

Modelamiento Computacional del Flujo Sanguíneo en la Aorta usando Imágenes de TAC

Erika L. SUGAHARA

Departamento de Ing. Eléctrica y Electrónica, Universidad Del Norte
Barranquilla, Atlántico, 080001, Colombia

María A. GONZALEZ

Departamento de Ing. Eléctrica y Electrónica, Universidad Del Norte
Barranquilla, Atlántico, 080001, Colombia

Juan C. VELEZ

Departamento de Ing. Eléctrica y Electrónica, Universidad Del Norte
Barranquilla, Atlántico, 080001, Colombia

Cesar A. OROZCO

Departamento de Ing. Eléctrica y Electrónica, Universidad Del Norte
Barranquilla, Atlántico, 080001, Colombia

Alberto J. CADENA

Departamento de Cardiología, Clínica de la Costa
Barranquilla, Atlántico, 080001, Colombia

Juan P. TELLO PORTILLO

Departamento de Ing. Eléctrica y Electrónica, Universidad Del Norte
Barranquilla, Atlántico, 080001, Colombia

RESUMEN

En este trabajo se presenta la modelación de la hemodinamia vascular de la aorta en tres dimensiones para obtener los perfiles de velocidad y distribuciones de presión en toda la geometría de la arteria. Se inicia con la extracción de las imágenes procedentes de un scanner de Tomografía Axial Computarizada (TAC), continuando con el procesamiento y segmentación de las imágenes para obtener la región de interés (ROI). Con la región identificada, se pasa a un proceso de reconstrucción tridimensional de la geometría de la aorta. Mediante post-procesamiento, se prepara la estructura identificando la entrada y salidas del modelo. Finalmente, usando el software Comsol Multiphysics se configuran las condiciones iniciales y de frontera junto con el proceso de mallado y se realiza la simulación. Los resultados son presentados numérica y gráficamente mediante tablas y mapas de colores, los cuales guardan correspondencia con el análisis clínico por parte de personal médico especializado.

Palabras Claves: Aorta, Flujo Sanguíneo, Velocidad, Presión, TAC, ROI.

1. INTRODUCCIÓN

Las enfermedades cardiovasculares (ECV) son una de las principales causas del mayor número de muertes en el mundo. Se estima que en el año 2016, 17.9 millones personas murieron debido a este padecimiento, representando el 31% de las muertes globales [1]. Estas incluyen enfermedades del corazón, enfermedades cerebro vasculares y enfermedades de los vasos sanguíneos. Dentro de los tipos de ECVs está la arteriosclerosis,

que es un proceso patológico que aparece en las paredes de los vasos sanguíneos y que se desarrolla durante muchos años. Durante la aparición de esta enfermedad se va depositando material graso y colesterol en las arterias, haciendo que su superficie interna sea irregular y más estrecha, dificultando el paso de la sangre. Además, cuando ocurre un rompimiento de la placa, se forman coágulos de sangre, que si se desarrollan en una arteria coronaria, puede causar un ataque cardíaco y si se expande al cerebro, puede causar derrame cerebral [2]. De ahí que, por su estrecha relación (ECVs y el flujo sanguíneo), su estudio es de gran relevancia en el ambiente clínico.

Así mismo, durante un ciclo cardíaco se presentan cambios en el flujo sanguíneo representados en variaciones de velocidad y presión de la sangre, que fluyen a través de los vasos sanguíneos y que se hacen más notorios en la arteria aorta. Estos cambios son de gran relevancia ya que determinan la existencia o no de una determinada patología. Durante la fase de la sístole (duración promedio de 0.3s a 0.4s), ocurre la expulsión de la sangre desde el corazón hacia las arterias que la dirigen al resto del cuerpo y por lo tanto se presentan los mayores cambios de presión y velocidad del flujo sanguíneo. En la fase de la diástole (duración promedio de 0.5s), la presión y la velocidad disminuyen debido a que las paredes musculares del corazón se relajan y sus cavidades vuelven a llenarse de sangre para estar listas y comenzar un nuevo ciclo cardíaco.

Hoy en día existen diferentes técnicas no invasivas y de alta precisión usadas para medir parámetros de interés en esta área. Sin embargo, en muchas ocasiones estas no alcanzan ni la precisión ni el alcance espacio-temporal para realizar estas medidas [3]. Es aquí donde los modelos matemáticos y de simulación cobran gran importancia.

Los primeros análisis de la dinámica de fluidos computacional (CFD) basados en imágenes fueron motivados por el objetivo de estudiar el papel de las fuerzas hemodinámicas en el desarrollo de la aterosclerosis en las arterias carótida y coronaria, cuantificar la hemodinámica en aneurismas aórticos abdominales y planificar protocolos quirúrgicos específicos para diferentes pacientes [4]. Surgen entonces los modelos matemáticos que sustentan el modelamiento del flujo sanguíneo en la aorta.

