



ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DE CHIMBORAZO

FACULTAD DE CIENCIAS

CARRERA DE BIOFÍSICA

**“ESTUDIO POR SIMULACIÓN CON DINÁMICA DE FLUIDOS
COMPUTACIONAL (CFD) DE LAS ARTERIAS CORONARIAS”**

Trabajo de Titulación

Tipo: Proyecto de Investigación

Presentado para optar el grado académico de:

BIOFÍSICA

AUTORA: JOSELYNE ESTEFANIA RAMOS PEÑAFIEL

DIRECTOR: Dr. RICHARD WILLIANS PACHACAMA CHOCA

Riobamba – Ecuador

2021

© 2021, **Joselyne Estefania Ramos Peñafiel**

Se autoriza la reproducción total o parcial, con fines académicos, por cualquier medio o procedimiento, incluyendo cita bibliográfica del documento, siempre y cuando se reconozca el Derecho del Autor.

Yo, Joselyne Estefania Ramos Peñafiel, declaro que el presente trabajo de titulación es de mi autoría y los resultados del mismo son auténticos. Los textos en el documento que provienen de otras fuentes están debidamente citados y referenciados.

Como autora asumo la responsabilidad legal y académica de los contenidos de este trabajo de titulación; el patrimonio intelectual pertenece a la Escuela Superior Politécnica de Chimborazo.

Riobamba, 22 de marzo de 2021

A handwritten signature in black ink, reading "Joselyne Ramos". The signature is written in a cursive style with a horizontal line underneath the name.

Joselyne Estefania Ramos Peñafiel

060421112-8

ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DE CHIMBORAZO

FACULTAD DE CIENCIAS

CARRERA DE BIOFÍSICA

El Tribunal del Trabajo de Titulación certifica que: El trabajo de titulación; Tipo Trabajo de Investigación, “**ESTUDIO POR SIMULACIÓN CON DINÁMICA DE FLUIDOS COMPUTACIONAL (CFD) DE LAS ARTERIAS CORONARIAS**”, realizado por la señorita: **JOSELYNE ESTEFANIA RAMOS PEÑAFIEL**, ha sido minuciosamente revisado por los Miembros del Trabajo de Titulación, el mismo que cumple con los requisitos científicos, técnicos, legales, en tal virtud el Tribunal Autoriza su presentación.

FIRMA

FECHA

Biof. María Fernanda Heredia Moyano
PRESIDENTE DEL TRIBUNAL



Firmado electrónicamente por:
**MARIA FERNANDA
HEREDIA MOYANO**

2021-03-22

Dr. Richard Willians Pachacama Choca
**DIRECTOR DE TRABAJO DE
TITULACIÓN**

**RICHARD
WILLIANS
PACHACAMA
CHOCA**

c-EC, serialNumber=0601921703,
sn=PACHACAMA CHOCA, cn=RICHARD
WILLIANS PACHACAMA CHOCA,
1.3.6.1.4.1.37462.10.4=0601921703,
givenName=RICHARD WILLIANS,
email=rpachacama@gmail.com,
st=ROBAMBA, I=CHIMBORAZO,
ou=Certificado de Clase 2 de Persona
Física EC (FIRMA)

2021-03-22

Mat. Luis Marcelo Cortez Bonilla
MIEMBRO DEL TRIBUNAL

**LUIS
MARCELO
CORTEZ
BONILLA**

Firmado digitalmente por LUIS
MARCELO CORTEZ BONILLA
Nombre de reconocimiento (DN):
c=EC, o=BANCO CENTRAL DEL
ECUADOR, ou=ENTIDAD DE
CERTIFICACION DE INFORMACION,
ECIBCE, I=QUITO,
serialNumber=4000493075,
cn=LUIS MARCELO CORTEZ
BONILLA
Fecha: 2021.03.25 12:41:53 -05'00'

2021-03-22

DEDICATORIA

Este trabajo de investigación les dedico a mis padres Marcela y Efraín que son mi inspiración para conseguir mis sueños y por haberme forjado como la persona que soy. A mi madrina Ximena que siempre han estado apoyándome en todos los momentos de mi vida. A Christian B. por brindarme su apoyo incondicional en todos los proyectos que me propongo.

Joselyne

AGRADECIMIENTO

Agradezco a mis padres por darme la vida y apoyarme constantemente en todos mis sueños.

De manera especial, quiero agradecer a la Biof. Dalinda Quingatuña por brindarme la oportunidad de realizar este trabajo de investigación y por el conocimiento que me ha impartido, por su tiempo y paciencia. Agradezco al Dr. Richard Pachacama y a todos los docentes de la carrera de Biofísica que han sido unos buenos profesores ayudándome en mi formación académica.

Joselyne

TABLA DE CONTENIDO

ÍNDICE DE TABLAS	ix
ÍNDICE DE FIGURAS	x
ÍNDICE DE GRÁFICOS.....	xi
ÍNDICE DE ANEXOS	xii
ÍNDICE DE ABREVIATURAS	xiii
RESUMEN	xiv
ABSTRACT.....	xv
INTRODUCCIÓN	1

CAPÍTULO I

1. MARCO TEÓRICO REFERENCIAL	2
1.1. Antecedentes	2
1.2. Identificación del Problema	3
1.3. Justificación del Problema	4
1.4. Objetivos	5
1.4.1. <i>Objetivo General</i>	5
1.4.2. <i>Objetivos Específicos</i>	5
1.5. Marco teórico.....	6
1.5.1. <i>Sistema cardiovascular</i>	6
1.5.1.1. <i>El corazón</i>	6
1.5.1.2. <i>Las arterias coronarias</i>	6
1.5.2. <i>Flujo Sanguíneo</i>	7
1.5.3. <i>Enfermedades del sistema cardiovascular</i>	8

1.5.4.	<i>Estudios en el diagnóstico de las enfermedades del sistema cardiovascular</i>	8
1.5.4.1.	<i>Ecocardiografía</i>	9
1.5.5.	<i>Dinámica de Fluidos Computacional (CFD)</i>	10
1.5.6.	<i>Número de Reynolds</i>	10
1.5.7.	<i>Régimen de Fluidos</i>	11
1.5.8.	<i>Ecuación de Navier-Stokes</i>	12
1.5.9.	<i>OpenFOAM</i>	15
1.5.9.1.	<i>Estructura de OpenFOAM</i>	15
1.5.9.2.	<i>Estructura de los archivos del programa</i>	16
1.5.9.3.	<i>Malla</i>	17
1.5.10.	<i>SALOME</i>	18

CAPÍTULO II

2.	MARCO METODOLÓGICO	19
2.1.	Tipo de investigación	19
2.2.	Diseño de la investigación	19
2.2.1.	<i>Descripción de la estructura de las arterias</i>	20
2.2.2.	<i>Geometría y mallado</i>	21
2.2.3.	<i>Condiciones de contorno</i>	24
2.2.4.	<i>Esquema de solución</i>	25
2.2.5.	<i>Localización del estudio</i>	26
2.2.6.	<i>Población de estudio y/o tamaño de muestra y/o método de muestreo</i>	27
2.2.7.	<i>Técnica de recolección de datos</i>	27

CAPÍTULO III

3.	MARCO DE RESULTADOS Y DISCUSIÓN DE LOS RESULTADOS	28
----	--	-----------

3.1.	Mallado de los sistemas	28
3.2.	Arteria coronaria derecha	31
3.3.	Arteria coronaria izquierda	32
3.3.1.	<i>Trifurcación</i>	32
3.3.2.	<i>Bifurcación</i>	34
3.4.	Discusión	36
	CONCLUSIONES	39
	RECOMENDACIONES	40
	BIBLIOGRAFÍA	
	ANEXOS	

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1-1: Tipos de estudios en el diagnóstico de enfermedades del sistema cardiovascular	9
Tabla 2-1: Interpretación del número de Reynolds	11
Tabla 3-1: Estructura de OpenFOAM	16
Tabla 1-2: Dimensiones idealizadas de la arteria coronaria.....	21
Tabla 2-2: Dimensiones idealizadas de la arteria coronaria izquierda	21
Tabla 3-2: Condiciones de contorno	25

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1-1. Arterias coronarias.....	6
Figura 2-1. Relación entre el flujo sanguíneo , radio y resistencia	8
Figura 3-1. Perfil de flujo parabólico	11
Figura 4-1. Perfil de flujo turbulento.....	12
Figura 5-1. Estructura de los archivos de OpenFOAM	17
Figura 6-1. Clasificación de las mallas.....	18
Figura 1-2. Metodología de la investigación	20
Figura 1-3. Malla RCA	28
Figura 2-3. Malla LCA con geometría de trifurcación	29
Figura 3-3. Malla LCA con geometría de bifurcación a) 30°, b) 60° y c) 90°	29
Figura 4-3. Refinamiento de la malla	30
Figura 5-3. Capa viscosa de la arteria	30
Figura 6-3. Simulación RCA. a) presión de la arteria. b) magnitud de la velocidad.....	31
Figura 7-3. Simulación LCA trifurcación. a) presión de la arteria. b) magnitud de la velocidad	32
Figura 8-3. Simulación LCA bifurcación. a) y b) presión y velocidad en 30°, c) y d) presión ..	34

ÍNDICE DE GRÁFICOS

Gráfico 1-3. Presión en RCA con respecto a los pasos de tiempo.	31
Gráfico 2-3. Velocidad de RCA en la salida 1 y 2.....	32
Gráfico 3-3. Presión en LCA con respecto a los pasos de tiempo.	32
Gráfico 4-3. Velocidad LCA para las ramas LAD, LCx y RI.....	33
Gráfico 5-3. Presión en LCA para bifurcación con 30°, 60° y 90°	35
Gráfico 6-3. Velocidad en LCA para bifurcación con 30°, 60° y 90° en la rama LAD	35
Gráfico 7-3. Velocidad en LCA para bifurcación con 30°, 60° y 90° en la rama LCx.....	36

ÍNDICE DE ANEXOS

ANEXO A: CÓDIGO DE LA PRESIÓN.....	1
ANEXO B: CÓDIGO DE LA VELOCIDAD	2
ANEXO C: CÓDIGO DE LAS PROPIEDADES DE TRANSPORTE DEL FLUIDO.....	3
ANEXO D: CONDICIONES DE CONTORNO DE LA MALLA.....	3
ANEXO E: CÓDIGO EN CONTROLDICT.....	4
ANEXO F: CÓDIGO EN FVSCHMES.....	5
ANEXO G: CÓDIGO EN FVSOLUTION	6

ÍNDICE DE ABREVIATURAS

ΔP	Diferencia de presiones
Re	Número de Reynolds
D	Diámetro de la tubería
u	Velocidad del fluido
ρ	Densidad del fluido
η	Viscosidad del fluido
$\frac{\partial \vec{u}}{\partial t}$	Término temporal ecuación de Navier-Stokes
$\vec{u}(\nabla \vec{u})$	Término convectivo ecuación de Navier-Stokes
\vec{F}	Fuerzas externas
∇P	Gradiente de presión
$\eta \nabla^2 \vec{u}$	Término viscoso ecuación de Navier-Stokes
u^0	Solución actual
u^n	Nueva solución
Co	Número de Courant
Δt	Tamaño del paso del tiempo
d	Distancia del intervalo
n	Número de pasos
Φ	Flujo volumétrico de las caras de la malla
RCA	Arteria coronaria derecha
LCA	Arteria coronaria izquierda
LMS	Tronco principal izquierdo
LAD	Descendente anterior izquierda proximal
LCx	Circunfleja izquierda
RI	Rama intermedia

RESUMEN

El presente trabajo de investigación se estudió por simulación las arterias coronarias con Dinámica de Fluidos Computacional. Para la simulación se realizó la construcción y mallado del sistema haciendo uso de los programas SALOME y OpenFOAM. El sistema se construyó a partir de una geometría de tuberías idealizadas, generando cinco de las arterias coronarias, una para la derecha y cuatro en la izquierda con trifurcación en 90 grados y bifurcación es 30, 60 y 90 grados; en Dinámica de Fluidos Computacional las ecuaciones de Navier-Stokes utilizan el diferencial parcial en el flujo sanguíneo, la solución de las ecuaciones se obtiene mediante métodos de elementos finitos con volumen finito, utilizando el solucionador icoFoam empleado en flujos incompresibles laminares, la precisión de los modelos computacionales se relacionan con el refinamiento de la malla para una convergencia en los resultados. La simulación se visualizó en ParaView obteniendo valores de presión y velocidad en diferentes tiempos, la presión tiene un comportamiento similar en todas las geometrías, disminuyendo de manera progresiva con el paso del tiempo, los campos de velocidad son afectados por el cambio de angulación, que según dinámica de fluidos se debe a la recirculación del flujo sanguíneo. En conclusión, la presión en las dos arterias coronarias están dentro del rango establecido, las regiones de baja velocidad aumentan con el incremento de la angulación, permitiendo utilizar el sistema en una predicción de datos, por lo tanto, la dinámica de fluidos computacional se puede implementar como una herramienta confiable en la entrega de resultados. Se recomienda realizar una simulación con obstrucciones en las arterias para estudiar su comportamiento en presencia de enfermedades.

Palabras clave: <DINÁMICA DE FLUIDOS COMPUTACIONAL>, <ARTERIAS CORONARIAS>,<SIMULACIÓN>, <FLUJO INCOMPRESIBLE>, <NAVIER-STOKES>

LUIS ALBERTO
CAMINOS
VARGAS

Firmado digitalmente por LUIS
ALBERTO CAMINOS VARGAS
Nombre de reconocimiento (DN):
c=EC, l=RIOBAMBA,
serialNumber=0602766974,
cn=LUIS ALBERTO CAMINOS
VARGAS
Fecha: 2021.03.23 15:51:43 -05'00'



0815-DBRAI-UPT-2021

ABSTRACT

The objective was to study by simulation with computational fluid dynamics (CFD) of the coronary arteries. For the simulation, the construction and meshing of the system was carried out using the SALOME and OpenFOAM software. The system was made from an idealized geometry with the creation of pipes that represent the coronary arteries, five meshes were generated: 1 right coronary artery, 1 left coronary artery of 90° with trifurcation and 3 left coronary arteries of 30°, 60° and 90° with bifurcation; in computational fluid dynamics the equations of Navier-Stokes use the partial differential for blood flow, the solution of the equations is obtained by finite element methods in a finite volume using the IcoFoam solver. For laminar incompressible flows, the precision of the computational models is related to the refinement of the mesh, which, being small, tends to converge the results. The simulation was visualized in ParaView obtaining the pressure and velocity values at different times, the pressure has a similar behaviour in all the geometries, decreasing progressively over time, the velocities are affected by the change in angulation according to the fluid dynamics some cases are due to recirculation of flow. In conclusion, the pressure in the two coronary arteries is within the established range, in the velocity profile the low velocity regions tend to increase with increasing angulation, allowing the system to be used in a prediction of data, therefore, computational fluid dynamics can be implemented as a reliable tool in delivering results. It is recommended to perform a simulation with obstructions in the arteries to study their behaviour in the presence of diseases.

KEYWORDS: <COMPUTATIONAL FLUID DYNAMICS>, <CORONARY ARTERIES>, <SIMULATION>, <INCOMPRESSIBLE FLOW>, <NAVIER-STOKES EQUATIONS>

INTRODUCCIÓN

Las enfermedades cardiovasculares son comunes en la población del Ecuador, siendo una de las causas de muerte más frecuentes, con exactitud no se conoce como se producen estos tipos de enfermedades, pero se lo asocia al estilo de vida de las personas. Una de las formas de detectar este tipo de enfermedades es mediante el método de imágenes como in vivo, in vitro y angiografías coronarias. Este tipo de estudios tienen un costo elevado y son altamente invasivos siendo riesgosos para los pacientes, sin embargo, existen métodos no invasivos en la detección de estas enfermedades coronarias como la ecografía carotídea, el cual nos da información sobre las arterias coronarias.

La dinámica de fluidos computacional es un método de resolución de problemas complejos mediante el análisis del flujo de fluidos, las cuales van a depender de las condiciones de contorno del sistema, la finalidad de esta investigación es simular las arterias coronarias con geometría idealizadas para conocer los valores de los parámetros de salida del sistema y verificar si se pueden emplear en la predicción de resultados en casos realistas. La resolución del sistema se lo realizada con el programa OpenFOAM para flujos incompresibles laminares con el método de volúmenes finitos.

El Capítulo I se da a conocer los antecedentes, planteamiento del problema, justificación y objetivos del estudio, seguido del marco teórico donde se consideran los fundamentos principales para el desarrollo de la investigación.

El Capítulo II corresponde al marco metodológico que trata sobre el diseño y tipo de la investigación, especificando las dimensiones de las arterias y el solucionador del sistema que se emplea en OpenFOAM.

El Capítulo III se presentan los resultados de la simulación de las arterias coronarias con sus diferentes tipos de geometrías realizadas en OpenFOAM. Finalmente se exponen las conclusiones y recomendaciones del trabajo de investigación.

