



Estudio con dinámica de fluidos computacional de las arterias coronarias

Estudio con dinámica de fluidos computacional de las arterias coronarias

Estudo de fluidodinâmica computacional de artérias coronárias

Dalinda Ileana Quingatuña-Cali ^I
dquingatuna@esPOCH.edu.ec
<https://orcid.org/0000-0003-0105-0555>

Joselyne Estefania Ramos-Peñañiel ^{II}
joselyne.ramos@esPOCH.edu.ec
<https://orcid.org/0000-0003-0007-1901>

Richard Willians Pachacama-Choca ^{III}
richard.pachacama@esPOCH.edu.ec
<https://orcid.org/0000-0003-0007-1901>

Correspondencia: dquingatuna@esPOCH.edu.ec

Ciencias de la Salud
Artículo de Investigación

* **Recibido:** 23 de mayo de 2022 * **Aceptado:** 12 de junio de 2022 * **Publicado:** 30 de julio de 2022

- I. Biofísica - Escuela Superior Politécnica de Chimborazo (ESPOCH), Riobamba, Ecuador.
- II. Biofísica - Escuela Superior Politécnica de Chimborazo (ESPOCH), Riobamba, Ecuador.
- III. Doctor en Física - Escuela Superior Politécnica de Chimborazo (ESPOCH), Riobamba, Ecuador.

Resumen

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 tuberías 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.

Palabras claves: arterias coronarias; Dinámica de Fluidos Computacional; trifurcación; diferencial parcial; ParaView.

Abstract

The coronary arteries were studied by simulation with Computational Fluid Dynamics, for the simulation the construction and meshing of the system was carried out using the SALOME and OpenFOAM programs. The system was built from an idealized piping geometry, generating five coronary artery piping, one to the right and four to the left with bifurcation at 90 degrees and bifurcation at 30, 60 and 90 degrees; in Computational Fluid Dynamics, the Navier-Stokes equations use the partial differential in blood flow, the solution of the equations is obtained by means of finite element methods with finite volume, using the icoFoam solver used in laminar

incompressible flows, the precision of the computational models are related to the refinement of the mesh for a convergence in the results. The simulation was visualized in ParaView, obtaining values of pressure and velocity at different times, the pressure has a similar behavior in all geometries, decreasing progressively over time, the velocity fields are affected by the change in angle, which according to Fluid Dynamics is due to the recirculation of blood flow. In conclusion, the pressure in the two coronary arteries is within the established range, the low-velocity regions increase with increasing angulation, allowing the system to be used in data prediction, therefore, computational fluid dynamics can be implement as a reliable tool in delivering results.

Keywords: coronary arteries; Computational Fluid Dynamics; trifurcation; partial differential; ParaView.

Resumo

As artérias coronárias foram estudadas por simulação com Dinâmica de Fluidos Computacional, para a simulação foi realizada a construção e malha do sistema utilizando os programas SALOME e OpenFOAM. O sistema foi construído a partir de uma geometria de tubulação idealizada, gerando cinco tubulações de artéria coronária, uma à direita e quatro à esquerda com bifurcação a 90 graus e bifurcação a 30, 60 e 90 graus; em Dinâmica de Fluidos Computacional, as equações de Navier-Stokes utilizam o diferencial parcial no fluxo sanguíneo, a solução das equações é obtida por meio de métodos de elementos finitos com volume finito, usando o solver icoFoam usado em escoamentos laminares incompressíveis, a precisão do cálculo computacional os modelos estão relacionados ao refinamento da malha para uma convergência nos resultados. A simulação foi visualizada no ParaView, obtendo valores de pressão e velocidade em tempos diferentes, a pressão tem um comportamento semelhante em todas as geometrias, diminuindo progressivamente ao longo do tempo, os campos de velocidade são afetados pela mudança de ângulo, que segundo a Fluid Dynamics é devido à recirculação do fluxo sanguíneo. Em conclusão, a pressão nas duas artérias coronárias está dentro da faixa estabelecida, as regiões de baixa velocidade aumentam com o aumento da angulação, permitindo que o sistema seja utilizado na predição de dados, portanto, a fluidodinâmica computacional pode ser implementada como uma ferramenta confiável na entrega resultados.