Asumiendo un flujo laminar, incompresible, inestable e ignorando la influencia de la gravedad, el modelo matemático para la velocidad y la presión del flujo sanguíneo está dado mediante las ecuaciones de Navier-Stokes [5], [6], [7].

$$\rho \left[\frac{\partial u}{\partial t} + U \cdot \nabla U \right] = -\nabla P + \mu \nabla^2 U \quad (1)$$

$$\nabla \cdot U = 0 \quad (2)$$

Con

$$\nabla = \left(\frac{\partial}{\partial x}, \frac{\partial}{\partial y}, \frac{\partial}{\partial z} \right) \text{ y } U = (u_x, u_y, u_z)$$

Donde, u_x , u_y , u_z : son los componentes de velocidad en x , y y z respectivamente (m/s). P : es la presión, que corresponde a un multiplicador de Lagrange para satisfacer la condición de incompresibilidad (Pa o $mmHg$). μ : es la viscosidad del fluido ($N.s/m^2$ o $Pa.s$). ρ : es la densidad del líquido (kg/m^3). Para el caso de la sangre $\mu = 0.004 Pa.s$ y $\rho = 1050 kg/m^3$.

La Ec. (1) representa los parámetros que influyen en el comportamiento del fluido, mientras que la Ec. (2) establece la ecuación de continuidad, que, para el caso del sistema cardiovascular, donde la sangre se considera un fluido incompresible (densidad sanguínea es constante en el espacio y el tiempo), es igual a cero [8].

De esta forma, numerosos trabajos han sido presentados en la comunidad científica y académica, algunos de ellos enfocados a modelos de simulación en 2D y otros evolucionando a los modelos de simulación en 3D y en aras de una mejor comprensión y predicción de las condiciones que desencadenan enfermedades como el aneurisma aórtico y la arteriosclerosis [9].

En [5], Calvo realiza la simulación del flujo sanguíneo y su interacción con la pared arterial usando el método de elementos finitos, con un tratamiento específico de la condición de incompresibilidad. Calvo, desarrolla un modelo de fluido newtoniano incompresible que simula la sangre y un modelo de sólido hiperelástico para la pared arterial, obteniéndose los parámetros constitutivos de este último con datos experimentales. Para simular la condición de contorno absorbente en el extremo final desarrolla un modelo unidimensional de interacción, el cual se acopla al modelo tridimensional en dicho extremo.

En [10] Vilalta y otros investigan la influencia de la geometría del aneurisma de aorta abdominal en la dinámica del flujo sanguíneo y en su riesgo de ruptura. Los estudios se centran en el lugar donde ocurren las principales perturbaciones en los patrones de flujo para identificar cómo esta modifica los campos de velocidad, tensiones hemodinámicas y factores biomecánicos relacionados con la geometría que caracterizan el aneurisma. El estudio se basa en imágenes de CT (Computed Tomography) de un paciente de género masculino de 74 años con aneurisma, con las cuales reconstruyen un modelo en 3D de la arteria usando el

software InVesalius. Finalmente obtienen las distribuciones de velocidad y presión del flujo sanguíneo mediante simulación usando el software Ansys.

En [11], Bracamonte y otros presentan la simulación del flujo sanguíneo en el cayado aórtico y sus ramificaciones para un individuo de 30 años de edad que no presentaba patologías. Para el estudio utilizaron imágenes obtenidas a través de CT, a partir de las cuales reconstruyeron la geometría de la aorta y sus ramificaciones y mediante el software ANSYS realizaron la simulación. Las condiciones de frontera tanto para la velocidad como para la presión la obtuvieron mediante ultrasonido Doppler y Esfigmanometría. Los resultados se obtuvieron para cuatro instantes del ciclo cardíaco, mostrando que las regiones con más esfuerzos mecánicos son asociadas a las raíces de las ramificaciones del cayado aórtico.

En [12], Shrestha establece un modelo matemático del flujo sanguíneo a través de un vaso de estenosis axisimétrico usando las ecuaciones de Navier-Stokes. Para encontrar la velocidad y la presión del flujo sanguíneo en los vasos estenóticos del sistema cardiovascular, utiliza el método de elementos finitos usando Matlab y COMSOL Multiphysics, demostrando que la velocidad y el esfuerzo cortante de la pared aumentan significativamente debido a la estenosis en la parte del vaso que bloquea el flujo sanguíneo y que este aumento depende del tamaño del bloqueo. Así mismo, muestra que el aumento de la velocidad, el estrés de cizallamiento de la pared del vaso y las variaciones significativas en la presión sanguínea pueden llevar a una anomalía en el flujo sanguíneo, que a su vez puede ser la causa de los ataques cardíacos o accidentes cerebrovasculares.

En este trabajo se presenta la modelación del flujo sanguíneo en la aorta para un paciente en particular. Se realiza el estudio del comportamiento de las distribuciones de velocidad y presión en toda la región. Se describe el proceso metodológico, desde la obtención de las imágenes de CT, el pre y pos-procesamiento digital de las mismas, para llegar a la reconstrucción tridimensional del modelo y finalmente la simulación del flujo sanguíneo en toda la geometría de la aorta. Se utilizan tres herramientas computacionales en todo el proceso que se lleva a cabo. Para el pre y pos-procesamiento, incluyendo la reconstrucción, se usa el software 3DSlicer. Con la estructura de la aorta en 3D, se cortan y cierran las entradas y salidas del modelo por donde atravesará el flujo sanguíneo, usando el software MeshMixer. Finalmente con el software Comsol Multiphysics, se configuran los parámetros de fluido, las condiciones iniciales y de frontera, además del proceso de mallado, para finalmente realizar la simulación del flujo sanguíneo en toda la geometría de la aorta. Los valores son representados gráficamente mediante un mapa de colores y en distintos ciclos cardíacos para diferentes instantes del tiempo. El modelo expuesto se puede usar para cualquier paciente, ya que la diferencia radica únicamente en las imágenes de CT propias del mismo, brindando la posibilidad de realizar estudios personalizados que lleven a diagnósticos de igual naturaleza.