CAPÍTULO I

1. MARCO TEÓRICO REFERENCIAL

1.1. Antecedentes

La dinámica de fluidos computacional (CFD) tuvo inicio en los años 60 y 70, como una combinación de la física, informática y métodos numéricos, permitiendo una solución a la resolución de flujos. El desarrollo de un código en CFD se ocupa principalmente en la resolución de las ecuaciones de Navier-Stokes para un flujo con características determinadas y geometría concreta (Mora, 2018, pp.1-3).

El eco carotídeo constituye una herramienta importante para pacientes con enfermedades cardíacas que presenten alteraciones en el flujo sanguíneo, este examen permite la realización de estudios dinámicos, debido a la limitación de algunos pacientes, en que las ondas del sonido no pueden alcanzar el vaso a estudiar, y no se obtiene información adecuada para un diagnóstico (Sánchez et al., 2010: pp.427-428).

Los parámetros que se puede obtener para el estudio dinámico en los vasos que se desea estudiar son: la permeabilidad del vaso, presencia de vascularización en una lesión, sentido del flujo de la sangre, presencia de estenosis, información de lo que ocurre en la vasculatura distal al lugar del examen (Paolinelli, 2013, p.143).

En 2013, se realizó un estudio sobre la predicción de reserva de flujo fraccional miocárdico (estenosis arterial coronaria), desarrollando un modelo informático de la fisiología intracoronaria basada en una angiograma coronario rotacional, a partir de imágenes angiográficas obtenidas solo en pacientes con enfermedades arteriales coronarias, dando como resultado que el 97% de pacientes se los identificó con lesiones significativas en la arteria coronaria (Morris, et al., 2013, pp: 150-151).

En 2014, se realiza un estudio basado en la angiografía coronaria cuantitativa tridimensional y el conteo de cuadros de trombólisis en infarto de miocardio para el cálculo de la reserva de flujo fraccional en pacientes con enfermedades coronarias. El cálculo de la precisión de la reserva de flujo fraccional permitió la evaluación en pacientes con estenosis coronarias intermedias, creando una herramienta segura, eficiente y de bajos costos para la evaluación de la riesgo de la estenosis coronaria durante la angiografía de diagnóstico (Shengxian et al. 2014: pp.5-7).

1.2. Identificación del Problema

Las enfermedades cardiovasculares son una de las causas principales de muerte en los países en vía de desarrollo, la Organización Mundial de la Salud estableció que el 80% de las defunciones es por esta causa. Según el INEC(2019, pp.22-23), la primera causa de muerte en el Ecuador es por enfermedades cardíacas en 11.3% para mujeres y 12.0% en hombres, para adultos con una edad mayor de 30 años.

Las enfermedades en las arterias coronarias se detectan con una angiografía coronaria, según varios estudios realizados se han desarrollado modelos computacionales que permiten la predicción con precisión del flujo sanguíneo, a partir de las imágenes angiográficas, este tipo de examen es escaso en el Ecuador por la insuficiencia de equipos; sin embargo, la ecografía carotídea es otro método de diagnóstico para las enfermedades cardíacas, que permite medir y evaluar el flujo sanguíneo miocárdico; siendo este más accesible pero limitado en los parámetros para evaluar el comportamiento del flujo miocárdico en las arterias coronarias.

Por este motivo se pretende modelar y simular el flujo de las arterias coronarias con dinámica de fluidos computacional, mediante la resolución de la ecuación de Navier-Stokes.

1.3. Justificación del Problema

El músculo cardíaco necesita sangre rica en oxígeno para funcionar y la sangre sin oxígeno debe expulsarse. Las arterias coronarias corren a lo largo del exterior del corazón y tienen pequeñas ramas que penetran en el músculo cardíaco para llevar sangre. Cualquier trastorno o enfermedad de las arterias coronarias puede traer graves complicaciones, al reducir el flujo de oxígeno y nutrientes al músculo cardíaco. Esto puede causar un ataque cardíaco o la muerte. La arterioesclerosis (una acumulación de placa en el revestimiento interno de una arteria que hace que se estreche y se bloquee) es la causa más común de enfermedades del corazón.

En Ecuador se utiliza el angiograma como único estudio de diagnóstico para enfermedades de arterias coronarias, siendo este de difícil acceso por el precio y cantidad de unidades que existen, mientras que el eco carotideo es más accesible, pero es muy limitado en su diagnóstico.

El presente trabajo se plantea realizar un estudio por simulación con dinámica de fluidos computacional de las arterias coronarias, el cual permite analizar el sistema en escala real del flujo mediante el programa OpenFOAM y se puede emplear como una herramienta de apoyo en el diagnóstico de enfermedades coronarias.

La investigación es factible por lo que se cuenta con el apoyo de Physics Reserch Group (PRG) de la Escuela Superior Politécnica de Chimborazo, que cuenta con los equipos y software necesarios.

1.4. Objetivos

1.4.1. Objetivo General

Estudiar por simulación con dinámica de fluidos computacional (CFD) de las arterias coronarias.

1.4.2. Objetivos Específicos

- Realizar la construcción y mallado del sistema.
- Resolver la ecuación de Navier-Stokes del sistema mediante OpenFOAM.
- Analizar los resultados obtenidos con dinámica de fluidos computacional.

1.5. Marco teórico

1.5.1. Sistema cardiovascular

El sistema circulatorio es el encargado de mantener la distribución del flujo sanguíneo a todo el organismo, se encuentra compuesto por el corazón, arterias, capilares, venas y vasos sanguíneos. El estudio de este sistema es fundamental para conocer su funcionamiento y de igual manera profundizar la investigación que se relacionan con las enfermedades cardiovasculares.

1.5.1.1. El corazón

El corazón es una bomba muscular compuesta de fibras musculares cardíacas, se encarga de recolectar sangre de los tejidos del cuerpo para su oxigenación en los pulmones y bombearla a todos los tejidos del cuerpo; la anatomía del corazón consiste de cuatro cámaras, dos superiores las aurículas y dos inferiores los ventrículos; la vasculatura es a través de las venas y arterias coronarias (López y Macaya, 2009: pp.35-46).

1.5.1.2. Las arterias coronarias

Las arterias coronarias son las encargadas de transportar la sangre oxigenada al miocardio, estas nacen de la base de la aorta (arteria coronaria derecha e izquierda) hasta el surco coronario.

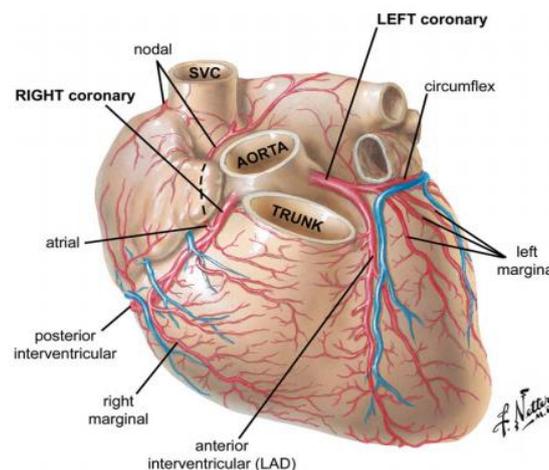


Figura 1-1. Arterias coronarias

Fuente: (Iaizzo, 2015)

La irrigación del corazón se produce durante la diástole ventricular, donde la válvula aórtica se cierra a medida que aumenta la presión en la aorta, las paredes de las arterias grandes se dilatan y los senos se llenan y la sangre se envía bajo gran presión a través de los ostios coronarios hacia las arterias coronarias. El seno posterior (no coronario) está en una posición que linda con el esqueleto fibroso y el anillo de ambas válvulas AV (Weinhaus, 2015, pp.63-65).

1.5.2. Flujo Sanguíneo

El fluido de la sangre es de tipo heterogéneo, contiene células sanguíneas que cambian de forma y movimiento dentro del plasma, durante los cambios de velocidad se produce un cambio en la viscosidad de la sangre, teniendo el comportamiento de un fluido no newtoniano. Según Robayo y Ortiz (2016, p.17), la mayoría de estudios hemodinámicos la viscosidad de la sangre es de 3.2×10^{-3} Pa.s y la presión arterial media es de 100mmHg; aunque los parámetros como la viscosidad, velocidad y presión va a variar dependiendo del tipo de sistema.

El flujo sanguíneo es parecido a un líquido atravesando un tubo, este va a depender de la diferencia de presiones en los extremos del tubo; si la presión es la misma en ambos extremos del tubo, no hay flujo; pero si la presión en un extremo es mayor que la otra, la sangre fluirá desde la región de presión más alta hacia la más baja (Fox, 2014, p. 463). Por lo tanto, el flujo sanguíneo es directamente proporcional a la diferencia de presiones entre los dos extremos del tubo e inversamente proporcional a la resistencia por fricción al flujo sanguíneo.

$$\text{Flujo sanguíneo} \propto \frac{\Delta P}{\text{resistencia}} \quad (1)$$

La resistencia del flujo sanguíneo por un vaso es directamente proporcional a la longitud del vaso y la viscosidad de la sangre, la resistencia es inversamente proporcional a la cuarta potencia del radio del vaso.

$$\text{Resistencia} \propto \frac{L\eta}{r^4} \quad (2)$$

Donde:

L = longitud de la arteria

η = viscosidad de la sangre

r = radio de la arteria

Cuando se añaden las constantes físicas a la relación, el índice del flujo sanguíneo se puede calcular de acuerdo con la ley de Poiseuille (Fox, 2014, pp.464-465)

$$\text{Flujo sanguíneo} \propto \frac{\Delta P r^4 (\pi)}{\eta L (8)} \quad (3)$$

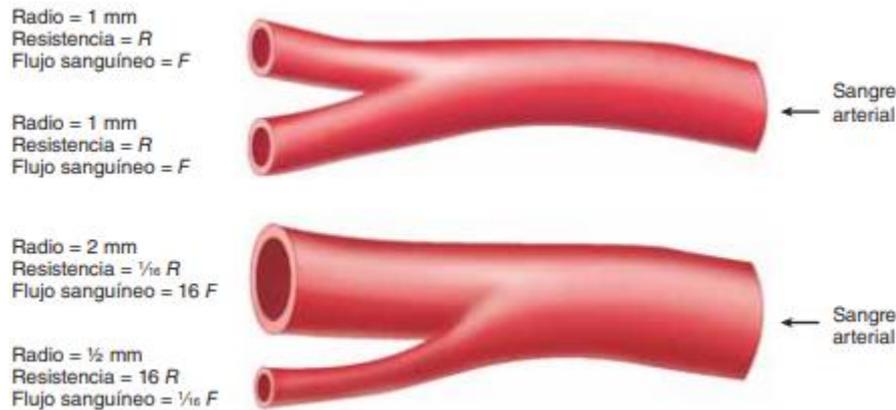


Figura 2-1. Relación entre el flujo sanguíneo , radio y resistencia

Fuente: (Fox, 2014)

1.5.3. Enfermedades del sistema cardiovascular

Las enfermedades cardiovasculares consisten en un conjunto de enfermedades y lesiones que afectan al corazón y los vasos sanguíneos, varias de estas enfermedades están relacionadas con la aterosclerosis que consiste en la acumulación de sustancias en las paredes de las arterias, que producen el estrechamiento de las arterias, dificultado el flujo de sanguíneo. Estas enfermedades incluyen: enfermedad coronaria, angina, enfermedad reumática del corazón, cardiopatía congénita, enfermedad arterial periférica, trombosis venosa profunda, aneurisma aórtico y disección(Sánchez y Bobadilla, 2016: pp.98-101).

La enfermedad de la arteria coronaria y la enfermedad cardíaca aterosclerótica se produce por la acumulación de placas ateromatosas dentro de las paredes de las arterias que irrigan el corazón. Los síntomas de enfermedad coronaria se observan en estado avanzado y la mayoría de las personas con enfermedad coronaria no muestran evidencia de enfermedad durante décadas, a medida que la enfermedad progresa, algunas de estas placas ateromatosas pueden romperse y comienzan a limitar el flujo sanguíneo al músculo cardíaco (Nason, 2007, pp.1-2).

1.5.4. Estudios en el diagnóstico de las enfermedades del sistema cardiovascular

Los estudios para el diagnóstico de enfermedades cardiovasculares incluyen pruebas de laboratorio para la evaluación de la sangre y otros fluidos, pruebas genéticas y los exámenes por imágenes. Estos estudios dependen de las necesidades de las personas y se basan en factores como edad, sexo y antecedentes familiares.

Tabla 1-1: Tipos de estudios en el diagnóstico de enfermedades del sistema cardiovascular

TIPO DE ESTUDIO	DESCRIPCIÓN
Electrocardiograma (ECG)	Registra señales eléctricas, verifica el ritmo y estructura del corazón.
Monitoreo Holter	Registra un electrocardiograma continuo para verificar irregularidades en el ritmo cardiaco.
Ecocardiograma	Muestra imágenes de la estructura y función de corazón.
Prueba de estrés	Elevar del ritmo cardíaco con ejercicio para verificar la respuesta del corazón.
Tomografía computarizada cardíaca	Toma imágenes del corazón y vasos sanguíneos las cuales son pueden ser combinadas para formar un modelo en 3D del corazón
Imagen de resonancia magnética cardíaca	prueba de imagen indolora que utiliza ondas de radio, imanes y una computadora para crear imágenes precisas de su corazón.
Cateterización cardíaca	Se puede realizar una angiografía coronaria, que permite visualizar las arterias coronarias en la radiografía

Fuente: American College of Radiology y Radiological Society of North America, 2017

Realizado por: Ramos, Joselyne, 2021

1.5.4.1. Ecocardiografía

La ecocardiografía es uno de los métodos de imagen más útiles debido a su disponibilidad, facilidad de uso, precio y repetibilidad, se basa en el uso de un cristal piezoeléctrico que convierte la energía eléctrica en energía mecánica y viceversa, permitiendo la transmisión y recepción de una señal de ultrasonido. La frecuencia de las ondas de ultrasonido varía en un rango de 2 - 10MHz, considerando que las frecuencias más bajas tienen una mayor penetración en los tejidos y las frecuencias más altas proporcionan una mejor resolución de imagen (La Fayette y Goldman, 2012:pp.278-280).

La evaluación ecocardiográfica de pacientes con enfermedad de las arterias coronarias es una herramienta de imágenes de bajo costo, portátil y no invasiva (encontrándose disponible en casi todos los hospitales), ayudando a establecer el diagnóstico, la ubicación y la extensión de la isquemia; en la ecocardiografía de esfuerzo se utiliza poco y es más precisa para el diagnóstico de enfermedades coronarias debido a que el contraste mejora enormemente la calidad de la imagen para los estudios de estrés (La Fayette y Goldman, 2012: pp.217-220).

Según Boshchenko et al., (2011: pp. 24-27) se han considerado nuevas técnicas para la evaluación y diagnóstico por ecocardiografía transtorácica de las arterias coronarias con transductores de alta

frecuencia, transductores multifrecuencia, imagen armónica y agentes de contraste. Sin embargo, este tipo de evaluación está limitada debido a la visualización parcial de las arterias, pero la ecografía transtorácica Doppler es un método útil que proporciona información sobre la función de las arterias coronarias las cuales sirven para:

- Mediciones clínicas no invasivas repetidas de la velocidad del flujo coronario en reposo después de un estrés, siendo necesarias para comprender la fisiología y fisiopatología del flujo coronario.
- Identificación preliminar de estenosis coronaria.
- Identificación de obstrucción crónica de las arterias coronarias.
- Evaluación de la función endotelial
- Medición de reserva de velocidad de flujo coronario.

1.5.5. Dinámica de Fluidos Computacional (CFD)

El software CFD es de código abierto, libre y confiable; al poseer varias herramientas, este software es indispensable para la investigación, basándose en la confirmación y predicción de datos. En la simulación de fluidos tiene la ventaja de realizar cálculos complejos, ahorrando costos en experimentos; pero la validación de resultados se lo puede conseguir con un análisis experimental del modelo final, reduciendo el número de experimentos al cambiar la entrada de datos o diseño del modelo (Sarmiento, 2015, pp. 1-3).

Las geometrías de los modelos son realizadas a través de mallas con miles de nodos, lo que permite una visualización detallada de los resultados en cualquier punto, en la discretización espacial el código de CFD que resuelve las ecuaciones en una serie de puntos de la geometría mediante métodos numéricos que transforman las ecuaciones diferenciales en ecuaciones algebraicas (Giraldo, 2017, pp.1-3).

