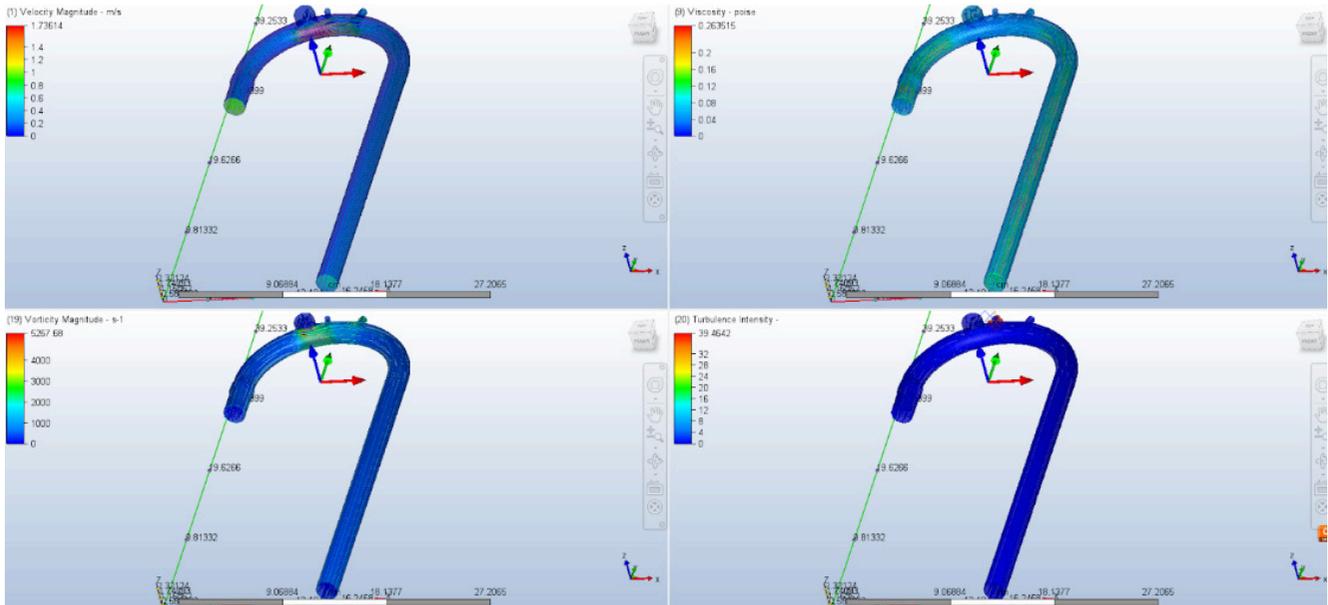


Figura 7(a). Simulación de velocidad, viscosidad, vorticidad e intensidad de turbulencia de la arteria aorta para flujo turbulento en (a) estado estable. Fuente: elaboración propia.