2. METODOLOGÍA

El proceso metodológico está dividido en varias etapas, que inicia desde la adquisición de las imágenes hasta la representación gráfica de los perfiles de velocidad y presión del flujo sanguíneo en la aorta para un paciente en particular. El esquema se muestra en la Figura 1.

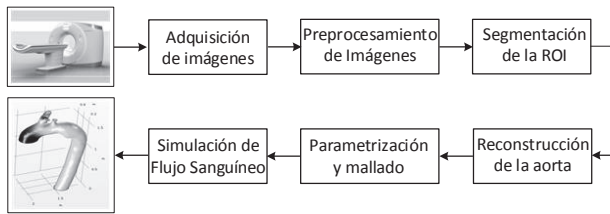


Figura 1. Diagrama de bloques del proceso.

Adquisición de imágenes

Un paciente de género masculino de 72 años de edad fue sometido a un examen de angiografía coronal, usando un equipo TAC *Sommaton Force CTA WP757474 de Siemens*, de la Clínica de la Costa. Las imágenes DICOM son anonimizadas para su posterior tratamiento. Mediante el software *3DSlicer* se cargan las imágenes y se visualizan en tres vistas diferentes (axial, sagital y coronal), tal como se observa en las imágenes de la Figura 2.

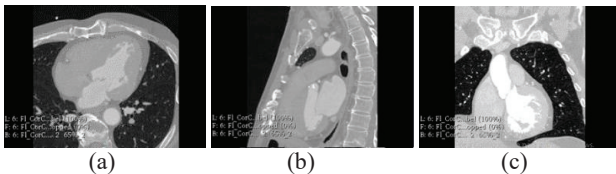


Figura 2: Vistas de una imagen de CT. (a) Axial, (b) Sagital, (c) Coronal.

Procesamiento de imágenes

El procesamiento es usado con el objetivo de mejorar la calidad de las imágenes y que esto pueda redundar en los resultados de las etapas siguientes. Para esto se usa el software de código abierto y libre distribución *3DSlicer* (<https://www.slicer.org/>). Dentro de las operaciones usadas para este propósito están: realce de contraste, minimización de ruido y binarización de la imagen. El objetivo consiste en lograr diferenciar las estructuras involucradas en toda la región cardíaca. El resultado se observa en la Figura 3. Una vez identificada la región de interés ROI, se recortan las imágenes, para que la segmentación (thresholding), se concentre en una región pequeña de la imagen y el procesamiento sea más rápido, no sólo en esta etapa sino también en la etapa de reconstrucción. Dependiendo de la estructura a extraer, el software presenta una paleta de colores para identificar las partes que conforman la imagen (órganos, tejidos y/o otras estructuras), siendo el color rosa el que representa las arterias (Figura 4). Finalmente, se utilizan filtros de *Median*, *Gaussian* and *Joint Smoothing* para realizar un proceso de suavizado de bordes y eliminación de segmentos que no pertenecen a la ROI.

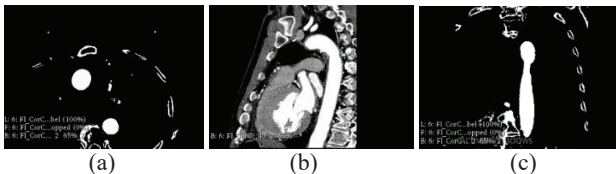


Figura 3: Procesamiento de las imágenes. (a) Axial, (b) Sagital, (c) Coronal.

Renderización

En la reconstrucción se obtiene un modelo geométrico en 3D, con algunas otras estructuras inherentes al proceso (huesos y músculo cardíaco) que se deben extraer para obtener únicamente la ROI. El software *3DSlicer*, permite visualizar la estructura

reconstruida, recortar las partes no deseadas y suavizar los bordes de la geometría en aras de obtener una reconstrucción de alta calidad. Además, brinda la opción de exportar el modelo a formato *.stl* (Standard Triangle Language), útil para procesos de edición y de compatibilidad con el software *Comsol Multiphysics*. En la Figura 5 se muestra el resultado de este proceso.

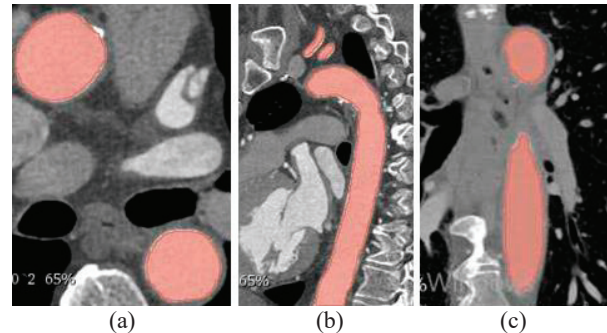


Figure 4: Segmentación de las imágenes. (a) Axial, (b) Sagital, (c) Coronal.