1.5.6. Número de Reynolds

En la dinámica de fluidos el número de Reynolds (Re) es adimensional por lo cual relaciona las propiedades físicas del fluido, la velocidad y la geometría de la tubería por la que fluye; así que el valor numérico de Reynolds determina: la estructura del flujo, comportamiento dinámico y calidad para determinar condiciones de contorno sin problemas. Por tanto, el número de Reynolds es una proporción de la fuerza de inercia producida por el flujo en movimiento a la viscosidad del fluido (Robayo y Ortiz, 2016: pp. 27-28).

$$Re = \frac{Du\rho}{\eta} \quad (4)$$

Donde:

D = diámetro de la tubería (m^2)

u = velocidad del fluido (m/s)

ρ = densidad del fluido (kg/m^3)

η = viscosidad del fluido ($kg/m.s$)

Tabla 2-1: Interpretación del número de Reynolds

Descripción	Valor Numérico
Flujo laminar	< 2100
Flujo de transición	$2100 - 4000$
Flujo turbulento	> 4000

Fuente: Robayo y Ortiz, 2016

Realizado por: Ramos, Joselyne, 2021

1.5.7. Régimen de Fluidos

Los fluidos en una tubería pueden dividirse en dos tipos de régimen y para conocer a que clasificación pertenece se lo hace a través del valor numérico del Número de Reynolds.

Régimen laminar: el fluido se mueve en una sola dirección, para una tubería cilíndrica en una sección transversal la velocidad del fluido es de manera parabólica con un valor de 0 en la pared de la tubería y un valor máximo en el centro, este régimen se caracteriza por el movimiento ordenado de las partículas del fluido, existiendo líneas de corriente y trayectorias definidas (Martin et al., 2011: p.15).

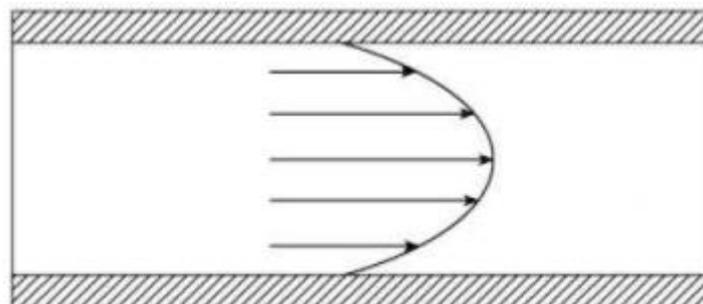


Figura 3-1. Perfil de flujo parabólico

Fuente: (Robayo y Ortiz, 2016)

Régimen turbulento: el movimiento del fluido se da de forma caótica, debido al aumento de la velocidad, entonces las partículas dentro del fluido se mueven desordenadamente y la trayectoria es de pequeños remolino aperiódicos, el perfil de velocidades es plano por lo que las velocidades puntuales son semejantes entre si e iguales a la media (Martin et al., 2011: p.16).

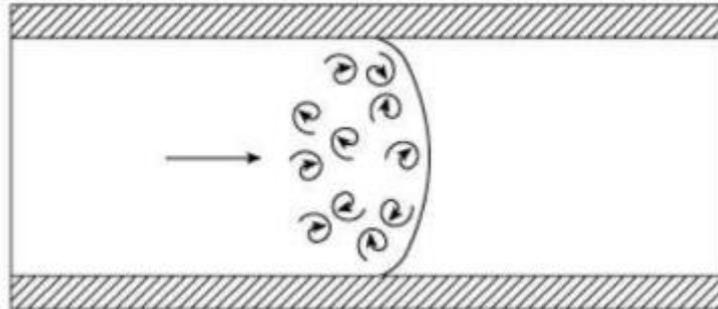


Figura 4-1. Perfil de flujo turbulento

Fuente: (Robayo y Ortiz, 2016)

1.5.8. Ecuación de Navier-Stokes

La ecuación de Navier-Stokes es fundamental para la dinámica de fluidos, proporciona un modelo matemático del movimiento del fluido. La ecuación corresponde a una aplicación de la segunda ley de Newton $F = ma$ (la fuerza es el producto de la masa del objeto por la aceleración), en la ecuación de Navier-Stokes se evidencia el uso de la densidad y el esfuerzo de corte; la densidad es la medida de la masa de un objeto por unidad de volumen, mientras que la tensión de corte se define como el componente de la tensión coplanar con la sección transversal del material (Robayo y Ortiz, 2016: pp.30-31).

Según Romero (2013, pp.26-30) en la definición de las ecuaciones de Navier-Stokes se considera un fluido perfecto en movimiento, y un paralelepípedo de flujo fijo, con lados infinitamente pequeños de volumen dx, dy, dz . Al ser un fluido ideal las presiones que se ejercen sobre las caras de este paralelepípedo son normales a las mismas, la fuerza resultante \vec{F} de las fuerzas externas que actúan sobre este volumen tiene de componentes en $\vec{X}, \vec{Y}, \vec{Z}$ por unidad de masa, por tanto, las fuerzas que actúan sobre el volumen en la dirección de los ejes de coordenadas serán iguales a estas componentes multiplicadas por la masa del paralelepípedo.

Para un fluido viscoso incompresible las ecuaciones de Navier-Stokes se debe considerar las ecuaciones de cantidad de movimiento, conservación de energía y continuidad. Cuando el fluido está en movimiento, las tensiones tangenciales producidas por la viscosidad son proporcionales al gradiente de velocidad, esto permite el cálculo de las pérdidas existentes en un flujo laminar, también ocasiona la disipación de energía por la fricción; estas pérdidas de carga total son más importantes que solo de la viscosidad (Romero, 2013, p.31).

En coordenadas cartesianas (X,Y,Z) con componentes de la velocidad \vec{u} (u,v,w) se tiene:

$$\frac{\partial u}{\partial x} + \frac{\partial u}{\partial y} + \frac{\partial u}{\partial z} = 0 \quad (5)$$

El comportamiento de un fluido en un volumen V con una velocidad \vec{u} , se la puede representar de manera vectorial con respecto a la posición dentro de volumen en un instante t ; en la descripción dinámica para el caso de un fluido incompresible la densidad ρ es constante y se complementa con el campo de presión P (García, 2000, p.2).

De esta manera la ecuación de Navier-Stokes que rige el flujo de un fluido incompresible para un régimen laminar es:

$$\rho \left(\frac{\partial \vec{u}}{\partial t} + \vec{u}(\nabla \vec{u}) \right) = \vec{F} - \nabla P + \eta \nabla^2 \vec{u} \quad (6)$$

Donde:

ρ : densidad del fluido

$\frac{\partial \vec{u}}{\partial t}$: término temporal

$\vec{u}(\nabla \vec{u})$: término convectivo

\vec{F} : fuerzas externas

$-\nabla P$: gradiente de presión

$\eta \nabla^2 \vec{u}$: término viscoso

La parte izquierda de la ecuación se encuentra asociada con la aceleración del fluido, mientras que la parte derecha se asocia con la fuerza de resistencia o el esfuerzo de corte. La expresión de Navier-Stokes consiste de tres ecuaciones donde la velocidad \vec{u} tiene componentes en (u, v, w) que corresponde a los ejes (X, Y, Z) respectivamente.

Eje X:

$$\rho \left(\frac{\partial u}{\partial t} + u \frac{\partial u}{\partial x} + v \frac{\partial u}{\partial y} + w \frac{\partial u}{\partial z} \right) = F_x - \frac{\partial P}{\partial x} + \eta \left(\frac{\partial^2 u}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 u}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 u}{\partial z^2} \right) \quad (7)$$

Eje Y:

$$\rho \left(\frac{\partial v}{\partial t} + u \frac{\partial v}{\partial x} + v \frac{\partial v}{\partial y} + w \frac{\partial v}{\partial z} \right) = F_y - \frac{\partial P}{\partial y} + \eta \left(\frac{\partial^2 v}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 v}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 v}{\partial z^2} \right) \quad (8)$$

Eje Z:

$$\rho \left(\frac{\partial w}{\partial t} + u \frac{\partial w}{\partial x} + v \frac{\partial w}{\partial y} + w \frac{\partial w}{\partial z} \right) = F_z - \frac{\partial P}{\partial z} + \eta \left(\frac{\partial^2 w}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 w}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 w}{\partial z^2} \right) \quad (9)$$

Las ecuaciones incompresibles de continuidad y momento están dadas por:

$$\nabla \cdot \mathbf{u} = 0 \quad (10)$$

$$\frac{\partial u}{\partial t} + \nabla \cdot (uu) - \nabla \cdot (\eta \nabla u) = -\nabla P \quad (11)$$

La no linealidad del término convectivo $\nabla \cdot (uu)$ se maneja usando una solución iterativa:

$$\nabla \cdot (uu) \approx \nabla \cdot (u^0 u^n) \quad (12)$$

Donde:

u^0 = solución actual disponible

u^n = nueva solución

El algoritmo continua hasta cumplir la condición:

$$u^0 = u^n \quad (13)$$

La ecuación de continuidad impone una restricción escalar sobre la ecuación del momento, al no existir una ecuación de presión para un flujo incompresible se la deriva a partir de las ecuaciones de continuidad y momento.

Se discretiza la ecuación del momento manteniendo el gradiente de presión

$$a_p^u u_p + \sum_N a_N^u u_N = r - \nabla P \quad (14)$$

Introduciendo el operador $H(u)$:

$$H(u) = r - \sum_N a_N^u u_N \quad (15)$$

$$a_p^u u_p = H(u) - \nabla P \quad (16)$$

$$u_p = (a_p^u)^{-1} (H(u) - \nabla P) \quad (17)$$

Sustituyendo la ecuación de continuidad de obtiene la ecuación de presión para un flujo incompresible

$$\nabla \cdot [(a_p^u)^{-1} \nabla P] = \nabla \cdot [(a_p^u)^{-1} H(u)] \quad (18)$$

Para las simulaciones variantes en el tiempo se utiliza en número de Courant que proporciona una medida de la velocidad a la que se transporta la información bajo la influencia de un campo de flujo, está definido por:

$$Co = \Delta t \tau \quad (19)$$

Donde:

Δt = tamaño del paso de tiempo

τ = escala de tiempo

La escala de tiempo en las escalas del flujo de la celda:

$$\tau = \frac{1}{2V} \sum_{\text{caras}} |\phi I| \quad (20)$$

Donde:

V = volumen de la celda

Φ = flujo volumétrico de las caras de la malla

De acuerdo con Bladé 2005, pp.111-112 para que un sistema sea estable es necesario trabajar con incrementos de tiempo pequeños, así el coste computacional será menor y se debe cumplir con la condición de Courant.

$$Co = \frac{\Delta t |u|}{\Delta x} \leq 1 \quad (21)$$

$$\Delta x = \frac{d}{n} \quad (22)$$

Donde:

d = distancia del intervalo

n = número de pasos

1.5.9. OpenFOAM

La dinámica de fluidos computacional resuelve un conjunto de ecuaciones diferenciales parciales que representan un sistema de fluidos, OpenFOAM al ser un software gratuito, de código abierto y su lenguaje de programación es en C++, tiene una amplia gama de características para resolver cualquier problema como flujos de fluidos complejos (Cevallos y Obando, 2018: pp.45-47).

OpenFOAM(Open Field Operation and Manipulation) constituye una herramienta fundamental en la simulación numérica que se basa en esquemas de volúmenes finitos para la simulación en CFD, este software puede ser utilizado para reducir las dificultades asociadas con la generación de mallas y la configuración de casos de simulación(León y Pérez, 2017: p.36), permite la comparación con resultados experimentales, por lo que es una herramienta de diseño que con facilidad puede ser incorporado en para la construcción de mallas.

1.5.9.1. Estructura de OpenFOAM

El software cuenta con tres módulos para la resolución de un problema que son: pre-procesamiento, solucionador y post-procesamiento, la complejidad en el procesamiento de datos y simulación hace que el software corra bajo computación paralela, con la finalidad de aprovechar el máximo poder computacional disponible, el software cuenta con al menos 80 solucionadores y más de 170 librerías para el pre y post procesamiento de datos (León y Pérez, 2017: pp.35-37).

Tabla 3-1:Estructura de OpenFOAM

Tipo de Módulo	Descripción
Pre-Procesamiento	Identificación del problema a resolver y la física predominante, luego se efectúa la discretización espacial del dominio de la simulación mediante la construcción de la malla para finalmente asignar las condiciones de contorno.
Solucionador	Se realizan los cálculos mediante un solucionador, software o paquete de CFD apropiado, puede ser limitado por factores como: costos de software, limitaciones de licencia, facilidad de uso, solucionadores disponibles. Por lo general se ocupa paquetes CFD de código abierto, en particular OpenFOAM.
Post-Procesamiento	Consiste en la validación de los resultados producto de la simulación, se analiza la capacidad predictiva del software y la precisión o aplicabilidad del modelo. Los resultados sirven para el cálculo de cantidades de interés.

Fuente: Medina et al., 2015

Realizado por: Ramos, Joselyne, 2021

1.5.9.2. Estructura de los archivos del programa

OpenFOAM tiene archivos con una denominación única, cada problema tres directorios principales: 0, constant y system.

La carpeta 0 se encuentran los archivos de las condiciones iniciales del problema, cada variable viene definida por un archivo con su mismo nombre, estas variables corresponden a las propiedades que presenta el fluido como velocidad, temperatura y presión (Cevallos y Obando, 2018: pp.50-51).

La carpeta constant contiene las propiedades de la malla y del fluido, en estos ficheros se especifican las propiedades del fluido como viscosidad o densidad, también se tiene los archivos del generador de la malla o generadores externos que ayudan a la resolución del problema (Hernández, 2016, p.43).

La carpeta system tiene los archivos que son necesarios para el cálculo de la solución, es decir contiene los solvers para la resolución del problema (Hernández, 2016, p.44)

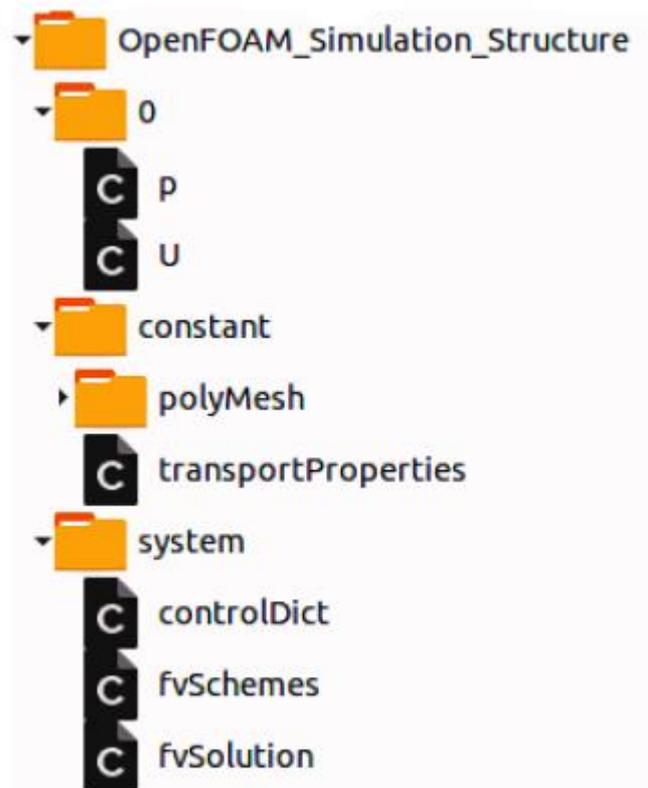


Figura 5-1. Estructura de los archivos de OpenFOAM

Fuente: (Medina et al., 2015)

Las dimensiones vienen dadas en el sistema internacional en un campo que se encuentra registrado en OpenFOAM [0 0 0 0 0 0 0], en orden estas representan: masa, longitud, tiempo, temperatura, cantidad de sustancia, intensidad de corriente e intensidad lumínica.

1.5.9.3. Malla

Las mallas son espacios que se componen de celdas, caras y nodos; permitiendo calcular el flujo del fluido una región establecida y discretizada por la geometría. El mallado consiste en seleccionar entre diferentes formas de dividir el objeto de estudio para conseguir una solución precisa con un tiempo de cálculo computacional razonable. La clasificación de las mallas son diversas, pero una de las más utilizadas considera la clasificación en estructurada, no estructurada e híbridas, estas van a depender del patrón de conectividad ortogonal entre las celdas y nodos (Estruch, 2016, pp.23-25).