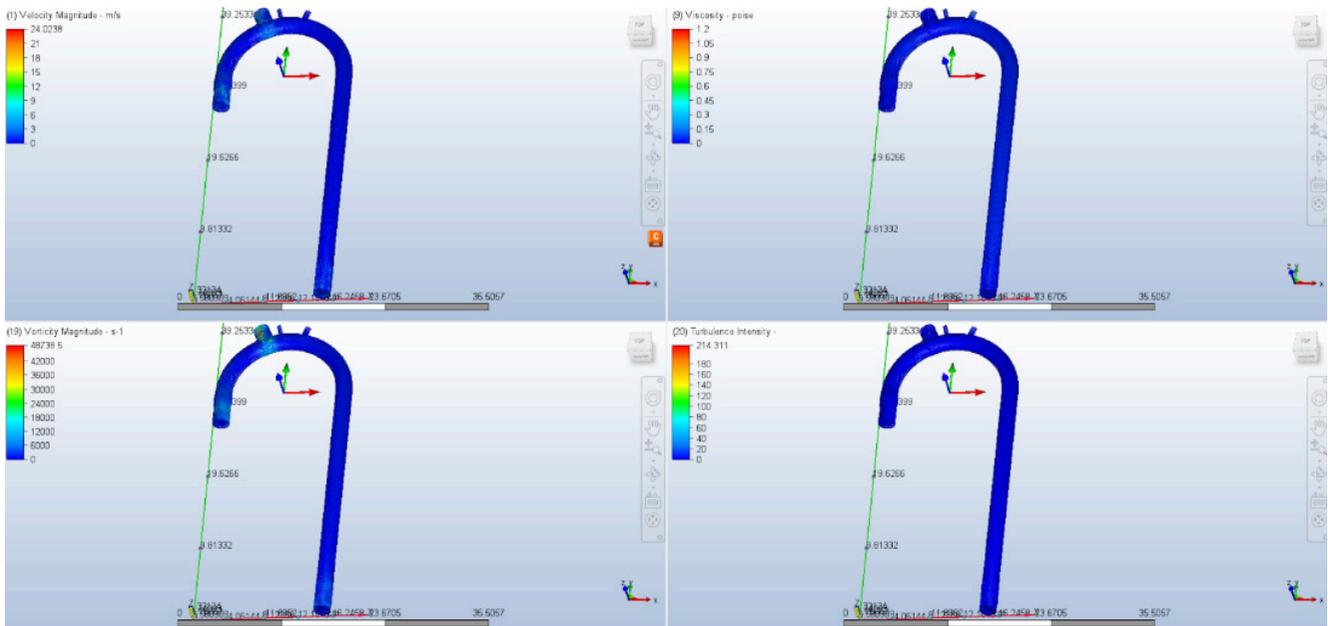


Figura 7(b). Simulación de velocidad, viscosidad, vorticidad e intensidad de turbulencia de la arteria aorta para flujo turbulento en (b) estado transitorio. Fuente: elaboración propia.

simulaciones son mostrados para flujo turbulento en estado estable en la Figura 7(a) y en estado transitorio en la Figura 7(b).

## Análisis de resultados

### Comparación de los dos estados simulados

En los resultados de las dos simulaciones anteriores se puede ver que en el estado estable la velocidad promedio en la mayor parte de la arteria es



de 0.40 m/s excepto en la parte inicial del arco aórtico que presentó un valor de velocidad aproximado de 1.50 m/s. La viscosidad resultante para esta parte de la aorta fue de 0.08 poises y para las demás secciones fue de 0.12 poises. La vorticidad también se presentó de manera muy marcada en el tronco braquiocefálico, por lo que, es importante hacer un análisis más profundo de esta sección. La Figura 6 también muestra los resultados obtenidos de la simulación del flujo sanguíneo en estado estable, donde se logra observar que la viscosidad de la sangre durante su viaje en la arteria cambia durante su trayecto, el punto donde tiene menor viscosidad es en el arco aórtico debido a que la sangre es un líquido no newtoniano, también se muestra que a la altura de la raíz aórtica hay un aumento de viscosidad que asciende a un valor de 0.5 pascales y que coincide con una disminución de la velocidad.

Para el caso de flujo sanguíneo en estado transitorio [Figura 7(b)] la velocidad se acerca al valor de 1.00 m/s, la viscosidad tiene un valor de 0.05 poises, la vorticidad (excepto en el tronco braquicefálico)  $300 \text{ s}^{-1}$  y la intensidad de la turbulencia es de aproximadamente 10. Para la zona de la raíz aórtica la velocidad pasa de 1.00 m/s a 1.56 m/s y regresa al valor de 1.00 m/s y al inicio del arco aórtico pasa de 1.00 m/s a 1.88 m/s para finalmente pasar de 1.88 m/s a 1.00 m/s. La viscosidad pasa en la entrada de la raíz aórtica de 0.05 poises a 0.5 poises y en la salida de 0.5 poises a 0.05 poises. Para el caso del arco aórtico y en la intersección con el tronco braquicefálico se tiene una intensa turbulencia que en promedio presenta una viscosidad de 0.8 poises.

### **Análisis del punto P**

En este apartado se analiza el reflujó de la sangre y su descenso en forma de turbulenta. A la región en donde sucede esto se le denominara punto P, esta región se observa en la Figura 3.

El punto P es la región posterior al arco aórtico donde la sangre se encuentra en un estado de turbulencia máxima y al llegar al punto P se estabiliza casi por completo y obtiene una velocidad constante, el cual, se encuentra ubicado inmediatamente al final del arco aórtico aproximadamente.