Palavras-chave: artérias coronárias; Dinâmica de Fluidos Computacional; trifurcação; diferencial parcial; ParaView.

Introducción

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. ⁽¹⁾

En 2013 y 2014 se realizaron estudios sobre la predicción de reserva de flujo fraccional miocárdico, desarrollando un modelo informático de la fisiología intracoronaria basada en un angiograma coronario rotacional y cuantitativa tridimensional respectivamente, dando como resultado que el 97% de pacientes se los identificó con lesiones significativas en la arteria coronaria. ^(2,3) En el 2014 Shengxian demostró el uso de modelos informáticos para el estudio del flujo de un fluido en las arterias permite un diagnóstico más preciso. ⁽⁴⁾ 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. ⁽⁵⁾ 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. Otro hecho importante a destacar es que las simulaciones CFD permiten analizar los sistemas en escala real con sus respectivas condiciones de funcionamiento ⁽⁶⁾.

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 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 (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. ^(7,9)

Metodología

Estructura de las arterias coronarias

Las arterias coronarias se conforman por: 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), ⁽¹⁰⁾ 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. ⁽¹¹⁾ Las dimensiones de las arterias coronarias se basan en un modelo idealizado, construido a partir de imágenes por ecografía intravascular y angiografía por TC. ^(12,13)

Figura 1: Dimensiones idealizadas de la arteria coronaria derecha

ARTERIA CORONARIA DERECHA			ARTERIA CORONARIA IZQUIERDA		
Rama	Diámetro(mm)	Longitud(mm)	Rama	Diámetro(mm)	Longitud(mm)
RCA Proximal	3.40	23.00	Bifurcación		
RCA Medio	3.02	23.30	Tronco principal izquierdo (LMS)	3.00	35.00
RCA Distal	2.55	24.50	Descendente anterior izquierdo(LAD)	2.00	25.00
RDP	1.00	11.10	Circunfleja izquierdo (LCx)	1.50	20.00
RPL	1.00	10.00	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: Johnston y Johnston, 2004(12)

Geometría y mallado

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 ⁽¹⁴⁾.

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. ⁽¹⁵⁻¹⁸⁾. Utiliza dos lenguajes Python y C++ ⁽¹⁹⁾.

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 grupos en la malla: inlet, outlet y wall, que sirven para dar las condiciones de contorno de la simulación. ^(20,21)

Condiciones de contorno

Las condiciones de contorno son: velocidad de entrada y presión de salida con el objetivo de imitar a las condiciones in vivo de las arterias coronarias.

Según Foysal y Fahmida, 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. ^(10,22)

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

Figura 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

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: $Re = \frac{D\mu\rho}{\eta}$; donde: D = diámetro de la tubería (m), μ = velocidad del fluido (m/s), ρ = densidad del fluido (kg/m³), η = viscosidad del fluido (kg/m.s), ⁽²³⁾ para RCA es 225 y en LCA es 198 correspondiente a un flujo laminar. En ControlDict se selecciona el solucionador icoFoam, utilizado para resolver flujos laminares incompresibles, el cual se basa en un algoritmo PISO 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.⁽²⁴⁾ El tiempo de la simulación es de 1 segundo, el paso temporal se calcula con el número de Courant: $Co = \Delta t|\mu| / \Delta x \leq 1$ (12), dando un valor de 5×10^{-5} . 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.⁽²⁵⁻²⁸⁾ El método de muestreo viene dado por la resolución de la ecuación de Navier-Stokes mediante el método de volúmenes finitos. La investigación se realizó

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 realiza la construcción y mallado del sistema, posteriormente se resuelve las ecuaciones de Navier-Stokes del sistema mediante OpenFOAM permitiendo la obtención de resultados que se visualizarán en ParaView, finalmente se exportan los datos en formato CSV. (29-30)

Resultados

Las dimensiones empleadas en la simulación de las arterias coronarias son idealizadas, en SALOME se realiza la construcción de las tuberías obteniendo un objeto sólido, donde se eliminan los ejes, puntos y caras sobrantes. 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. 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.

