



UNIVERSIDAD DE CHILE
FACULTAD DE CIENCIAS FÍSICAS Y MATEMÁTICAS
DEPARTAMENTO DE INGENIERÍA MECÁNICA

**ESTUDIO CFD DE MALFORMACIONES ARTERIOVENOSAS EN EL
CEREBRO**

MEMORIA PARA OPTAR AL TÍTULO DE INGENIERA CIVIL MECÁNICA

GLADYS CARLOTA RIVERA FAÚNDEZ

PROFESOR GUÍA:
ÁLVARO VALENCIA MUSALEM

MIEMBROS DE LA COMISIÓN:
RODRIGO RIVERA MIRANDA
RUBÉN FERNANDEZ URRUTIA

SANTIAGO DE CHILE
2022

ESTUDIO CFD DE MALFORMACIONES ARTERIOVENOSAS EN EL CEREBRO

Las malformaciones arteriovenosas (MAV) en el cerebro corresponden a anomalías congénitas producto de un mal desarrollo capilar, provocando conexiones directas entre arterias y venas. Lo descrito produce desajustes en la microcirculación sanguínea, lo que puede originar hemorragias e incluso la muerte. Así, existen diferentes procedimientos médicos para poder diagnosticar y visualizar las MAV's. Sin embargo, la técnica más eficiente es la angiografía por sustracción digital, la cual, se obtiene mediante rayos X.

Existen diversos estudios para la investigación de las malformaciones arteriovenosas, los cuales, tienen como principal objetivo evaluar cambios hemodinámicos para intervenciones quirúrgicas y de tal modo mejorar los métodos de tratamiento. Existiendo diferentes formas para el estudio, como por ejemplo, modelos in-vitro impresos en 3D, simulaciones fluidodinámicas, entre otros.

El presente trabajo tiene como objetivo caracterizar la morfología y la hemodinámica de tres malformaciones arteriovenosas en el cerebro, utilizando softwares de segmentación, diseño y fluidodinámica computacional para establecer comparaciones entre modelos y modelos desarrollados en investigaciones previas.

El estudio tiene dos principales etapas, la primera es el proceso de segmentación de tres angiografías por sustracción digital para la construcción de tres modelos 3D, y la segunda etapa es la simulación fluidodinámica de los modelos construidos a través de ANSYS Fluent. Para el estudio hemodinámico se consideran las variables de presión, velocidad y esfuerzos de corte en la pared (WSS).

En base a las simulaciones y posteriores análisis, es posible establecer similitudes en los tres modelos de estudio. Un patrón identificado es la baja velocidad en el nido en comparación a los extremos de sus respectivos modelos. Asimismo se determina que la mayor caída de presión ocurre cuando el flujo se encuentra cercano a pasar por el nido. No obstante, se destaca que los cambios de presión dentro de cada nido son bajos (menores a 1 [mmHg]). Con respecto a los WSS, se reconocen zonas de alto WSS, las cuales, podrían ocasionar posibles riesgos de rotura.

Por último, se determina que el principal desafío del trabajo es el proceso de segmentación y mallado para la obtención de cada modelo.

A mi mamá, papá, hermana y abuelita Edith

Agradecimientos

Primero quiero agradecer a mis papás Sally y Roberto, y hermana Daniela, que me dieron toda la contención y cariño todos estos años de universidad, sin su apoyo incondicional dudo que hubiese podido. También quiero agradecer a mi abuelita Edith que ya no esta con nosotros, pero siempre será uno de mis grandes pilares en la vida, al igual que mis papas. A mi compañero perruno Maxito muerde muerde que ha estado conmigo desde séptimo básico y me acompañó en largas horas de estudio.

Cuando entré a la universidad, fue todo nuevo para mí, conocí a muchas personas y me llevo muy buenos recuerdos. Quiero agradecer a las amistades que forme desde plan común hasta especialidad. En especial quiero agradecer a mis amigos mecánicos que fueron grandes compañerxs de la carrera, Byron, Nata, Javier, Seba, Paula, Ralf, Victor, Emi y Cross por los momentos más divertidos y random en la university.

Quiero agradecer a mi profesor guía Alvaro Valencia, porque realmente me ayudó bastante y siempre fue muy atento, gracias por su disposición, y también al profesor Rodrigo Rivera que desde otra área (medicina) me ayudó a entender conceptos de medicina/radiología para poder realizar la memoria. Por otro lado, quiero agradecer a las funcionaras del DIMEC, en especial a Claudia que fue muy atenta en las gestiones de la memoria.

Tabla de Contenido

1. Introducción	1
1.1. Antecedentes generales	1
1.2. Motivación	1
1.3. Objetivos	2
1.3.1. Objetivo general	2
1.3.2. Objetivos específicos	2
1.4. Alcances	2
1.5. Estructura de la memoria	3
2. Antecedentes	4
2.1. Antecedentes biológicos	4
2.1.1. Sistema circulatorio y vasos sanguíneos	4
2.1.2. Malformaciones arteriovenosas cerebrales	6
2.1.2.1. Visualizaciones de MAV	7
2.1.2.2. Métodos de tratamientos para MAVs cerebrales	8
2.2. Dinámica de fluidos computacional	9
2.2.1. Hemodinámica Computacional	11
2.3. Segmentación	11
2.3.1. Segmentación por umbralización	12
2.3.2. Etapas para segmentación	12
2.3.3. Diseño 3D de una enfermedad vascular para impresión 3D	13
2.4. Modelación de flujo sanguíneo	14
2.4.1. Ecuaciones de Navier-Stokes	14
2.4.2. Caracterización de flujo laminar o turbulento	15
2.4.3. Viscosidad de flujo sanguíneo	15
2.5. Investigaciones de MAV´s cerebrales	16
2.5.1. Trabajo de Orloswski	16
2.5.2. Trabajo de Kaneko	18
2.5.3. Trabajo de Franzetti	19
2.5.4. Trabajo de Chang	21
2.5.5. Trabajo de Nornes	22
2.5.6. Trabajo de Alaraj	23
3. Metodología	25
3.1. Aspectos generales	25
3.2. Construcción de modelos 3D	25
3.2.1. Angiografías cerebrales	26

3.2.2.	Segmentación	26
3.2.3.	Limpieza y arreglos de modelos	30
3.3.	Simulación fluidodinámica	33
3.3.1.	Geometrías	33
3.3.2.	Mallado de modelos	34
3.3.2.1.	Mallado de modelo 1	34
3.3.2.2.	Mallado de modelo 2	35
3.3.2.3.	Mallado de modelo 3	36
3.3.3.	Resumen mallados	37
3.3.4.	Estudio de independencia de los mallados	37
3.3.5.	Condiciones de borde	38
3.3.6.	Consideraciones físicas del flujo	39
3.3.7.	Setup	39
4.	Resultados de simulaciones	41
4.1.	Velocidad en modelos	41
4.1.1.	Velocidades en el nido	45
4.1.2.	Vórtices laminares	48
4.1.3.	Flujos volumétricos	49
4.2.	Resultados de presión	51
4.2.1.	Promedio de presión en los bordes de cada modelo	51
4.2.2.	Resultados de presión de los modelos en la pared	54
4.2.3.	Presiones por intervalo	57
4.2.3.1.	Intervalo 1, Diástole y sístole: 85 - 148 [mmHg]	58
4.2.3.2.	Intervalo 2, Diástole: 85 - 86.5 [mmHg].	59
4.2.3.3.	Intervalo 3, Diástole: 85 - 94.5 [mmHg].	60
4.2.3.4.	Intervalo 4, Sístole: 110 - 124 [mmHg].	61
4.2.3.5.	Intervalo 5, Sístole: 113 - 116 [mmHg].	62
4.2.4.	Cambios de presión en el nido de la malformación	63
4.3.	Resultados de WSS de los modelos	66
4.3.1.	Resultados globales	66
4.3.2.	Esfuerzos de corte por intervalo	69
4.3.2.1.	Intervalo 1: 0 - 0.0005 [mmHg]	69
4.3.2.2.	Intervalo 2: 0.0005 - 0.005 [mmHg]	70
4.3.2.3.	Intervalo 3: 0.005 - 0.05 [mmHg]	71
4.3.3.	Calculo numérico de WSS	72
5.	Análisis de resultados	74
5.1.	Comentarios de geometría y malla	74
5.2.	Resultados de velocidad	75
5.3.	Resultados de presión	76
5.4.	Resultados de esfuerzos de corte	78
5.5.	Resumen análisis	80
6.	Conclusiones	81
6.1.	Trabajo a futuro	82
	Bibliografía	83

Anexos	86
Anexo A. Antecedentes: Tipos de archivos CAD	86
Anexo B. Geometría	87
B.1. Modelo 1	87
B.2. Modelo 2	88
B.3. Modelo 3	88
Anexo C. Mallado	89
C.1. Imágenes de mallado	89
C.2. Calidad de malla	90
C.2.1. Modelo 1	90
C.2.2. Modelo 2	91
C.2.3. Modelo 3	91
C.3. Residuos	92

Índice de Tablas

2.1.	Rango de valores de skewness y la calidad de celda correspondiente.	10
2.2.	Densidad de la sangre y valores de modelo de Carreau.	16
2.3.	Resultados de velocidad y flujo en tiempo inicial en la investigación de Orłowski.	17
2.4.	Resultados en la investigación de Kaneko.	18
2.5.	Promedios de hemodinámica obtenida en la investigación de Chang, donde el grupo 1 corresponde a pacientes asintomáticos y el grupo 2 a pacientes con MAV's severas.	22
2.6.	Resultados hemodinamicos en la investigación de Helges. Adaptada de [24].	23
2.7.	Resultados WSS de Alaraj.	24
3.1.	Características de las imágenes.	26
3.2.	Áreas de entradas y salidas de los modelos.	32
3.3.	Diámetros de entradas y salidas de los modelos.	32
3.4.	Volumen de cada modelo.	33
3.5.	Estadísticas de métricas de calidad, modelo 1.	35
3.6.	Estadísticas de métricas de calidad, modelo 2.	36
3.7.	Estadísticas de métricas de calidad, modelo 3.	37
3.8.	Resumen mallados.	37
3.9.	Tiempo de simulación y memoria de modelo 1.	37
3.10.	Simulaciones, modelo 1.	37
3.11.	Tiempo de simulación y memoria de modelo 2.	38
3.12.	Simulaciones modelo 2	38
3.13.	Tiempo de simulación y memoria de modelo 3.	38
3.14.	Simulaciones modelo 3.	38
3.15.	Nº de Reynolds en cada modelo.	39
3.16.	Parámetros de modelo de Carreau y densidad.	39
4.1.	Resumen de velocidades máximas.	41
4.2.	Promedio de presión en diástole 1.1 [s].	53
4.3.	Promedio de presión en sístole 1.3 [s].	53
4.4.	Diferencia de presiones entre entrada y salida.	53
4.5.	Presión de contorno mínima y máxima en tiempo de diástole 1.1 [s].	57
4.6.	Presión de contorno mínima y máxima en tiempo de sístole 1.3 [s].	57
4.7.	Máximos de WSS en los periodos de diástole y sístole.	69
4.8.	Modelo 1, calculo de WSS en diástole.	72
4.9.	Modelo 1, calculo de WSS en sístole.	72
4.10.	Modelo 2, calculo de WSS en diástole.	73
4.11.	Modelo 2, calculo de WSS en sístole.	73
4.12.	Modelo 3, calculo de WSS en diástole.	73
4.13.	Modelo 3, calculo de WSS en sístole.	73

5.1.	Comparación de WSS de simulación versus WSS calculado en modelo 1.	79
5.2.	Comparación de WSS de simulación versus WSS calculado en modelo 2.	79
5.3.	Comparación de WSS de simulación versus WSS calculado en modelo 3.	80

Índice de Ilustraciones

2.1.1. Vasos sanguíneos [3].	4
2.1.2. Velocidad media [cm/s] y presión [mmHg] de los vasos sanguíneos [3].	5
2.1.3. Representación de vasos sanguíneos normales (imagen izquierda) y vasos sanguíneos con MAV (imagen derecha) [6].	6
2.1.4. Ejemplos de visualizaciones de MAVs cerebrales.	8
2.1.5. Tratamientos MAV's de izquierda a derecha: cirugía, embolización y radiocirugía.	9
2.2.1. Tipos de celdas 3D.	10
2.3.1. Etapas para segmentación.	13
2.3.2. Diagrama del proceso de impresión en 3D.	14
2.5.1. Mallado de los modelos en la investigación de Orlowski.	17
2.5.2. Visualizaciones de técnicas. (A) Modelo 3D de la MAV, (B) Método 4D flow MRI y (C) Método CFD.	19
2.5.3. Geometría y ubicación de la MAV de estudio en la investigación de Franzetti.	20
2.5.4. Mallado y condiciones de borde en la investigación de Franzetti.	20
2.5.5. Resultados de simulación en investigación de Franzetti.	21
3.2.1. Esquema de procedimiento para construcción modelo 3D.	25
3.2.2. Ubicación de izquierda a derecha: Imagen 147 de angiografía modelo 1, imagen 302 de angiografía modelo 2 e imagen 290 de angiografía de modelo 3.	26
3.2.3. Modelo 1 en el software 3DSlicer.	27
3.2.4. Modelo 2 en el software 3DSlicer.	27
3.2.5. Modelo 3 en el software 3DSlicer.	28
3.2.6. Modelo 1, segmentación.	29
3.2.7. Modelo 2, segmentación.	29
3.2.8. Modelo 3, segmentación.	30
3.2.9. Secuencia de limpieza, modelo 2.	30
3.2.10. Verificación de que no existen huecos internos en los modelos.	31
3.2.11. Modelo 1.	31
3.2.12. Modelo 2.	31
3.2.13. Modelo 3.	32
3.3.1. Esquema de procedimiento para simulaciones fluidodinámicas.	33
3.3.2. Mallado de modelo 1.	34
3.3.3. Mallado de modelo 2.	35
3.3.4. Mallado de modelo 3.	36
3.3.5. Flujos pulsátiles de entrada y salida.	39
4.1.1. Streamline de velocidad: Modelo 1, diástole 1.1 [s].	42
4.1.2. Streamline de velocidad: Modelo 1, sístole 1.3 [s].	42
4.1.3. Streamline de velocidad: Modelo 2, diástole 1.1 [s].	43
4.1.4. Streamline de velocidad: Modelo 2, sístole 1.3 [s].	43

4.1.5. Streamline de velocidad: Modelo 3, diástole 1.1 [s].	44
4.1.6. Streamline de velocidad: Modelo 3, sístole 1.3 [s].	44
4.1.7. Acercamiento en streamline de velocidad: Modelo 1, diástole 1.1 [s].	45
4.1.8. Acercamiento en streamline de velocidad: Modelo 1, sístole 1.3 [s].	45
4.1.9. Acercamiento en streamline de velocidad: Modelo 2, diástole 1.1 [s].	46
4.1.10. Acercamiento en streamline de velocidad: Modelo 2, sístole 1.3 [s].	46
4.1.11. Acercamiento en streamline de velocidad: Modelo 3, diástole 1.1 [s].	47
4.1.12. Acercamiento en streamline de velocidad: Modelo 3, sístole 1.3 [s].	47
4.1.13. Ejemplo de vórtice, modelo 1.	48
4.1.14. Ejemplo de vórtice, modelo 2.	48
4.1.15. Ejemplo de vórtice, modelo 3.	49
4.1.16. Flujo volumétrico en los bordes de modelo 1.	49
4.1.17. Flujo volumétrico en los bordes de modelo 2.	50
4.1.18. Suma de flujos volumétricos en los bordes de modelo 2.	50
4.1.19. Flujo volumétrico en los bordes de modelo 3.	51
4.2.1. Presión en los bordes de modelo 1.	52
4.2.2. Presión en los bordes de modelo 2.	52
4.2.3. Presión en los bordes de modelo 3.	53
4.2.4. Presión global de modelo 1, diástole 1.1[s].	54
4.2.5. Presión global de modelo 1, sístole 1.3[s].	54
4.2.6. Presión global de modelo 2, diástole 1.1[s].	55
4.2.7. Presión global de modelo 2, sístole 1.3[s].	55
4.2.8. Presión global de modelo 3, diástole 1.1[s].	56
4.2.9. Presión global de modelo 3, sístole 1.3[s].	56
4.2.10. Presión en la pared modelos, intervalo 1 - vista 1.	58
4.2.11. Presión en la pared modelos, intervalo 1 - vista 2.	58
4.2.12. Presión en la pared modelos, intervalo 2 - vista 1.	59
4.2.13. Presión en la pared modelos, intervalo 2 - vista 2.	59
4.2.14. Presión en la pared modelos, intervalo 3 - vista 1.	60
4.2.15. Presión en la pared modelos, intervalo 3 - vista 2.	60
4.2.16. Presión en la pared modelos, intervalo 4 - vista 1.	61
4.2.17. Presión en la pared modelos, intervalo 4 - vista 2.	61
4.2.18. Presión en la pared modelos, intervalo 5 - vista 1.	62
4.2.19. Presión en la pared modelos, intervalo 5 - vista 2.	62
4.2.20. Cambios de presión en la pared del nido de modelo 1 a los 1.1 [s].	63
4.2.21. Cambios de presión en la pared del nido, modelo 1 a los 1.3 [s].	63
4.2.22. Cambios de presión en la pared del nido de modelo 2 a los 1.1 [s].	64
4.2.23. Cambios de presión en la pared del nido, modelo 2 a los 1.3 [s].	64
4.2.24. Cambios de presión en la pared del nido de modelo 3 a los 1.1 [s].	65
4.2.25. Cambios de presión en la pared del nido, modelo 3 a los 1.3 [s].	65
4.3.1. WSS global de modelo 1, diástole 1.1[s].	66
4.3.2. WSS global de modelo 1, sístole 1.3[s].	66
4.3.3. WSS global de modelo 2, diástole 1.1[s].	67
4.3.4. WSS global de modelo 2, sístole 1.3[s].	67
4.3.5. WSS global de modelo 3, diástole 1.1[s].	68
4.3.6. WSS global de modelo 3, sístole 1.3[s].	68
4.3.7. WSS modelos, intervalo 1 - vista 1.	69

4.3.8. WSS modelos, intervalo 1 - vista 2.	70
4.3.9. WSS modelos, intervalo 2 - vista 1.	70
4.3.10. WSS modelos, intervalo 2 - vista 2.	71
4.3.11. WSS modelos, intervalo 3 - vista 1.	71
4.3.12. WSS modelos, intervalo 3 - vista 2.	72
5.4.1. Ejemplo de zonas de mayor WSS en el modelo 2.	78
B.1.1. Dimensiones modelo 1.	87
B.2.1. Dimensiones modelo 2.	88
B.3.1. Dimensiones modelo 3.	88
C.1.1. Acercamiento de mallado, modelo 1.	89
C.1.2. Acercamiento de mallado, modelo 2.	89
C.1.3. Acercamiento de mallado, modelo 3.	90
C.2.1. Métrica skewness, modelo 1.	90
C.2.2. Métrica quality orthogonal, modelo 1.	90
C.2.3. Métrica skewness, modelo 2.	91
C.2.4. Métrica quality orthogonal, modelo 2.	91
C.2.5. Métrica skewness, modelo 3.	91
C.2.6. Métrica quality orthogonal, modelo 3.	92
C.3.1. Residuos modelo 1.	92
C.3.2. Residuos modelo 2.	92
C.3.3. Residuos modelo 3.	93

Capítulo 1

Introducción

1.1. Antecedentes generales

Una malformación arteriovenosa (MAV) cerebral corresponde a un nido de vasos sanguíneos anormales que conectan las arterias y las venas en el cerebro, sin presencia de capilares. Es una anomalía poco común y la prevalencia en la población general es de 15-18 por 100000 adultos, lo que equivale aproximadamente al 0.05 % de la población [2]. Igualmente, los síntomas de presentación más frecuentes son hemorragias cerebrales y convulsiones [4].

Por otro lado, el riesgo anual de hemorragia por una malformación arteriovenosa cerebral es de aproximadamente un 3%. No obstante dependiendo de las características clínicas y anatómicas de la malformación el riesgo puede ser tan bajo como un 1% o también tan alto como un 33% [1][4].

1.2. Motivación

Una de las mayores motivaciones del trabajo, es que las MAV's cerebrales representan un reto clínico, debido a que más allá del tamaño, se pueden localizar en cualquier parte del cerebro y esto puede provocar diferentes daños cerebrales.

Por otra parte, producto de sus complejas y diferentes geometrías se estima que estudios hemodinámicos podrían ayudar a predecir riesgos de hemorragias en las malformaciones arteriovenosas cerebrales o mejorar tratamientos [23]. Así, la presente investigación se presenta como un verdadero desafío que trasciende a la ingeniería.

Las variables hemodinámicas que se van a estudiar son la velocidad, presión y esfuerzos de corte en la pared (WSS). El interés de analizar estas variables, es debido a que podrían ayudar a comprender mejor el comportamiento del flujo sanguíneo antes, dentro y después del nido. Asimismo, encontrar zonas de altos o bajos WSS podrían advertir posibles complicaciones en el vaso [29], como podría ser el caso de riesgos de rotura. También, se busca identificar patrones que ayuden a estandarizar el comportamiento de las malformaciones, como por ejemplo velocidades en el nido o diferencias de presión similares entre modelos.

1.3. Objetivos

El trabajo se enfoca en estudiar tres malformaciones arteriovenosas cerebrales desde un punto de vista tanto geométrico como fluidodinámico. Así, el medio de análisis escogido es la utilización de herramientas computacionales, contando con angiografías de pacientes reales.

De lo anterior se desprende el objetivo general:

1.3.1. Objetivo general

Caracterizar la morfología y la hemodinámica de 3 malformaciones arteriovenosas en el cerebro, utilizando softwares de segmentación, diseño y fluidodinámica computacional; a modo de establecer comparaciones entre modelos y modelos desarrollados en investigaciones previas.

1.3.2. Objetivos específicos

- Realizar el proceso de segmentación para la construcción 3D de tres modelos de malformaciones arteriovenosas en el cerebro.
- Analizar la geometría y mallado de los tres modelos construidos en conjunto, y al mismo tiempo utilizando modelos desarrollados en la literatura.
- Determinar los parámetros y condiciones de borde necesarias para la simulación de los tres modelos en el software ANSYS Fluent.
- Obtener registros de velocidad, presión y esfuerzo de corte en la pared en diferentes tiempos del ciclo cardiaco en los modelos para analizarlos comparativamente.