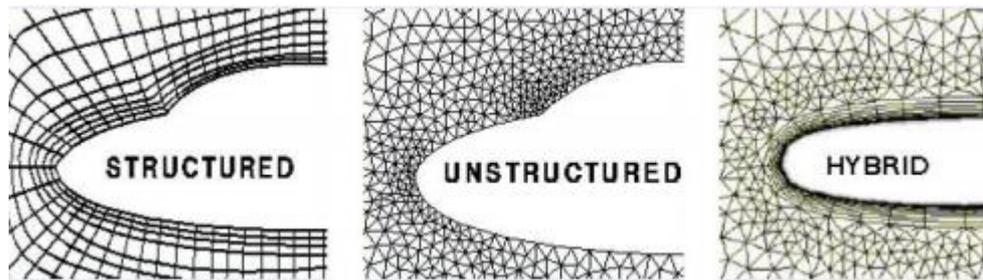


Figura 6-1. Clasificación de las mallas

Fuente: (Estruch, 2016)

Las mallas estructuradas tienen una conexión regular entre las celdas, se identifica por los puntos coordenados (i,j,k) , el acceso a la información es rápido con un tiempo de latencia menor; la mallas no estructuradas poseen una geometría más compleja, se puede usar en cualquier esquema de discretización y están mejor adaptadas para volúmenes finitos enfocados en elementos finitos, las mallas están compuestas por triángulos o cuadrados en 2D y tetraedros o hexaedros en 3D, se pueden generar automáticamente por los algoritmos, el acceso a la información es más lento pero con un tiempo de latencia mayor (Cevallos y Obando, 2018: pp.28-31); las mallas híbridas son una combinación entre las zonas de la malla estructurada y no estructurada permitiendo adaptar a las condiciones del modelo del problema.

1.5.10. SALOME

La plataforma SALOME es un software de código abierto con dos lenguajes de programación Python y C++, es utilizado para la realización simulaciones y contiene herramientas de modelado, generaciones de malla y visualizadores en 3D (Open Cascade, 2019, pp. 2-7).

Las simulaciones en SALOME tiene un solo entorno de simulación para todos los campos con una ejecución múltiple, lo que implica una repetición de n veces en la simulación con los distintos parámetros, así el software permite el diseño y representación de la geometría, discretización de modelos para elementos y volúmenes finitos, solucionadores específicos y componentes del procesamiento de datos; los datos son almacenados para su posterior salida de la simulación donde se usa visualizadores de campos físicos en vistas de 3D o en gráficos de trama (Ribés et al., 2017: 6-8).

CAPÍTULO II

2. MARCO METODOLÓGICO

2.1. Tipo de investigación

En el presente trabajo de investigación se lo realizará de manera cuantitativa y cualitativa (mixta), según el objetivo de estudio es de manera teórica en el ámbito computacional, por lo que la profundidad del estudio es explicativa, según los parámetros que varían en el estudio no es experimental, porque se necesita realizar varios cálculos para poder determinar cuál es la vía más factible, por lo que la inferencia del estudio será deductiva, con un periodo temporal transversal.

2.2. Diseño de la investigación

El estudio de investigación se desarrollará una simulación computacional mediante CFD con los softwares OpenFOAM y SALOME, donde se pretende obtener información relevante sobre el comportamiento del flujo sanguíneo; en el trabajo se consideran cuatro etapas:

- La primera, consiste en la construcción del modelo donde se define la geometría y los parámetros del problema a estudiar.
- La segunda corresponde a generación de la malla que corresponde al pre-procesamiento, se escoge el solver adecuado para dar solución al problema permitiendo tener un acceso a una esquematización correcta del volumen de control de la simulación, el software utilizado será SALOME.
- La tercera hará referencia a la solución del problema donde se implementan diferentes algoritmos para la solución de las ecuaciones de Navier-Stokes con el solver de OpenFOAM para flujos incompresibles con el método de volúmenes finitos; la estabilidad del esquema va a depender del número de Reynolds y número de Courant.
- Finalmente, la cuarta etapa del post-procesamiento consiste en la visualización y exportación de la información con el programa ParaView, donde gráficamente se tendrá los valores de la presión y velocidad en diferentes tiempos para las distintas formas geométrías.

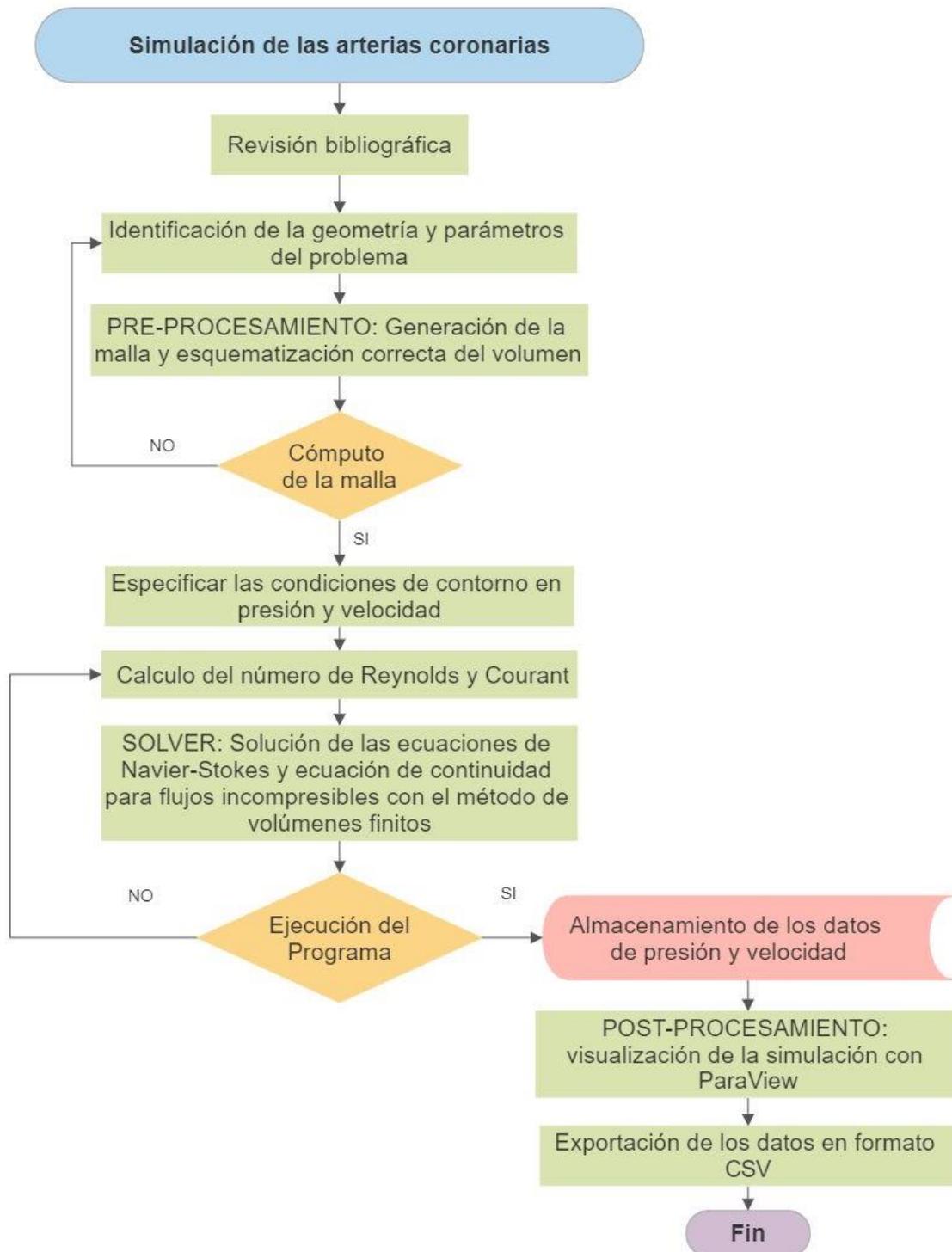


Figura 1-2. Metodología de la investigación

Realizado por: Ramos, Joselyne (2021)

2.2.1. Descripción de la estructura de las arterias

Las arterias coronarias son la arteria coronaria derecha(RCA) y arteria coronaria izquierda(LCA) que presenta una bifurcación en la región descendente anterior izquierda proximal(LAD) y la circunfleja izquierda(LCx), siendo la más común en la población en un 65.80%, también se da el caso de presentarse una trifurcación con el 20.4% de la población, donde se tiene una rama

intermedia(RI) entre el LAD y LCx (Foysal y Fahmida, 2020: p.1). Las dimensiones de las arterias coronarias se basan en un modelo idealizado, construido a partir de imágenes por ecografía intravascular y angiografía por TC.

Tabla 1-2: Dimensiones idealizadas de la arteria coronaria derecha

Rama	Diámetro(mm)	Longitud(mm)
RCA Proximal	3.40	23.00
RCA Medio	3.02	23.30
RCA Distal	2.55	24.50
RDP	1.00	11.10
RPL	1.00	10.00

Fuente: Johnston y Johnston, 2004

Realizado por: Ramos, Joselyne, 2021

Tabla 2-2: Dimensiones idealizadas de la arteria coronaria izquierda

Rama	Diámetro(mm)	Longitud(mm)
Bifurcación		
Tronco principal izquierdo (LMS)	3.00	35.00
Descendente anterior izquierdo(LAD)	2.00	25.00
Circunfleja izquierdo (LCx)	1.50	20.00
Trifurcación		
Tronco principal izquierdo (LMS)	3.00	35.00
Descendente anterior izquierdo (LAD)	2.00	25.00
Circunfleja izquierdo (LCx)	1.50	20.00
Rama intermedia (RI)	1.00	15.00

Fuente: Foysal y Fahmida, 2020

Realizado por: Ramos, Joselyne, 2021

2.2.2. Geometría y mallado

La geometría de las arterias coronarias se lo representa con tuberías que se realizan en SALOME en un modelo tridimensional con el uso de cilindros y conos que mediante una fusión se obtiene un objeto sólido, el cual sirve en la generación de la malla.

Se realizaron cinco tipos de geometría:

- Una para la RCA
- Una geometría de trifurcación de 90° en LCA
- Tres geometrías de bifurcación de 30°, 60° y 90° en LCA

A partir de las geometrías se generan las mallas tridimensionales en SALOME para todos los modelos se utiliza elementos finitos tetraédricos cuadráticos, con un algoritmo NETGEN 3D y NETGEN 1D-2D.

La construcción de la malla es fina con hipótesis en la capa viscosa, en donde se estableció un espesor de 0.1mm distribuidas en 3 capas con un factor de estiramiento de 1, el método de extrusión es un desplazamiento por la superficie de manera suave.

Se estable los grupos en la malla(inlet, outlet y wall) que sirven para dar las condiciones de contorno de la simulación.

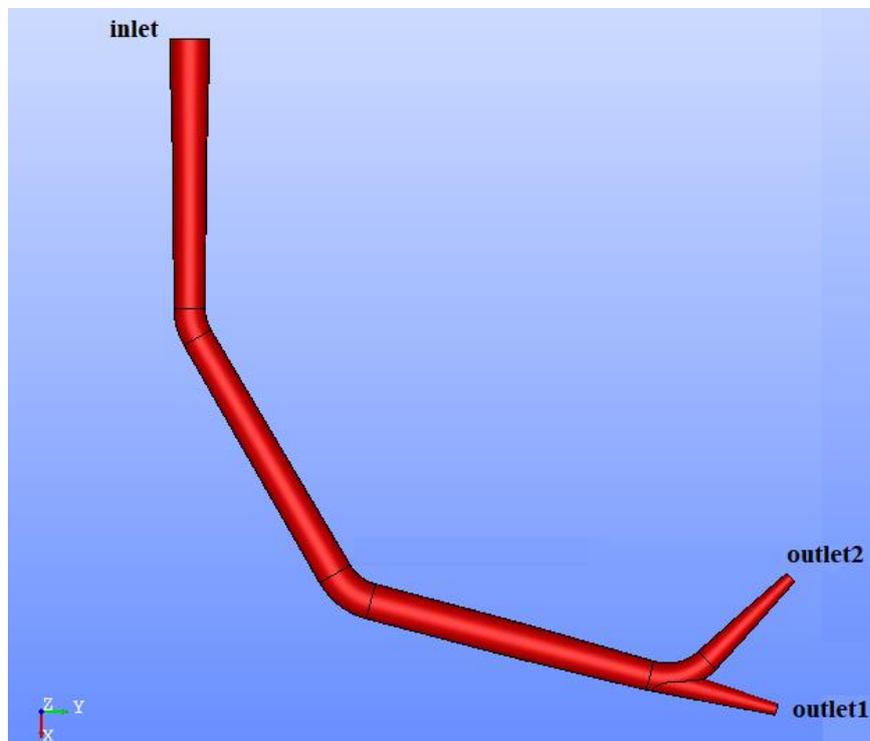


Figura 2-2. Geometría de la arteria coronaria derecha

Realizado por: Ramos, Joselyne (2021)

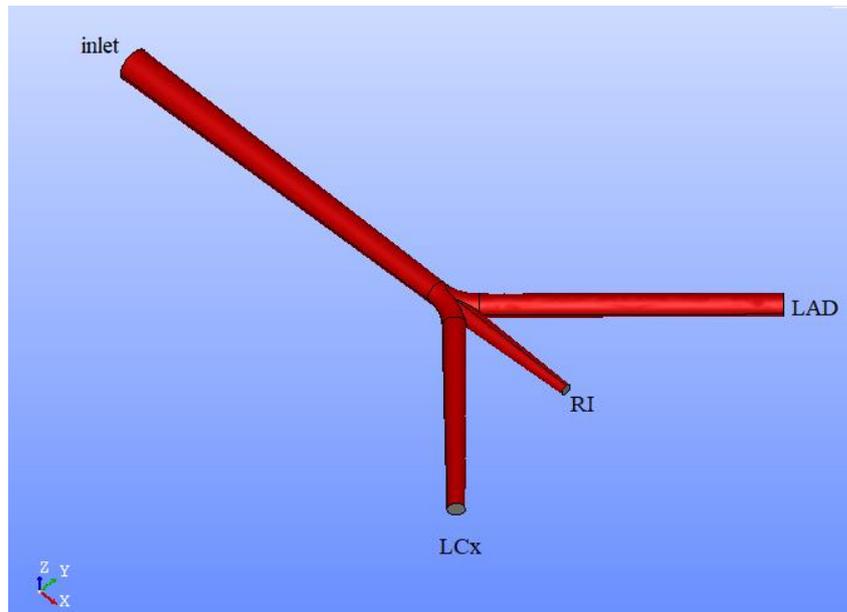


Figura 3-2. Geometría trifurcación de la arteria coronaria izquierda

Realizado por: Ramos, Joselyne (2021)

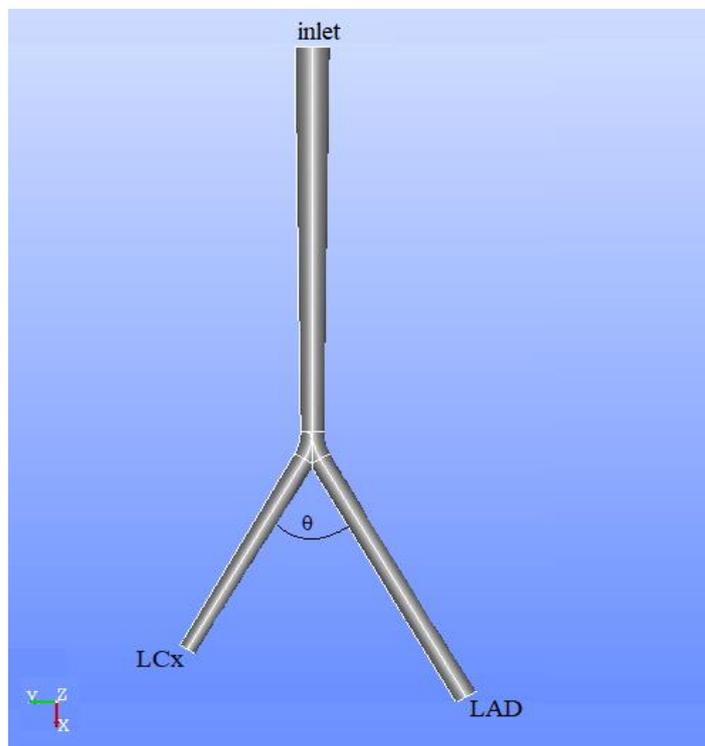


Figura 4-2. Geometría de bifurcación de la arteria coronaria izquierda

Realizado por: Ramos, Joselyne (2021)

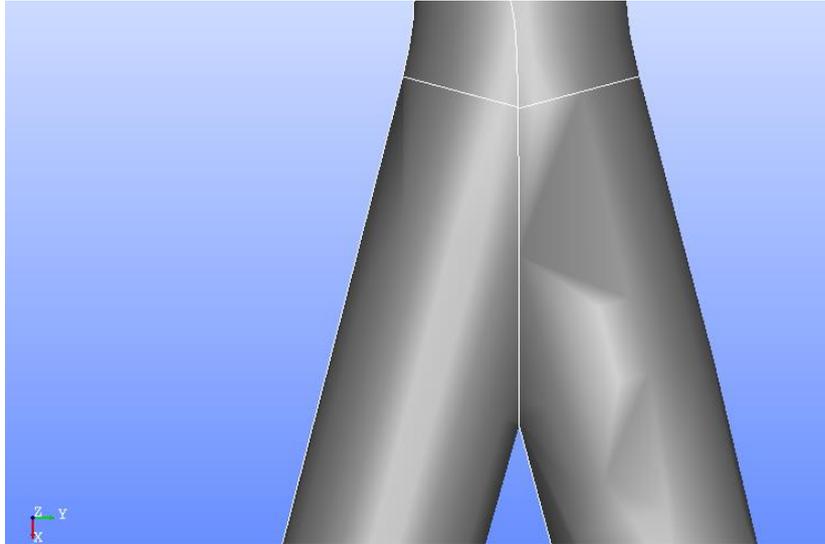


Figura 5-2. Geometría de bifurcación del cuerpo sólido

Realizado por: Ramos, Joselyne (2021)