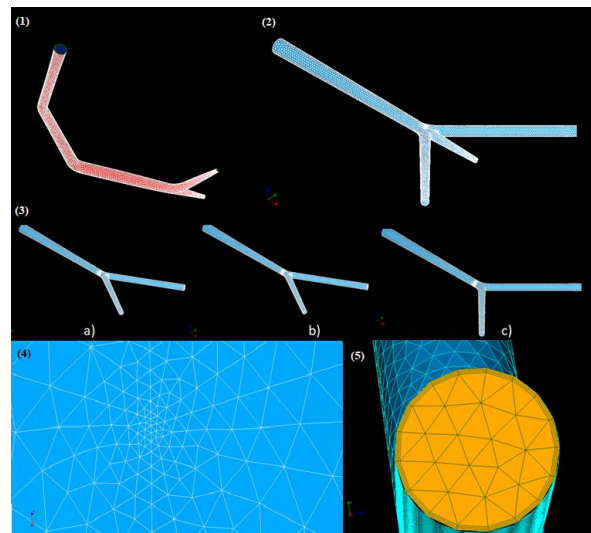


Figura 3: (1) Malla RCA. (2) Malla LCA con geometría de trifurcación. (3) Malla LCA con geometría de bifurcación a) 30°, b) 60° y c) 90°. (4) Refinamiento de la malla. (5) Capa viscosa de la arteria

La malla creada de la arteria coronaria derecha figura 1, 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.

La malla de la arteria coronaria izquierda con geometría de trifurcación figura 1, 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. La construcción de la malla de la arteria coronaria izquierda con geometría de bifurcación figura 1 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.