1.4. Alcances

Los alcances del trabajo son los siguientes:

- El trabajo de título será una investigación colaborativa con el Instituto de Neurocirugía Doctor Asenjo (INCA).
- Se utilizan angiografías por sustracción digital, otorgadas por el INCA.
- El trabajo es meramente numérico, y no existe trabajo experimental.
- Se simplifica el diseño de cada MAV lo suficiente para lograr la simulación.
- El trabajo contempla el estudio de tres modelos 3D, con sus respectivas simulaciones en estado transiente. Además, de una simulación más por modelo para su análisis de sensibilidad. Por lo anterior se realizan seis simulaciones en total.
- Las segmentaciones se realizan en el software 3DSlicer.
- Las simulaciones se ejecutan en el software ANSYS FLUENT 20.1 y el post procesamiento se realiza en el mismo software.

- La capacidad computacional es un procesador Ryzen 5 5000 series de 6 núcleos.

1.5. Estructura de la memoria

El presente trabajo esta compuesto por 6 capítulos y C anexos.

El capítulo 2 expone los principales antecedentes sobre las malformaciones arteriovenosas cerebrales, desde un punto biológico y también desde la mecánica de fluidos computacional.

El capítulo 3 presenta la metodología para llevar a cabo el estudio, destacando dos principales: Proceso de segmentación para la construcción de 3 modelos de malformaciones 3D y simulación fluidodinámica de los modelos construidos.

El capítulo 4 exhibe los resultados de las simulaciones, en los cuales se presenta resultados de velocidad, presión y esfuerzos de corte en la pared.

El capítulo 5 se enfoca en analizar los modelos construidos y los resultados de las simulaciones a través de comparaciones entre modelos e investigaciones expuestas en antecedentes.

El capítulo 6 presenta las conclusiones de la investigación, y los principales desafíos que tiene el trabajo.

Capítulo 2

Antecedentes

En la siguiente sección se presentan los antecedentes biológicos, hemodinámicos, antecedentes de metodologías e investigaciones de malformaciones arteriovenosas cerebrales.

2.1. Antecedentes biológicos

2.1.1. Sistema circulatorio y vasos sanguíneos

El sistema circulatorio se encarga en conjunto de bombear, transportar y distribuir la sangre por todo el cuerpo. Asimismo, el flujo sanguíneo circula desde el corazón a las arterias y las arteriolas, de allí a los capilares y, finalmente, a las vénulas y venas, que regresan la sangre al corazón. [3].

En la figura 2.1.1 se puede apreciar la conexión de los vasos sanguíneos. Es importante notar que las arterias corresponden a vasos que transportan el oxígeno y los nutrientes, los capilares son pequeños vasos tubulares, lugar en que donde se produce el intercambio de nutrientes y gases entre la sangre y los tejidos; y por último las venas transportan los desechos celulares y dióxido de carbono.

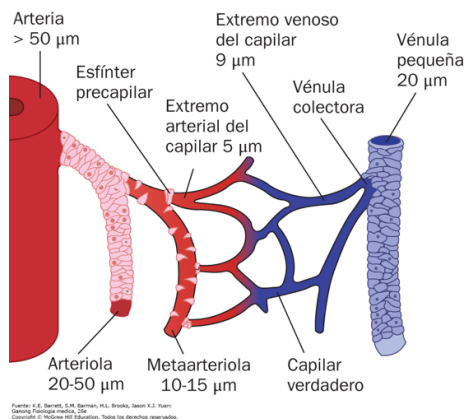


Figura 2.1.1: Vasos sanguíneos [3].

En la figura 2.1.2 se pueden notar las diferencias de presión y velocidad en los vasos sanguíneos, donde TA corresponde al área de la sección transversal total de los vasos, notando

que aumenta de 4.5 [cm²] en la aorta a 4500 [cm²] en los capilares. De tal modo, la sigla RR, la cual corresponde a la resistencia relativa, y es mayor en las arteriolas.

Igualmente se puede notar en el gráfico que tanto la presión, como la velocidad arterial es considerablemente mayor que en los capilares y venas.

Por otro lado, en el gráfico de presión de la misma figura, se aprecia las presiones sistólica y diastólica. La presión sistólica se mide cuando los ventrículos (cavidad que contiene líquido) del corazón se contraen y la presión diastólica se mide cuando los ventrículos del corazón se relajan. Cabe tener presente que una presión sistólica de 120 [mm Hg] se considera en el rango de los niveles de presión normales, mientras que para la diastólica es de 80 [mm Hg][3].

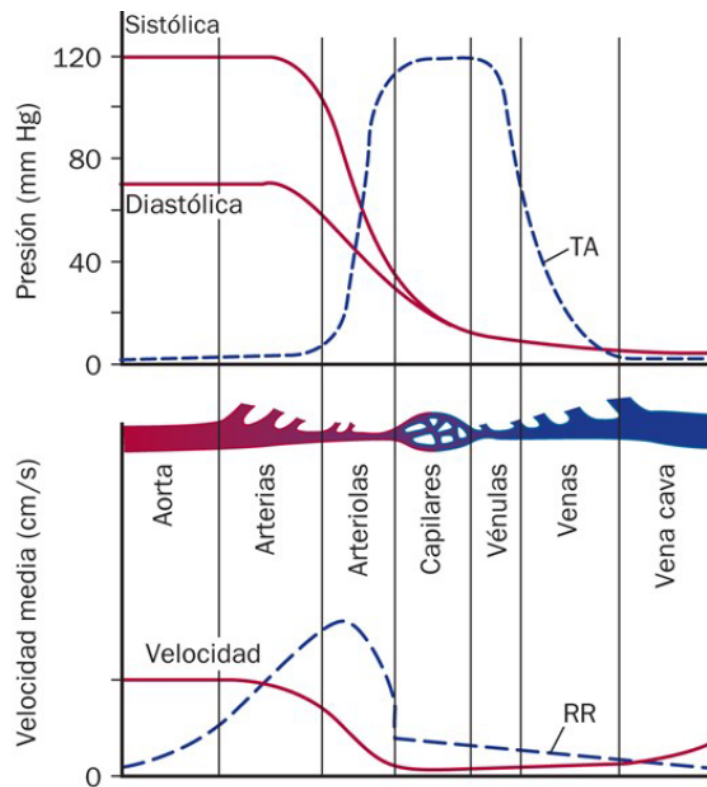


Figura 2.1.2: Velocidad media [cm/s] y presión [mmHg] de los vasos sanguíneos [3].

La circulación sanguínea puede ser interrumpida por diferentes anomalías en los vasos sanguíneos, provocando accidente vasculares. A modo de ejemplo, los accidentes cerebrovasculares ocurren cuando un vaso del cerebro detiene el flujo. De tal forma, existen dos tipos de accidente cerebrovasculares [7]:

- **Accidente cerebrovascular isquémico:** El accidente cerebrovascular isquémico ocurre cuando un vaso sanguíneo que irriga sangre al cerebro resulta bloqueado por un coágulo de sangre.
- **Accidente cerebrovascular hemorrágico:** Un accidente cerebrovascular hemorrágico ocurre cuando un vaso sanguíneo de una parte del cerebro se debilita y se rompe.

Lo anterior, provoca sangrado dentro del cerebro. Igualmente, algunas personas tienen defectos en los vasos sanguíneos del cerebro que hacen que esto sea más probable. Por consiguiente, estos defectos pueden incluir presencias de aneurismas (área débil en la pared de un vaso sanguíneo que provoca que al vaso se le forme una protuberancia o una dilatación en la parte exterior), malformación arteriovenosa (conexión anormal entre las arterias y venas), angiopatía cerebral amiloide (afección en la que las proteínas amiloides se acumulan en las paredes de las arterias del cerebro), entre otros.

2.1.2. Malformaciones arteriovenosas cerebrales

Una malformación arteriovenosa es una maraña de vasos displásicos (nido) alimentados por arterias y drenados por venas sin capilares intermedios, que forman una derivación de alto flujo y baja resistencia entre los sistemas arterial y venoso. Las malformaciones arteriovenosas en el cerebro tienen una prevalencia estimada baja, pero son una causa importante de hemorragia intracerebral en adultos jóvenes [4].

En el caso de las malformaciones no rotas previamente, las tasas de hemorragia son de aproximadamente un 1% al año. Sin perjuicio de lo anterior, una vez rotas, el riesgo posterior se quintuplica, dependiendo de los aneurismas asociados, las localizaciones profundas, el drenaje profundo y el aumento de la edad [1]. En la imagen 2.1.3 se puede apreciar una notoria diferencia entre vasos sanguíneos normales (cuadro izquierdo) y vasos sanguíneos anormales producto de una malformación (cuadro derecho).

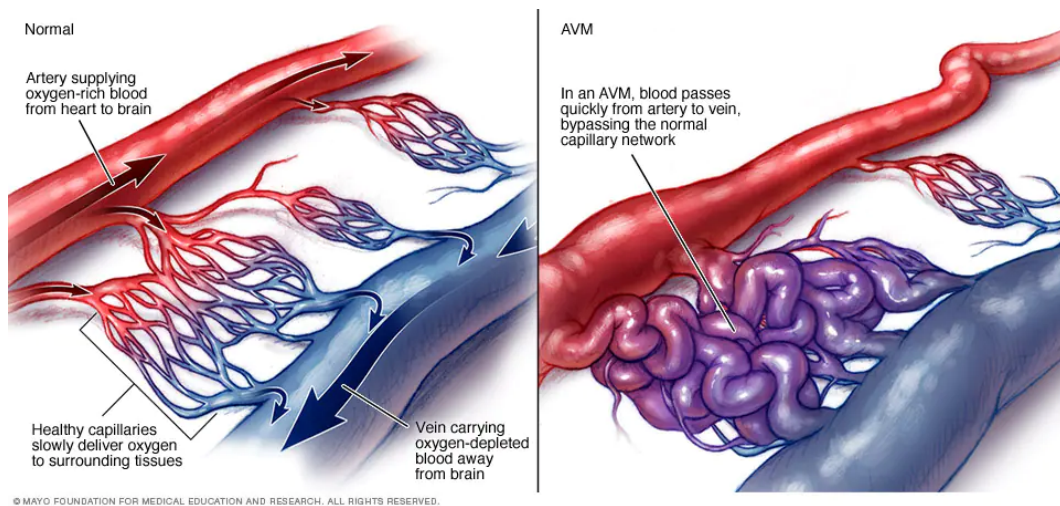


Figura 2.1.3: Representación de vasos sanguíneos normales (imagen izquierda) y vasos sanguíneos con MAV (imagen derecha) [6].

Las consecuencias clínicas de la hemorragia cerebral por una malformación arteriovenosa dependen del grado de lesión de las estructuras cerebrales adyacentes. Los daños en regiones del cerebro que controlan las funciones motoras, sensoriales, visuales y del lenguaje (denominadas áreas elocuentes de la corteza), daños en las vías profundas de la materia blanca y en las estructuras de los ganglios basales, y elevaciones secundarias de la presión intracraneal se asocian con un mal resultado clínico [5].

Ahora bien, pese a que no existen escalas para medir grados de serevidad en las MAVs, los investigadores Spetzler y Martin [8] crearon una propuesta de sistema de clasificación, que ayuda a predecir el riesgo de morbilidad y mortalidad que conlleva un tratamiento quirúrgico para determinadas MAVs cerebrales. La lesión se clasifica a través de tres características, las cuales son las siguientes:

- **Tamaño de la MAV:** Se determina midiendo en las angiografías el diámetro mayor del nido de la malformación. El tamaño de la MAV se define como pequeño si es menor a 3 centímetros, como medio si mide entre 3 a 6 centímetros o bien, será grande si es mayor a 6 centímetros. Cabe tener presente que, el tamaño de la malformación es responsable de gran parte de la dificultad técnica para extirpar las MAV's. Cuanto mayor sea la MAV, mayor será la cantidad de tejido neural normal adyacente que se expone a lesiones durante la resección microquirúrgica del nido.
- **Elocuencia:** Las regiones cerebrales elocuentes se definen como aquellas que hablan de una función neurológica fácilmente identificable y que, al lesionarse, provocan un déficit neurológico incapacitante. Lo anterior, conlleva un riesgo mucho mayor de morbilidad neurológica morbilidad neurológica que la extirpación de estas lesiones de regiones menos críticas.
- **Ubicación de venas de drenaje:** El curso de las venas de drenaje se determina a partir de la angiografía. Por un lado, el patrón venoso se considera superficial si todo el drenaje de la MAV es a través del sistema venoso cortical. En cambio, el patrón venoso se considera profundo si una parte o la totalidad del todo el drenaje es a través de venas profundas (como venas cerebrales internas, venas basales o vena cerebelosa precentral).

2.1.2.1. Visualizaciones de MAV

Para poder evaluar y visualizar las MAV's cerebrales, se realizan los siguientes procedimientos:

- **Arteriografía cerebral o angiografía cerebral:** Es la prueba más detallada para diagnosticar una malformación arteriovenosa, esta indica la ubicación y las características de las arterias nutricias y las venas de drenaje, lo cual es fundamental para planificar el tratamiento. En esta prueba, el médico inserta un tubo delgado y largo (catéter) dentro de una arteria de la ingle y lo conduce hasta el cerebro usando imágenes de rayos X. A continuación, inyecta un medio de contraste yodado en los vasos sanguíneos del cerebro para que se puedan visualizar en las imágenes por rayos X. En la angiografía por sustracción digital (DSA), un programa elimina los huesos y los tejidos en las imágenes que se estén observando, de manera que solo se ven los vasos sanguíneos llenos de tinte [6].
- **Exploración por tomografía computarizada (TC):** Este procedimiento usa una serie de rayos X para crear una imagen transversal detallada del cerebro. En ocasiones, el médico inyecta un tinte a través de un tubo intravenoso en una vena para que las arterias nutricias y las venas de drenaje de la malformación arteriovenosa puedan verse en mayor detalle (angiografía por tomografía computarizada "TCA") [6].

- **Imágenes por resonancia magnética (MRI):** Este procedimiento utiliza imanes poderosos y ondas de radio para crear imágenes detalladas del cerebro. La resonancia magnética es más sensible que la tomografía computarizada y puede mostrar cambios más sutiles en los tejidos cerebrales asociados con una malformación arteriovenosa cerebral. La resonancia magnética también suministra información sobre la ubicación exacta de la malformación y cualquier sangrado relacionado en el cerebro, cuestión relevante para determinar las opciones de tratamiento.[6].

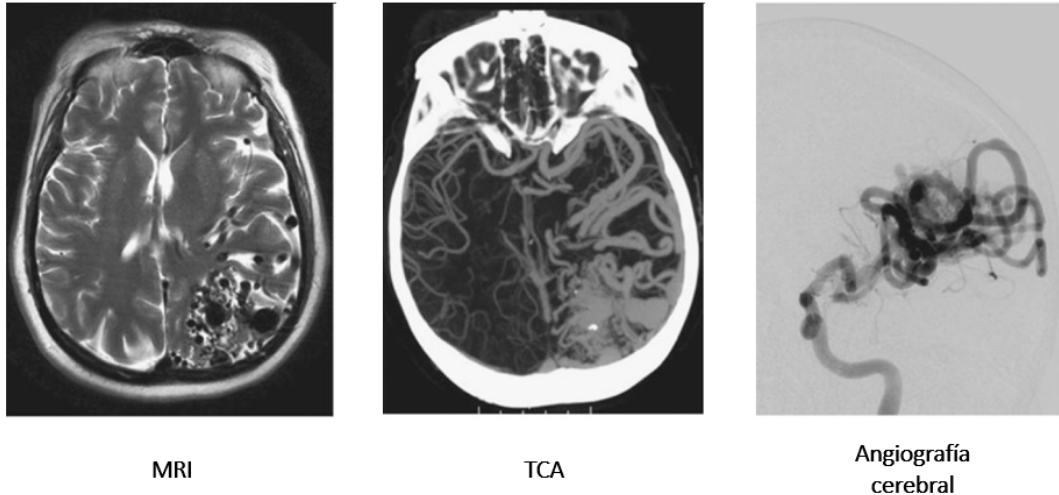


Figura 2.1.4: Ejemplos de visualizaciones de MAVs cerebrales.

2.1.2.2. Métodos de tratamientos para MAVs cerebrales

Se han desarrollado cuatro enfoques de tratamiento de las malformaciones arteriovenosas: la cirugía, la radiocirugía, la embolización y el tratamiento conservador [4], a continuación se detallan las primeras tres:

- **Cirugía:** La cirugía de extirpación tiene la ventaja de producir una curación inmediata de la malformación arteriovenosa, pero hay riesgos asociados a la cirugía, e incluso si el riesgo es bastante bajo, la cirugía podría no ser apropiada en todos los casos. Ahora bien, las decisiones para determinar si se pueden operar o no, se basan habitualmente en la escala de Spetzler-Martin y en las ubicaciones de la MAV [5].
- **Embolización:** Consiste en bloquear el flujo sanguíneo de una malformación arteriovenosa mediante el uso de catéteres endovascular para depositar materiales oclusivos en las arterias de alimentación y el nido. [5].
- **Radiocirugía:** Esta se recomienda a menudo si una malformación arteriovenosa tiene menos de 3 [cm] de diámetro y se encuentra en una zona elocuente donde la cirugía puede causar un déficit neurológico. Aunque la radiocirugía evita una craneotomía, una de las desventajas es que hay un período de retraso de aproximadamente 1 a 3 años desde el momento del tratamiento hasta la posible la obliteración completa de la malformación arteriovenosa, durante el cual sigue existiendo riesgo de hemorragia [5].

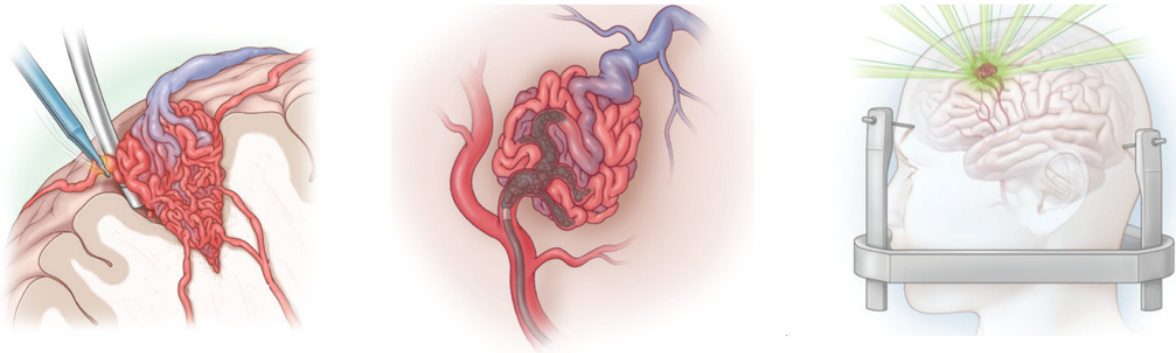


Figura 2.1.5: Tratamientos MAV's de izquierda a derecha: cirugía, embolización y radiocirugía.

2.2. Dinámica de fluidos computacional

La dinámica de fluidos computacional (CFD) se basa en la resolución de problemas a través de las ecuaciones de Navier-Stokes, las cuales, pueden modelar diferentes tipos de fluidos. Entre los métodos numéricos utilizados para implementar CFD, el método de volumen finito ha llegado a desempeñar un papel único, esta es una técnica que discretiza las ecuaciones de Navier-stokes para generar un conjunto de ecuaciones algebraicas sobre un volumen de control. De igual modo, existen varios programas para realizar estudios CFD, por ejemplo el software Ansys Fluent, que se describe en los siguientes párrafos de la sección, se destaca que los pasos fueron resumidos de la guía de usuario de Ansys fluent [9].

El primer paso para llevar a cabo una simulación en ANSYS FLUENT, es la construcción de una geometría o la importación desde otro programa, luego en el programa de Fluent Meshing (compomente del programa ANSYS FLUENT) se debe dividir el cuerpo y crear una malla (volumen de control); simultáneamente, estas particiones pueden tener diferentes geometrías o condiciones especiales, dependiendo de la forma, volumen, entre otros. Para lo anterior es necesario establecer un tipo de geometría para describir los elementos, por ejemplo una geometría bastante usual son las celdas tetraédricas, en la imagen 2.2.1 se muestran ejemplos de celdas 3D.

Además, para verificar la calidad de la malla, el programa consta de métricas de calidad que son indicadores para determinar la precisión de los cálculos posteriores. La tabla 2.1 indica el rango de valores de la métrica skewness la cual señala qué tan cerca del ideal (equilátero o equiangular) está una cara o una celda, es decir, entre más cercana a cero es mejor la calidad. Por otro lado existe la métrica quality orthogonal, que mide la perpendicularidad de un elemento respecto de sus elementos adyacentes. Así, el rango de calidad ortogonal es de 0 a 1, donde un valor de 0 es el peor y un valor de 1 es el mejor. También existe la métrica aspect ratio, que determina la relación entre la longitud del borde más largo y la longitud del borde más corto, entre otras métricas.