En el modelo estable de la última simulación, primero se presenta un aumento de viscosidad en el arco aórtico pasando de 0.08 poises a 0.12 poises y al final de esta sección disminuye de 0.12 poises a 0.08 poises. Para el caso de la velocidad esta aumenta de 1.00 m/s a 1.50 m/s en la entrada del arco aórtico y vuelve a descender a 1.00 m/s. Ese cambio de viscosidad indica un cambio de comportamiento, sin embargo, ¿ese cambio se debe a la disminución de la velocidad de la sangre o al retroceso de esta?

Siguiendo a la hipótesis del punto P se debe a que el retorno de la sangre disminuye su velocidad porque las líneas de flujo de sangre chocan con el vórtice generado.

### **Posible relación con otras enfermedades**

En el trabajo de Waihrich et al. (2017) se encontró lo siguiente: el comportamiento hemodinámico se puede deber al pulso denominado golpe de ariete, al esfuerzo cortante paralelo causado por la viscosidad sanguínea, la fricción entre la sangre y la pared arterial parece estar relacionado con el origen y desarrollo de los aneurismas. Las regiones con fricciones y viscosidades son más propensas a padecer aneurismas. Unido a esto y lo dicho por Vega et al. (2014) que mencionaron de manera textual que "De todos los Aneurismas de la Aorta Torácica (AAT), los que comprometen la aorta ascendente son los más frecuentes (50%), seguidos por la aorta descendente (40%) y el arco aórtico (10 %). Alrededor de un 25% de los pacientes que presentan grandes AAT son portadores, además, de aneurismas abdominales".

Siguiendo la hipótesis del punto P las áreas con una mayor fricción o esfuerzo producido por los vacíos son: la aorta ascendente más específicamente la raíz aórtica, la intersección del arco aórtico con el tronco braquicefálico y la aorta descendente a partir del punto P.

Las aneurismas a nivel de la aorta descendente son más frecuentes cerca del inicio de la aorta descendente, es decir en el punto P o cerca de él. También se observa que las aneurismas a nivel de la arteria ascendente son más comunes en la raíz aórtica, es decir es en lugar donde se ejercería el vacío VA.



Estos puntos presentan un mayor esfuerzo debido a que la raíz aórtica es una sección que provoca el efecto en el punto P y debido a que la viscosidad de la sangre aumenta en esa región. Factores como la edad y la aterosclerosis, friccionan con la parte interior de la arteria en estas zonas volviéndolas más propensas a generar aneurismas.

La aterosclerosis provoca un estrechamiento (estenosis) de las arterias, es una enfermedad que se caracteriza por el desarrollo de múltiples lesiones focales llamadas placas de ateroma en la pared de la aorta y las arterias de mediano y gran calibre, estas pueden romperse o ulcerarse.

El ensanchamiento de las paredes hace que estas tengan una forma anormal parecida a una V o un semicírculo. La forma más fácil de separar esta formación estática es que una fuerza la abra por la parte de atrás, ya que si fuera por enfrente esta compactaría y la puede hacer más resistente.

### Formas de normalizar el flujo turbulento

Los fluidos no newtonianos son aquellos que se caracterizan por presentar una viscosidad constante independiente de la tensión. La sangre es considerada como un fluido no newtoniano, lo que significa que su viscosidad disminuye cuando el esfuerzo cortante aumenta.

Algunas de las formas de normalizar un fluido turbulento no newtoniano (como la sangre) son: reducir la velocidad del fluido, tener un conducto grande, vueltas suaves, aumentar la viscosidad del fluido, válvulas de presión, es decir un conjunto de estrategias para poder regularlo. El cuerpo al necesitar un fluido de sangre preferentemente estable necesita regularlo, la forma en la que puede regular su velocidad y viscosidad en la aorta, otra posible forma es que con una diferencia de presiones pueda disminuir la velocidad de la sangre para así aumentar la viscosidad y regular el flujo turbulento posterior al arco aórtico.

De acuerdo con los resultados obtenidos por Hughes et al. (2013) en su gráfico de intensidad de onda neta muestra una onda de compresión hacia adelante característica (FCW, por sus siglas en inglés) seguida de una pequeña onda de compresión

hacia atrás reflejada (BCW) que corresponde a ~5% de la intensidad de la FCW. En la gráfica de ondas de intensidad en el tiempo 0.3 segundos hay una intensidad negativa, es decir no se expande al contrario se contrae, por lo que este fenómeno tiene dos posibles explicaciones.