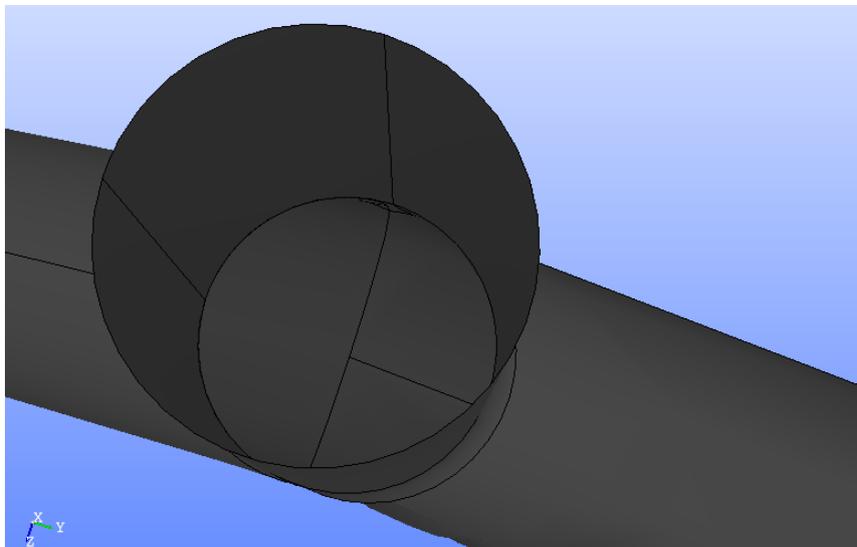


Figura 6-2. Representación de las paredes de la tubería de la arteria

Realizado por: Ramos, Joselyne (2021)

Las mallas generadas se exportan en formato UNV y se lo coloca en la carpeta del caso a estudiar, OpenFOAM convierte el archivo a un formato Foam, creando una carpeta polyMesh con la información de la malla(boundary, faces, neighbour, owner y ponits).

2.2.3. Condiciones de contorno

Las condiciones de contorno escogidas son de velocidad de entrada y presión de salida con el objetivo de imitar a las condiciones in vivo de las arterias coronarias, las cuales son establecidas en los archivos P y U, ubicadas en la carpeta 0.

Según Foysal y Fahmida (2020, p.4), el perfil de velocidad del flujo sanguíneo es una combinación de dos fases sistólica y diastólica, aplicando una presión de 80 mmHg (10665 Pa) como condición de salida, se impone una velocidad de 0,20 m/s como condición de entrada.

Las condiciones de contorno se establecen en la boundaryField, para cada parche de malla se genera un campo de parche denominado ϕ , dependiendo del tipo de condición este tiene un valor específico, el gradiente del campo ϕ se lo especifica con un valor de cero, dependiendo del tipo de condición que se requiera en la malla.

$$\frac{\partial \phi}{\partial n} = 0 \quad (23)$$

Tabla 3-2: Condiciones de contorno

Presión (P)			Velocidad (U)	
Contorno	Tipo	Condición	Contorno	Condición
inlet	patch	zeroGradient	inlet	fixedValue uniform 0.20
outlet1	patch	fixedValue uniform 10665	outlet1	zeroGradient
outlet2	patch	fixedValue uniform 10665	outlet2	zeroGradient
wall	wall	zeroGradient	wall	noSlip

Realizado por: Ramos, Joselyne (2021)

En la carpeta constant se establece las propiedades de la malla en la carpeta polyMesh, las propiedades del fluido se encuentran en el archivo transportProperties, donde se da el valor de la viscosidad cinemática con un valor de 0,0345 Pa.s

La viscosidad de la sangre para este estudio es 10665Pa; la determinación del flujo se lo calcula a través del número de Reynolds especificada en la ecuación 4, el cual para RCA es 225 y en LCA es 198 correspondiente a un flujo laminar.

2.2.4. Esquema de solución

Consiste en los archivos que se encuentra en la carpeta System que contiene la información del solucionador.

ControlDict

El solucionador seleccionado en el estudio es icoFoam, utilizado para resolver flujos laminares incompresibles, el cual se basa en un algoritmo PISO(Pressure Implicit with Splitting Operators) que es esencialmente un procedimiento iterativo de presión-velocidad para problemas transitorios, en cada paso iterativo, PISO resuelve la ecuación de momento usando un predictor de paso, con dos pasos correctores adicionales tanto para la velocidad como para la presión (Jordan et al., 2018: p.4). El tiempo de la simulación es de 1 segundo, el paso temporal se calcula con la

ecuación 21 , dando un valor de 5×10^{-5} , generando un archivo con los datos de la simulación en cada 100 iteraciones (ANEXO E).

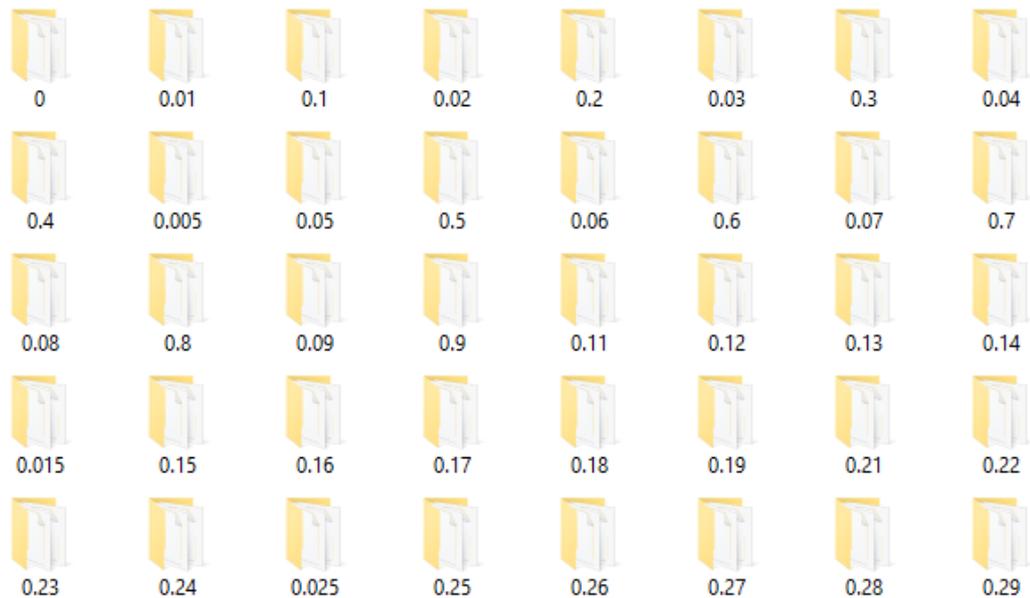


Figura 7-2. Datos de la resolución de la malla con OpenFOAM

Realizado por: Ramos, Joselyne (2021)

fvSchemes

En este archivo se define los esquemas numéricos empleados en la simulación, por defecto se usa una discretización temporal implícita de Euler y Gauss linear (efectuar el gradiente de un término), los términos de divergencia están dados por Gauss limitedLinearV1 y en los esquemas de interpolación tiene una corrección linear(ANEXO F).

fvSolution

El archive define el procedimiento de la solución del sistema, se resuelve usando el solucionador del gradiente conjugado PCG con un pre-condicionador DIC a una tolerancia de 1×10^{-5} . Para la presión final se considera una tolerancia relativa de cero y en la velocidad el solucionador utilizado es smoothSolver con un smoother symGaussSeidel dando una mejor convergencia. La configuración del algoritmo PISO contiene ncorrector donde se resuelve dos veces la presión y velocidad, en nNonOrthogonalCorrectors se agrega correcciones para mallas no ortogonales(ANEXO G).

2.2.5. Localización del estudio

La investigación a desarrollar por ser computacional se lo realizará en el ordenador de la autora.

2.2.6. Población de estudio y/o tamaño de muestra y/o método de muestreo

La población de estudio viene dada por las diferentes geometrías de las arterias coronarias. Para la arteria coronaria derecha se ocupará una tubería, la arteria coronaria izquierda consta de dos tuberías con geometría de bifurcación de 30°, 60°, 90° y una tubería con geometría de trifurcación de 90°. El tamaño de las arterias es de acuerdo a valores bibliográficos. El método de muestreo viene dado por la resolución de la ecuación de Navier Stokes mediante el método de volúmenes finitos.

2.2.7. Técnica de recolección de datos

La investigación se realizará en una máquina virtual de 64 bits, 32GB de RAM, instalada en una CPU Intel CORE i7 con un procesador de 2 núcleos. El estudio comienza con la obtención de los parámetros iniciales para el sistema, que luego se realizará su respectiva construcción y mallado, posteriormente se resuelve las ecuaciones de Navier-Stokes del sistema mediante OpenFOAM permitiendo la obtención de resultados que se visualizarán en ParaView, finalmente se exportaran los datos en formato CSV.

CAPÍTULO III

3. MARCO DE RESULTADOS Y DISCUSIÓN DE LOS RESULTADOS

En la simulación de las arterias coronarias se emplearon dimensiones idealizadas, en SALOME se realiza la construcción de las tuberías obteniendo un objeto sólido en donde se eliminan los ejes, puntos y caras extras.

Para estudios CFD se utiliza los solucionares de OpenFOAM, en los sistemas creados el número de Reynolds es menor de 2100 para las dos arterias, correspondiendo a un fluido laminar, como el flujo sanguíneo es un flujo incompresible el solucionador adecuado para el sistema es icoFoam, empleando las propiedades del fluido especificadas en el capítulo 2.

3.1. Mallado de los sistemas

Las mallas creadas para las arterias coronarias son tetraédricas cuadráticas que dependiendo de las dimensiones se puede identificar el número total de elementos, ejes, caras y volúmenes que corresponden a 1D, 2D y 3D respectivamente.

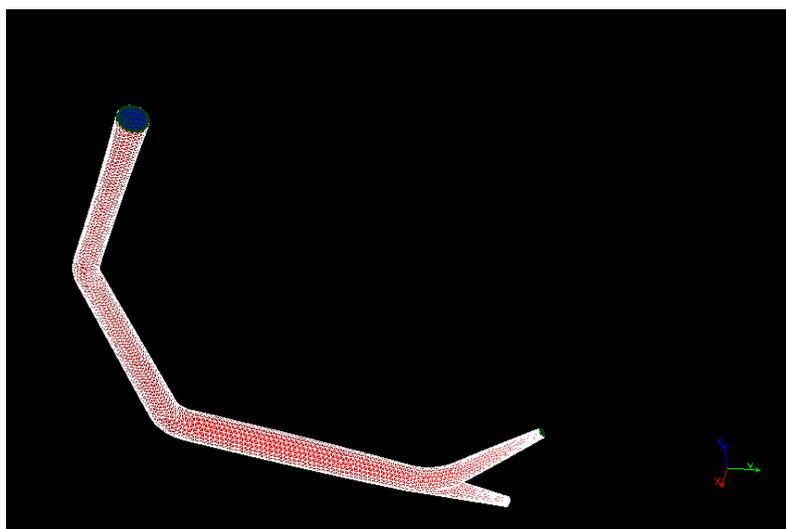


Figura 1-3. Malla RCA

Realizado por: Ramos, Joselyne (2021)

La malla creada de la arteria coronaria derecha tiene un total de 55342 elementos, consta de 19895 nodos, 830 ejes, 9888 caras divididas en 9726 triángulos y 162 cuadriláteros, el volumen de las celdas es de 44624 distribuidos en 15884 tetraedros y 28740 prismas.

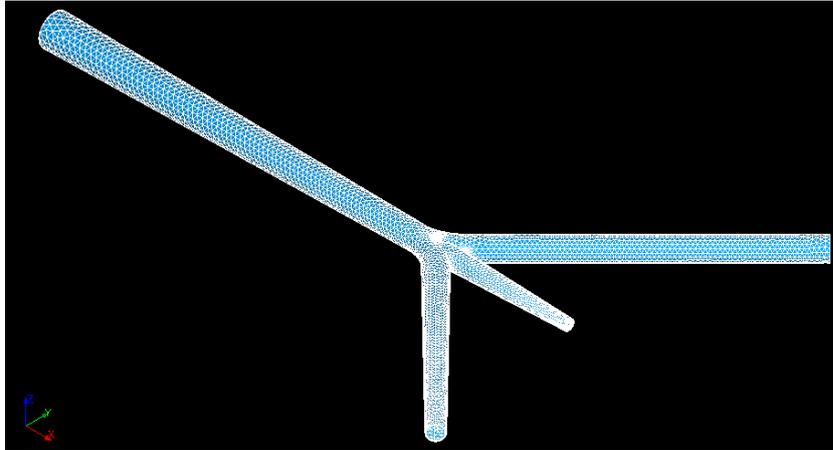


Figura 2-3. Malla LCA con geometría de trifurcación

Realizado por: Ramos, Joselyne (2021)

La malla de la arteria coronaria izquierda con geometría de trifurcación se encuentra construida con 59000 elementos, 20238 nodos, 650 ejes, 9693 caras divididas en 9486 triángulos y 207 cuadriláteros, el volumen de las celdas es de 48657 fragmentados en 20736 tetraedros y 27921 prismas.

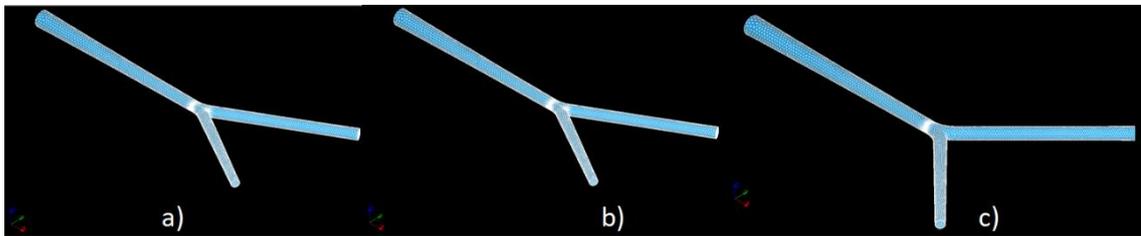


Figura 3-1. Malla LCA con geometría de bifurcación a) 30°, b) 60° y c) 90°

Realizado por: Ramos, Joselyne (2021)

La construcción de la malla de la arteria coronaria izquierda con geometría de bifurcación está elaborada con:

- a) 52197 elementos, 9900 nodos, 795 ejes, 11264 caras y un volumen de celdas de 40138 tetraedros.
- b) 84380 elementos, 26668 nodos, 801 ejes, 11637 caras divididas en 11478 triángulos y 159 cuadriláteros, el volumen de las celdas es de 71942 fragmentados en 37943 tetraedros y 33999 prismas.
- c) 77151 elementos, 25396 nodos, 774 ejes, 11581 caras divididas en 11422 triángulos y 159 cuadriláteros, el volumen de las celdas es de 64796 fragmentados en 30959 tetraedros y 33837 prismas.