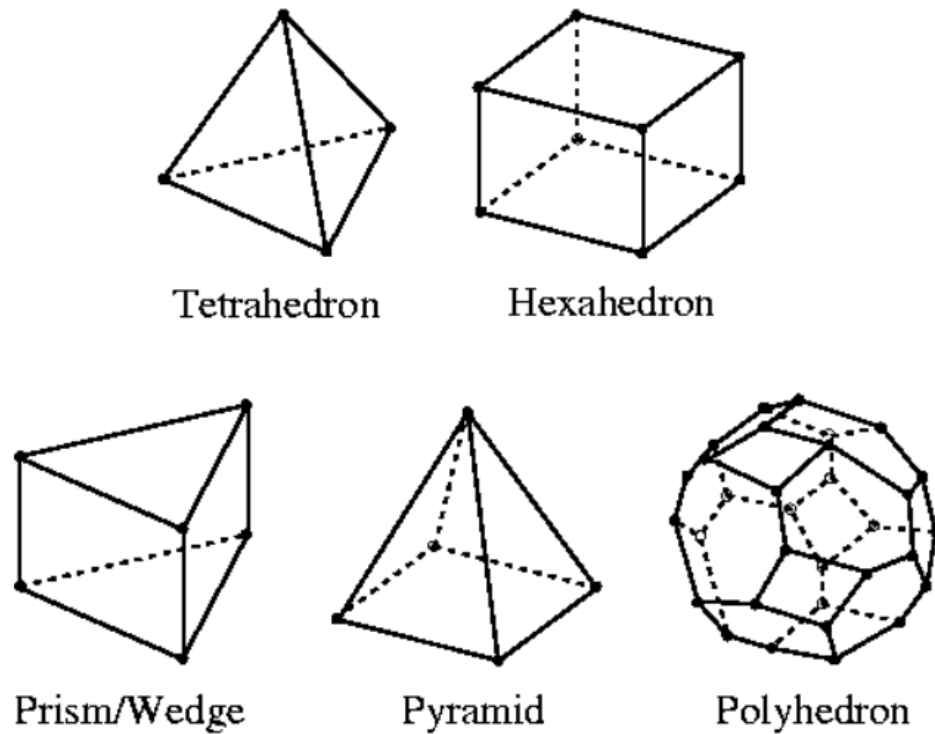


Figura 2.2.1: Tipos de celdas 3D.

Tabla 2.1: Rango de valores de skewness y la calidad de celda correspondiente.

Value of Skewness	Cell Quality
1	Degenerate
0.9 - <1	Bad (sliver)
0.75 - 0.9	Poor
0.5 - 0.75	Fair
0.25 - 0.5	Good
>0 - 0.25	Excellent
0	Equilateral

El siguiente paso es describir el fluido, esto se lleva a cabo en la etapa de "setup", también se deben ingresar las condiciones de borde, reología, entre otras. En esa misma etapa se debe ingresar el tipo de solver. Se puede escoger entre dos tipos de solver uno es basado en la presión y el otro basado en la densidad, ambos solucionadores se pueden usar para una amplia gama de flujos, pero en algunos casos una formulación puede funcionar mejor, en otras palabras, producir una solución más rápidamente o resolver mejor ciertas características de flujo que la otra.

Así, los enfoques basados en la presión y en la densidad difieren en la forma en que se resuelven las ecuaciones de continuidad, cantidad de movimiento y (cuando corresponda) energía y especies. También existen dos algoritmos bajo el solucionador basado en la presión

en Ansys Fluent: un algoritmo segregado y un algoritmo acoplado.

Por un lado, en el algoritmo segregado, las ecuaciones de gobierno se resuelven secuencialmente, segregadas entre sí, mientras que en el algoritmo acoplado, las ecuaciones de cantidad de movimiento y la ecuación de continuidad basada en la presión se resuelven de forma acoplada. En general, el algoritmo acoplado mejora significativamente la velocidad de convergencia sobre el algoritmo segregado, sin embargo, el requisito de memoria para el algoritmo acoplado es mayor que el algoritmo segregado.

De igual forma, un aspecto importante es el tipo de discretización de la ecuación de continuidad y momentum, para los casos de método por segregación se tienen 4 formas: SIMPLE, SIMPLEC, FSM. Asimismo solo existe un tipo de discretización para el método de acoplamiento llamado Cloped [9].

2.2.1. Hemodinámica Computacional

La hemodinámica computacional (CHD) es un campo para la planificación quirúrgica virtual, la evaluación clínica de enfermedades vasculares y el desarrollo de dispositivos médicos [10]. El crecimiento exponencial del poder de cómputo, los avances tecnológicos y la materialización de la investigación interdisciplinaria han hecho que la dinámica de fluidos computacional surja en las últimas décadas como una herramienta práctica. De tal modo, el modelado computacional también se está convirtiendo en un elemento básico en investigación y desarrollo (I+D) en ingeniería práctica y diseño de productos. Los resultados computacionales complementan los enfoques experimentales y analíticos al proporcionar una alternativa rentable para simular flujos de fluidos realistas. Por ejemplo, las capacidades de visualización son muy detalladas y pueden proporcionar gráficos de líneas de flujo, contornos y vectores que describen la física. Además, CHD es una herramienta que ofrece la capacidad de resolver una variedad de problemas de flujo complicados donde no existen enfoques analíticos. También es mucho más seguro y fácil de realizar que experimentar con un sujeto humano vivo [11].

2.3. Segmentación

La segmentación de imágenes se define como la partición de un área o volumen de imagen en regiones conectadas que no se superponen y que son homogéneas con respecto a alguna característica como la intensidad [11]. Una región dentro de una imagen se puede definir por sus propiedades de píxel (por ejemplo, intensidad de escala de grises), límite (borde) o su interior. Por lo tanto, los enfoques de segmentación pueden ser ampliamente categorizados en los siguientes:

- **Basado en píxeles (umbralización):** Cada píxel se etiqueta en función de sus valores de escala de grises que representan la intensidad de los escaneos.
- **Basado en borde:** Detecta píxeles de borde para formar un límite que contiene la región de interés.

- **Basado en regiones:** Considera los niveles de escala de grises de los píxeles vecinos al incluir píxeles vecinos similares (región en crecimiento).

2.3.1. Segmentación por umbralización

La forma más sencilla de segmentación es la selección de píxeles en 2D (o vóxeles en 3D) en función de criterios que suelen ser su nivel de escala de grises, denominado umbralización (thresholding). Esto utiliza información global o local para seleccionar solo aquellos píxeles dentro de un rango de escala de grises (umbral) y se aplica una función binaria como se muestra en la ecuación 2.1 donde θ es el valor de escala de grises seleccionado o un rango de valores y $f(x)$ son los valores de escala de grises de las imágenes. Como resultado, la salida es una imagen binaria donde cada píxel está coloreado como blanco o negro, dependiendo de la etiqueta de un píxel de 1 o 0. Es más efectivo para imágenes que contienen diferentes estructuras que tienen intensidades uniformes pero contrastantes con otras características o estructuras cuantificables. El problema de segmentación se convierte en seleccionar el valor adecuado para el umbral, θ . En muchos casos, el usuario elige manualmente θ , probando un rango de valores y observando el rango que mejor identifica la estructura anatómica de interés [11].

$$g(x) = \begin{cases} 1 & \text{if } \min_x(f(x)) \leq \theta \leq \max_x(f(x)) \\ 0 & \end{cases} \quad (2.1)$$

2.3.2. Etapas para segmentación

La figura 2.3.1 presenta las etapas para llevar a cabo una segmentación exitosa [11], se destaca que existen diferentes softwares de visualización y segmentación, como por ejemplo el software 3DSlicer [15] o ITK-SNAP [16] los cuales cuentan con herramientas de visualización y segmentación, además son softwares gratuitos. Igualmente, para mejor comprensión del diagrama un archivo DICOM se define como "Digital Imaging and Communications in Medicine". Por otro lado en el anexo A se encuentran ejemplos de tipos de archivos CAD (diseño asistido por computadora).

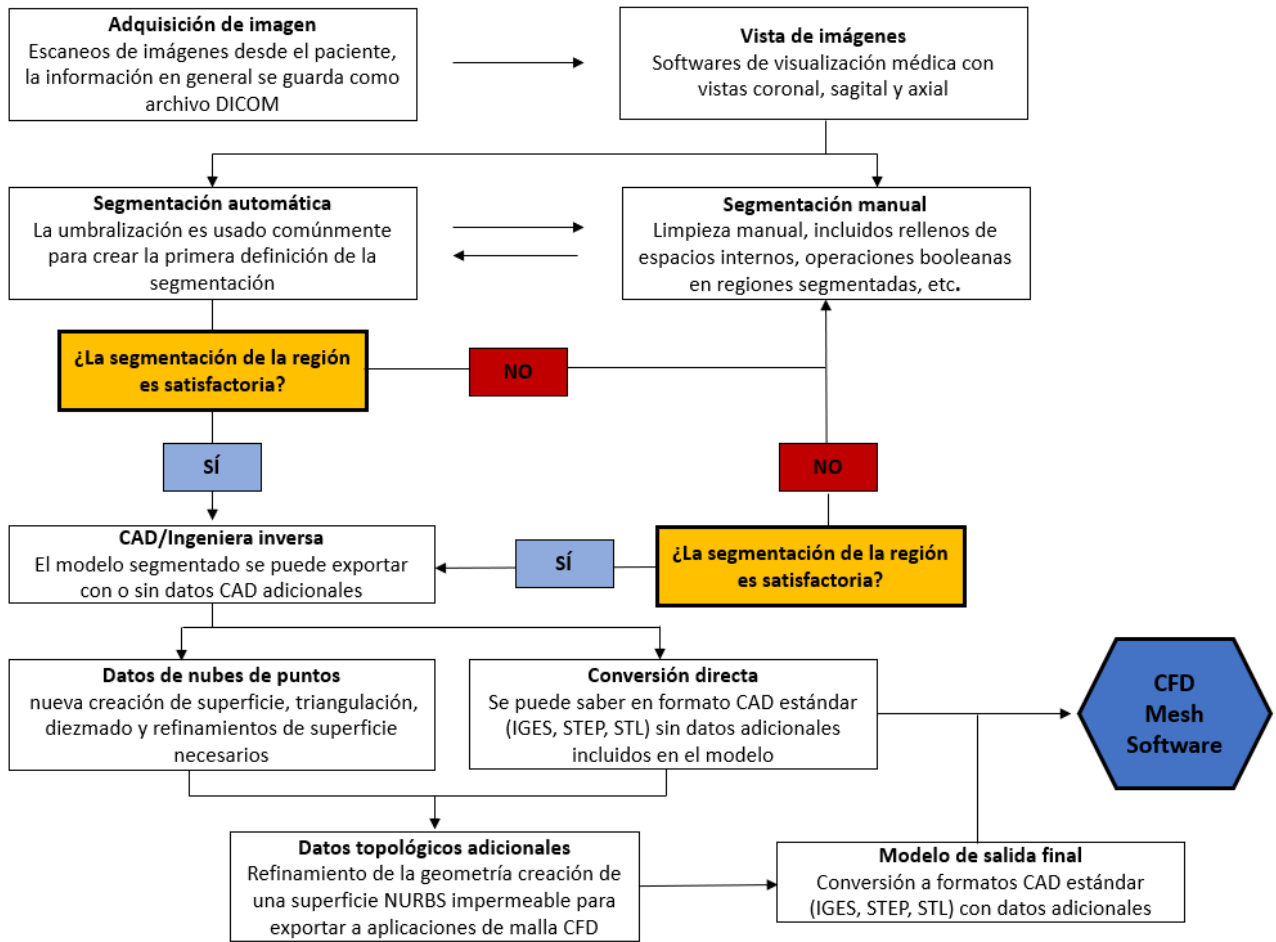


Figura 2.3.1: Etapas para segmentación.

2.3.3. Diseño 3D de una enfermedad vascular para impresión 3D

Una de las formas de representar las MAVs es a través de la construcción en digital y posterior impresión 3D, por ejemplo en el artículo de Cogswell [17] relatan los procedimientos para lograr la impresión 3D de una vascularización intracraneal que es bastante similar al diagrama 2.3.1, pero con otro enfoque ya que es para impresión 3D. En la figura 2.3.2 se pueden apreciar los pasos que se sugieren para el diseño e impresión.

En primer lugar, se debe realizar la adquisición de imágenes, el artículo menciona que las técnicas más comunes para visualizar la vasculatura intracraneal son la angiografía por tomografía computarizada (TCA), la angiografía por resonancia magnética (MRA) y la angiografía por sustracción digital (DSA). Luego las etapas siguientes son similares al proceso descrito en la figura 2.3.1. A continuación, los pasos 5 y 6 tienen relación con el proceso de impresión y análisis. Se destaca que existen múltiples técnicas de impresión en 3D, como fotopolimerización en cuba, extrusión de material, infusión de polvo, inyección de material, inyección de aglutinante, deposición energía directa y laminado.

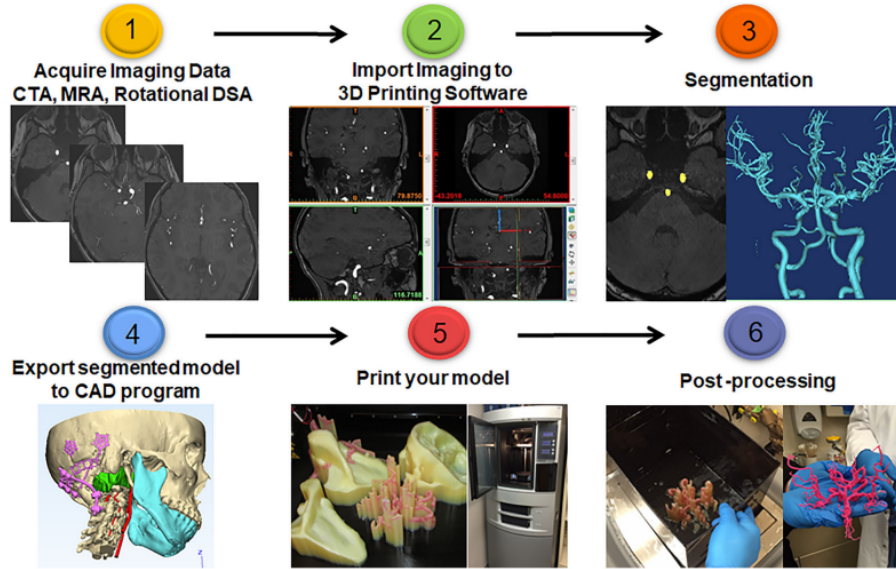


Figura 2.3.2: Diagrama del proceso de impresión en 3D.

2.4. Modelación de flujo sanguíneo

Para describir el flujo sanguíneo es necesario definir las ecuaciones que lo modelan y las propiedades físicas de la sangre.

2.4.1. Ecuaciones de Navier-Stokes

El flujo sanguíneo puede ser modelado como un flujo incompresible, y su movimiento puede ser caracterizado por la ecuación de continuidad y las ecuaciones de Navier-Stokes, a continuación se presentan las ecuaciones:

A. Ecuación de Continuidad

$$\nabla \cdot \vec{U} = 0 \quad (2.4.2)$$

B. Ecuación de Navier-Stokes

$$\rho \left(\frac{\partial \vec{U}}{\partial t} + \vec{U} \cdot \nabla \vec{U} \right) = - \nabla P + \nabla \bar{\tau} \quad (2.4.3)$$

Donde \vec{U} corresponde al vector de velocidad [m/s], ρ corresponde a la densidad [kg/m^3], y τ es el tensor de esfuerzos del fluido, que tal como se observa en la ecuación 2.4 dependerá del modelo de viscosidad aplicado, donde μ corresponde a la viscosidad dinámica y $\dot{\gamma}$ a la tasa de deformación.

$$\tau = \mu \dot{\gamma} \quad (2.4.4)$$

La ecuación 2.5 presenta la tasa de deformación para fluidos incompresibles y la ecuación

2.6 la definición de ϵ_{ij} .

$$\dot{\gamma} = 2\sqrt{\epsilon_{ij}\epsilon_{ij}} \quad (2.4.5)$$

$$\epsilon_{ij} = \frac{1}{2}\left(\frac{\partial u_i}{\partial u_j} + \frac{\partial u_j}{\partial u_i}\right) \quad (2.4.6)$$

2.4.2. Caracterización de flujo laminar o turbulento

Para un establecer un régimen de flujo, se utiliza el número adimensional de Reynolds, abreviado como Re, el cual es una relación entre la fuerza de inercia, producida por el flujo en movimiento, y la viscosidad del fluido. De ahí que, la ecuación 2.7 presenta variables que se consideran para el cálculo del n° de Re, donde ρ es la densidad del fluido en unidades de $[kg/m^3]$, U es la velocidad del fluido en unidades de $[m/s]$, D corresponde al diámetro del ducto en unidad de $[m]$ y μ a la viscosidad del fluido, en unidad $[kg/ms]$ [11].

$$Re = \frac{Fuerzas\text{inerciales}}{Fuerzas\text{viscosas}} = \frac{\rho U D}{\mu} \quad (2.4.7)$$

Por otro lado, a modo de determinar si la sangre es laminar o turbulento, es posible considerar los vasos sanguíneos como tuberías cilíndricas, y teniendo presente siguientes rangos:

- Re < 2300 corresponde a flujo laminar
- 2300 < Re < 4000 corresponde a flujo en transición
- > 4000 corresponde a flujo turbulento

2.4.3. Viscosidad de flujo sanguíneo

Una de las principales propiedades de la sangre que gobiernan su comportamiento de flujo es la viscosidad. La viscosidad de un fluido depende del material y describe la resistencia a la deformación bajo esfuerzo cortante [12]. Dicho lo anterior, en algunas investigaciones se considera que la viscosidad de la sangre no es constante [13], es decir no newtoniano, puesto a que contiene células sanguíneas que cambian de forma y movimiento dentro del plasma durante los cambios de velocidad [10]. Por esto, uno de los modelos, que se considera apropiado para determinar la viscosidad es el modelo de Carreau, un ejemplo de aplicación del modelo mencionado es la investigación de Álvaro Valencia y Martín Villanueva [14].

La ecuación 2.8 describe el modelo de Carreau y la tabla 2.2 presenta los valores constantes para la ecuación, además de indicar la densidad promedio de la sangre

$$\mu(\dot{\gamma}) = \mu_{\infty} + (\mu_0 - \mu_{\infty}) \cdot (1 + (A \cdot \dot{\gamma})^2)^{(n-1)/2} \quad (2.4.8)$$

Donde μ_{∞} , μ_0 , n y A son constantes del modelo y $\dot{\gamma}$ corresponde a la tasa de deformación. Para una tasa de deformación baja ($\dot{\gamma} \ll 1/A$) el fluido se comporta como un fluido newtoniano

y para una tasa de deformación alta ($\dot{\gamma} \gg 1/A$) sigue la ley de potencia [13].

Tabla 2.2: Densidad de la sangre y valores de modelo de Carreau.

Parámetro	Valor
ρ	1050 [Kg/m ³]
μ_{∞}	0.00345 [kg/ms]
μ_0	0.056 [kg/ms]
A	3.313 [s ²]
n	0.3568

2.5. Investigaciones de MAV's cerebrales

2.5.1. Trabajo de Orloswski

La mayoría de las investigaciones acerca de MAV's tienen como objetivo estudiar los métodos de tratamiento, o también estudiar la hemodinámica previa a la intervención de la malformación arteriovenosa. Tal es, el caso de la investigación de Piort Orloswski [19], entre otros autores, en que presenta un estudio hemodinámico a través de simulaciones fluidodinámicas de tres modelos de MAV's cerebrales obtenidas a través de angiografías rotacionales 3D [18].

El proceso de segmentación de las imágenes se lleva a cabo por el software AMIRA [10], en la figura 2.5.1 se puede observar el mallado con elementos tetraédricos, cuyos mallados fueron realizados a través del software GAMBIT. En la misma figura se indica las entradas y salidas del flujo, las cuales corresponden a arterias de alimentación y venas de drenaje respectivamente. Cabe destacar que, los extremos de las arterias y venas se recortan como planos perpendiculares a las líneas centrales del recorrido del flujo sanguíneo.

Igualmente, es relevante que los nidos se consideran como medios porosos conectados a canales de alimentación (arterias) y drenaje (venas). Las condiciones de borde son en base a las mediciones de flujo volumétrico. Igualmente, se impone la condición de borde de presión cero a la salida, debido a que para efectos de la investigación solo se quiere analizar los resultados de velocidad y flujo. Se simula a través de un modelo finito, utilizando CFD-ACE. Los resultados obtenidos de las simulaciones, se muestran en tabla 2.3, también en la investigación se comenta acerca de los distintos recorridos del flujo dependiendo de la entradas.

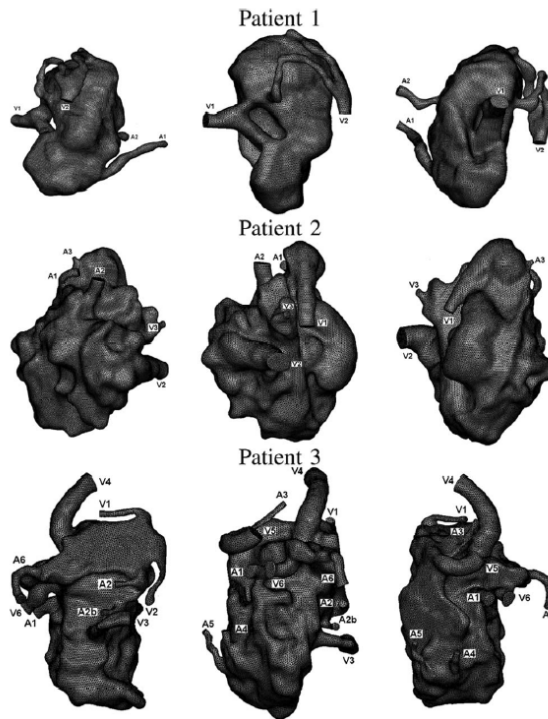


Figura 2.5.1: Mallado de los modelos en la investigación de Orlowski.

Tabla 2.3: Resultados de velocidad y flujo en tiempo inicial en la investigación de Orlowski.

Paciente 1	Velocidad [m/s]	Flow [ml/s]	Paciente 3	Velocidad [m/s]	Flow [ml/s]
Arteria 1	0.182	1.21	Arteria 1	0.318	3.52
Arteria 2	0.065	0.42	Arteria 2	0.189	2.23
Vena 1	0.116	1.88	Arteria 3 - 5	-	-
Vena 2	-	-	Arteria 6	0.165	1.1
N° de celdas	692255		Vena 1	-	-
Paciente 2	Velocidad [m/s]	Flow [ml/s]	Vena 2	0.181	0.53
Arteria 1	0.158	1.05	Vena 3	-	-
Arteria 2	0.338	4.01	Vena 4	0.175	3.23
Arteria 3	0.225	1.5	Vena 5	0.166	1.95
Vena 1	0.089	0.59	Vena 6	0.16	1.89
Vena 2	0.182	3.36	N° de celdas	1144859	
Vena 3	0.243	2.91			
N° de celdas	848629				

2.5.2. Trabajo de Kaneko

Por otro lado en la investigación de Kaneko [20], entre otros autores, se crean modelos in-vitro 3D a partir de angiografías 3D rotacionales para estudiar la hemodinámica y el tratamiento a través de la embolización. Para la construcción del modelo in-vitro se lleva a cabo un procedimiento similar al de Cogwell [17], pero con diferentes programas, por ejemplo se transforman los archivos DICOM a archivos STL, por medio de un programa llamado Osirix y los archivos STL son editados en el software MeshMixer. Se usan dos métodos para el análisis, el primero corresponde a la técnica 4D flow MRI y el segundo método es por medio de un análisis dinámico a través de CFD.