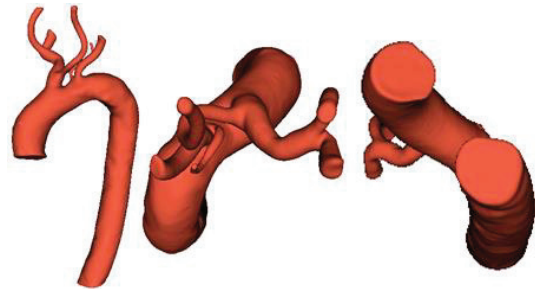


Figura 5. Aorta reconstruida.

Identificación de entrada y salidas

Usando el software *MeshMixer* (<https://www.meshmixer.com/>) se realizan cortes transversales al eje del vaso sanguíneo (aorta), identificando la entrada y las salidas del modelo que indican el sentido del fluido. Los cortes sirven además para suavizar las irregularidades y diferenciar la aorta de otros vasos. En la Figura 6 se muestra el procedimiento antes y después de los cortes.

Parametrización de la simulación

La simulación del flujo sanguíneo se realiza utilizando el software *Comsol Multiphysics* (<https://www.comsol.com/>). Es él quien da solución a las ecuaciones de Navier-Stokes mediante el método de elementos finitos y también quien representa numéricamente y gráficamente los perfiles de velocidad y distribuciones de presión de la sangre. Con la estructura preparada, se configuran y parametrizan los valores del modelo, teniendo en cuenta ciertas consideraciones como son: fluido incompresible, laminar, homogéneo y newtoniano y con valores de presión y velocidad dependientes del tiempo para las condiciones iniciales y de frontera [7], [11], [13].

En cuanto a las paredes de la arteria, se consideraron completamente rígidas y con la condición de no deslizamiento (no-slip), es decir $u_x = u_y = u_z = 0 \text{ m/s}$ y $P = 0 \text{ mmHg}$. La duración promedio del ciclo cardíaco para el paciente en estudio es de 0.8 s , por lo tanto su frecuencia es de $f = 1.25 \text{ Hz}$. La densidad y la viscosidad de la sangre también se definieron de acuerdo a los reportados por los autores ya mencionados, cuyos valores son $\rho = 1050 \text{ kg/m}^3$ y $\mu = 0.004 \text{ Pa.s}$. Como condiciones de frontera se tienen: La velocidad en la entrada de la aorta $U_{in} = 0.3245 \sin$

(7.85t)m/s, la velocidad en la salida de la aorta $U_{out} = 0.2758m/s$ y la presión en las arterias carótida y subclavia $P_{out} = 2666.44sin(7.85t)Pa$.

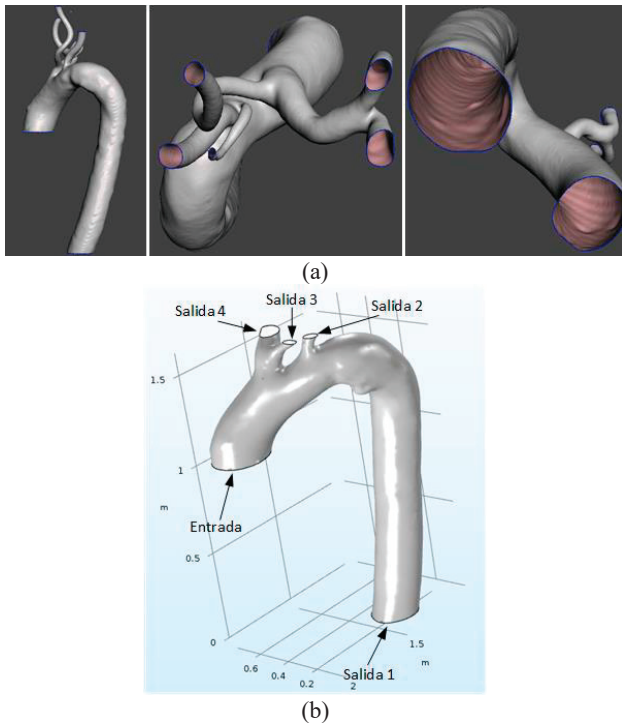


Figura 6. Post-procesamiento con MeshMixer. (a) Imágenes importadas, (b) Cortes transversales al vaso sanguíneo de la aorta.

Proceso de mallado: una vez se tiene la geometría de la aorta, su entrada y sus salidas, se realiza el proceso de mallado. El software *Comsol Multiphysics* ofrece diferentes opciones, entre las cuales se elige un tipo de mallado fino, adecuado para la estructura y a la resolución de las imágenes con la que se reconstruye la aorta. La estructura queda conformada de rectángulos y triángulos de diferentes tamaños, cada uno de ellos ajustado a la forma y a los cambios que la misma geometría de aorta presenta. En los bordes (paredes, entrada y salida) de la aorta se crean rectángulos y en el resto de la estructura, triángulos. Los triángulos presentan un tamaño mínimo de $0.0264m$ y máximo de $0.088m$; todos ellos unidos mediante 55967 elementos. Construida la malla, se elige el método numérico para la solución de las ecuaciones que gobiernan el fluido y se procede a simular el flujo en la arteria. En la Figura 7 se puede observar el modelo con la malla creada.