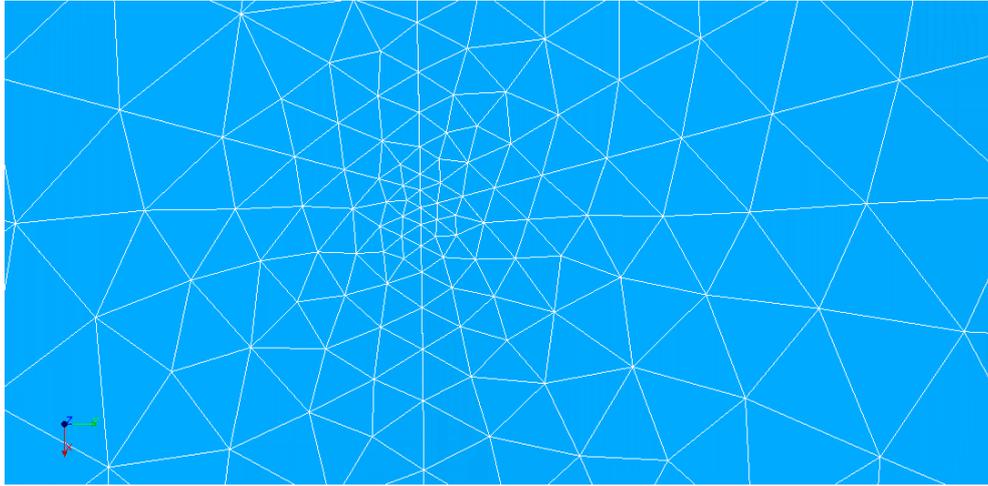


Figura 4-3. Refinamiento de la malla

Realizado por: Ramos, Joselyne (2021)

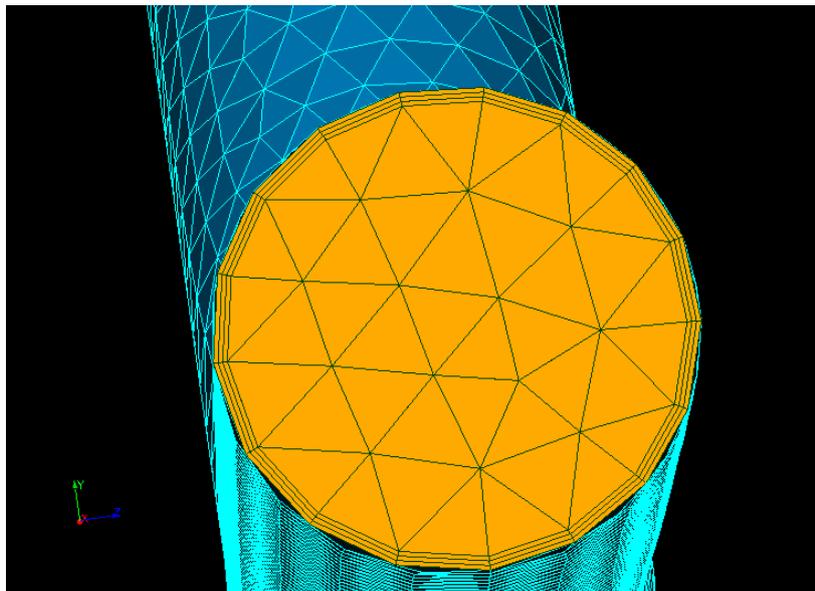


Figura 5-3. Capa viscosa de la arteria

Realizado por: Ramos, Joselyne (2021)

3.2. Arteria coronaria derecha

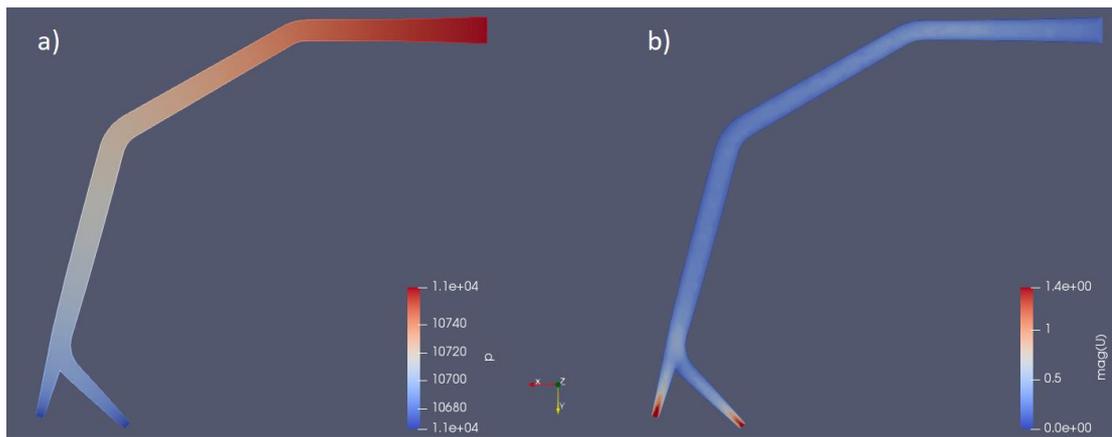


Figura 6-3. Simulación RCA. a) presión de la arteria. b) magnitud de la velocidad

Realizado por: Ramos, Joselyne (2021)

La figura 6-3 representa la simulación de la arteria coronaria derecha en un segundo, el inciso a) se muestra los niveles máximos y mínimos de presión, que a medida que avanza el flujo la presión va disminuyendo gradualmente, el inciso b) indica información de la velocidad de salida del sistema.

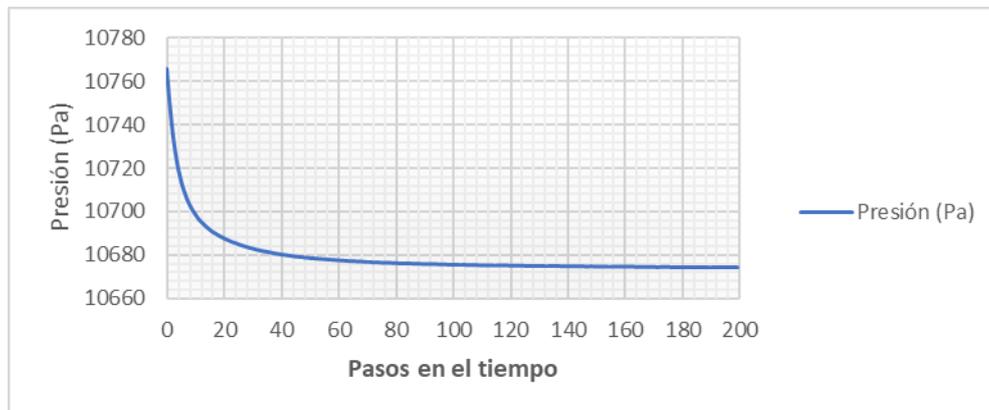


Gráfico 1-3. Presión en RCA con respecto a los pasos de tiempo.

Realizado por: Ramos, Joselyne (2021)

Los pasos en el tiempo de la simulación corresponden a un cierto tiempo t en milisegundos hasta llegar a un segundo, teniendo en total 199 pasos. El gráfico 1-3 representa la disminución de la presión con el transcurso de tiempo, siendo así que la presión con la que el flujo sanguíneo ingresa a la arteria coronaria derecha es de $(10765,800 \pm 0,158)$ Pa.

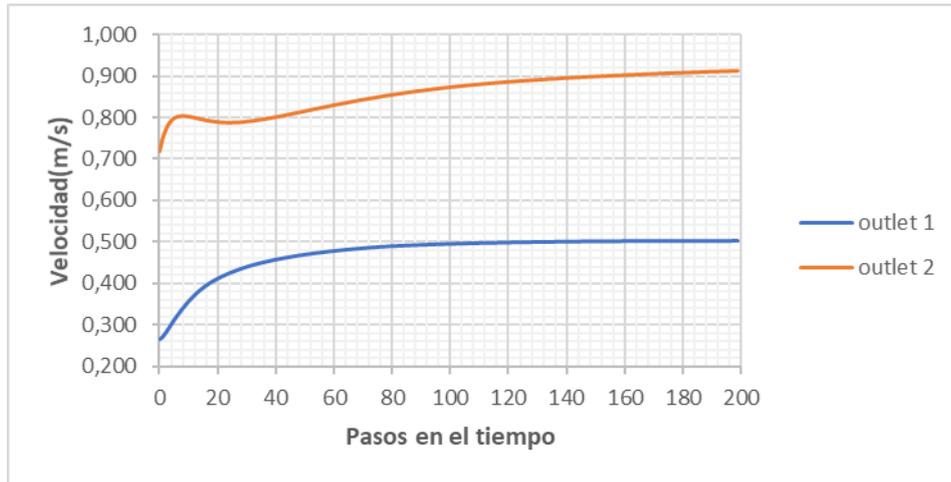


Gráfico 2-3. Velocidad de RCA en la salida 1 y 2

Realizado por: Ramos, Joselyne (2021)

Las dos velocidades de salida de la arteria coronaria derecha se representan en el gráfico 2-3, donde las velocidades aumentan paulatinamente, la velocidad de salida 1 llega a un valor de $(0,503 \pm 0,036)$ m/s, en cambio la velocidad de salida 2 decae en el paso 40 y aumenta hasta alcanzar un valor de $(0,913 \pm 0,049)$ m/s.

3.3. Arteria coronaria izquierda

3.3.1. Trifurcación

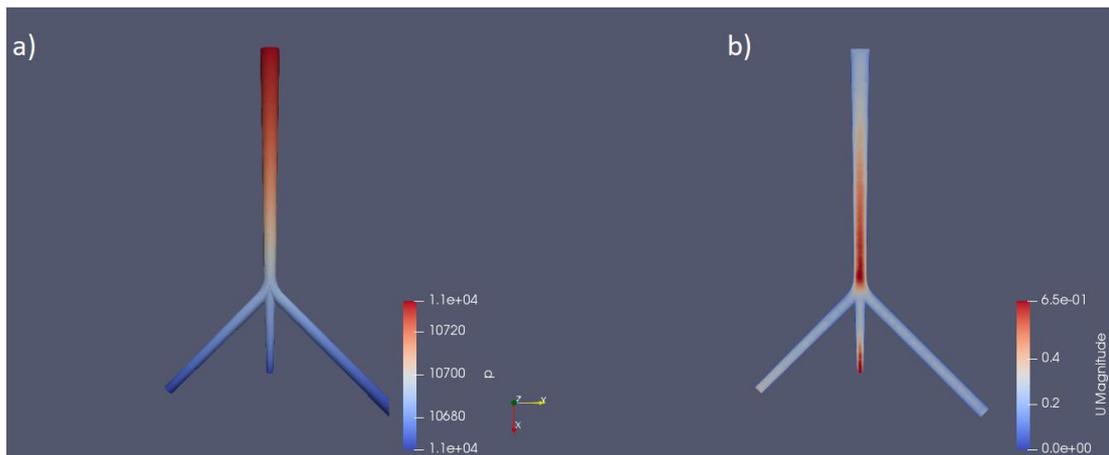


Figura 7-3. Simulación LCA trifurcación. a) presión de la arteria. b) magnitud de la velocidad

Realizado por: Ramos, Joselyne (2021)

La simulación de la arteria coronaria izquierda se representa en la figura 7-3, donde se ve cómo influye la geometría en la velocidad del flujo, la presión del sistema va menorando en las caras de salida del flujo, en cambio las velocidades van a ser mayores en la rama intermedia (RI) seguida por la circunfleja izquierda(LCx) y con menor velocidad se tiene a la rama descendente anterior izquierda(LAD).

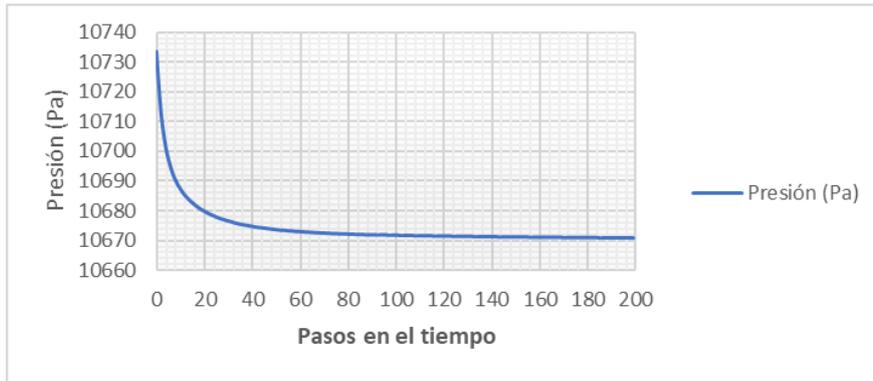


Gráfico 3-1. Presión en LCA con respecto a los pasos de tiempo.

Realizado por: Ramos, Joselyne (2021)

El gráfico 3-3 se tiene que la presión de entrada en la arteria coronaria izquierda con geometría de trifurcación es $(10733,400 \pm 0,223)$ Pa.

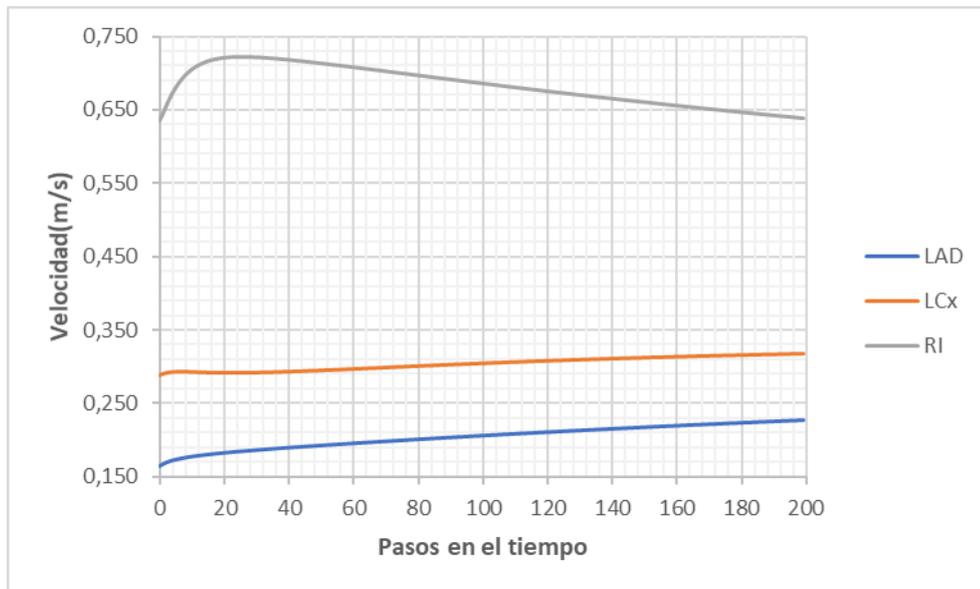


Gráfico 4-3. Velocidad LCA para las ramas LAD, LCx y RI

Realizado por: Ramos, Joselyne (2021)

En el gráfico 4-3 se tienen las tres velocidades de salida del sistema, en donde las velocidades en las ramas descendente anterior izquierdo y circunfleja izquierda van aumentando con el paso del tiempo llegando a velocidades de $(0,227 \pm 0,034)$ m/s y $(0,317 \pm 0,012)$ m/s respectivamente, la velocidad en la rama intermedia crece hasta el paso 25 llegando a una velocidad máxima de $(0,722 \pm 0,052)$ m/s, después la velocidad va disminuyendo hasta alcanzar un valor de $(0,638 \pm 0,017)$ m/s.

3.3.2. Bifurcación

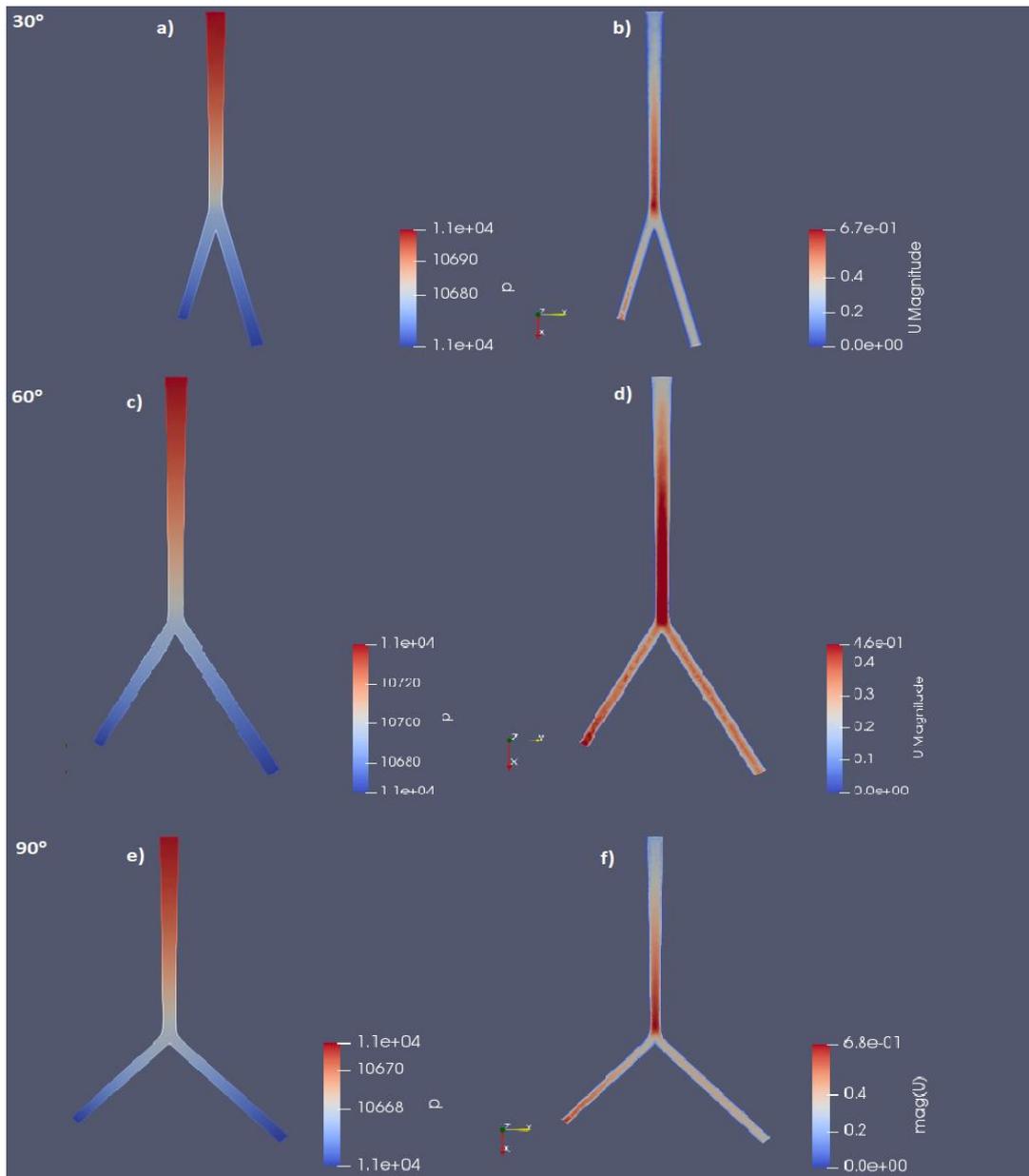


Figura 8-3. Simulación LCA bifurcación. a) y b) presión y velocidad en 30°, c) y d) presión y velocidad en 60°, e) y f) presión y velocidad 90°

Realizado por: Ramos, Joselyne (2021)

La figura 8-3 se obtiene que la presión de la arteria coronaria izquierda en bifurcación es afectada mínimamente con la angulación entre las ramas descendente anterior izquierda(LAD) y circunfleja izquierda(LCx), en cambio la velocidad del flujo se ve afectada con el cambio de ángulo, donde la arteria coronaria izquierda con bifurcación de 60° tiene una mejor distribución de la velocidad.