Para realizar la primera técnica, el modelo in-vitro 3D debe estar hueco para así inyectar un líquido para simular el tratamiento de embolización. Conviene destacar que, en la técnica 4D flow MRI [21], se adquieren imágenes de resonancia magnética, mediante una secuencia retrospectiva de angiografía contraste de fase, obteniéndose así, datos de la velocidad de la sangre en un espacio de tres dimensiones (3D) y durante todo el ciclo cardiaco. Con las imágenes obtenidas se puede evaluar de forma cuantitativa la dinámica regional y global del flujo sanguíneo por medio de medidas hemodinámicas, como velocidad promedio, máxima y mínima, flujo latido promedio, flujo de avance y regurgitante, volumen de eyección, y aproximaciones matemáticas a los gradientes de presión y fuerzas de cizallamiento. Por otro lado, se destaca que las dos técnicas se consideran las mismas condiciones de borde y se estima la sangre como un flujo laminar y fluido newtoniano.

En la imagen 2.5.2 se pueden apreciar las visualizaciones de las dos técnicas en la investigación de Kaneko, cabe tener presente que la segmentación de los resultados de 4DFlow se llevan a cabo por medio de 3DSlicer. Por otra parte, con respecto al mallado de la simulación CFD, la cantidad de elementos es del orden de 3 millones y el tamaño de los elementos es de 0.08 [mm].

Tabla 2.4: Resultados en la investigación de Kaneko.

Vaso sanguíneo	4D Flow MRI [m/s]	CFD [m/s]
Arteria de alimentación principal	0.045	0.057
Arteria 1	0.144	0.119
Arteria 2	0.086	0.114
Arteria 3	0.187	0.118
Arteria 4	0.018	0.041
Arteria 5	0.137	0.131
Vena de drenaje principal	0.05	0.071
Vena 1	0.033	0.072
Vena 2	0.01	0.024
Vena 3	0.046	0.13
Vena 4	0.092	0.067

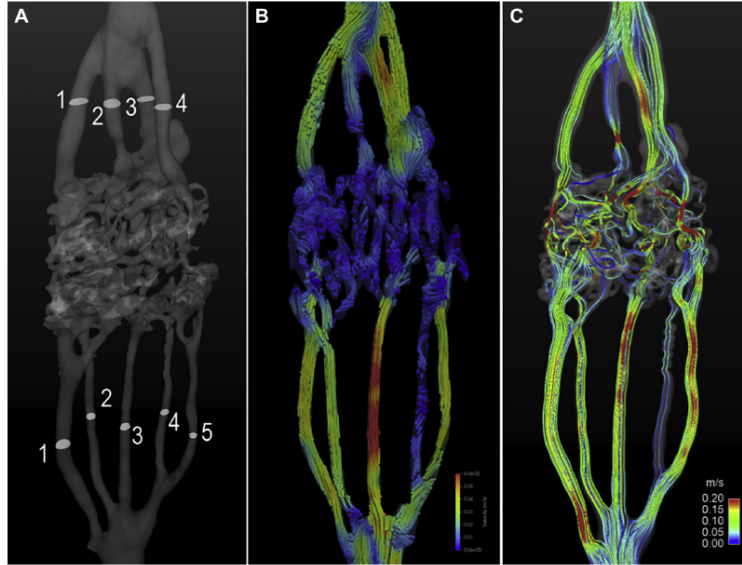


Figura 2.5.2: Visualizaciones de técnicas. (A) Modelo 3D de la MAV, (B) Método 4D flow MRI y (C) Método CFD.

2.5.3. Trabajo de Franzetti

Asimismo, en el trabajo de Franzetti, entre otros autores [22], se estudia la embolización con un método diferente a la investigación de Kaneko. Por consiguiente, el objetivo es desarrollar un marco computacional sencillo, pero eficaz para ayudar a la toma de decisiones clínicas en torno al tratamiento. Se construye un modelo computacional para simular la hemodinámica previa, intra y posterior a la intervención de una MAV.

Así, el modelo computacional se basa en escaneos de tomografía computarizada (TC) e imágenes de angiografía de sustracción digital (DSA), en la figura 2.5.3 se puede apreciar la ubicación y la geometría de la malformación. Lo anterior, fue segmentado usando Simpleware ScanIP (Synopsys, EE. UU.) a través de herramientas de segmentación semiautomáticas basado en el umbral(thresholding) y en la figura 2.5.4 se presenta el recorrido de entrada y salida del flujo y la malla del modelo.

La geometría incluye la arteria de alimentación de la MAV, cuyo diámetro es 3.8 [mm], una arteria rama de salida de diámetro 2 [mm], el nido es de un tamaño de 16 x 12 x 9 [mm²] y dos venas de drenaje cuyos diámetros son 1.6 [mm] y 2.3 [mm]. Igualmente, la geometría es mallada en el software Fluent Meshing (Ansys, USA) usando elementos tetraédricos con un tamaño de elemento entre 0.1 a 0.8 [mm] y un total de 860000 elementos. Para la simulación se utiliza el software ANSYS CFX 18 (solucionador de volúmenes finitos), se considera el flujo estacionario, laminar ($Re = 150$), paredes rígidas y se describe el flujo con las ecuaciones de Navier-Stokes y de continuidad. Por otro lado, la sangre fue modelada como un incompresible Fluido newtoniano con densidad igual a 1060 [kg/m³] y una viscosidad dinámica de 0.004 [Pa s].

Se destaca que en la investigación de Franzetti se considera el nido como medio poroso al igual que la investigación de Orloski [19], comentada previamente, sin embargo, del modo

en que se aprecian los modelos construidos de Orloswki y Franzetti son diferentes, debido a que las malformaciones son asimétricas. Sin perjuicio de lo anterior, se puede notar que en las dos investigaciones los vasos del nido de los modelos construidos no fueron segmentados como "tubos".

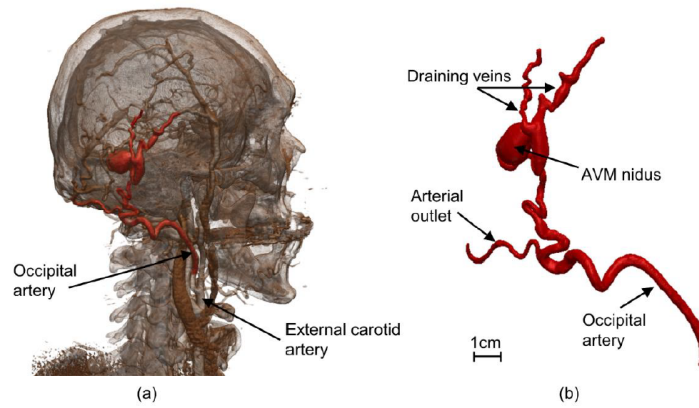


Figura 2.5.3: Geometría y ubicación de la MAV de estudio en la investigación de Franzetti.

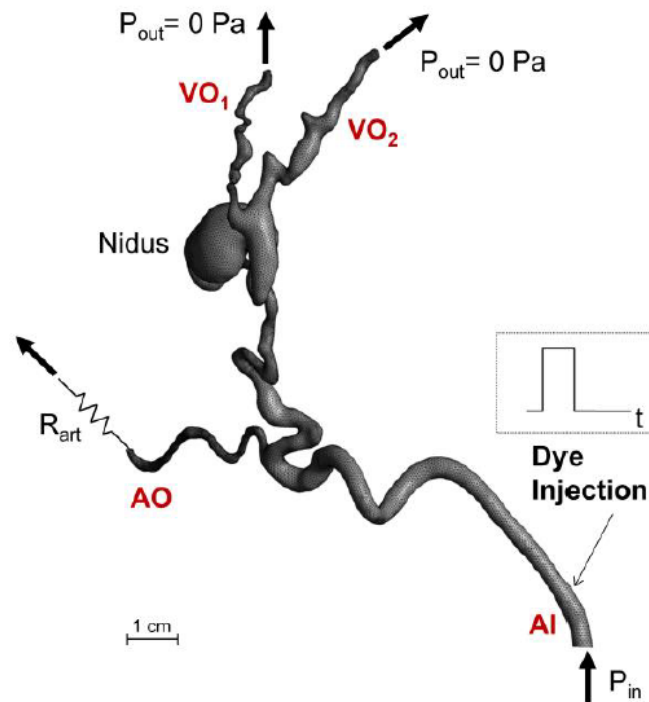


Figura 2.5.4: Mallado y condiciones de borde en la investigación de Franzetti.

El modelo de Franzetti, es capaz de simular el flujo sanguíneo a través de la MAV a lo largo de la intervención y predecir los cambios hemodinámicos (directos e indirectos) a causa

de la embolización, es relevante señalar que, los resultados fueron verificados. De manera que, en la figura 2.5.5 se presentan los resultados de la simulación en el periodo inicial.

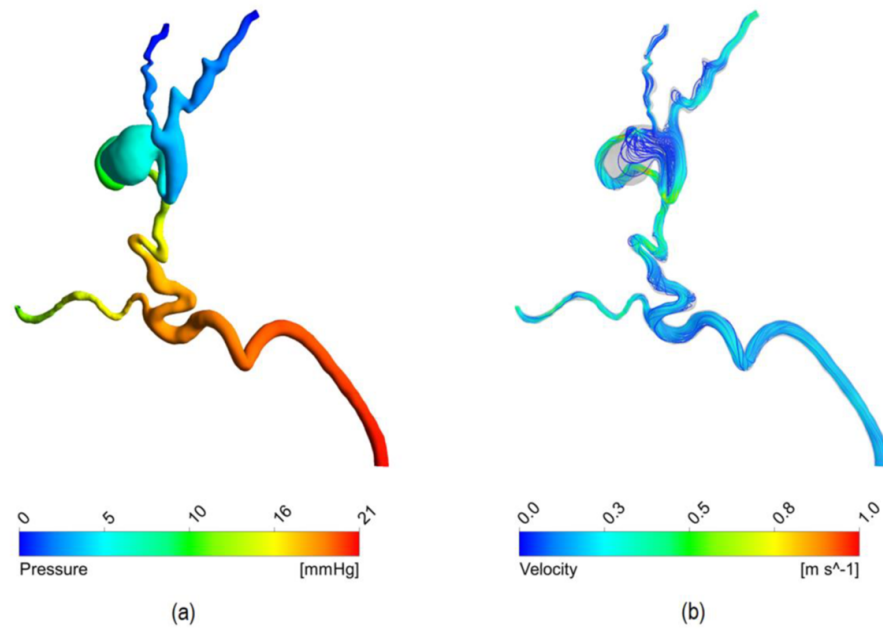


Figura 2.5.5: Resultados de simulación en investigación de Franzetti.

2.5.4. Trabajo de Chang

Por otra parte, en la investigación Chang, entre otros autores [23], también se estudia la hemodinámica de MAV cerebrales. Las visualizaciones son obtenidas mediante angiografías por resonancia magnética de fase - contraste, esta técnica es llamada PC - VIRPC, es una técnica rápida y de alta resolución que puede adquirir angiogramas codificados de velocidad en todo el cerebro con tiempos de exploración de aproximadamente 5 minutos. Se destaca que no utiliza CFD para el trabajo al contrario de investigaciones mencionadas anteriormente.

Asimismo, para el estudio se dividieron en dos grupos a 10 pacientes, el primer grupo era asintomático y con la MAV detectada como un hallazgo incidental, o pacientes que tenían cefaleas o convulsiones clínicamente estables y tratadas médicamente. El segundo grupo incluyó a pacientes que presentaban hemorragias, déficits neurológicos focales o dolores de cabeza, convulsiones graves o incontrolables, que recibieron tratamiento mediante resección quirúrgica, radiocirugía, embolización o terapia combinada después de completar las exploraciones. Los grados de Spetzler-Martin de estas personas oscilaron entre 1 y 4. Por un lado, se calcula la velocidad, el área, el flujo y la WSS (esfuerzo cortante de la pared) en los vasos que alimentan las MAV's y, por otro lado, los vasos contralaterales normales utilizando los datos de velocidad de la adquisición de contraste de fase, en la tabla 2.5 se presentan los promedios de los grupos.

Finalmente, con los resultados se pudo demostrar que la hemodinámica cumple un rol importante en la investigación de las MAVs, debido a que, los pacientes con una presentación asintomática o con síntomas leves no presentan diferencias significativas de WSS en los

vasos de alimentación en comparación con los vasos contralaterales normales. Mientras que, los pacientes que presentaban hemorragia, dolores de cabeza, convulsiones graves o déficits neurológicos focales tienen una WSS significativamente mayor en los vasos de alimentación en comparación con los vasos contralaterales. Por último, un aspecto importante de la investigación es que los valores de WSS son estimados, en el trabajo se menciona que es imposible obtener los resultados WSS en pacientes vivos con el procedimiento que ellos implementan.

Tabla 2.5: Promedios de hemodinámica obtenida en la investigación de Chang, donde el grupo 1 corresponde a pacientes asintomáticos y el grupo 2 a pacientes con MAV's severas.

	WSS [mmHg]	Diámetro [mm]	Velocidad [m/s]	Flujo [ml/s]
Grupo 1: Arteria de alimentación	0.0117	4.57	0.413	6.23
Grupo 1: Vasos contralaterales normales	0.0112	3.66	0.311	3.82
Grupo 2: Arteria de alimentación	0.012	4.34	0.417	4.57
Grupo 2: Vasos contralaterales normales	0.0086	3.84	0.296	3.32

2.5.5. Trabajo de Nornes

En la investigación de Nornes [24] se estudia el método de extirpación de malformaciones arteriovenosas. Por esto, se analiza la hemodinámica local en 16 pacientes sometidos a extirpación total de vías arteriovenosas cerebrales malformación (MAV), en específico se estudia la presión en las entradas y salidas. Además, se utiliza la técnica Doppler direccional para el registro de las velocidades sanguíneas en vasos que alimentan y drenan la MAV. El flujo calculado en arterias de alimentación individuales osciló entre 0.05 y 9.17 [ml/s] (promedio, 3 [ml/s]). Una estimación del flujo total de MAV fue posible en nueve pacientes, y osciló de 2.5 [ml/s] a más de 15 [ml/s] (promedio, 8.12 [ml/s]). Los registros de presión se realizaron a partir de las arterias de alimentación en su entrada a la MAV, esta presión estaba muy por debajo de la presión arterial sistémica en todos los casos, y varió de 40 a 77 [mmHg] (promedio de 56 [mmHg]). En oclusión temporal, la presión subió instantáneamente de 55 a 95 mm Hg (promedio, 76 mm Hg). El drenaje de la presión de la vena antes de la oclusión osciló entre 8 y 23 [mmHg] (promedio de 15 [mmHg]) y cayó a cero en todos los pacientes cuando se interrumpió la MAV. Los principales resultados se muestran en la tabla ???. Un aspecto importante a considerar en esta investigación es que no se lleva a cabo por medio de simulaciones computacionales como en los estudios ya descritos.

Tabla 2.6: Resultados hemodinamicos en la investigación de Helges. Adaptada de [24].

Caso	Arteria principal de alimentación				Presión salida (Vena) [mmHg]	Pérdida de presión calculada [mmHg]
	Diámetro entrada [mm]	Promedio velocidad [m/s]	Flujo calculado [ml/s]	Presión entrada (arteria) [mmHg]		
1	2.5	0.5	2.45	43	8	35
2	3.5	0.45	4.33	77	23	54
3	2.5	0.17	0.83	60	8	52
4	3	0.27	1.75	70	18	52
5	4	0.73	9.17	40	15	25
6	2.75	0.4	2.36	50	10	40
7	3.75	0.5	5.52	50	20	30
8	3.75	0.45	3.16	57	18	39

2.5.6. Trabajo de Alaraj

Profundizando en investigaciones relacionadas a los esfuerzos de corte en las paredes de las MAV's, se destaca la investigación de Alaraj [26] En el trabajo de Alaraj se analizan los cambios de WSS en las arterias de alimentación antes y después de una embolización o resección quirúrgica en 21 pacientes. El análisis se lleva a cabo mediante angiografías por resonancias magnéticas cuantitativas.

Los esfuerzos de corte en las paredes, se calculan a través de la ecuación 2.1, la cual, se encuentra en unidades de [dinas/cm²]. La letra Q representa el flujo volumétrico con unidad [mL/s], μ la viscosidad medida en [poise] y D el diámetro de la arteria medida en [cm].

$$WSS = \frac{32 \cdot \mu \cdot Q}{\pi D^3} \quad (2.5.1)$$

Para el estudio se comparan el WSS de la arteria alimentadora y el WSS de la arteria contralateral. Se incluyeron 21 pacientes, con grados 1 de Spetzler-Martin a 4. Asimismo, el flujo sanguíneo y el diámetro del vaso se evaluaron en un total de 51 arterias alimentadoras.

En el trabajo se obtiene que el cálculo de WSS es significativamente mayor en comparación al vaso contralateral previo a la intervención, como se puede ver en la tabla 2.7, donde además se puede ver la diferencia después de la intervención, notando que no existen grandes diferencias entre la arteria alimentadora y vaso contralateral.

Por otro lado el flujo volumétrico en la arteria alimentadora es 5 [mL/s], siendo mayor al flujo del vaso contralateral (2.51 [mL/s]). Ahora bien, con respecto a los diámetros de los dos vasos en estudio, presentan un promedio cercano (3.7 [mm] Vs 3.1 [mm]).

Tabla 2.7: Resultados WSS de Alaraj.

Procedimiento	WSS en arteria alimentadora [dinas/cm ²]	WSS en arteria alimentadora [mmHg]	WSS en vaso contralateral [dinas/cm ²]	WSS en vaso contralateral [mmHg]
Antes de procedimiento	29.7	0.022	23.3	0.0174
Embolización	23	0.017	22.5	0.017
Extracción	17.9	0.0134	23.2	0.0174

Capítulo 3

Metolología

3.1. Aspectos generales

La metodología consta de tres etapas, la primera corresponde a la segmentación y construcción de 3 modelos de malformaciones a partir de angiografías cerebrales de pacientes reales; la segunda es la definición de las condiciones de borde y; la última etapa es la simulación fluidodinámica de los 3 modelos.

Cabe tener presente que, la segmentación de las angiografías se lleva a cabo por medio del software 3DSlicer y la limpieza de los vasos sanguíneos se realiza en el software MeshMixer.

A continuación, se presenta un esquema del procedimiento:

3.2. Construcción de modelos 3D

A continuación se presenta un diagrama con los pasos para la construcción de cada modelo :

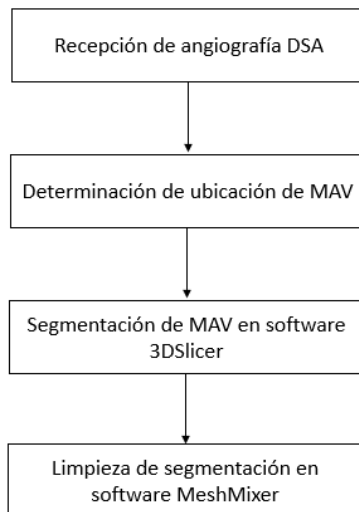


Figura 3.2.1: Esquema de procedimiento para construcción modelo 3D.

3.2.1. Angiografías cerebrales

Para el estudio se utilizan tres angiografías cerebrales por sustracción digital, para así construir tres modelos de malformaciones arteriovenosas cerebrales. Es relevante que, el tipo de archivo de las angiografías es DICOM, donde cada archivo DICOM contiene una secuencia de imágenes de la angiografía. En la figura 3.2.2 se aprecia una imagen de cada angiografía, donde el cuadro de color amarillado indica la ubicación de la malformación. En la tabla 3.1 se presentan las principales características de los archivos.

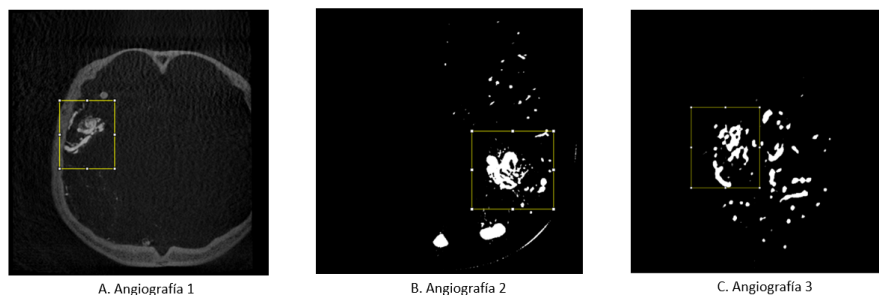


Figura 3.2.2: Ubicación de izquierda a derecha: Imagen 147 de angiografía modelo 1, imagen 302 de angiografía modelo 2 e imagen 290 de angiografía de modelo 3.

Tabla 3.1: Características de las imágenes.

Angiografía	Cantidad de imágenes	Dimensión de imágenes [mm ²]	Peso de imágenes [mb]
1	384	147x147	216
2	509	179x179	255
3	509	114x114	255

3.2.2. Segmentación

Se lleva a cabo el mismo procedimiento para la segmentación de los tres modelos, siendo similar al de Cosgell [17] comentando previamente en los antecedentes. No obstante, al ser gratuito se utiliza el software 3DSlicer para la segmentación, debido a que es gratuito. En aquel programa de segmentación se pueden apreciar tres vistas del archivo DICOM (axial, coronal y sagital) como se observa en las figuras 3.2.3, 3.2.4 y 3.2.5. Posteriormente, se identifica donde se encuentra la malformación utilizando la herramienta rendering. A través de las tres vistas de las imágenes y la base de datos del software se puede crear una imagen en 3D de la angiografía. En las mismas figuras (3.2.3, 3.2.4 y 3.2.5) se visualiza la ubicación de la malformaciones.