1. Hughes et al. (2013) mencionaron que la *“Parte de la energía de onda generada por el corazón se convierte en energía potencial debido a la expansión transversal del vaso elástico”*.
2. O puede ser la presión creada debido a los vacíos creados en la aorta. En la fase sistólica hay una onda de descompresión hacia adelante (FEW, por sus siglas en inglés) que precede al cierre de la válvula aórtica, por lo que se puede producir un vacío antes del cierre de la válvula aórtica, este afectaría al corazón haciendo que la sangre se regrese al ventrículo izquierdo.

Estos vacíos pueden ser temporales o espacios transitorios. La teoría del punto P puede ser un método para explicar una forma que tiene el cuerpo para regular el flujo en la arteria aorta. Sabiendo esto es muy posible que la arteria aorta tienda a empujar la sangre detenida para regular su flujo. No está de más mencionar que es posible que estos vacíos temporales no sean tan grandes que no se hayan detectado aún. Se puede decir que analizando los antecedentes como el trabajo realizado por Hughes et al. (2013) y Waihrich et al. (2017).

### Limitaciones de construcción del modelo tridimensional de la aorta y de simulación del flujo aórtico

Para resaltar las limitaciones y retos que implica la construcción del modelo tridimensional de la arteria aorta y el flujo hemodinámico se puede citar textualmente lo presentado por Hu et al. (2025) en su trabajo de investigación:

1. *“La hemodinámica dentro de la aorta es muy compleja, en gran parte debido a su anatomía única. La línea central de la aorta no es plana y presenta una curva tridimensional”*.



2. *“Las numerosas ramas de la aorta contribuyen a la redistribución del flujo sanguíneo, lo que aumenta la complejidad e incertidumbre de la hemodinámica aórtica”.*
3. *“Los cambios significativos en la forma y posición espacial de la pared del vaso aórtico contribuyen aún más a la complejidad de la hemodinámica intraluminal”.*
4. *“A pesar de su potencial, el modelado CFD para la hemodinámica aórtica se enfrenta a varios desafíos, como las altas demandas computacionales, los largos tiempos de procesamiento y la complejidad del proceso que requiere colaboración multidisciplinaria”.*
5. *“Además, la naturaleza altamente específica del paciente de estas simulaciones agrega mayor complejidad”.*
6. *“Los investigadores mantienen su compromiso con el avance de las técnicas de CFD para el manejo de las enfermedades aórticas con el objetivo de reducir la brecha entre la investigación y la práctica clínica”.*

## Conclusión

Las enfermedades cardiovasculares son de las más mortales a nivel mundial. Por lo que el uso de la tecnología de dinámica de fluidos computacionales se puede utilizar para predecir clínicamente estas enfermedades y, evaluar parámetros hemodinámicos y clínicos que son difíciles de medir con las técnicas de diagnóstico comunes e imagenología.

Como resultado de las simulaciones se encontró una región interesante a la que denominamos punto P donde suceden procesos de regularización sanguínea. Por otra parte, se encontró que la tecnología CFD puede simular el comportamiento dinámico del fluido sanguíneo

que no conocíamos, como la aparición de vacíos temporales.

Estos estudios pueden ayudar a diagnosticar enfermedades con más precisión ya que simulan las condiciones adecuadas, se puede dar con la enfermedad que se presenta. Para la construcción del modelo tridimensional se deben utilizar métodos de imagen clínica como la angiografía por sustracción digital, tomografía computarizada con contraste, angiografía por tomografía computarizada, resonancia magnética y angiografía por resonancia magnética en conjunto con programas para construir modelos como ONSHAPE o SOLIDWORKS, por lo que, esto representa una limitante de este trabajo. Por si solos, los recientes programas y plataformas para modelar partes del cuerpo humano son limitados y carecen de la precisión y detalle que tienen los estudios médicos de imagenología modernos.