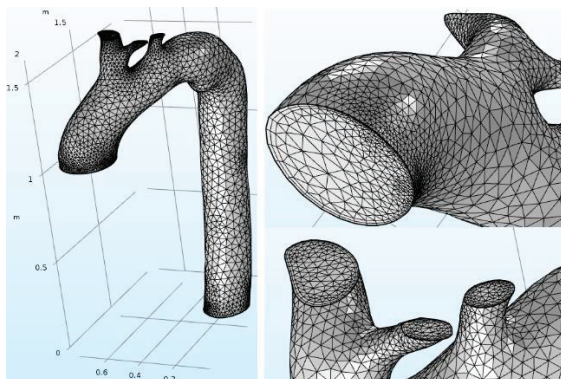


Figura 7. Proceso de mallado.

3. RESULTADOS

Un paciente de 72 años de edad fue sometido a un examen de angiografía coronal usando un equipo TAC de la Clínica de la Costa. Se realizó la reconstrucción tridimensional de la aorta usando el software *3DSlicer* y posteriormente se parametrizó la estructura reconstruida para realizar el proceso de simulación del flujo sanguíneo. Se obtuvieron los perfiles de velocidad y distribuciones de presión en cada uno de los instantes de tiempo, durante 4 ciclos cardíacos, y en todas las localizaciones geométricas de la aorta señaladas. Los resultados son analizados estadísticamente y algunos de ellos representados numérica y gráficamente. Así mismo, un especialista en cardiología analizó clínicamente el estudio realizado, avalando el resultado obtenido.

Considerando las características del flujo sanguíneo durante el ciclo cardíaco, representado en sus dos fases (sístole y diástole), el estudio se enfocó en la primera fase (sístole), dado que en este instante de tiempo la sangre es expulsada desde el corazón hacia los diferentes órganos del cuerpo humano y por lo tanto, es donde se estima que se presentan los mayores cambios en la hemodinámica vascular de la aorta. Este periodo de tiempo se encuentra en alrededor de los primeros $0.3s$ a $0.4s$. En las tablas 1, 2 y 3 se muestran valores de velocidad del flujo para ciertas localizaciones de la geometría de la aorta previamente seleccionadas y mostradas en la Figura 8(a).

Tabla 1: Velocidades en localizaciones de la aorta ascendente durante los 3 primeros ciclos.

Tiempo (s)	Velocidad Aorta Ascendente 1 (m/s)			Velocidad Aorta Ascendente 2 (m/s)		
	Ciclo 1	Ciclo 2	Ciclo 3	Ciclo 1	Ciclo 2	Ciclo 3
	0.03	0.467	0.452	0.451	0.534	0.571
0.08	0.600	0.589	0.588	0.685	0.709	0.708
0.1	0.647	0.640	0.639	0.736	0.755	0.754
0.2	0.768	0.767	0.767	0.868	0.867	0.867
0.3	0.640	0.636	0.637	0.764	0.760	0.761
0.4	0.368	0.372	0.373	0.484	0.484	0.485
0.5	0.137	0.139	0.140	0.207	0.209	0.210
0.6	0.108	0.108	0.107	0.120	0.125	0.125
0.7	0.152	0.151	0.151	0.210	0.208	0.207
0.8	0.371	0.371	0.370	0.480	0.475	0.474

Tabla 2: Velocidades en localizaciones del arco aórtico durante los 3 primeros ciclos.

Tiempo (s)	Velocidad Arco Aórtico 1 (m/s)			Velocidad Arco Aórtico 2 (m/s)		
	Ciclo 1	Ciclo 2	Ciclo 3	Ciclo 1	Ciclo 2	Ciclo 3
	0.03	0.586	0.513	0.557	0.869	0.694
0.08	0.832	0.830	0.849	1.202	0.984	1.010
0.1	0.918	0.945	0.955	1.298	1.094	1.131
0.2	1.146	1.272	1.268	1.465	1.317	1.367
0.3	0.984	1.120	1.120	1.097	1.043	1.073
0.4	0.548	0.637	0.638	0.369	0.390	0.400
0.5	0.148	0.168	0.168	0.466	0.478	0.471
0.6	0.218	0.163	0.162	1.209	1.222	1.223
0.7	0.137	0.079	0.079	0.773	0.782	0.789
0.8	0.330	0.382	0.379	0.535	0.509	0.502

Tabla 3: Velocidades en un punto de la aorta descendente durante los 3 primeros ciclos.

Tiempo (s)	Velocidad Aorta Descendente (m/s)		
	Ciclo 1	Ciclo 2	Ciclo 3
0.03	0.295	0.310	0.307
0.08	0.297	0.310	0.307
0.1	0.298	0.311	0.307
0.2	0.301	0.312	0.308
0.3	0.301	0.313	0.309
0.4	0.303	0.313	0.309
0.5	0.306	0.312	0.310
0.6	0.309	0.311	0.310
0.7	0.310	0.309	0.310
0.8	0.310	0.308	0.311

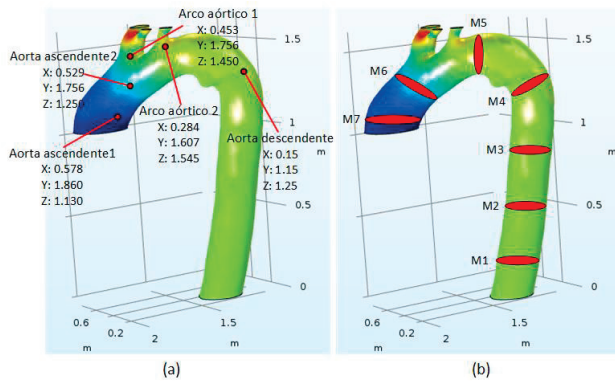


Figura 8. Medidas en diferentes localizaciones.