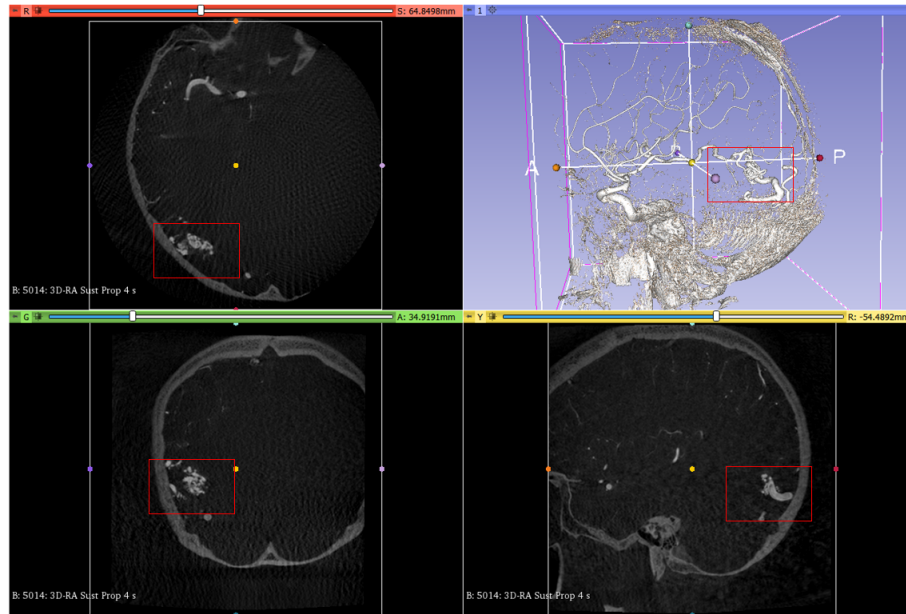


Figura 3.2.3: Modelo 1 en el software 3DSlicer.

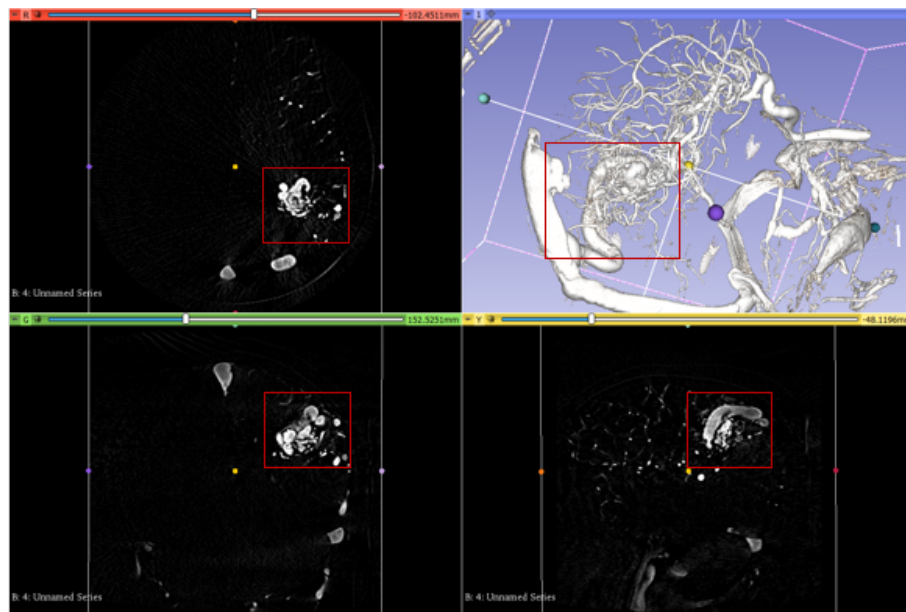


Figura 3.2.4: Modelo 2 en el software 3DSlicer.

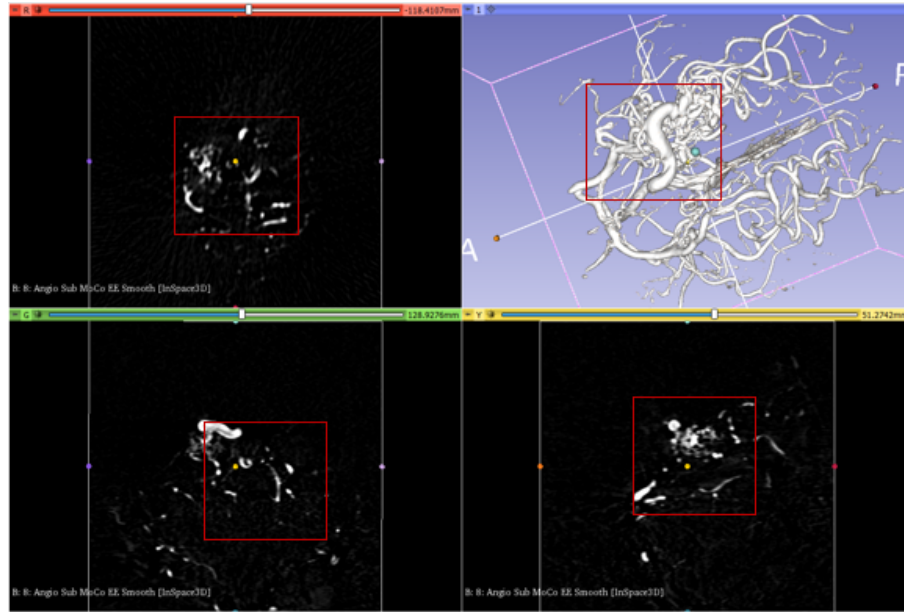


Figura 3.2.5: Modelo 3 en el software 3DSlicer.

Posteriormente, se debe cortar los vasos de la angiografía que no son parte de la malformación, y se segmenta la zona de la malformación, a través de una herramienta de segmentación automática del software, llamada *threshold* (umbral). Esta última, a través de un intervalo de intensidad, separa los píxeles de la imagen en dos conjuntos; los que se encuentran dentro del intervalo (zonas segmentadas) y los que están fuera corresponden a zonas no segmentadas (zonas no segmentadas).

Al mismo tiempo, para efecto de este procedimiento, es necesario revisar la segmentación imagen por imagen, verificando que la zona segmentada solo corresponde a la malformación. En el caso de que se encuentran zonas segmentadas que no sean parte de la malformación, a causa de estar dentro de los intervalos de intensidad establecidos, deberán ser borradas manualmente. Las figuras 3.2.6, 3.2.7 y 3.2.8 presentan un ejemplo de segmentación de cada modelo.

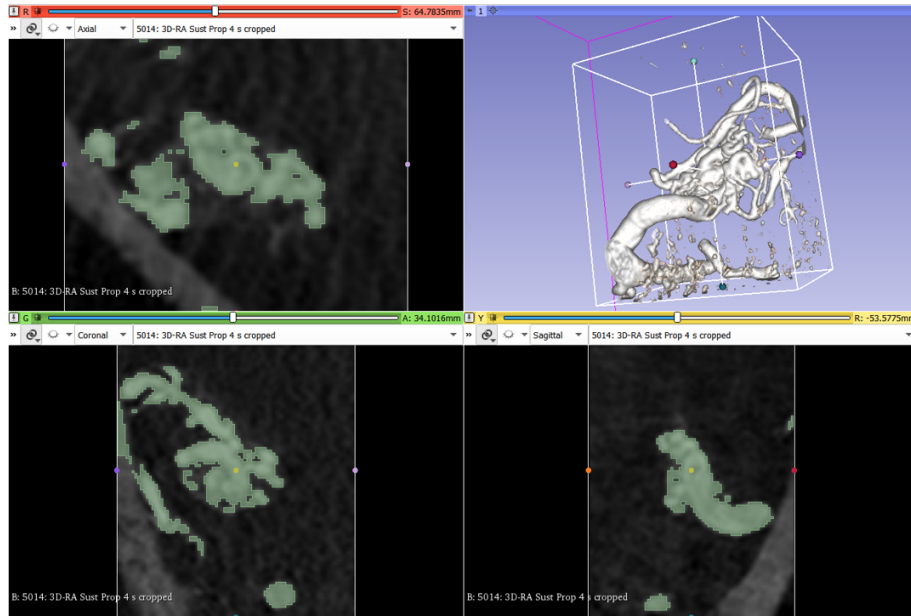


Figura 3.2.6: Modelo 1, segmentación.

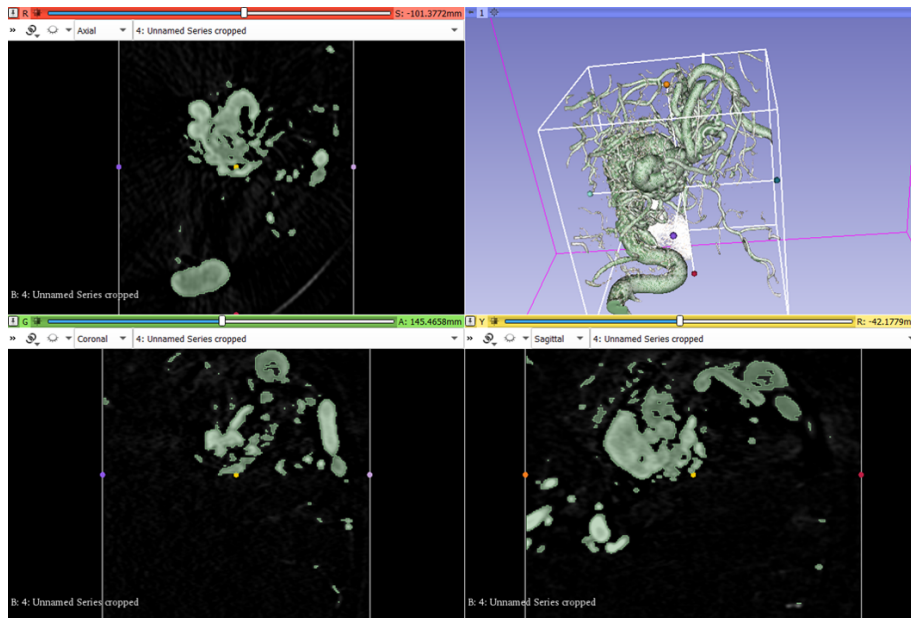


Figura 3.2.7: Modelo 2, segmentación.

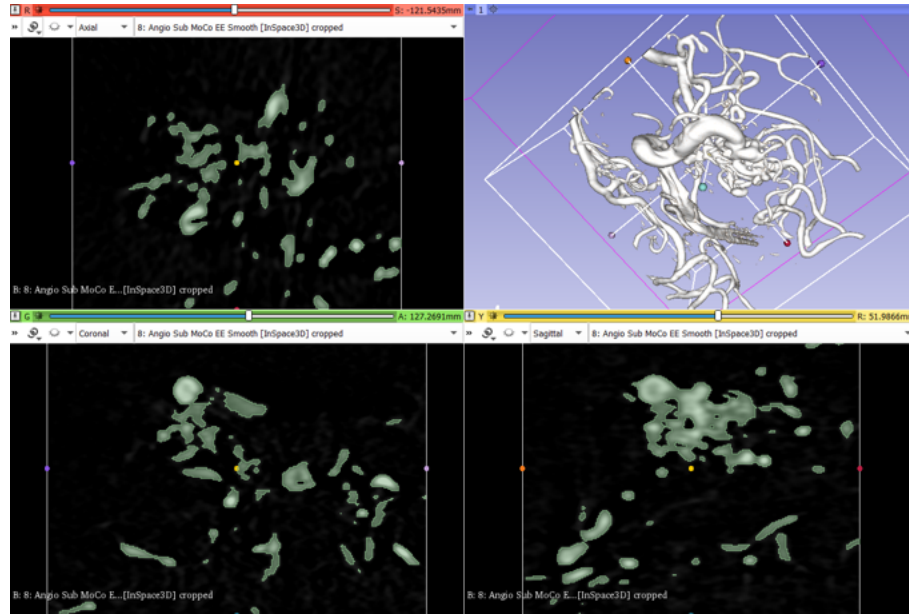
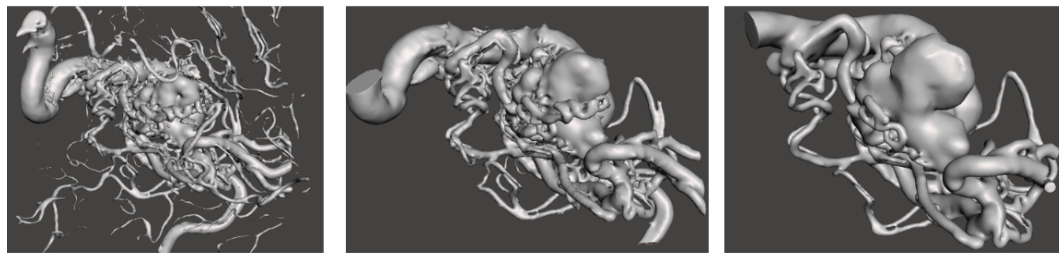


Figura 3.2.8: Modelo 3, segmentación.

3.2.3. Limpieza y arreglos de modelos

Una vez segmentados los archivos DICOM en el software 3DSlicer, estos son exportados en formato STL. Sin perjuicio de lo anterior, previamente a ingresar al software de simulación fluidodinámica, es necesario limpiar los modelos, por ende, se ingresan al software MeshMixer a modo de arreglar la malla de polígonos. Así pues, la figura 3.2.10 muestra el antes y después del modelo 2.

De igual manera, se subraya que se cortan las arterias de alimentación y venas drenaje secundarias muy pequeñas (menor « 1 [mm]), además, se eliminan las ramificaciones que no pasan por el nido. Por otro lado se verifica que no existan huecos dentro de los vasos y del nido, entendiéndose como hueco la formación de mallas internas dentro de los vasos.



a) Modelo 2 sin limpieza

b) Modelo 2 casi terminado

c) Modelo 2 terminado

Figura 3.2.9: Secuencia de limpieza, modelo 2.

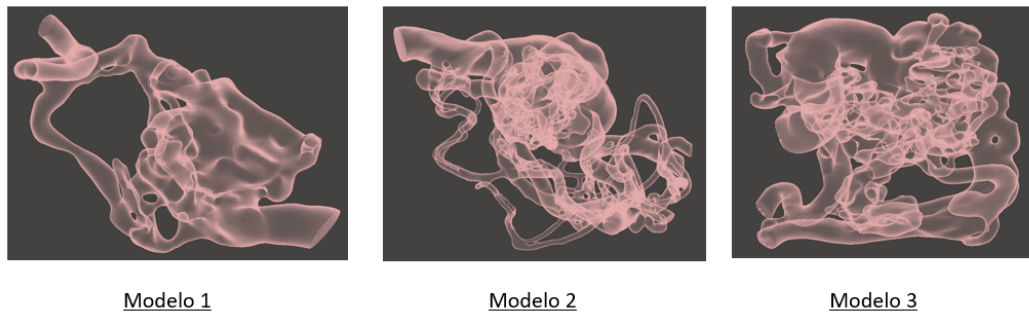


Figura 3.2.10: Verificación de que no existen huecos internos en los modelos.

Las geometrías finales se presentan en las figuras 3.2.11, 3.2.12 y 3.2.13, donde se indican las entradas y salidas. En cuanto a las entradas, estas corresponden a las arterias de alimentación y, por su parte, las salidas son las venas de drenaje.

En la tabla 3.2 se exponen las áreas de las arterias de alimentación y venas de drenaje, donde s/e significa sin entrada y s/s sin salida. Asimismo, se presentan los diámetros aproximados de cada entrada y salida en la tabla 3.3.

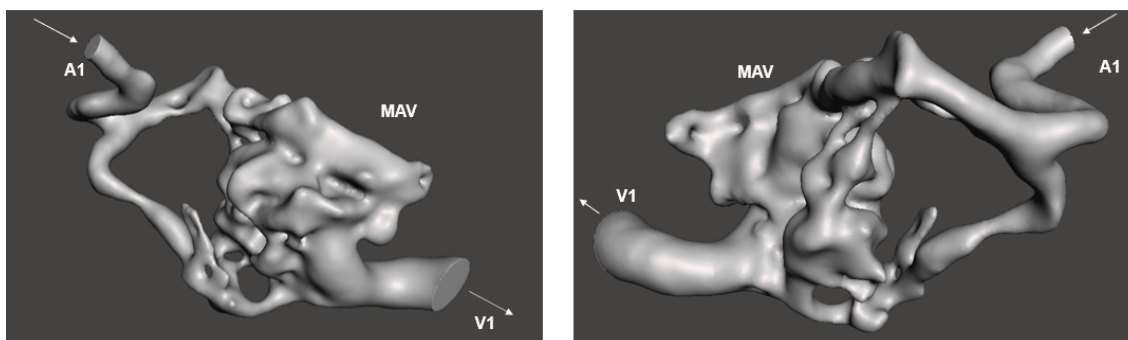


Figura 3.2.11: Modelo 1.

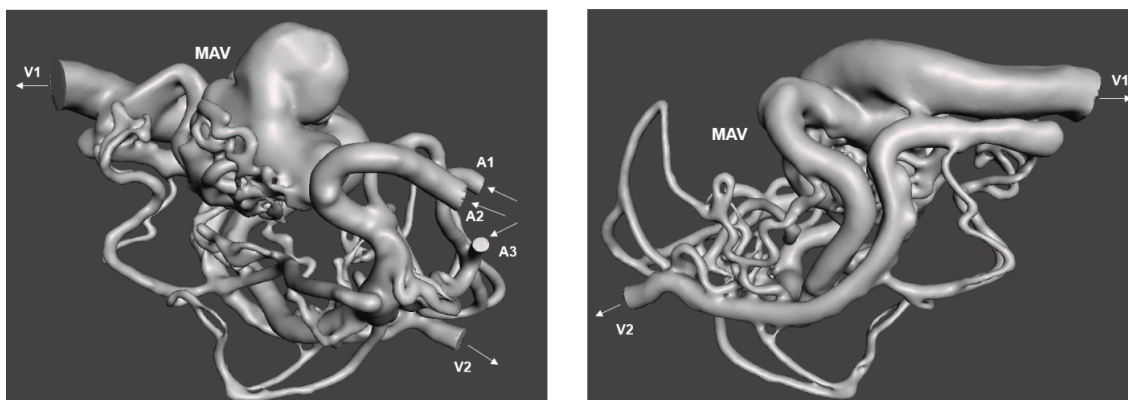


Figura 3.2.12: Modelo 2.

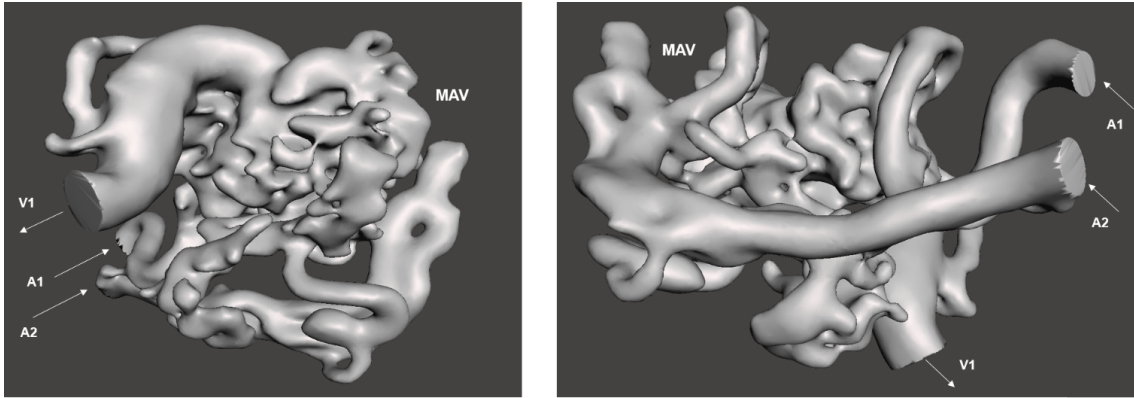


Figura 3.2.13: Modelo 3.

Tabla 3.2: Áreas de entradas y salidas de los modelos.

Entrada o salida	Área de entrada [mm ²]			Área de salida [mm ²]	
	1	2	3	1	2
Modelo 1	3.19	s/e	s/e	15.5	s/s
Modelo 2	4.16	9.41	3.157	46	9.6
Modelo 3	5,84	4,35	s/e	13,36	s/s

Tabla 3.3: Diámetros de entradas y salidas de los modelos.

Entrada o salida	Diámetro de entrada [mm]			Diámetro de salida [mm]	
	1	2	3	1	2
Modelo 1	2	s/e	s/e	4.44	s/s
Modelo 2	2.3	3.46	2	7.65	3.5
Modelo 3	2.73	2.35	s/e	4.12	s/s

3.3. Simulación fluidodinámica

A continuación, se presenta un diagrama de las etapas para llevar a cabo la simulación:

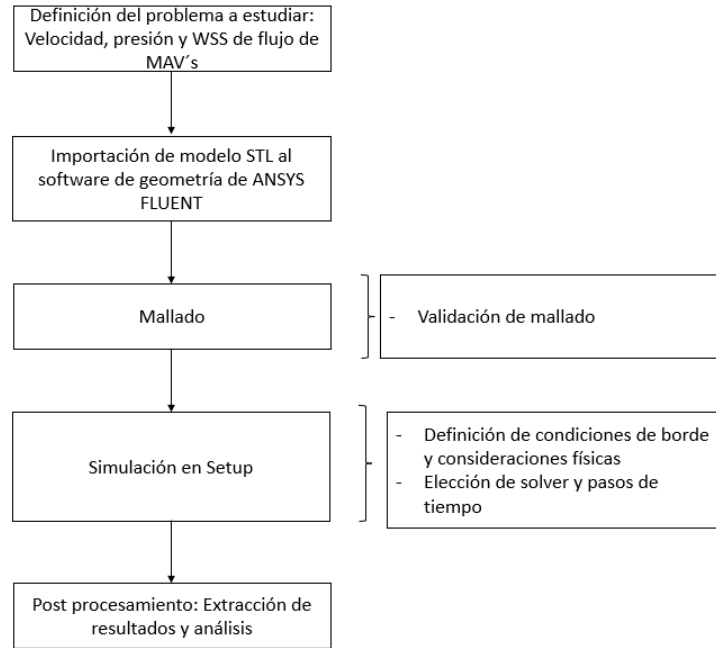


Figura 3.3.1: Esquema de procedimiento para simulaciones fluidodinámicas.