Conforme se va modelando la arteria aorta con las dimensiones que tiene en la realidad la tecnología Autodesk CFD 2024 muestra resultados similares de velocidad, viscosidad y vorticidad a los obtenidos con los otros programas de simulación como son OpenFoam y ANSYS Fluent. Por lo que, los resultados obtenidos con el modelado de la geometría de la aorta y la simulación del flujo aórtico realizados con programas como ONSHAPE y Autodesk CFD 2024 pueden ser más exactos si son comparados con programas como el software de Modelado y Simulación Cardiovascular Integrados (CRIMSON, por sus siglas en inglés). Con la combinación de estudios de imagenología y plataformas para modelar geometrías del cuerpo humano como ONSHAPE se pueden crear modelos personalizados para cada paciente que pueden mejorar el diagnóstico de la enfermedad.

Finalmente, se recomienda continuar con la investigación de diferentes patologías a través de la técnica de CFD para crear modelos más detallados y simulaciones más precisas de patologías para diagnosticar los probables efectos de las mismas en la salud de los pacientes.



## Referencias bibliográficas

1. Almanza-Ramírez, D. y Escobar-Del Pozo, C. (1-4 de noviembre de 2017). Análisis de la Influencia de Un Stent con Diferente Sección Transversal en la Hemodinámica de la Arteria Coronaria Mediante Elemento Finito [Ponencia]. Congreso Nacional De Ingeniería Biomédica, 4(1), 107-110. <http://memoriascnib.mx/index.php/memorias/article/view/224>
2. Autodesk CFD Team. (12 de mayo de 2025). Readme - Autodesk CFD 2024.0. [https://help.autodesk.com/view/SCDSE/2024/ENU/?guid=CFD\\_README\\_2024](https://help.autodesk.com/view/SCDSE/2024/ENU/?guid=CFD_README_2024)
3. Brambila-Solórzano, A., Méndez-Lavielle, F., Naude, J.L., Martínez-Sánchez, G. J; García-Rebolledo, A., Hernández, B. y Escobar-del Pozo, C. (2023). Influence of Blood Rheology and Turbulence Models in the Numerical Simulation of Aneurysms. *Bioengineering*, 10(10), 1170, 1-16. <https://doi.org/10.3390/bioengineering10101170>
4. Carrero, M.C., Constantin, I., Benger, J., Asch, F.M., Cintora, F., Makhoul, S., Baratta, S. y Bagnati, S. (2020). Normal Values of Thoracic Aorta Dimensions by Echocardiography. The MATEAR (Measurement of Thoracic Aorta by Echocardiography in Argentina) Registry. *Revista Argentina de Cardiología*, 88, 14-24. <http://dx.doi.org/10.7775/rac.v88.i1.17194>
5. Ceballos, J. C. (12 de mayo de 2024). Aneurisma aórtico: Guía completa para pacientes. Dr. Juan Carlos Ceballos *Cardiología Avanzada*. <https://juanceballoscardiologo.com/blogs/padecimientos/aneurisma-aortico>
6. Clínica Universidad de Navarra. (12 de mayo de 2025). Arteriosclerosis. Enfermedades y tratamientos. <https://www.cun.es/enfermedades-tratamientos/enfermedades/arteriosclerosis>
7. Duronio, F. y Di Mascio, A. (2023). Blood Flow Simulation of Aneurysmatic and Sane Thoracic Aorta Using OpenFOAM CFD Software. *Fluids*, 8(272), 1-12. <https://doi.org/10.3390/fluids8100272>
8. Gisolf, J., Gisolf, A., van Lieshout, J.J. y Karemaker, J.M. (2005). The siphon controversy: an integration of concepts and the brain as baffle. *American Journal of Physiology-Regulatory, Integrative and Comparative Physiology*, 289, R627-R632. <https://doi.org/10.1152/ajpregu.00709.2004>
9. Hu, M., Chen, B. y Luo, Y. (2025). Computational fluid dynamics modelling of hemodynamics in aortic aneurysm and dissection: a review. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, 13, 1-14. <https://doi.org/10.3389/fbioe.2025.1556091>
10. Hughes, A. D., Davies J. E. y Parker, K. H. (3-7 de julio de 2013). The importance of wave reflection: A comparison of wave intensity analysis and separation of pressure into forward and backward components [Ponencia]. 35th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), Osaka, Japan. <https://ieeexplore.ieee.org/document/6609479>
11. Jujjavarapu, S.E., Kumar, T. y Gupta, S. (2024). Chapter 4, Computational Fluid Dynamics in Biomedical Engineering. S.E. Jujjavarapu, T. Kumar, y S. Gupta, (Eds.), Singapore: Computational Fluid Dynamics Applications in Bio and Biomedical Processes (pp. 119-125). Springer.
12. Nápoles-Lizano, M.E., Puerto-Díaz, M. e Ibáñez Azán, R. A. (2021). Principales medidas anatómicas de las cavidades cardíacas y grandes vasos por tomografía computarizada cardíaca de doble fuente. *Revista de enfermedades cardiovasculares CorSalud*, 13(1), 51-58.
13. Numata, S., Itatani, K., Kanda, K., Doi, K., Yamazaki, S., Morimoto, K., Manabe, K., Ikemoto, K. y Yaku, H. (2016). Blood flow analysis of the aortic arch using computational fluid dynamics. *European Journal of Cardio-Thoracic Surgery*, 49, 1578-1585. <https://doi.org/10.1093/ejcts/ezv459>