Arteria Coronaria Derecha

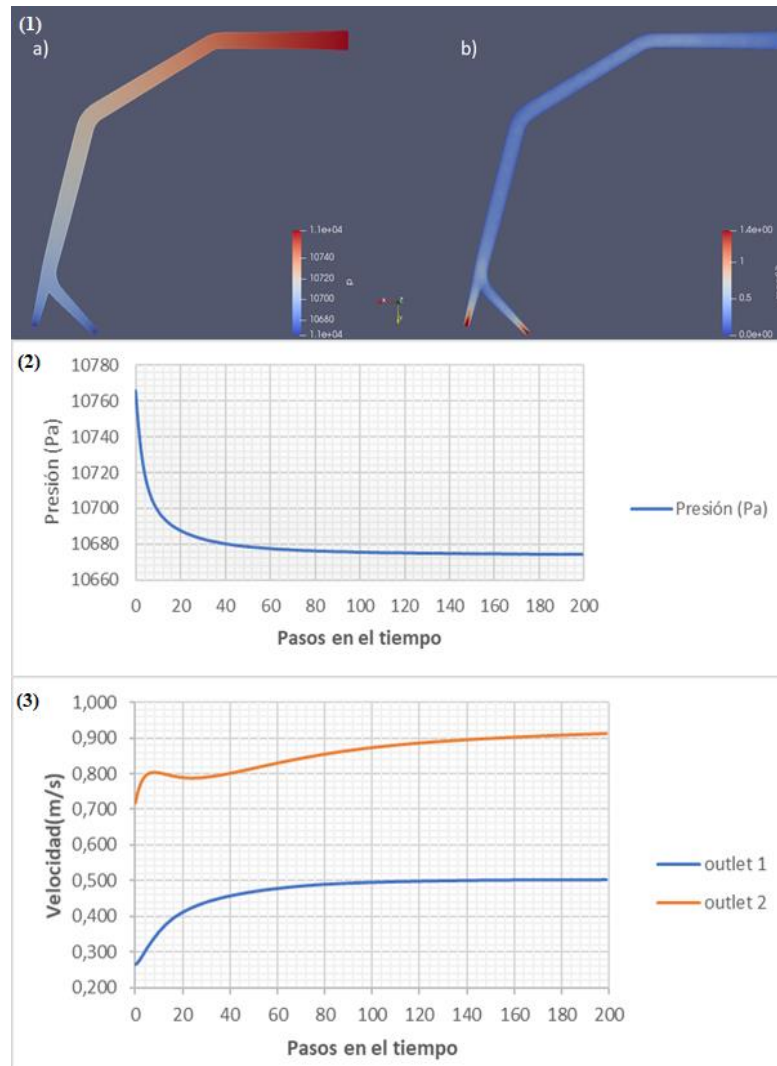


Figura 4: (1) Simulación RCA, a) presión de la arteria, b) magnitud de la velocidad. (2) Presión en RCA con respecto a los pasos de tiempo. (3) Velocidad de RCA en la salida 1 y 2

La figura 2a es la simulación de la arteria coronaria derecha en 1 segundo con 199 pasos, para figura 2b se muestra el cambio de la presión a medida que transcurre el tiempo ingresando con valor de $(10765,800 \pm 0,158)$ Pa, la figura 2(3) indica información de las dos velocidades de salida de la arteria coronaria derecha, 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