3.3.1. Geometrías

Los modelos STL presentados en la sección anterior, son ingresados al software de geometría del software ANSYS Fluent, es necesario tener presente que se reduce de forma triangular en un 2% aproximadamente la malla del archivo stl, para así disminuir el número de polígonos del sólido.

Dado que, un archivo STL corresponde a una malla, en el software se debe transformar a un cuerpo sólido.

Además, se ocupan herramientas del programa para arreglar vértices mal conectados, y se verifican las dimensiones de los modelos. La tabla 3.4 presenta los volúmenes de los 3 modelos. Se destaca que se verifica las dimensiones de cada modelo, es decir, no existen cambios de unidades, por ejemplo de milímetros a metros.

Tabla 3.4: Volumen de cada modelo.

Modelo	Volumen [mm ³]
1	1233.95
2	12463.36
3	1728.74

3.3.2. Mallado de modelos

El mallado se lleva a cabo en el programa meshing de Ansys Fluent. De igual modo, en los tres modelos, se utiliza el método automático que, corresponde a celdas tetraédricas. También, se utiliza la herramienta sizing, donde se modifica la variable defeature size, variable que indica el elemento mínimo que tiene en cuenta el programa para generar la malla. Así pues, elementos por debajo de ese valor son ignorados, y se cambia a un 10% del tamaño del elemento respectivo de cada modelo.

A continuación, se presentan las características de la malla de cada modelo:

3.3.2.1. Mallado de modelo 1

Para el modelo 1, se escoge el tamaño de elemento de 0.07 [mm] y un defeature size de la herramienta sizing de 0.007 [mm]. El número de elementos es 8874941 y el número de nodos es 1661618. En la figura 3.3.2 se puede apreciar el mallado del modelo, y en el anexo C.1 se presentan acercamientos del mallado.

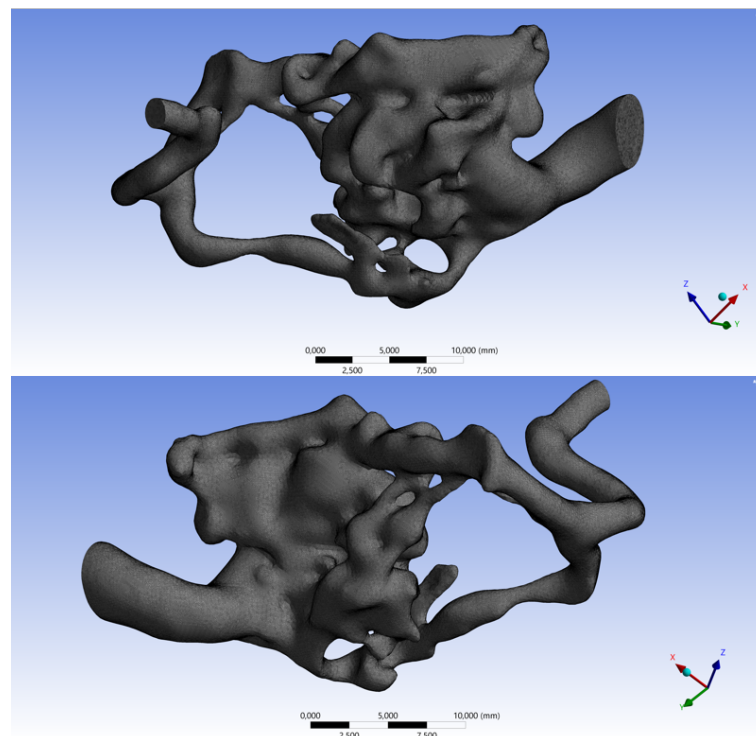


Figura 3.3.2: Mallado de modelo 1.

Para este trabajo la calidad del mallado se determina a través de dos métricas: Skewness y orthogonal quality, en la tabla 3.5 se presenta las estadísticas de cada métrica. Por otra parte, en anexos C.2 se encuentran los gráficos de las dos métricas mencionadas.

Tabla 3.5: Estadísticas de métricas de calidad, modelo 1.

Medida estadística	Métrica orthogonal	Métrica skewness
Mínimo	0.1	1e-4
Máximo	0.997	0.94
Promedio	0.78	0.22
Desviación estándar	0.1177	0.11

3.3.2.2. Mallado de modelo 2

Para el modelo 1, se escoge el tamaño de elemento de 0.2 [mm] y un defeature size de la herramienta sizing de 0.02 [mm]. En primer lugar, el número de elementos es 5747464 , y en segundo, el número de nodos es 1134816. En la figura 3.3.3 se puede apreciar el mallado del modelo.

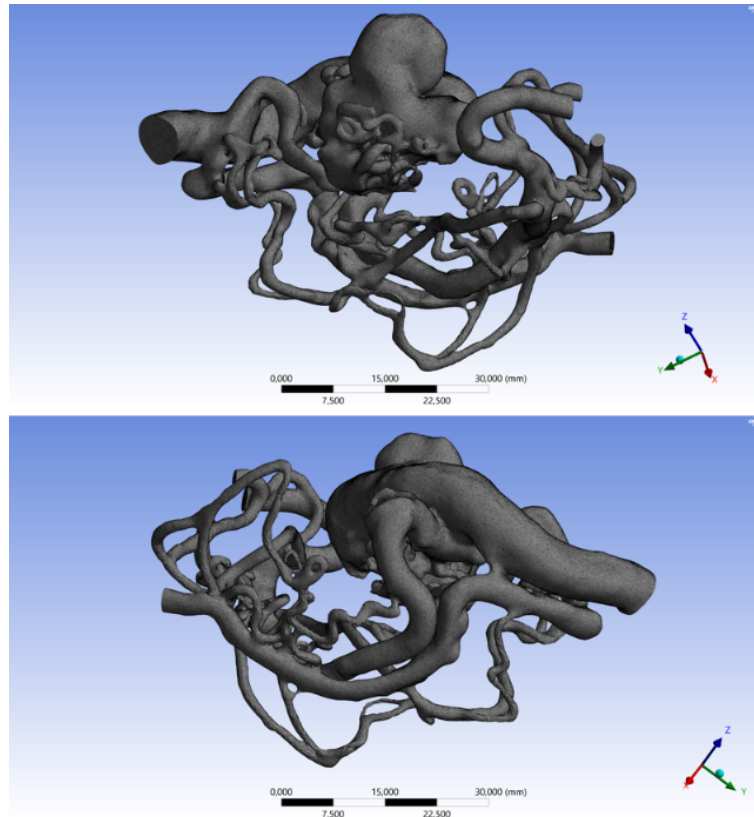


Figura 3.3.3: Mallado de modelo 2.

AL igual que el modelo 1, la calidad del mallado se determina a través de dos métricas: Skewness y orthogonal quality, en la tabla 3.6 se presenta las estadísticas de cada métrica. Por otra parte, en anexos C.2 se encuentran los gráficos de las dos métricas mencionadas.

Tabla 3.6: Estadísticas de métricas de calidad, modelo 2.

Medida estadística	Métrica orthogonal	Métrica skewness
Mínimo	0.02	1.34e-4
Máximo	0.996	0.97
Promedio	0.77	0.23
Desviación estándar	0.12	0.12

3.3.2.3. Mallado de modelo 3

Para el modelo 1, se escoge el tamaño de elemento de 0.1 [mm] y un defeature size de la herramienta sizing de 0.01[mm]. El número de elementos es 6324932, el número de nodos es 1223879. En la figura 3.3.3 se puede apreciar el mallado del modelo.

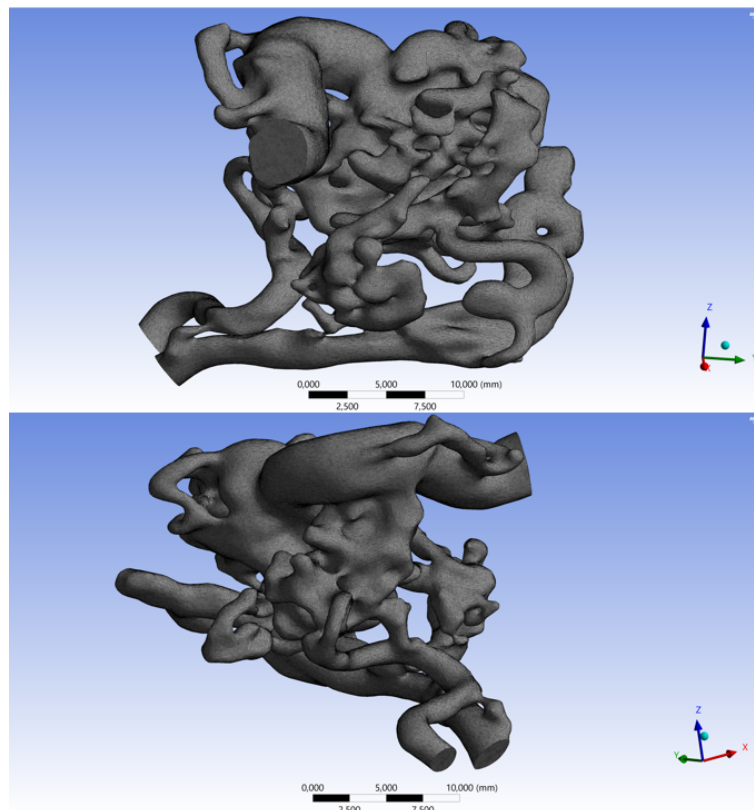


Figura 3.3.4: Mallado de modelo 3.

De forma equivalente a los otros modelos, la calidad del mallado se determina a través de dos métricas: Skewness y orthogonal quality, en la tabla 3.7 se presenta las estadísticas de cada métrica. Por otra parte, en anexos C.2 se encuentran los gráficos de las dos métricas mencionadas.

Tabla 3.7: Estadísticas de métricas de calidad, modelo 3.

Medida estadística	Métrica orthogonal	Métrica skewness
Mínimo	0.1	9.34e-5
Máximo	0.99	0.93
Promedio	0.77	0.23
Desviación estándar	0.12	0.12

3.3.3. Resumen mallados

En la tabla 3.8, se presenta un cuadro comparativo de la malla de los 3 modelos.

Tabla 3.8: Resumen mallados.

Modelo	Tamaño elemento [mm]	Nº de elementos	Densidad malla [Elementos/mm3]
1	0.07	8874941	7197.84
2	0.2	5747464	461.15
3	0.1	6324432	3658.41

3.3.4. Estudio de independencia de los mallados

Se analiza la independencia del mallado, con una segunda simulación y un menor número de elementos. Es relevante señalar que, dadas las características del equipo para simular y la complejidad de la geometría no se refina la malla.

A continuación se presenta un cuadro comparativo, en el cual primero se presenta los tiempos de simulación y la memoria utilizada, y posteriormente, se presenta el tamaño del elemento de las dos simulaciones por modelos, además de la comparación entre velocidades y presiones máximas en el período de sístole (1.3 [seg].). La simulación 1 corresponde a la original y la simulación 2 a la segunda simulación para verificación de independencia de mallado.

Modelo 1

Tabla 3.9: Tiempo de simulación y memoria de modelo 1.

Simulación	Tiempo de simulación [Hrs]	Memoria [gb]
1	72	144
2	47	71.5

Tabla 3.10: Simulaciones, modelo 1.

Tamaño de elemento [mm]	Cantidad de elementos	Velocidad máx. [m/s]	Error de velocidad	Presión máx. [mmHg]	Error de presión
0.07	8874941	0.956	-	124.815	-
0.09	4845403	0.947	0.9 %	123.959	0.69 %

Modelo 2

Tabla 3.11: Tiempo de simulación y memoria de modelo 2.

Simulación	Tiempo de simulación [Hrs]	Memoria [gb]
1	45	85.4
2	23	16.1

Tabla 3.12: Simulaciones modelo 2

Tamaño de elemento [mm]	Cantidad de elementos	Velocidad máx. [m/s]	Error de velocidad	Presión máx. [mmHg]	Error de presión
0.2	5747464	0.988	-	125.733	-
0,4	1738134	0.919	6.9 %	124.489	1 %

Modelo 3

Tabla 3.13: Tiempo de simulación y memoria de modelo 3.

Simulación	Tiempo de simulación [Hrs]	Memoria [gb]
1	24	94.9
2	8	19.3

Tabla 3.14: Simulaciones modelo 3.

Tamaño de elemento [mm]	Cantidad de elementos	Velocidad máx. [m/s]	Error de velocidad	Presión máx. [mmHg]	Error de presión
0.1	6324932	1.653	-	148.284	-
0,15	2460455	1.617	2.18 %	145.516	1.87 %

3.3.5. Condiciones de borde

Se utilizan las mismas condiciones de borde para los tres modelos, los cuales son pulsos sanguíneos de velocidad y presión extraídas de la tesis de Amigo [25]. Por un lado, el pulso de velocidad, se impone como condición de borde en la entrada (arterias de alimentación) de cada malformación, y por otro lado, el pulso de presión se impone como condición de salida (venas de drenaje).

Se destaca que los pulsos corresponden a un promedio de medición de un total de 70 pacientes en la arteria carótida interna, utilizando ultrasonido Doppler. La velocidad promedio es 0.33 [m/s] y la presión promedio es 94.76 [mmHg]. Por otro lado, las paredes se consideran rígidas.

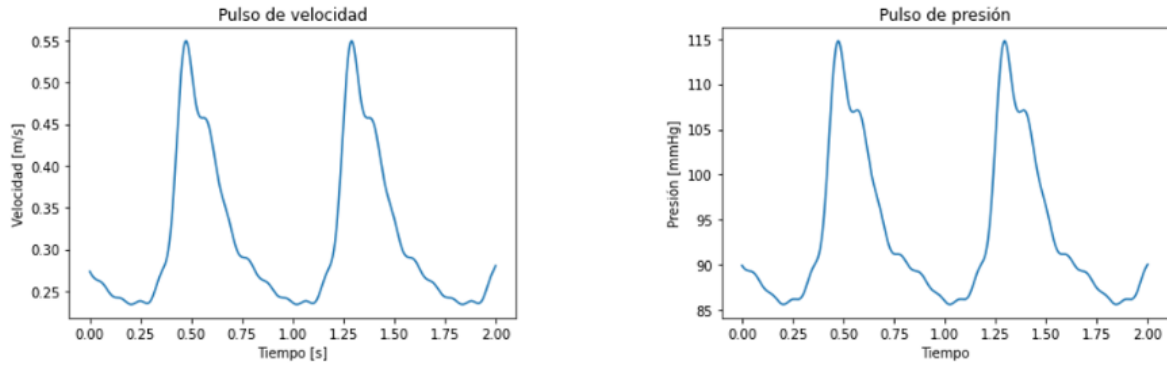


Figura 3.3.5: Flujos pulsátiles de entrada y salida.

3.3.6. Consideraciones físicas del flujo

Se determina el flujo como laminar, que dado que como se puede ver en la tabla 3.15 el número de Reynolds de cada modelo es bajo y no supera los 2300. Para calcular el número de Reynolds, se promedian los diámetros de entrada en cada modelo, se utiliza el promedio de velocidad de flujo pulsante, considerándose la viscosidad constante con un valor de 0.0015 [Pa s].

Tabla 3.15: N° de Reynolds en cada modelo.

Modelo	Re	Diámetro promedio de entrada [mm]
1	220	2
2	282.7	2.57
3	279.4	2.54

Para definir la sangre se ingresa una densidad de 1050 [kg/m³], también se considera el fluido como no newtoniano, específicamente de acuerdo al modelo de Carreau. La tabla 3.16 presenta un resumen de las propiedades.

Tabla 3.16: Parámetros de modelo de Carreau y densidad.

Propiedad	Valor
ρ	1050 [Kg/m ³]
μ_{∞}	0.00345 [kg/ms]
μ_0	0.056 [kg/ms]
A	10.975 [s ²]
n	-0.3216

3.3.7. Setup

El siguiente paso, corresponde a configurar los supuestos establecidos previamente y de igual modo definir el solver que calcula la solución.

A continuación, se enumeran las configuraciones, las cuales son equivalentes para los 3 modelos.

- Flujo laminar en estado transiente.
- Las condiciones de borde de velocidad y presión se ingresan por medio de User Defined Functions (UDF 's).
- Algoritmo basado en presión, usando método SIMPLE.
- Número de pasos de tiempo es 2000 y el tamaño de paso de tiempo es de 0.001, por lo que se simulan 2 [s], se usa método fixed.
- Se guarda la información de la simulación cada 20 pasos de tiempo.

Capítulo 4

Resultados de simulaciones

En la siguiente sección, se presentan los resultados de velocidad, presión y esfuerzo de corte en la pared (WSS) de las simulaciones. Es posible advertir que, dada la asimetría de las geometrías de cada modelo, se exponen dos vistas de los modelos para mayor comprensión de los gráficos. Por otro lado, en anexos (figuras C.3.1, C.3.2 y C.3.3) se presentan los gráficos de los residuos, destacando que para determinar criterio de convergencia se tolera residuos cercanos a 0.001.

4.1. Velocidad en modelos

A continuación, se presentan los resultados de velocidad en el tiempo de diástole y sístole del segundo ciclo cardíaco, los cuales corresponden a 1.1 [s] y 1.3 [s] respectivamente. Así, cabe recordar que, diástole es el tiempo donde existe menor presión en el ciclo cardíaco, mientras sístole es el tiempo con mayor presión. En la tabla 4.1 se presenta un cuadro comparativo de las velocidades máximas en cada período por modelo. Las figuras 4.1.1 y 4.1.2 son las líneas de corriente del modelo 1, las figuras 4.1.3 y 4.1.4 corresponde a las líneas de corriente del modelo 2 y por último las figuras 4.1.5 y 4.1.6 a las líneas de corriente del modelo 3.

Tabla 4.1: Resumen de velocidades máximas.

Modelo	Máy. en diástole [m/s]	Máy. en sístole [m/s]
1	0.432	0.956
2	0.45	0.988
3	0.714	1.641

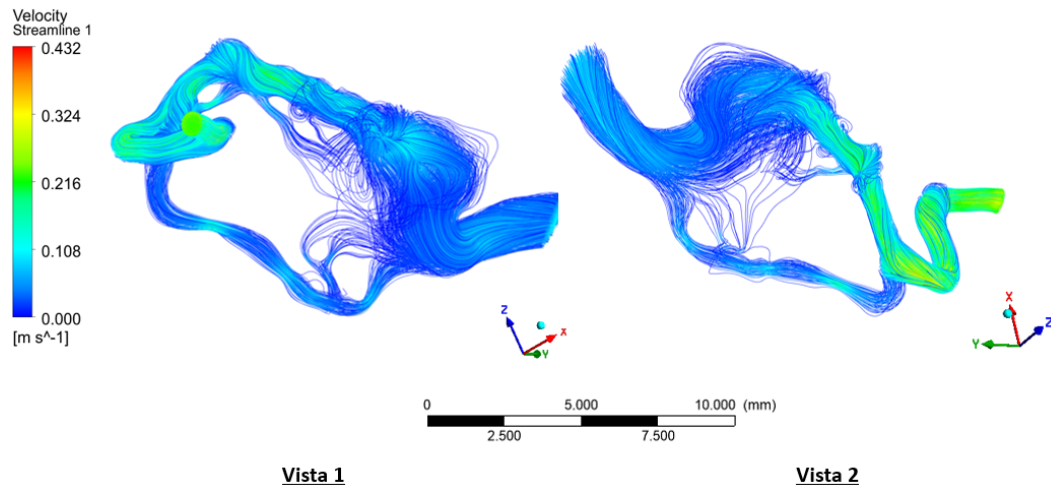


Figura 4.1.1: Streamline de velocidad: Modelo 1, diástole 1.1 [s].

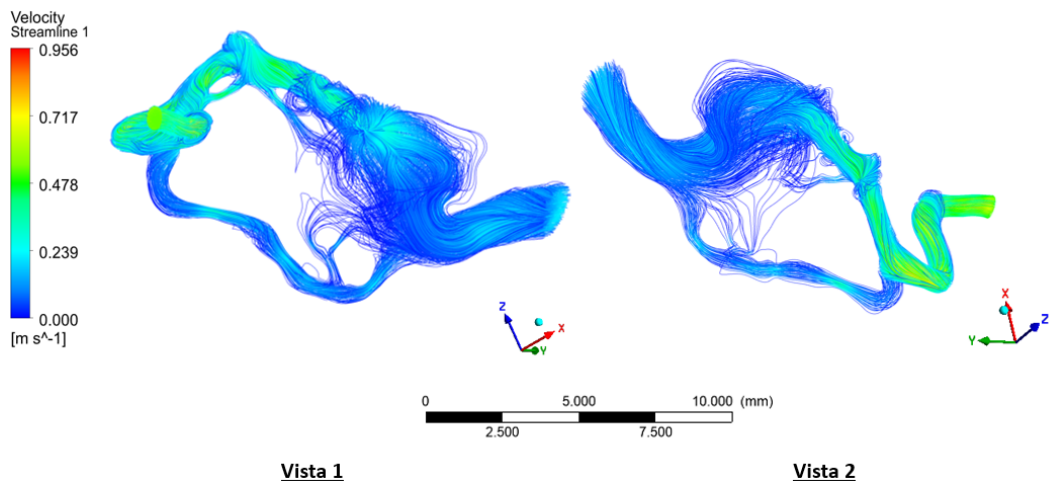


Figura 4.1.2: Streamline de velocidad: Modelo 1, sístole 1.3 [s].