Como había de esperarse, dadas las condiciones de frontera, hay un incremento en los valores de velocidad durante los primeros 0.3s. Los valores máximos están en 0.2s para los tres ciclos estudiados, siendo el primero el que registra el más alto de todos, con 0.768m/s en el arco ascendente 1 (aa1) y 0.868m/s para el arco ascendente 2 (aa2). La explicación a esto último se debe a que el sistema se empieza a estabilizar en el segundo ciclo. De igual manera, los valores más bajos se dan a los 0.6s del tercer ciclo, con un valor de 0.107m/s en el aa1 y 0.120m/s en el aa2.

En la primera parte del ciclo y en los puntos cercanos a las bifurcaciones de la aorta (tronco braquiocéfálico derecho y la arteria subclavia izquierda), la velocidad tiene un comportamiento similar al anterior. Sin embargo, después de los 0.4s los valores comienzan a aumentar registrando un segundo máximo a los 0.6s, aunque menor al de los 0.2s. Así mismo, los valores obtenidos en estas coordenadas, son mayores a aquellos registrados en la aorta ascendente. Esto se debe a la propia geometría de la aorta y a la ley de conservación de la energía, aumentando su valor de velocidad a medida que el área de un fluido en movimiento se reduce.

En la Tabla 3 también se observa que los valores de velocidad en la aorta descendente (ad) no poseen el mismo comportamiento a los de las coordenadas anteriores, por el contrario, mantiene valores considerablemente cercanos entre sí. Además, por las razones ya comentadas, existe mayores variaciones es el ciclo 1 y un máximo valor registrado al final del tercer ciclo (0.311m/s). Además, la velocidad del flujo de la aorta en esta región comienza a disminuir debido a que el fluido no posee el mismo impulso que el considerado en las áreas cercanas al corazón.

Por otro lado, en las tablas 4, 5 y 6, se muestran valores de presión del flujo para las localización ya mencionadas y mostradas en la Figura 8(a). Nuevamente, los valores máximos de presión están dados en el instante de tiempo de 0.2s de cada ciclo, y, volviendo a lo ya mencionado, coincide con el valor máximo de la condición de frontera impuesta en el modelo a simular.

Es importante mencionar, que a diferencia de los valores de velocidad de flujo en el punto seleccionado de la aorta descendente, cuyos valores son bastante similares en cada uno de los instantes de tiempo medidos; los valores de presión, siguen el patrón sinusoidal configurado como condiciones de frontera, alcanzando su máximo valor de 157.99mmHg, en el instante de tiempo de 0.2s y en el segundo ciclo cardíaco. Valor que está por encima de todos los valores que se pueden observar en las tablas 4, 5 y 6.

Tabla 4: Presiones en un punto de la aorta descendente durante los 3 primeros ciclos.

Tiempo (s)	Presión Aorta Ascendente 1 (mmHg)			Presión Aorta Ascendente 2 (mmHg)		
	Ciclo 1	Ciclo 2	Ciclo 3	Ciclo 1	Ciclo 2	Ciclo 3
0.03	139.60	137.98	137.78	134.71	133.56	133.35
0.08	150.55	150.90	150.74	146.51	146.83	146.66
0.1	154.29	155.17	155.05	150.59	151.39	151.26
0.2	156.36	157.75	157.71	155.07	156.49	156.45
0.3	119.68	121.10	121.27	121.69	123.04	123.20
0.4	79.49	79.51	79.61	83.11	83.13	83.22
0.5	65.35	65.18	65.19	68.05	67.89	67.90
0.6	74.30	74.06	73.97	74.29	74.07	74.00
0.7	10.19	101.79	101.67	99.05	98.93	98.82
0.8	129.47	129.32	129.19	125.11	124.95	124.82

Tabla 5: Presiones en un punto del arco aórtico durante los 3 primeros ciclos.

Tiempo (s)	Presión Arco Aórtico 1 (mmHg)			Presión Arco Aórtico 2 (mmHg)		
	Ciclo 1	Ciclo 2	Ciclo 3	Ciclo 1	Ciclo 2	Ciclo 3
0.03	128.53	127.85	127.65	121.96	123.69	123.37
0.08	140.49	141.21	141.05	134.67	137.56	137.19
0.1	144.85	146.01	145.87	139.34	142.45	142.09
0.2	152.17	153.86	153.82	148.76	151.39	151.17
0.3	124.14	125.33	125.46	125.03	125.93	125.98
0.4	88.71	88.73	88.82	92.48	92.36	92.42
0.5	72.43	72.34	72.37	73.89	73.82	73.85
0.6	74.70	74.55	74.50	71.01	70.84	70.76
0.7	95.51	95.42	95.32	90.83	90.69	90.58
0.8	119.63	119.48	119.36	115.05	114.80	114.66

Para tener un análisis más detallado del comportamiento del flujo sanguíneo en el interior de la aorta, se realizaron 7 cortes transversales a la geometría de la arteria en diferentes localizaciones, y en cuatro instantes de tiempo diferentes (0.1s, 0.2s, 0.5s y 0.8s) tal como se muestra en la Figura 8(b).

Como se puede observar en las figuras 9 y 10 los resultados de los perfiles de velocidad y distribuciones de presión para las 7 localizaciones y en 5 instantes de tiempo diferentes se representan mediante un mapa de colores.