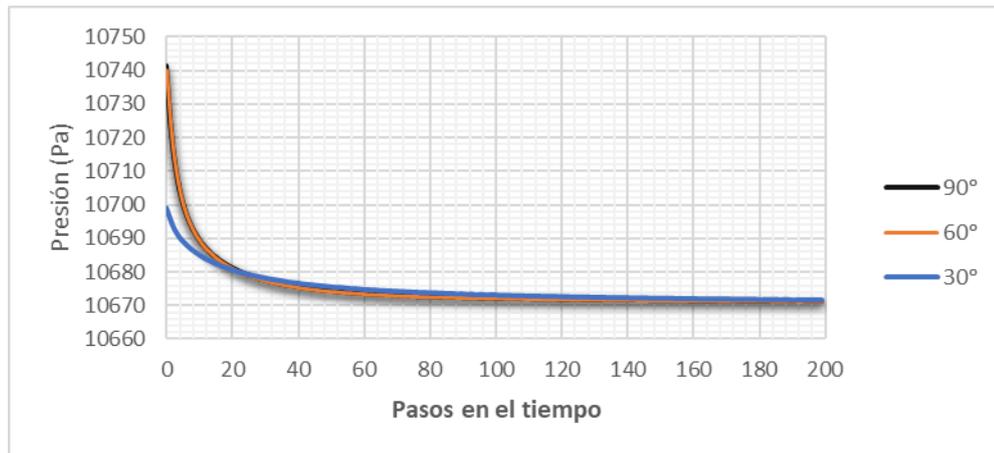


Gráfico 5-3. Presión en LCA para bifurcación con 30°, 60° y 90°

Realizado por: Ramos, Joselyne (2021)

Las presiones con los distintos ángulos varían en una mínima cantidad, tal y como se muestra en el gráfico 5-3, para un ángulo de 90° y 60° la presión del flujo de entrada tiene un valor de (10741,500±0,018) Pa y (10739,900±0,038) Pa respectivamente, en cambio la arteria coronaria con ángulo de 30° la presión de entrada del flujo es de (10698,900±0,015) Pa.

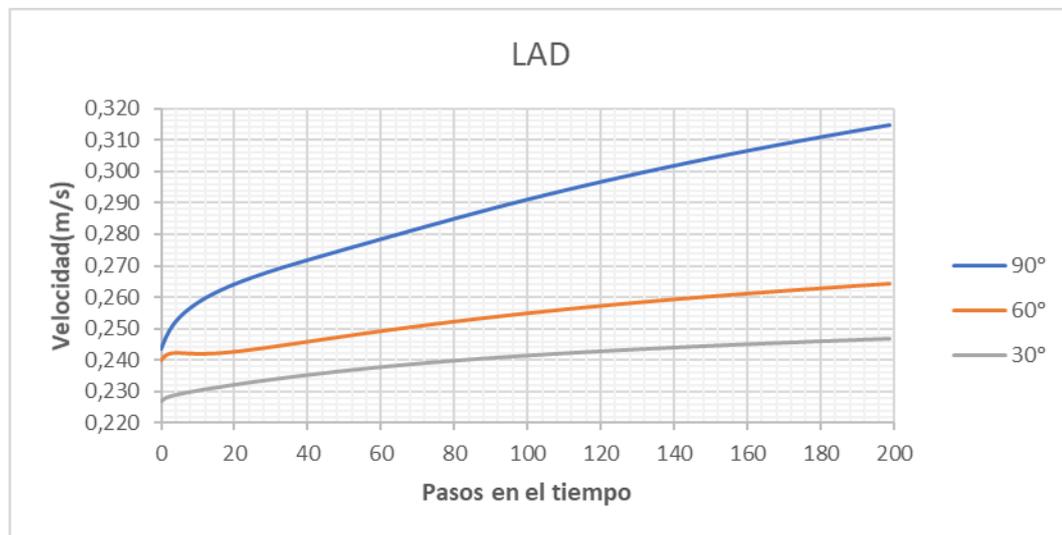


Gráfico 6-3. Velocidad en LCA para bifurcación con 30°, 60° y 90° en la rama LAD

Realizado por: Ramos, Joselyne (2021)

Las velocidades en la rama LAD van aumentando con el paso en el tiempo tal y como se verifica en el gráfico 6-3, con el ángulo de 60° en los primeros pasos tiende a decaer para posteriormente aumentar la velocidad hasta alcanzar los (0,264±0,010) m/s, con un ángulo de 30° la velocidad de salida del flujo es (0,247±0,087) m/s y para un ángulo de 90° la velocidad de salida del flujo es (0,315± 0,056) m/s.

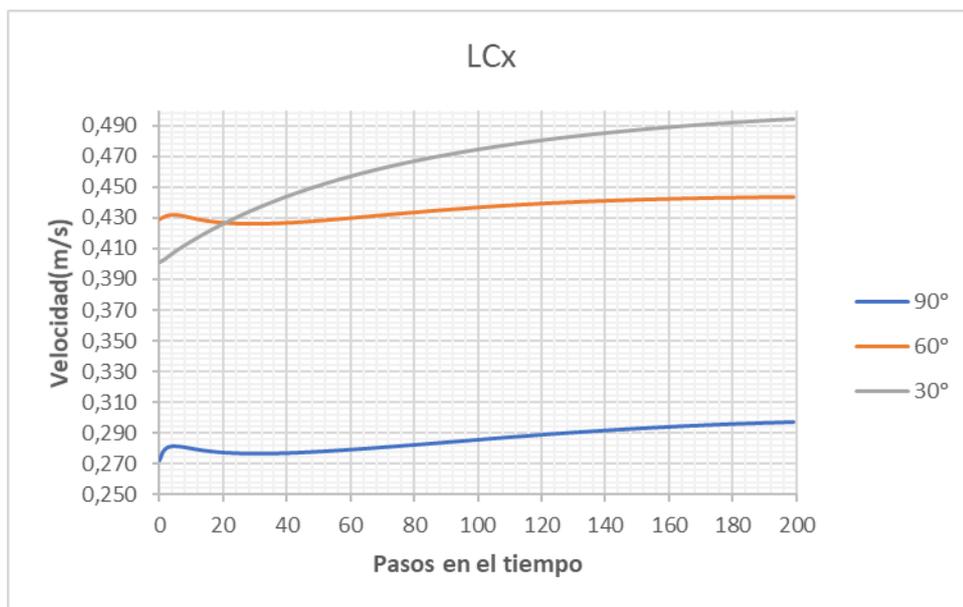


Gráfico 7-3. Velocidad en LCA para bifurcación con 30°, 60° y 90° en la rama LCx

Realizado por: Ramos, Joselyne (2021)

Las velocidades en la rama LCx va creciendo con el paso en el tiempo, en el gráfico 7-3, la velocidad más baja de salida del sistema es con el ángulo de 90° con un valor de $(0,297 \pm 0,015)$ m/s, seguido del ángulo de 60° con una velocidad de salida de $(0,444 \pm 0,019)$ m/s, con la bifurcación de 30° tiene una mayor velocidad en relación a las demás geometrías con una velocidad de $(0,495 \pm 0,012)$ m/s.

3.4. Discusión

Se construyeron dos arterias coronarias con geometrías idealizadas, en el caso de la arteria coronaria derecha se representó en una tubería con dos salidas, para la arteria coronaria izquierda se emplearon diferentes tipos de geometría; en las propiedades del modelado del flujo sanguíneo se ocuparon las propiedades de la sangre con la finalidad de estudiar por CFD las dependencias de los parámetros del flujo con respecto a las diferentes geometrías.

La precisión de los modelos computacionales elaborados están relacionados con la generación de las mallas, al ser finas con elementos finitos, figura 4-3, en la trifurcación o bifurcaciones el refinamiento de la malla hace que los elementos sean cada vez más pequeños, conservando la estructura tetraédrica; en cada uno de los elementos se resuelven las ecuaciones de Navier-Stokes garantizando una convergencia en los resultados.

En un conjunto particular de condiciones de contorno como: entradas, salidas y paredes, la resolución de las ecuaciones Navier-Stokes permiten la predicción de la velocidad del fluido y su presión en cada una de las geometrías desarrolladas. El flujo sanguíneo a través de la geometría de las arterias tiene su grado de complejidad en la simulación, debido a que las partículas se distribuyen en todas las direcciones, por ese motivo la ecuación de conservación es igual a cero,

teniendo en cuenta que el flujo sanguíneo es incompresible. Entonces, en la dinámica de fluidos computacional las ecuaciones de Navier-Stokes se utilizan con el diferencial parcial debido a que el fluido tiene un grupo de partículas múltiples.

En comparación con otros estudios: “Flujo sanguíneo no newtoniano en arterias coronarias derechas humanas: simulaciones de estado estacionario” y “Análisis computacional de la hemodinámica de la arteria coronaria con diferentes variaciones anatómicas” se pueden comparar los resultados obtenidos en la simulación de las arterias coronarias.

En CFD las condiciones de contorno en la pared de las tuberías representan una restricción de frontera, donde el flujo sanguíneo está confinado, en las ecuaciones de Navier-Stokes de segundo orden la velocidad máxima en las paredes de la tubería es cero, dando una condición de no-slip por lo que no hay movimiento relativo entre el límite y la capa de fluido.

El flujo a través de las arterias tiene una diferencia de presión entre las dos caras de entrada y salida, la presión del flujo que entra en el sistema difiere por las geometrías de las arterias coronarias, pero tienen un comportamiento similar en todos los casos, donde la presión a lo largo del sistema va reduciéndose tal y como se encontró en otros estudios realizados.

La arteria coronaria derecha para un flujo constante en una simulación de un segundo la velocidad es de 0,59 m/s en comparación a los datos obtenidos la velocidad es $(0,503 \pm 0,036)$ m/s en la salida 1 y $(0,913 \pm 0,049)$ m/s en la salida 2, las velocidades difieren en un rango considerable, tomando en cuenta que las dimensiones de las arterias están dadas en milímetros.

En el estudio de la arteria coronaria izquierda se centra en modelos con bifurcación y trifurcación con ángulos variables, en los estudios mencionados anteriormente se encuentra que al aumentar el ángulo de bifurcación la presión de salida aumenta. En la investigación el gráfico 5-3, se puede verificar que el comportamiento de las presiones de salida del sistema en relación a los ángulos de bifurcación va aumentando.

En el modelo de bifurcación y trifurcación con angulación de 90° las velocidades están relacionadas. Sin embargo, la rama intermedia tiene una magnitud mayor en la velocidad, que al llegar a una velocidad máxima esta tiende a menorar, en comparación con otros estudios los parámetros del flujo sanguíneo influyen en la desaceleración de las partículas del fluido debido a la angulación y la complejidad geométrica.

El patrón de velocidad varía según los cambios en la angulación de las geometrías del modelo de bifurcación, donde la región de baja velocidad tiende a aumentar con el aumento de la angulación debido a la recirculación del flujo en esas regiones, por lo tanto, la magnitud de la velocidad disminuye.

En la investigación se verifica que las velocidades en relación con la angulación, la rama LAD aumenta la velocidad con el paso del tiempo. Sin embargo, en la rama LCx se tiene una disminución en la velocidad en la angulación de 60° , que según estudios en dinámica de fluidos esto corresponde a una recirculación del flujo.

CONCLUSIONES

La construcción y mallado del sistema se lo realizó en el programa SALOME siguiendo las dimensiones de las arterias coronarias, las mallas generadas van a depender de la geometría de la arteria, SALOME realiza un cómputo de la malla basándose en las hipótesis de construcción, las mallas generadas son finas con un refinamiento en las bifurcaciones y trifurcación garantizando una mejor precisión en los modelos computacionales debido a que en cada elemento se resuelven las ecuaciones de Navier-Stokes, en RCA cuenta con 55342 elementos, LCA con trifurcación tiene 59000 elementos, para bifurcación en LCA: 52197 elementos en 30°, 84380 elementos en 60° y 77151 en 90°.

En la dinámica de fluidos computacional las ecuaciones de Navier-Stokes utilizan el diferencial parcial debido a que el flujo sanguíneo se representa como un grupo de partículas múltiples, la solución de las ecuaciones se obtiene mediante métodos de elementos finitos en un volumen finito, en OpenFOAM el solucionador utilizado para las ecuaciones es icoFoam, que resuelve las ecuaciones para flujos incompresibles en regímenes laminares, con número de Reynolds de 225 en RCA y 198 en LCA, también se seleccionó un esquema iterativo PISO para resolver el sistema de ecuaciones resultante que en CDF permiten una predicción de la velocidad y presión del fluido en cada una de las geometrías de las arterias coronarias.

El estudio de las arterias coronarias mediante dinámica de fluidos computacional se debe a la solución de las ecuaciones de Navier-Stokes, que dependiendo del mallado para cada geometría se tiene una convergencia en los resultados, en las dos arterias coronarias el parámetro de la presión está dentro del rango establecido; el parámetro de velocidad en la arteria coronaria derecha tiene una diferencia considerable, por lo tanto, no se puede emplear en una predicción de datos. Sin embargo, en la arteria coronaria izquierda se evidencia como la variación de la angulación afecta en la velocidad del flujo debido a la complejidad de la geometría, los resultados muestran que en las regiones de baja velocidad tiende a aumentar con el aumento de la angulación debido a la recirculación del flujo en esas regiones, permitiendo utilizar el sistema en una predicción en los parámetros de velocidad y presión. Por lo tanto, la dinámica de fluidos computacional al tener costos muy bajos en el hardware y rápidos tiempos de cómputo, se puede implementar como una herramienta confiable en la entrega de resultados con la finalidad de diagnosticar enfermedades de las arterias coronarias mediante los parámetros de velocidad y presión del fluido sanguíneo.

RECOMENDACIONES

- Utilizar un computador con mejor procesador y memoria.
- Realizar una simulación con obstrucciones en las arterias para estudiar su comportamiento.
- Desarrollar un sistema más completo de las arterias coronarias implementando más ramificaciones con el uso de imágenes clínicas para simular arterias más fieles anatómicamente.
- Utilizar otros tipos de solucionares en las ecuaciones de Navier-Stokes y la ecuación de continuidad para abarcar parámetros hemodinámicos.
- Considerar un sistema donde se implemente la arteria aorta.

BIBLIOGRAFÍA

AMERICAN COLLEGE OF RADIOLOGY Y RADIOLOGICAL SOCIETY OF NORTH AMERICA. *Detección temprana de enfermedades cardíacas (del corazón)* [blog]. [Consulta: 8 enero 2020]. Disponible en: <https://www.radiologyinfo.org/sp/info.cfm?pg=screening-cardiac>.

BLADÉ, E. *Consideraciones sobre métodos numéricos*. Logroño-España, 2005, pp. 105-122.