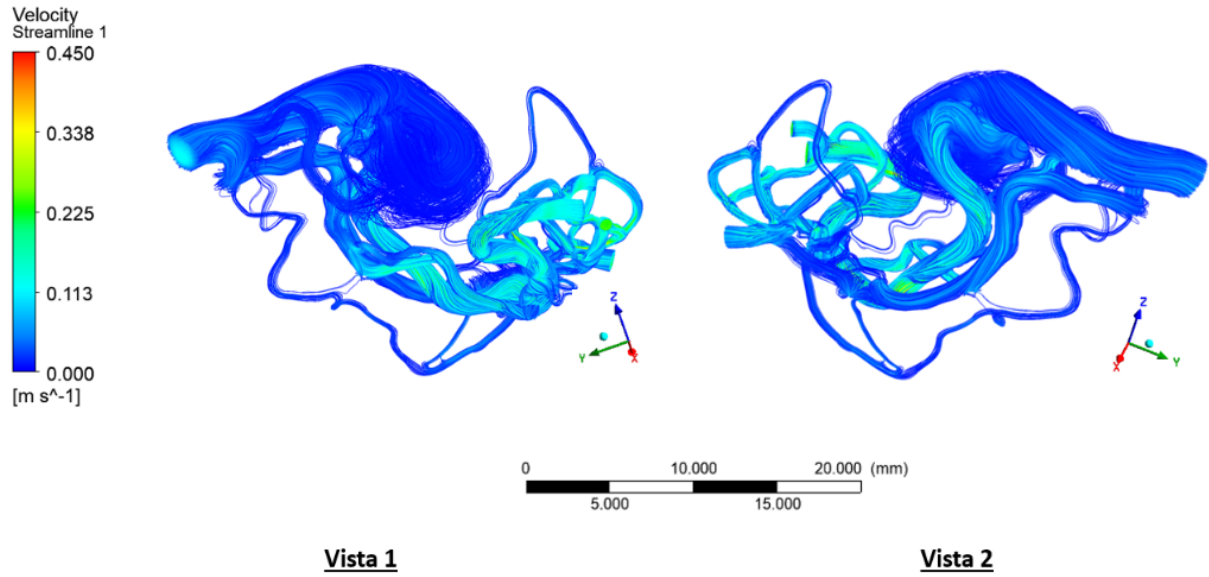


Figura 4.1.3: Streamline de velocidad: Modelo 2, diástole 1.1 [s].

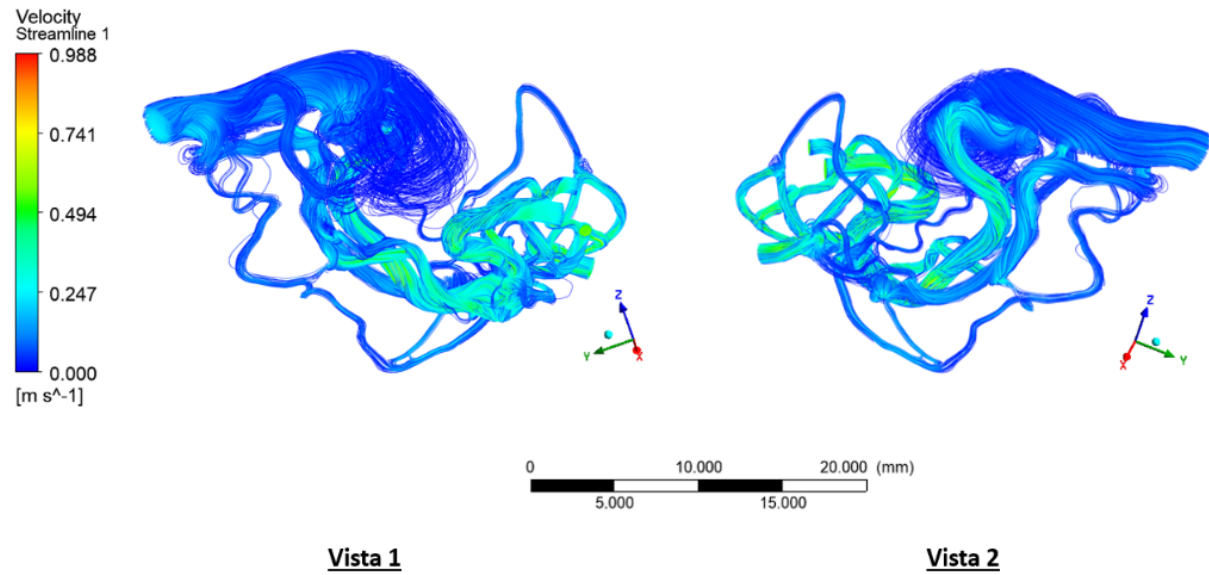


Figura 4.1.4: Streamline de velocidad: Modelo 2, sístole 1.3 [s].

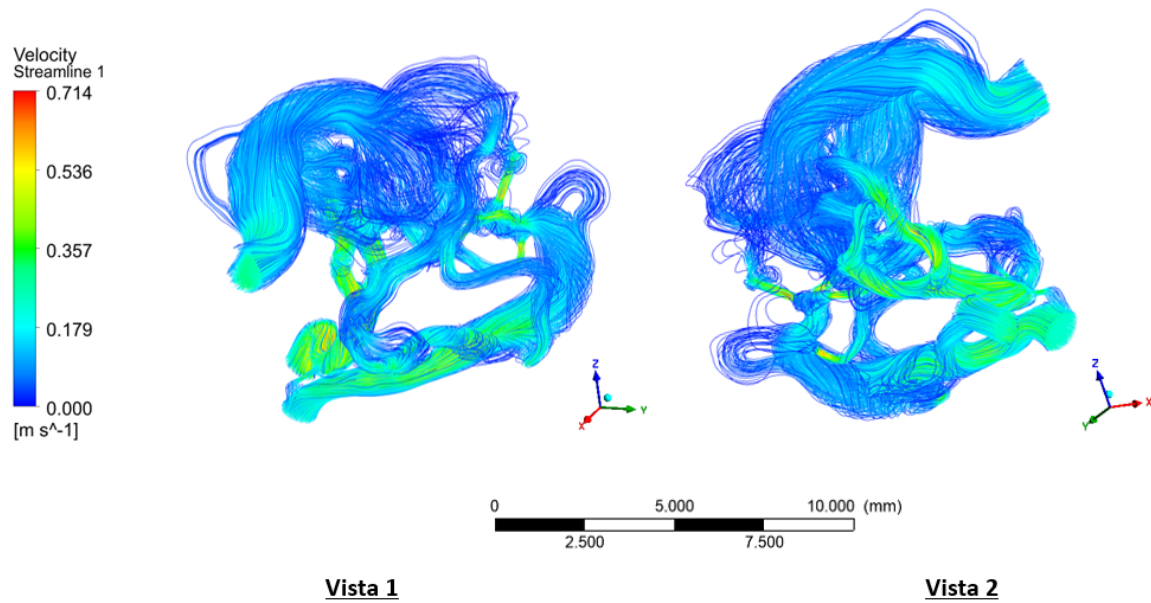


Figura 4.1.5: Streamline de velocidad: Modelo 3, diástole 1.1 [s].

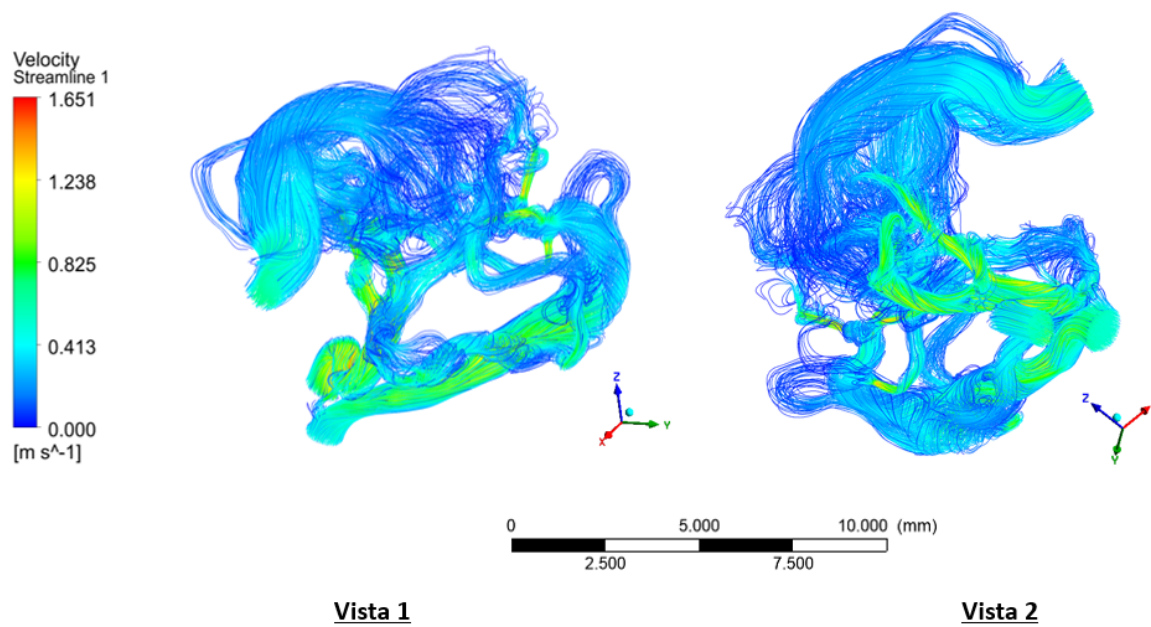


Figura 4.1.6: Streamline de velocidad: Modelo 3, sístole 1.3 [s].

4.1.1. Velocidades en el nido

En las siguientes figuras (4.1.7,4.1.8, 4.1.9, 4.1.10,4.1.11 y 4.1.12) se presentan acercamientos de las líneas de corriente de velocidad en los respectivos nidos de cada modelo.

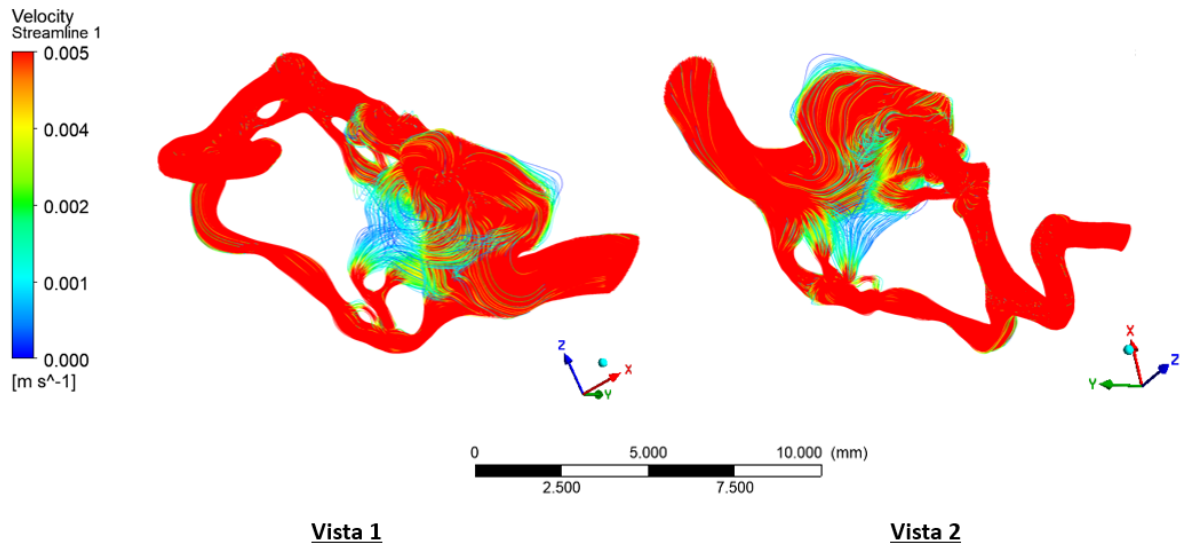


Figura 4.1.7: Acercamiento en streamline de velocidad: Modelo 1, diástole 1.1 [s].

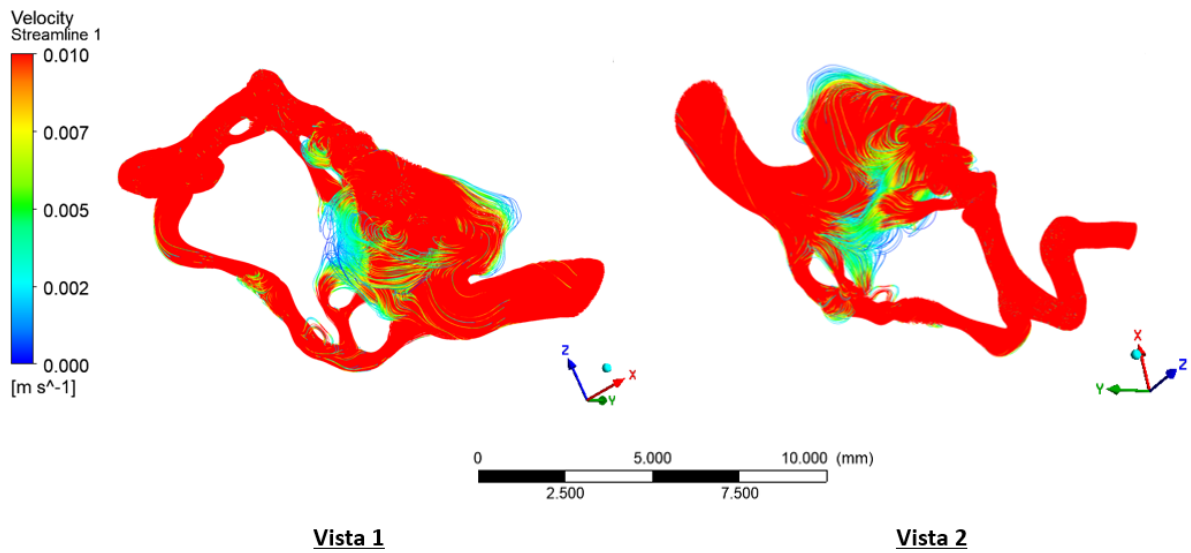


Figura 4.1.8: Acercamiento en streamline de velocidad: Modelo 1, sístole 1.3 [s].

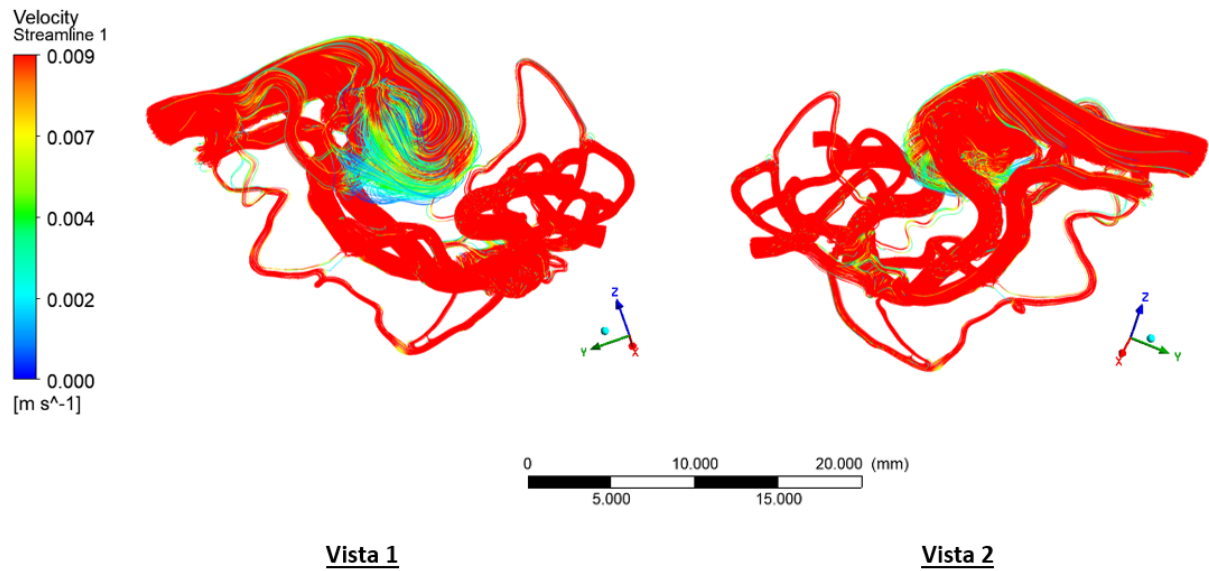


Figura 4.1.9: Acercamiento en streamline de velocidad: Modelo 2, diástole 1.1 [s].

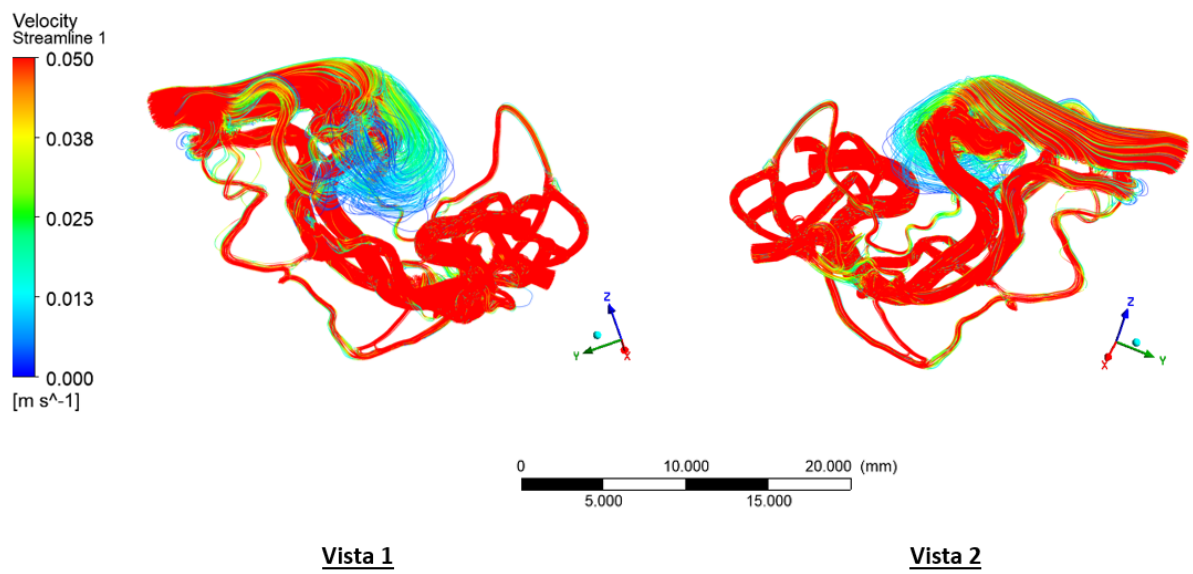


Figura 4.1.10: Acercamiento en streamline de velocidad: Modelo 2, sístole 1.3 [s].

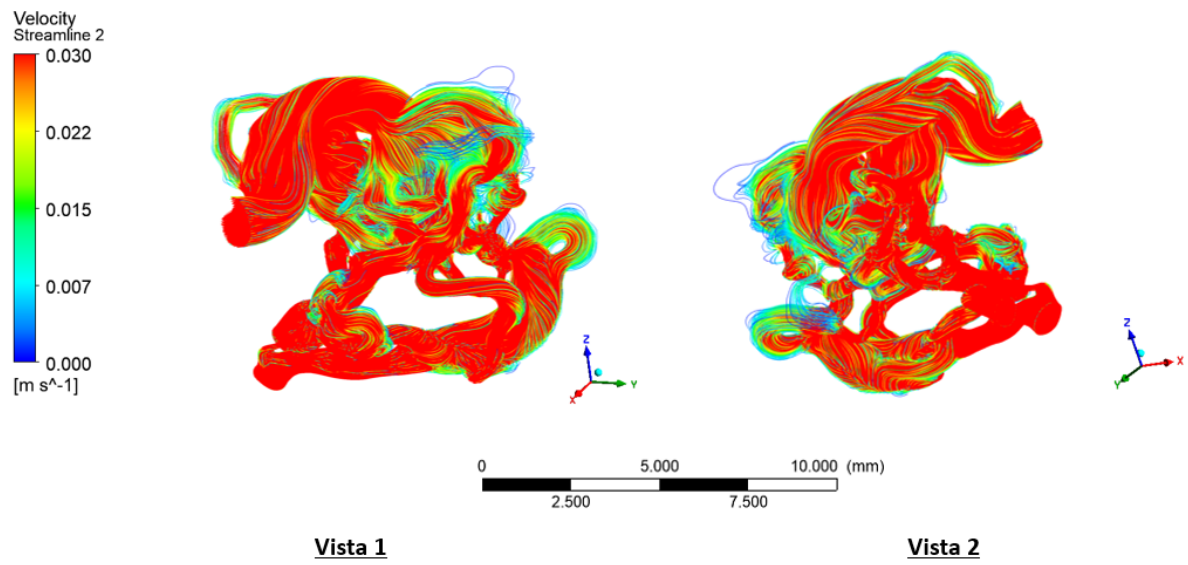


Figura 4.1.11: Acercamiento en streamline de velocidad: Modelo 3, diástole 1.1 [s].

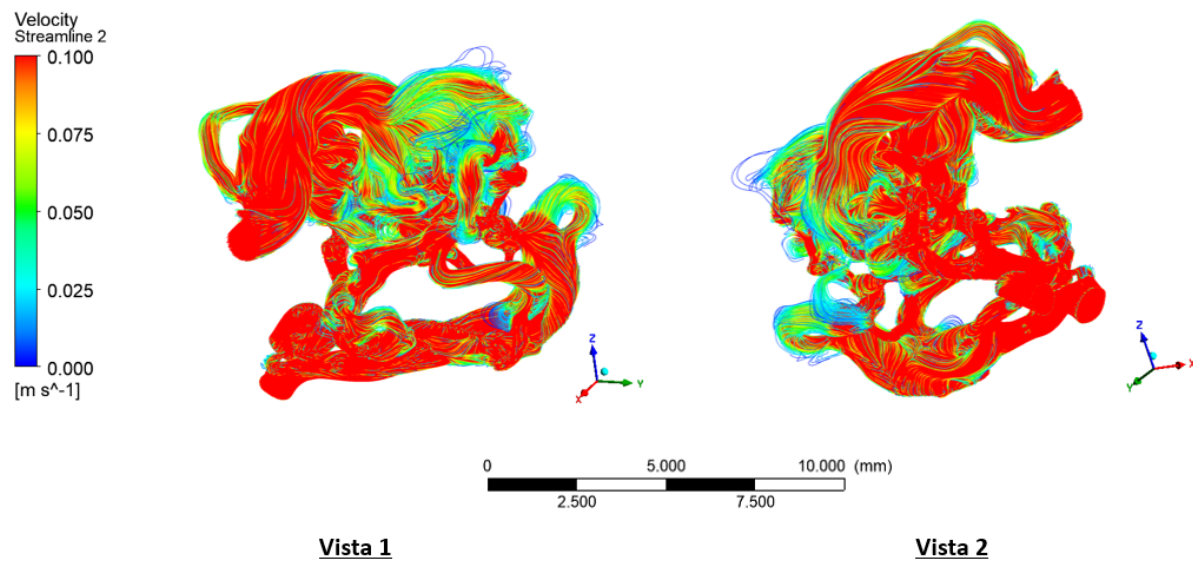


Figura 4.1.12: Acercamiento en streamline de velocidad: Modelo 3, sístole 1.3 [s].