Tabla 6. Presiones en un punto de la aorta descendente durante los 3 primeros ciclos.

Tiempo (s)	Presión Aorta		
	Descendente (mmHg)		
	Ciclo 1	Ciclo 1	Ciclo 3
0.03	127.44	128.99	128.68
0.08	142.24	143.92	143.64
0.1	147.48	149.15	148.91
0.2	156.84	157.99	157.86
0.3	127.46	128.10	128.17
0.4	89.79	89.48	89.53
0.5	72.07	71.86	71.84
0.6	72.98	72.81	72.72
0.7	93.75	93.64	93.50
0.8	119.63	119.40	119.23

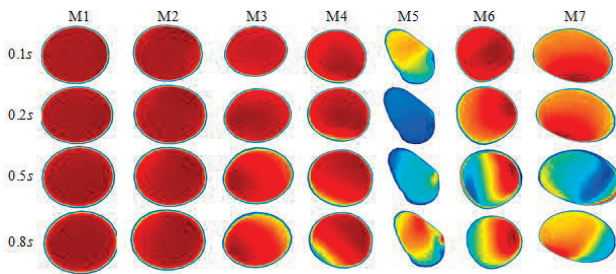


Figura 9. Perfiles de velocidad.

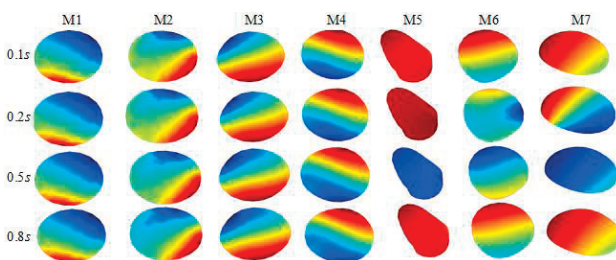


Figura 10. Distribuciones de presión.

Para la velocidad de flujo, en los cortes M1, M2, M3 y M4 (Figura 9) y en los cuatro instantes de tiempo analizados, se observa la similitud ya expuesta. Únicamente en los instantes de 0.5s y 0.8s existe una pequeña diferencia que se va notando en los bordes del corte. Las variaciones máximas, tanto en velocidad como en presión, se dan en los cortes M5, M6 y M7.

En los bordes (paredes de la arteria) de los cortes de la Figura 9, también se evidencia la tonalidad azul, que representa valores de velocidad iguales a cero, tal como se presenta en las condiciones iniciales del modelo. A pesar de que existe una variabilidad en los tonos de color para los cortes M5, M6 y M7, las diferencias numéricas son mínimas. Para aclarar mejor esto, se tomaron todos los cortes en un mismo instante de tiempo y modificando una de las dos coordenadas espaciales, primero con x fija y variando y , luego y fija y variando x (Figura 11).

Como se observa en las gráficas de la Figura 11, el valor de la velocidad a lo largo de cada muestra, inicia en 0m/s y en los primeros 0,05s del ciclo aumenta hasta un valor que, dependiendo de la muestra, permanece constante hasta llegar a la pared opuesta, donde vuelve a disminuir.

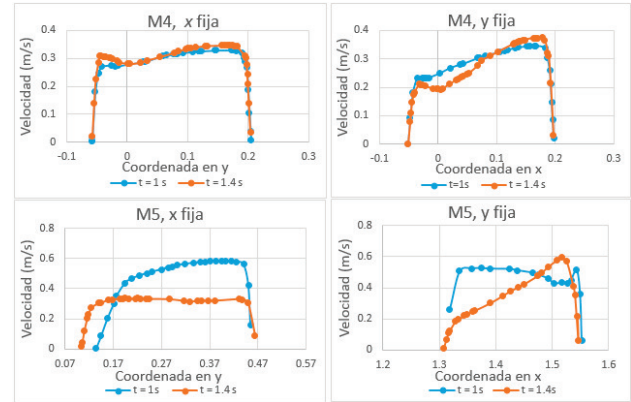


Figura 11. Valores de la velocidad con las coordenada x y y .

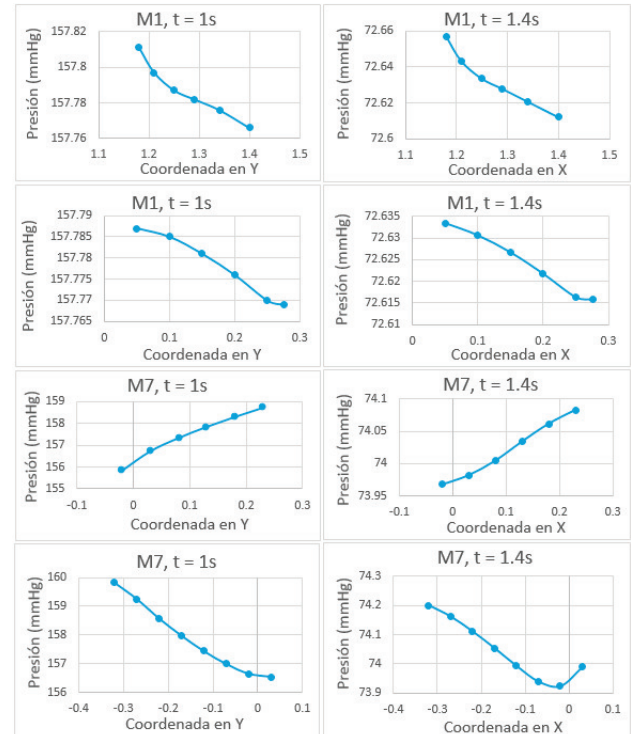


Figura 12. Valores de la presión con las coordenada x y y .