Arteria coronaria izquierda

Trifurcación

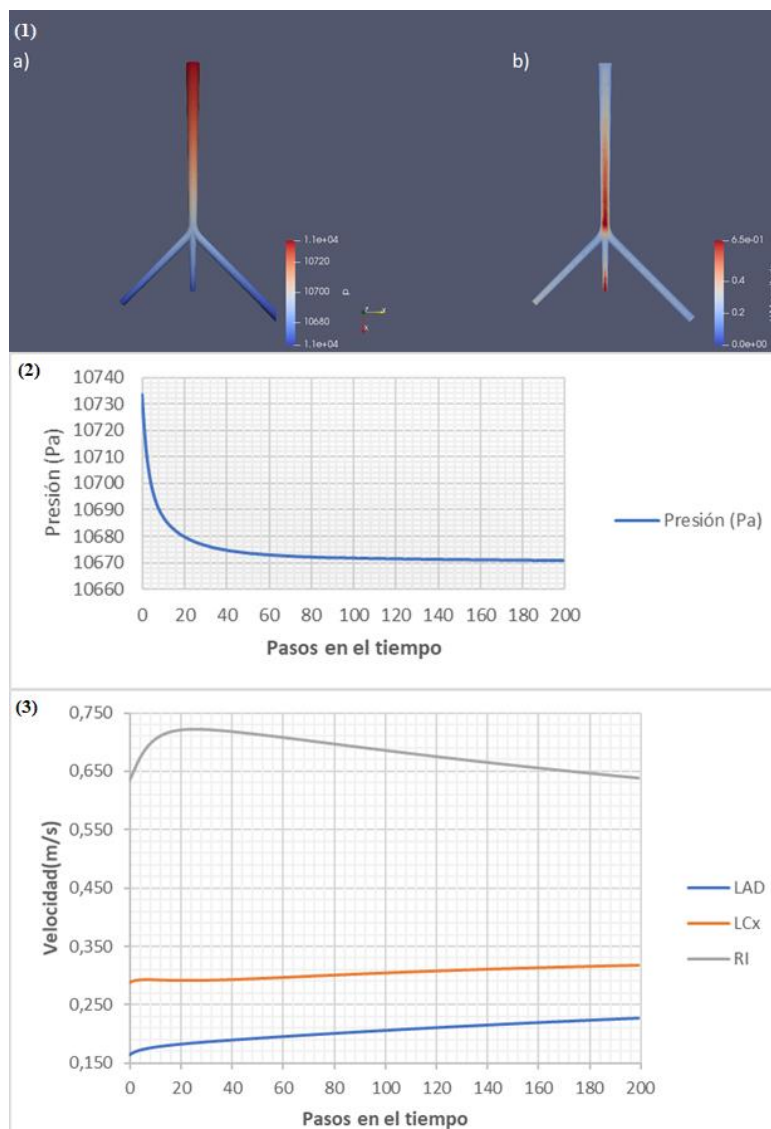


Figura 5: (1) a) Simulación de la presión LCA trifurcación, b) magnitud de la velocidad de LCA. (2) Presión en LCA con respecto a los pasos de tiempo. (3) Velocidad LCA para las ramas LAD, LCx y RI

La simulación de la arteria coronaria izquierda se representa en la figura 3a, 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), figura 2 se tiene que la presión de entrada en la arteria coronaria izquierda con geometría de trifurcación es $(10733,400 \pm 0,223)$ Pa y en la figura 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.

Bifurcación

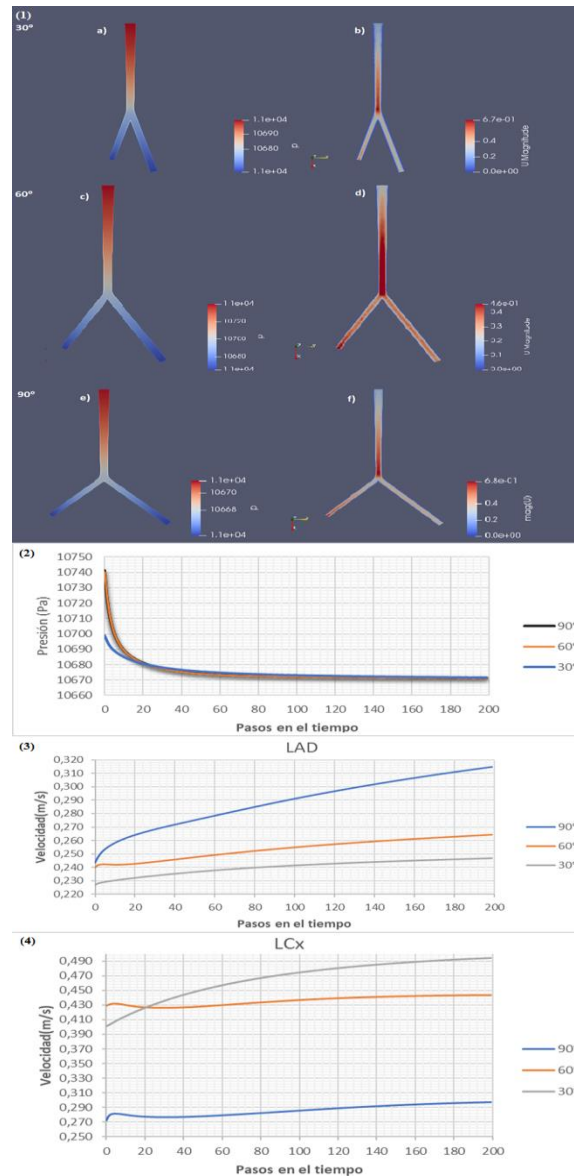


Figura 6: Simulación LCA bifurcación. a), b) presión y velocidad en 30°, c) y d) presión y velocidad en 60°, e) y f) presión y velocidad 90°. (2) Presión en LCA para bifurcación con 30°, 60° y 90°. (3) Velocidad en LCA para bifurcación con 30°, 60° y 90° en la rama LAD. (4) Velocidad en LCA para bifurcación con 30°, 60° y 90° en la rama LCx.