BOSHCHENKO, A., et al. *Transthoracic Echocardiography in the Assessment of Coronary Arteries* [blog]. [Consulta: 25 noviembre 2020]. Disponible en: <https://www.intechopen.com/books/coronary-angiography-advances-in-noninvasive-imaging-approach-for-evaluation-of-coronary-artery-disease/transthoracic-echocardiography-in-the-assessment-of-coronary-arteries>

CEVALLOS, C., & OBANDO, M. Modelación numérica con OpenFOAM de la optimización del bifurcador de caudales aguas arriba de la rápida escalonada “El Batán”, y comparación numérica – experimental [en línea] (Trabajo de titulación). (Tercer Nivel) Universidad Central del Ecuador, Quito - Ecuador. 2018. pp. 16 - 33. [Consulta: 25 febrero 2020]. Disponible en: <http://www.dspace.uce.edu.ec/bitstream/25000/15974/1/T-UCE-0011-ICF-022.pdf>.

ESTRUCH, R. Desarrollo de una metodología de análisis del microemplazamiento de parques eólicos mediante técnicas CFD [en línea] (Trabajo fin de grado) (Tercer Nivel) Universitat Politècnica de València, Valencia - España. pp. 22 - 25. [Consulta: 1 abril 2020]. Disponible en: https://riunet.upv.es/bitstream/handle/10251/88630/21800886_TFG_15046990087729195630034968917076.pdf?sequence=2&isAllowed=y.

FOX, S. *Fisiología humana*. 13ª ed. Madrid - España, 2014, pp. 404 - 420.

FOYSAL, R., & FAHMIDA, L. "Computational analysis of the coronary artery hemodynamics with different anatomical variations". *Informatics in Medicine Unlocked* [en línea], 2020, (Bangladesh) 19(17), pp. 1-12. [Consulta: 20 noviembre 2020] ISSN 23529148. Disponible en: <https://doi.org/10.1016/j.imu.2020.100314>.

GARCÍA, J. *Un método de elementos finitos para análisis hidrodinámico de estructuras navales*. Barcelone - España, 2000, pp. 1-9.

GIRALDO, A. Simulación mediante dinámica de fluidos computacional (CFD) de un intercambiador de flujo cruzado (Trabajo de titulación) (Tercer Nivel). Universidad Politècnica de Catalunya, Barcelona - España. 2017. pp. 85-90.

HERNÁNDEZ, I. *Aplicación del código OpenFoam al control activo de capa límite* [en línea]. Madrid-España, 2016. [Consulta: 15 junio 2020]. Disponible en:

http://oa.upm.es/42846/1/TFG_IVAN_HERNANDEZ_ALAYETO.pdf

IAZZO, P. *Handbook of cardiac anatomy, physiology, and devices* [en línea]. Madrid-España, 2009. [Consulta: 28 abril 2020]. Disponible: <https://books.google.com/books?id=O2XEpDdesrAC&pgis=1>

INEC. "Estadísticas De Defunciones Generales". Instituto Nacional de Estadística y Censos [en línea], 2019. [Consulta: 17 febrero 2020]. Disponible en: <https://www.ecuadorencifras.gob.ec/>

JOHNSTON, B., & JOHNSTON, P. "Non-Newtonian blood flow in human right coronary arteries: Steady state simulations". *Journal of Biomechanics* [en línea], 2004, (Australia) 37(5), p. 12. [Consulta: 12 julio 2020]. ISSN 00219290. Disponible en: <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2003.09.016>

JORDAN, C., et al. *Tutorial One Basic Case Setup Elbow OpenFoam* [en línea]. 2018. [Consulta: 28 noviembre 2020]. Disponible: <https://www.cfd.at/sites/default/files/tutorialsV4/1-ExampleOne.pdf>

LA FAYETTE, R., & GOLDMAN, A. *Goldman's Cecil Medicine* [en línea]. 24^a ed. New York-USA, 2012. [Consulta: 26 noviembre 2020]. Disponible en: <https://books.google.com/books?id=Qd-vvNh0ee0C&printsec>

LEÓN, E., & PÉREZ, K. Análisis de un sistema de tuberías con fuga utilizando Dinámica de Fluidos Computacional (CFD) mediante el software openfoam [en línea] (Trabajo de titulación) (Tercer Nivel). Universidad Francisco de Paula Santander Ocaña, Santander-Colombia. 2017. pp. 150-167. [Consulta: 24 noviembre 2020]. Disponible en: <https://bit.ly/2qMvDob>.

LÓPEZ, A., & MACAYA, C. *Libro de la salud cardiovascular del Hospital Clínico San Carlos y la Fundación BBVA* [en línea]. Madrid-España, 2009. [Consulta: 26 febrero 2020]. Disponible en: <https://books.google.com/books?id=O2XEpDdesrAC&pgis=1>.

MARTIN, I., et al. *Mecánica de fluidos* [en línea]. California-USA, 2011. [Consulta: 10 abril 2020]. Disponible en: https://rua.ua.es/dspace/bitstream/10045/20299/1/tema1_Flujo%20interno.pdf

MEDINA, H., et al. "Open source Computational Fluid Dynamics using OpenFOAM". *Diseño de aeronaves ligeras: métodos y herramientas* [en línea], 2015, (Inglaterra), pp. 1-10. [Consulta: 1 diciembre 2020]. DOI 10.13140/RG.2.1.1930.9843. Disponible en: https://www.researchgate.net/publication/286359861_Open_source_Computational_Fluid_Dynamics_using_OpenFOAM

MORA, A. "Dinámica de fluidos computacionales". *Curso de Ingeniería en Aeronáutica* [en línea], 2018, (USA), pp.2-5. [Consulta: 25 junio 2020]. Disponible en: https://www.academia.edu/39320819/Historia_del_CFD.

MORRIS, P., et al. "Virtual fractional flow reserve from coronary angiography: Modeling the significance of coronary lesions". The american college of cardiology foundation [en línea], 2013, (Inglaterra) 6(2), pp. 149-157. [Consulta: 6 enero 2020]. ISSN 18767605. Disponible en: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jcin.2012.08.024>.

NASON, E. "An overview of cardiovascular disease and research". International consortium of cardiovascular disease [en línea], 2007, (Inglaterra) 1(20), pp. 1-10. [Consulta: 8 enero 2020]. DOI 10.4103 / 0975-3583.78580. Disponible en: https://www.rand.org/content/dam/rand/pubs/working_papers/2007/RAND_WR467.pdf

OPEN CASCADE. *SALOME* [blog]. [Consulta: 18 agosto 2020]. Disponible en: salome-platform.org.

PAOLINELLI, P. "Principios físicos e indicaciones clínicas del ultrasonido doppler". Revista Médica Clínica Las Condes [en línea], 2013, (Chile) 24(1), pp. 139-148. [Consulta: 6 junio 2020]. ISSN 07168640. Disponible en: [http://dx.doi.org/10.1016/S0716-8640\(13\)70139-1](http://dx.doi.org/10.1016/S0716-8640(13)70139-1).

RIBÉS, A., et al. "SALOME : an Open-Source simulation platform integrating ParaView". ReserchGate [en línea], 2017, (USA) 7(9), pp. 2-9. [Consulta: 18 agosto 2020]. DOI 10.13140/RG.2.2.12107.08485. Disponible en: <https://www.researchgate.net/publication/318531878>

ROBAYO, D. Modelado y simulación de un sistema de vasos sanguíneos [en línea] (Trabajo de titulación). (Tercer Nivel). Universidad Distrital Francisco José de Caldas, Bogotá-Colombia. 2016. pp. 17-30. [Consulta: 12 julio 2020]. Disponible en: <http://repository.udistrital.edu.co/bitstream/11349/3860/1/RobayoDiazDiegoArmandoOrtizMendozaCamiloAndres2016.pdf>.

ROMERO, S. Análisis numérico del flujo sanguíneo en la bifurcación de la arteria coronaria izquierda [en línea] (Trabajo de titulación). (Tercer Nivel) Universidad Zaragoza, Zaragoza-España. 2013. pp. 14-32. [Consulta: 5 octubre 2020]. Disponible en: <https://zaguan.unizar.es/record/12913?ln=es>

SÁNCHEZ, J., et al. "La ecografía carotídea es útil para predecir enfermedad coronaria y mortalidad en pacientes en hemodiálisis". Nefrología [en línea], 2010, (España) 30(4), pp. 427-434. [Consulta: 6 enero 2020]. ISSN 02116995. Disponible en: <https://www.revistanefrologia.com/es-pdf-X0211699510050461>.

SÁNCHEZ, A., & BOBADILLA, M. "Enfermedad cardiovascular: primera causa de morbilidad en un hospital de tercer nivel". National Conference on Noise Control Engineering [en línea], 2016, (México) 27(3), pp. 93-98. [Consulta: 27 noviembre 2020]. ISSN 0931784042. Disponible en: <https://www.medigraphic.com/newMedi/>.

SARMIENTO, A. "Dinámica de fluidos computacional (CFD): una herramienta para atender la demanda educativa y laboral en el campo de la ingeniería". *Dinámica de fluidos* [en línea], 2015, (Brasil) 1(165), pp. 3. [Consulta: 17 enero 2020]. ISSN 1900-6241. Disponible en: <https://www.revistavirtualpro.com/editoriales/20151001-ed.pdf>.

SHENGXIAN, T., et al. "Fractional flow reserve calculation from 3-dimensional quantitative coronary angiography and TIMI frame count: A fast computer model to quantify the functional significance of moderately obstructed coronary arteries". *Cardiovascular Interventions* [en línea], 2014, (Leiden) 7(7), pp. 768-777. [Consulta: 6 enero 2020]. ISSN 18767605. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/25060020/>

WEINHAUS, A. *Anatomy of the Human Heart. Handbook of Cardiac Anatomy, Physiology, and Devices* [en línea]. New Jersey- USA, 2015. [Consulta: 6 enero 2020]. Disponible en: <http://repositorio.ucsg.edu.ec/bitstream/3317/545/1/T-UCSG-PRE-MED-8.pdf>.

ANEXOS

ANEXO A: CÓDIGO DE LA PRESIÓN

```
/*-----*- C++ -*-----*\
|=====|
|\ \ / F i e l d | OpenFOAM: The Open Source CFD Toolbox |
|\ \ / O p e r a t i o n | Version: plus |
|\ \ / A n d | Web: www.OpenFOAM.com |
|\ \ M a n i p u l a t i o n |
\*-----*/
FoamFile
{
    version 2.0;
    format ascii;
    class volScalarField;
    object p;
}
// ***** //

dimensions [0 2 -2 0 0 0 0];

internalField uniform 0;

boundaryField
{
    inlet
    {
        type zeroGradient;
    }

    outlet1
    {
        type fixedValue;
        value uniform 10665;
    }

    outlet2
    {
        type fixedValue;
        value uniform 10665;
    }

    wall
    {
        type zeroGradient;
    }
}

// ***** //
```

ANEXO B: CÓDIGO DE LA VELOCIDAD

```
/*-----*- C++ -*-----*\
|=====|
|\ \ / F i e l d | OpenFOAM: The Open Source CFD Toolbox |
|\ \ / O p e r a t i o n | Version: plus |
|\ \ / A n d | Web: www.OpenFOAM.com |
|\ \ M a n i p u l a t i o n |
\*-----*/
FoamFile
{
    version 2.0;
    format ascii;
    class volVectorField;
    object U;
}
// ***** //

dimensions [0 1 -1 0 0 0];

internalField uniform (0 0 0);

boundaryField
{
    inlet
    {
        type fixedValue;
        value uniform (0.20 0 0);
    }

    outlet1
    {
        type zeroGradient;
    }

    outlet2
    {
        type zeroGradient;
    }

    wall
    {
        type noSlip;
    }
}

// ***** //
```

ANEXO C: CÓDIGO DE LAS PROPIEDADES DE TRANSPORTE DEL FLUIDO

```
/*-----*- C++ -*-----*\
|=====|
|\ \ / F i e l d | OpenFOAM: The Open Source CFD Toolbox |
|\ \ / O p e r a t i o n | Version: plus |
|\ \ / A n d | Web: www.OpenFOAM.com |
|\ \ M a n i p u l a t i o n |
\*-----*/
FoamFile
{
    version 2.0;
    format ascii;
    class dictionary;
    location "constant";
    object transportProperties;
}
// ***** //

nu 0.0345;

// ***** //
```

ANEXO D: CONDICIONES DE CONTORNO DE LA MALLA

```
/*-----*- C++ -*-----*\
|=====|
|\ \ / F i e l d | OpenFOAM: The Open Source CFD Toolbox |
|\ \ / O p e r a t i o n | Version: v1712 |
|\ \ / A n d | Web: www.OpenFOAM.com |
|\ \ M a n i p u l a t i o n |
\*-----*/
FoamFile
{
    version 2.0;
    format ascii;
    class polyBoundaryMesh;
    location "constant/polyMesh";
    object boundary;
}
// ***** //

4
(
    wall
    {
        type wall;
        nFaces 9550;
        startFace 103817;
    }
    inlet
    {
        type patch;
    }
}
```

```

        nFaces    102;
        startFace 113367;
    }
    outlet1
    {
        type      patch;
        nFaces    104;
        startFace 113469;
    }
    outlet2
    {
        type      patch;
        nFaces    104;
        startFace 113573;
    }
)

// ***** //

```

ANEXO E: CÓDIGO EN CONTROLDICT

```

/*-----*- C++ -*-----*\
|=====|
| \ / F i e l d | OpenFOAM: The Open Source CFD Toolbox |
| \ / O p e r a t i o n | Version: plus |
| \ / A n d | Web: www.OpenFOAM.com |
| \ / M a n i p u l a t i o n |
\*-----*/
FoamFile
{
    version 2.0;
    format ascii;
    class dictionary;
    location "system";
    object controlDict;
}
// ***** //

application icoFoam;

startFrom latestTime;

startTime 0;

stopAt endTime;

endTime 1;

deltaT 5e-05;

writeControl timeStep;

writeInterval 100;

```

```

purgeWrite 0;

writeFormat  ascii;

writePrecision 6;

writeCompression off;

timeFormat  general;

timePrecision 6;

runTimeModifiable true;

```

```
// ***** //
```

ANEXO F: CÓDIGO EN FVSCHEMES

```

/*-----*- C++ -*-----*\
|=====|
|\\ / F ield | OpenFOAM: The Open Source CFD Toolbox |
| \\ / O peration | Version: plus |
| \\ / A nd | Web: www.OpenFOAM.com |
| \\ M anipulation |
\*-----*/
FoamFile
{
    version 2.0;
    format  ascii;
    class  dictionary;
    location "system";
    object  fvSchemes;
}
// ***** //

ddtSchemes
{
    default Euler;
}

gradSchemes
{
    default Gauss linear;
}

divSchemes
{
    default none;
    div(phi,U) Gauss limitedLinearV 1;
}

laplacianSchemes

```

```

{
  default    Gauss linear corrected;
}

```

```

interpolationSchemes
{
  default    linear;
}

```

```

snGradSchemes
{
  default    corrected;
}

```

```

// ***** //

```

ANEXO G: CÓDIGO EN FVSOLUTION

```

/*----- C++ -----*\
|=====|
|\ \ / F ield | OpenFOAM: The Open Source CFD Toolbox |
| \ \ / O peration | Version: plus |
| \ \ / A nd | Web: www.OpenFOAM.com |
| \ \ M anipulation |
\*-----*/
FoamFile
{
  version 2.0;
  format  ascii;
  class  dictionary;
  location "system";
  object  fvSolution;
}
// ***** //

```

```

solvers
{
  p
  {
    solver      PCG;
    preconditioner DIC;
    tolerance  1e-05;
    relTol     0.05;
  }

```

```

  pFinal
  {
    $p;
    relTol  0;
  }

```

```

U

```

```
{
  solver      smoothSolver;
  smoother    symGaussSeidel;
  tolerance   1e-05;
  relTol      0;
}
```

PISO

```
{
  nCorrectors 2;
  nNonOrthogonalCorrectors 2;
}
```

```
// ***** //
```



ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DE CHIMBORAZO

**DIRECCIÓN DE BIBLIOTECAS Y RECURSOS PARA EL
APRENDIZAJE Y LA INVESTIGACIÓN**



UNIDAD DE PROCESOS TÉCNICOS
REVISIÓN DE NORMAS TÉCNICAS, RESUMEN Y BIBLIOGRAFÍA

Fecha de entrega: 26 / 03 / 2021

INFORMACIÓN DEL AUTOR/A (S)
Nombres – Apellidos: Joselyne Estefania Ramos Peñafiel
INFORMACIÓN INSTITUCIONAL
Facultad: Ciencias
Carrera: Biofísica
Título a optar: Biofísica
f. Analista de Biblioteca responsable: Lic. Luis Caminos Vargas Mgs.

**LUIS
ALBERTO
CAMINOS
VARGAS**

Firmado digitalmente por LUIS
ALBERTO CAMINOS VARGAS
Nombre de reconocimiento (DN):
c=EC, o=IOBAMBA,
serialNumber=0602766974,
cn=LUIS ALBERTO CAMINOS
VARGAS
Fecha: 2021.03.26 17:59:51
-05'00'



0815-DBRAI-UPT-2021