Para la presión, tal como se muestra en la Figura 10, se evidencia un comportamiento casi constante y similar, en las primeras cuatro muestras, las cuales pertenecen a la aorta descendente. Además, si se traza una línea recta y se toman puntos en este segmento, la variación de presión para el mismo instante de tiempo a lo largo de esta línea es baja. Esto último se muestra en la Figura 12, donde se evidencia una tendencia lineal.

4. CONCLUSIONES

Se construyó, a partir de imágenes de TAC, una estructura geométrica tridimensional de la aorta en la cual se modela la hemodinamia vascular (perfiles de velocidad y distribuciones de presión), útiles en propósitos de diagnóstico y detección de posibles lesiones encontradas en la geometría de la estructura seleccionada. Todo esto, utilizando herramientas software comerciales y de libre distribución. En cuanto a la velocidad, las variaciones se presentan en toda la estructura de la aorta; sin embargo, la variación es más notoria, en los cortes transversales

a la geometría de la aorta M4, M5, M6 y M7. Esta variación es debida, no solo la forma de arco de la aorta y a sus ramificaciones (arterias: subclavias y carótidas), sino también, porque son las localizaciones más próximas a la válvula aórtica. A diferencia de la velocidad, las variaciones de presión son notorias únicamente en los cortes M4, M5, M6 y M7, coincidiendo con los valores de las condiciones de frontera. Estos resultados se correlacionan con las medidas y los análisis clínicos realizados por los médicos.

Como trabajo futuro, se propone, construir modelos de simulación en 3D, para pacientes con ciertas condiciones clínicas (enfermedades específicas), con la finalidad de caracterizar el flujo en esas regiones y de esta manera permitan al personal médico, detectar complicaciones posteriores.

5. REFERENCIAS

- [1] World Health Organization. Cardiovascular disease (cvds), fact sheet. [http://www.who.int/en/news-room/fact-sheets/detail/cardiovascular-diseases-\(cvds\)](http://www.who.int/en/news-room/fact-sheets/detail/cardiovascular-diseases-(cvds)), 2017.
- [2] S. Mendis, P. Puska, and B. Norrving. “Global atlas on cardiovascular disease prevention and control. Technical report, WHO in collaboration with the World Heart Federation and the World Stroke Organization”, 2011.
- [3] C.A. Taylor, M.T. Draney, J.P. Ku, D. Parker, B.N. Steele, K. Wang, and C.K. Zarins. “Predictive medicine: Computational techniques in therapeutic decision-making”. **Computer Aided Surgery: Official Journal of the International Society for Computer Aided Surgery (ISCAS)**, Vol.4, No.5, 1999, pp. 231-247.
- [4] Charles A Taylor and David A Steinman. “Image-based modeling of blood flow and vessel wall dynamics: applications, methods and future directions”. **Annals of Biomedical Engineering**, Vol.38, No.3, 2010, pp.1188–1203, 2010.
- [5] F.J. Calvo. “Simulación del flujo sanguíneo y su interacción con la pared arterial mediante modelos de elementos finitos”. PhD Thesis, Caminos, 2006.
- [6] N. Shahcheraghi, H.A. Dwyer, A.Y. Cheer, A.I. Barakat, and T. Rutaganira. “Unsteady and three-dimensional simulation of blood flow in the human aortic arch”, **Journal of Biomechanical Engineering**, Vol.124, No.4, 2002, pp.378-387.
- [7] J. Yin, Y. Xiang, and Q. Dou. “Three-dimensional reconstruction and numerical simulation of blood flow in human thoracic aortic”, **4th International Conference on Bioinformatics and Biomedical Engineering**, IEEE, 2010, pp.1-4.
- [8] M. R. Labrosse, **Cardiovascular Mechanics**. CRC press, 2018.
- [9] B. Šeta, M. Torlak, and A. Vila. “Numerical simulation of blood flow through the aortic arch”. In **CMBEBIH, Springer**, 2017, pp.259-268.
- [10] G Vilalta, M Rodríguez, L Laurentiu, J.O. Connor, and O. Dounié. “Influence of abdominal aortic aneurysms geometry in the blood flow dynamics and in its rupture risk”. **Ingeniería Mecánica**, Vol.12, No.2, 2009, pp.25-36.
- [11] W. Bracamonte-Baran, J. Bracamonte-Baran, M. Baritto-Loreto, et al. “Dinámica de fluidos computacional aplicada al estudio del flujo sanguíneo en el cayado aórtico humano y sus principales ramas”. **Ingeniería, Investigación y Tecnología**, Vol. 17, No. 1, 2016, pp. 45-60.
- [12] M.L. Shrestha. “A hemodynamic modelling of the blood circulation”. M.Sc. Thesis, 2016.
- [13] Y. Zhu, R. Chen, Y. Juan. H. Li, J. Wang, Z. Yu. “Clinical validation and assessment of aortic hemodynamics using computational fluid dynamics simulations from computed tomography angiography”. **Biomedical Engineering Online**, Vol. 17. No. 2018, pp. 3-5.