La figura 4 representa la presión de la arteria coronaria izquierda en bifurcación donde 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, las presiones con los distintos ángulos varían en una mínima cantidad, tal y como se muestra en la figura 4, para un ángulo de 90° y 60° la presión del flujo de entrada tiene un valor de $(10741,500 \pm 0,018)$ Pa y $(10739,900 \pm 0,038)$ Pa respectivamente, en cambio la arteria coronaria con ángulo de 30° la presión de entrada del flujo es de $(10698,900 \pm 0,015)$ Pa, las velocidades en la rama LAD van aumentando con el paso en el tiempo tal y como se verifica en figura 4(3), con el ángulo de 60° en los primeros pasos tiende a decaer para posteriormente aumentar la velocidad hasta alcanzar los $(0,264 \pm 0,010)$ m/s, con un ángulo de 30° la velocidad de salida del flujo es $(0,247 \pm 0,087)$ m/s y para un ángulo de 90° la velocidad de salida del flujo es $(0,315 \pm 0,056)$ m/s, las velocidades en la rama LCx va creciendo con el paso en el tiempo, en la figura 4(4), 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.

Discusión

La precisión de los modelos computacionales elaborados están relacionados con la generación de las mallas, al ser finas con elementos finitos, 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 incompresibles. Entonces, en la dinámica de fluidos

computacional las ecuaciones de Navier-Stokes se utilizan con el diferencial parcial debido a que 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 CDF 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. Para 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 figura 4, 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. 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. 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 de este rango, 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.

Referencias

1. INEC. Estadísticas De Defunciones Generales. 2019;22–4. Available from: https://www.ecuadorencifras.gob.ec/documentos/web-inec/Poblacion_y_Demografia/Defunciones_Generales_2019/Presentacion_EDG_2019.pdf
2. Morris P, Ryan D, Morton AC, Lycett R, Lawford P v., Hose DR, et al. Virtual fractional flow reserve from coronary angiography: Modeling the significance of coronary lesions. Results from the VIRTU-1 (VIRTUal fractional flow reserve from coronary angiography) study. JACC: Cardiovascular Interventions [Internet]. 2013;6Morris, P(2):149–57. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jcin.2012.08.024>
3. Sánchez A, Bobadilla M. Enfermedad cardiovascular: primera causa de morbilidad en un hospital de tercer nivel. Proceedings - National Conference on Noise Control Engineering [Internet]. 2016;27:93–8. Available from: <https://www.medigraphic.com/newMedi/>
4. Shengxian T, Barbato E, Köszegi Z, Yang J, Sun Z, Holm NR, 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. JACC: Cardiovascular Interventions. 2014;7(7):768–77.

5. Mora A. Curso de Ingeniería en Aeronáutica: "Dinámica de fluidos computacionales Historia de la dinámica de fluidos computacionales (CFD). 2018; Available from: https://www.academia.edu/39320819/Historia_del_CFD
6. 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; 2. Available from: <https://www.revistavirtualpro.com/editoriales/20151001-ed.pdf>
7. Willerson J, Holmes D. Coronary artery disease. [Internet]. Vol. 23, Delaware medical journal. 2015. 786 p. Available from: <http://www.springer.com/series/10474>
8. la Fayette R, Goldman A. Goldman's Cecil Medicine [Internet]. Goldman's Cecil Medicine. 2012 [cited 2020 Nov 25]. 2655 p. Available from: <https://books.google.gm/books?id=Qd-vvNh0ee0C&printsec=copyright&hl=es#v=onepage&q&f=false>
9. Nason, E. An overview of cardiovascular disease and research. International consortium of cardiovascular disease [en línea], 2007;1-10. Available from: https://www.rand.org/content/dam/rand/pubs/working_papers/2007/RAND_WR467.pdf
10. Doce Y. Estudio Del Flujo Sanguíneo Para Diferentes Técnicas De Implantación De Stents En Bifurcaciones Coronarias. 2015
11. Foysal R, Fahmida L. Computational analysis of the coronary artery hemodynamics with different anatomical variations. Informatics in Medicine Unlocked [Internet]. 2020;19:17. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.imu.2020.100314>
12. López A, Macaya C. Libro de la salud cardiovascular del Hospital Clínico San Carlos y la Fundación BBVA. 2009;696. Available from: <https://books.google.com/books?id=O2XEpDdesrAC&pgis=1>
13. Boshchenko A, Vrublevsky A, Karpov R. Transthoracic Echocardiography in the Assessment of Coronary Arteries. In: Coronary Angiography - Advances in Noninvasive Imaging Approach for Evaluation of Coronary Artery Disease [Internet]. 2011. p. 42. Available from: <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>