14. Ojaare, M.G., Annougu, T.I., Msuega, C.D., Mohammad, H.O., Farati, A., Alexander, A., Umer, B.P. (2021). Carotid artery diameter assessment in men and women and the relation to age, sex and body mass index using ultrasonography. *International Journal of Advances in Medicine*, 8(9), 1274-1279. <https://dx.doi.org/10.18203/2349-3933.ijam20213234>
15. ONSHAPE (12 de mayo de 2025). Onshape | Product Development Platform. <https://cad.onshape.com/signin>
16. Pérez Montiel H. (2018). Física general (6ª Edición). Editorial Patria educación.
17. Reid, L. (2020). An Introduction to Biomedical Computational Fluid Dynamics. P. M. Rea (Ed.), Switzerland: Biomedical Visualisation Volume, 10 (pp. 205-222). Springer.
18. Rigatelli, G., Zuin, M., Agarwal, S., Nguyen, V., Nguyen, C., Agarwal, S. y Nguyen, T. (2022). Applications of Computational Fluid Dynamics in Cardiovascular Disease. *TTU Journal of Biomedical Sciences*, 01, 12-20. <https://doi.org/10.53901/tjbs.2022.10.art02>
19. Robb, C.L., Bhalla, S. y Raptis, C.A. (2022). Subclavian Artery: Anatomic Review and Imaging Evaluation of Abnormalities. *Journal RadioGraphics*, 42, 2149-2165. <https://doi.org/10.1148/rg.220064>
20. San José Fernández, I. (2024). Estudio de gemelo digital y simulación de flujo hemodinámico en biomodelos de aorta ascendente [Tesis de licenciatura, Universidad de Valladolid]. <https://uvadoc.uva.es/bitstream/handle/10324/69702/TFG-M-IB3471.pdf?sequence=1>
21. Tiziana di Gioia, C.R., Ascione, A; Carletti, R. y Giordano, C. (2023). Thoracic Aorta: Anatomy and Pathology. *Diagnostics*, 13(2166) 1-14. <https://doi.org/10.3390/diagnostics13132166>
22. Top Doctors México. (12 de mayo de 2025). Cirugía de la Raíz Aórtica. Top Doctors México. <https://www.topdoctors.mx/diccionario-medico/cirugia-de-la-raiz-aortica/>
23. Vega, J., González, D., Yankovic, W., Oroz, J., Guamán, R. y Castro, N. (2014). Aneurismas de la aorta torácica. Historia natural, diagnóstico y tratamiento. *Revista Chilena de Cardiología*, 33(2), 127-135. <http://dx.doi.org/10.4067/S0718-85602014000200007>
24. Waihrich, E., Clavel, P., Mendes, G.A.C., Iosif, C., Moraes K. y Mounayer. C. (2017). Influence of Carotid Siphon Anatomy on Brain Aneurysm Presentation. *American Journal of Neuroradiology*, 38(9), 1-5. <https://doi.org/10.3174/ajnr.A5285>
25. Zhao, J., Wang, R., Nie, Z., Wu, F., Li, W., Li, C. y Li, H. (2023). Anatomical relationship between the brachiocephalic trunk and the trachea and the clinical implications. *Journal of Southern Medical University*, 43(6), 970-974. <https://doi.org/10.12122/j.issn.1673-4254.2023.06.12>