14. Giraldo, A. Simulación mediante dinámica de fluidos computacional (CFD) de un intercambiador de flujo cruzado. Universidad Politécnica de Catalunya, Barcelona - España. 2017; 85-90.
15. Johnston B, Johnston P. Non-Newtonian blood flow in human right coronary arteries: Steady state simulations. *Journal of Biomechanics*. 2004;37(5):12.
16. Open Cascade. SALOME. 2019;8. Available from: salome-platform.org
17. Ribés A, Bruneton A, Geay A. SALOME : an Open-Source simulation platform integrating ParaView SALOME. 2017;(July):9.
18. Bienvenido a www.salome-platform.org - Plataforma SALOME [Internet]. [cited 2020 Aug 15]. Available from: <https://www.salome-platform.org/>
19. RIBÉS, A., SALOME : an Open-Source simulation platform integrating ParaView. ReserchGate [en línea], 2017; pp. 2-9. Available: from: <https://www.researchgate.net/publication/318531878>
20. Estruch R. Desarrollo de una metodología de análisis del microemplazamiento de parques eólicos mediante técnicas cfd. 2016.
21. García, J. Un método de elementos finitos para análisis hidrodinámico de estructuras navales. 2000; 1-9
22. Hernández I. Aplicación del código OpenFoam al control activo de capa límite. 2016.
23. Cevallos C, Obandoa M. Universidad central del ecuador [Internet]. 2018. Available from: <http://www.dspace.uce.edu.ec/bitstream/25000/15974/1/T-UCE-0011-ICF-022.pdf>
24. Bladé E. Consideraciones sobre métodos numéricos. 2005;105–22.
25. Jordan C, Harasek M, Zibuschka S, Chen Y. Tutorial One Basic Case Setup Elbow OpenFoam. 2018;14.
26. Antman S, Marsden J, Sirovich L. *Applied Mathematical Sciences*. Vol. 57, *The Mathematical Gazette*. 2004; 736.
27. Romero S. Análisis numérico del flujo sanguíneo en la bifurcación de la arteria coronaria izquierda. 2013.
28. Martín I, Salcedo R, Font R. Flujo interno de fluidos incomprensibles y comprensibles. *Mecanica de fluidos*. 2011;72.

29. Robayo D, Ortiz C. Modelado Y Simulación De Un Sistema De [Internet]. 2016. Available from: <http://repository.udistrital.edu.co/bitstream/11349/3860/1/RobayoDiazDiegoArmandoOrtizMendozaCamiloAndres2016.pdf>
30. León E, Pérez K. Análisis de un sistema de tuberías con fuga utilizando dinámica de fluidos computacional (cfd) mediante el software openfoam. Tesis [Internet]. 2017;1–167. Available from: <https://bit.ly/2qMvDob>

© 2022 por los autores. Este artículo es de acceso abierto y distribuido según los términos y condiciones de la licencia Creative Commons Atribución-NoComercial-CompartirIgual 4.0 Internacional (CC BY-NC-SA 4.0) (<https://creativecommons.org/licenses/by-nc-sa/4.0/>).