4.1.2. Vórtices laminares

A continuación, se presentan ejemplos de vórtices en cada modelo en el tiempo de sístole 1.3 [s].

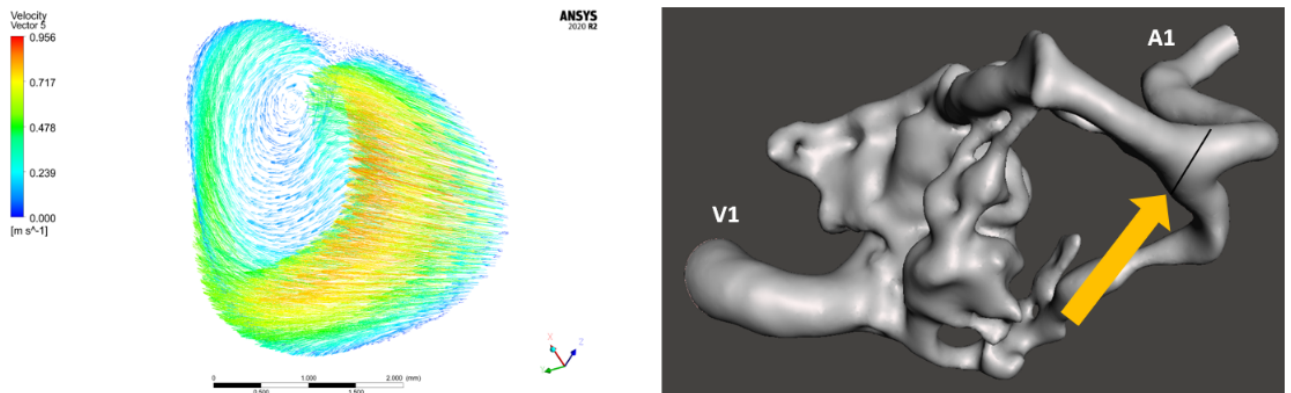


Figura 4.1.13: Ejemplo de vórtice, modelo 1.

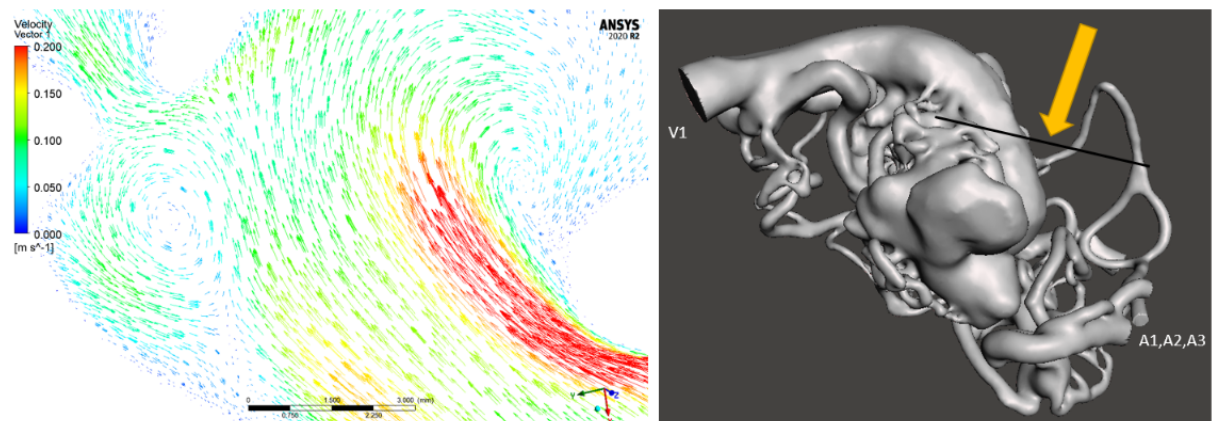


Figura 4.1.14: Ejemplo de vórtice, modelo 2.

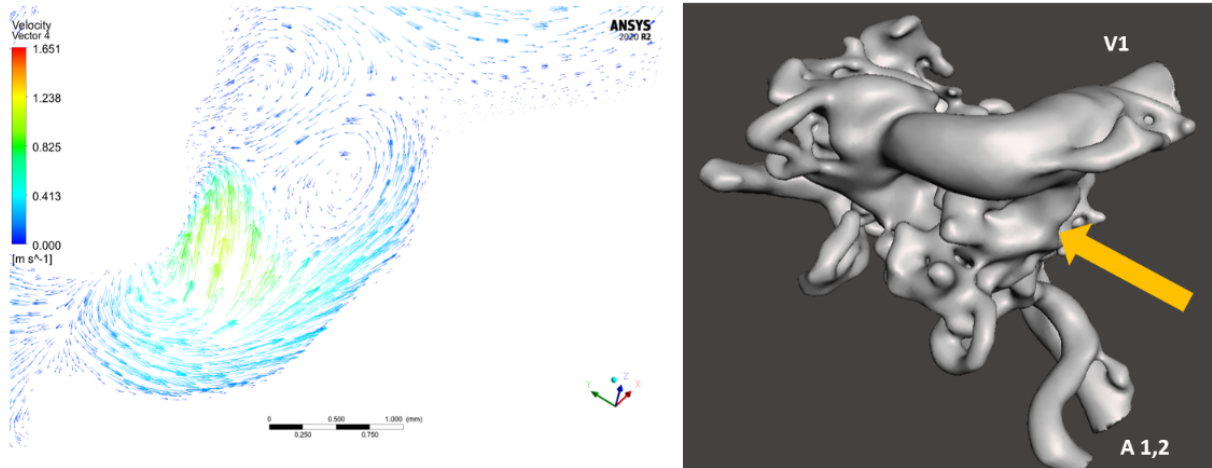


Figura 4.1.15: Ejemplo de vórtice, modelo 3.

4.1.3. Flujos volumétricos

Se extraen los resultados de flujos volumétricos en las entradas y salidas de cada modelo, tal como se observa en las figuras 4.1.16, 4.1.18 y 4.1.19.

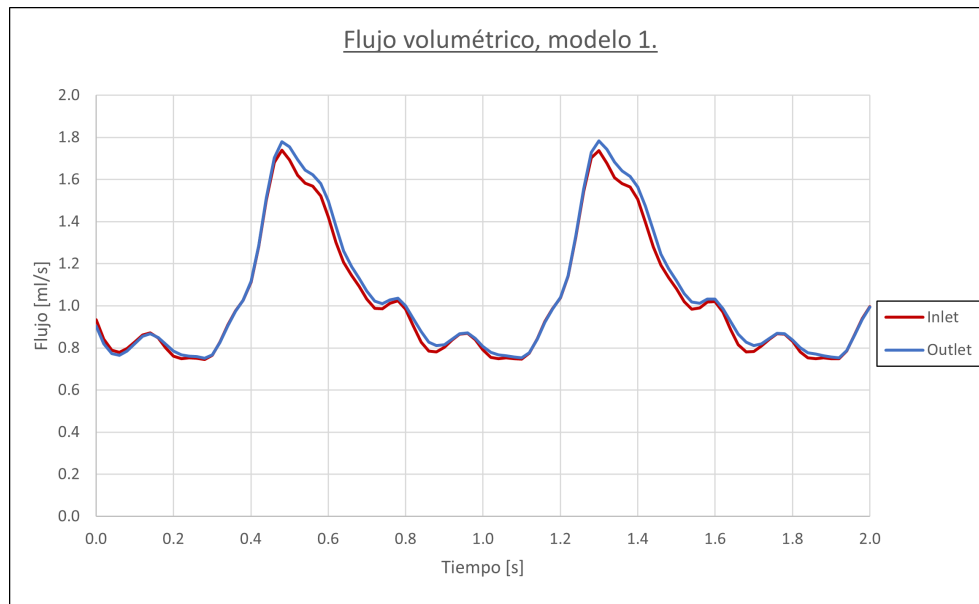


Figura 4.1.16: Flujo volumétrico en los bordes de modelo 1.

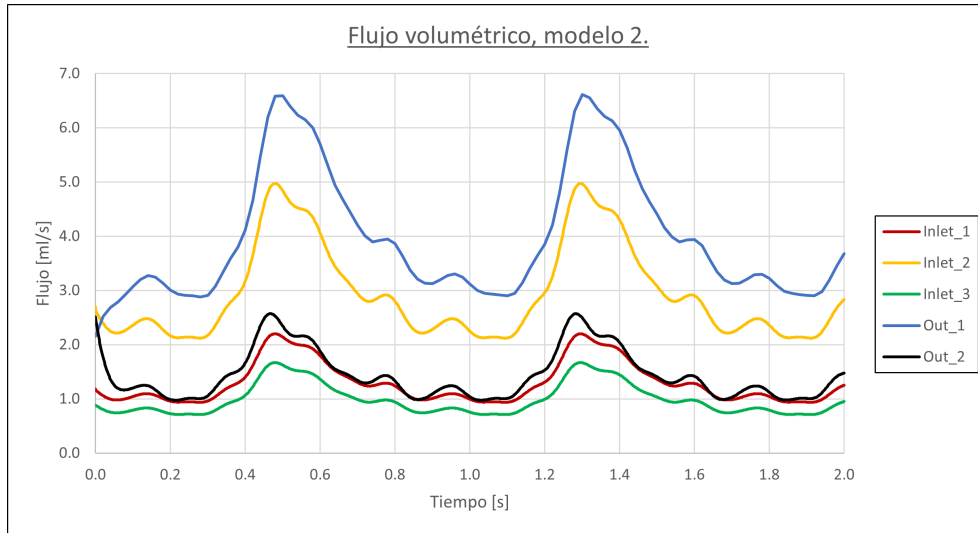


Figura 4.1.17: Flujo volumétrico en los bordes de modelo 2.

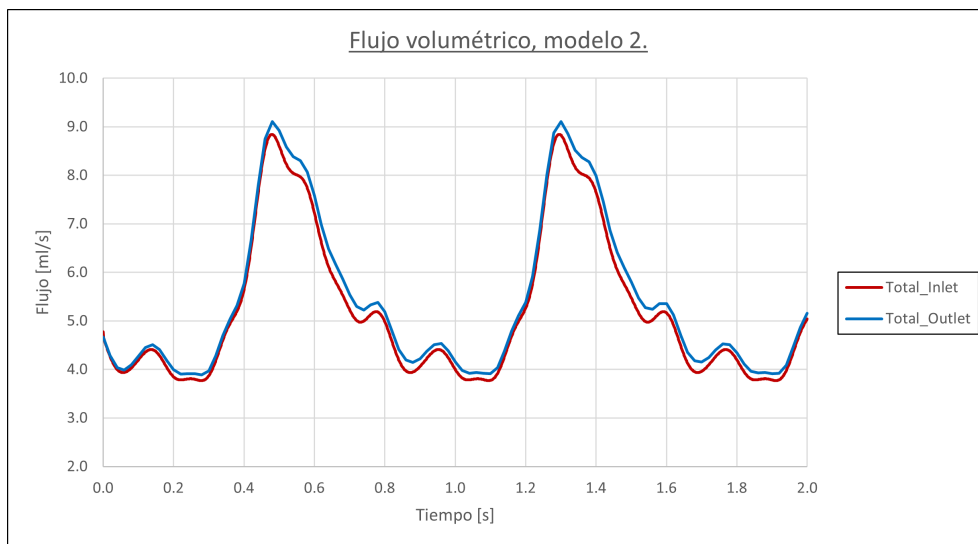


Figura 4.1.18: Suma de flujos volumétricos en los bordes de modelo 2.

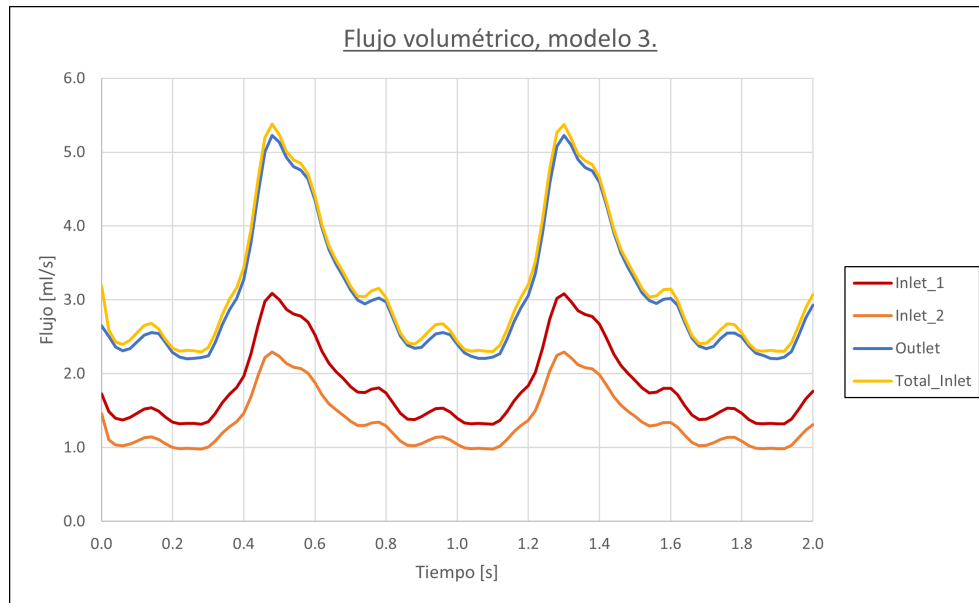


Figura 4.1.19: Flujo volumétrico en los bordes de modelo 3.

4.2. Resultados de presión

Los resultados de presión corresponden a los promedios de entrada y salida de cada modelo. Así, se exponen los contornos de presión de cada modelo para su comparación, y por otra parte, se presentan los cambios de presión dentro del nido de cada modelo.

4.2.1. Promedio de presión en los bordes de cada modelo

Ahora bien, para los resultados de presión, se extraen los promedios de presión a lo largo de la simulación en las entradas y salidas, como se expone en las figuras 4.2.1, 4.2.2 y 4.2.3. Igualmente, a partir de los gráficos se exponen los promedios de presión en los tiempos de diástole y sístole, cuestión apreciable en la tablas 4.2 y 4.3. Por otro lado, se presenta una tercera tabla 4.4, la cual representa la diferencia de presión entre la entrada y la salida en los dos tiempos de estudio.

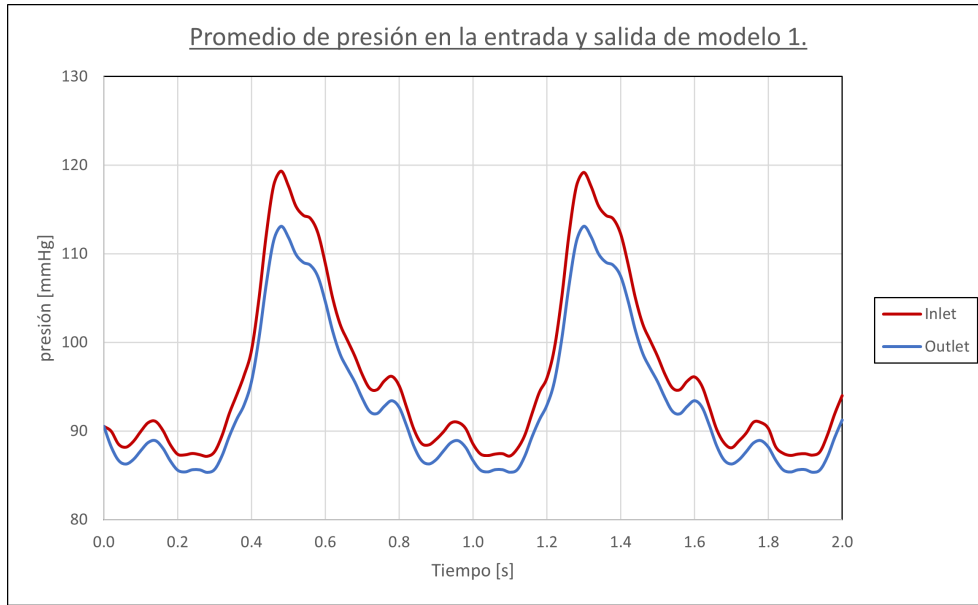


Figura 4.2.1: Presión en los bordes de modelo 1.

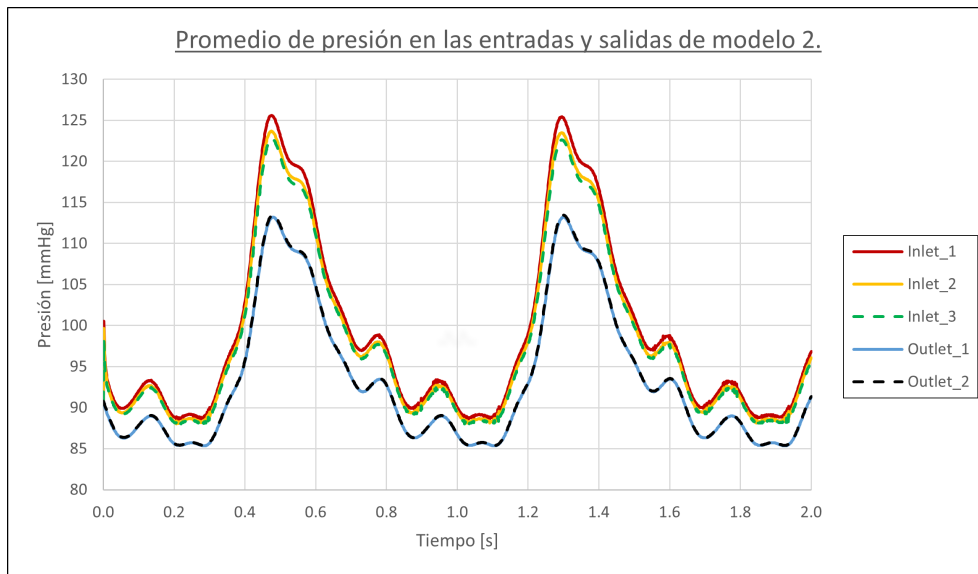


Figura 4.2.2: Presión en los bordes de modelo 2.

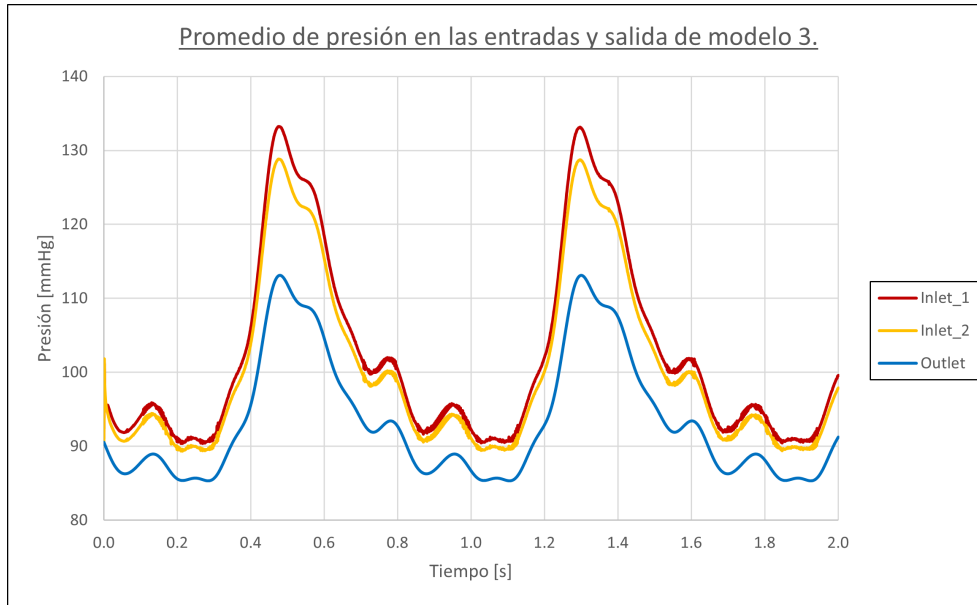


Figura 4.2.3: Presión en los bordes de modelo 3.

Tabla 4.2: Promedio de presión en diástole 1.1 [s].

Borde	Presión entrada [mmHg]			Presión salida [mmHg]	
	1	2	3	1	2
Modelo 1	87.19	S/e	S/e	85.37	S/s
Modelo 2	88.75	88.25	88.09	85.39	85.43
Modelo 3	91.24	90.025	S/e	85.34	S/s

Tabla 4.3: Promedio de presión en sístole 1.3 [s].

Borde	Presión entrada [mmHg]			Presión salida [mmHg]	
	1	2	3	1	2
Modelo 1	119.21	S/e	S/e	112.18	S/s
Modelo 2	125.27	123.36	122.54	113.21	113.45
Modelo 3	133.06	128.64	S/e	113.11	S/s

Tabla 4.4: Diferencia de presiones entre entrada y salida.

	Δ Presión [mmHg] en diástole 1.1 s	Δ Presión [mmHg] en sístole 1.3 s
	Modelo 1	1.827
Modelo 2	2.96	10.39
Modelo 3	5.405	17.74

4.2.2. Resultados de presión de los modelos en la pared

En línea con lo señalado previamente, se presentan los resultados de contorno de presión globales por modelo en el tiempo de diástole y sístole en el segundo ciclo. Es decir, 1.1 [s] y 1.3 [s] respectivamente. Además, se expone en las tablas 4.5 y 4.6 las presiones mínimas y máximas de cada modelo.

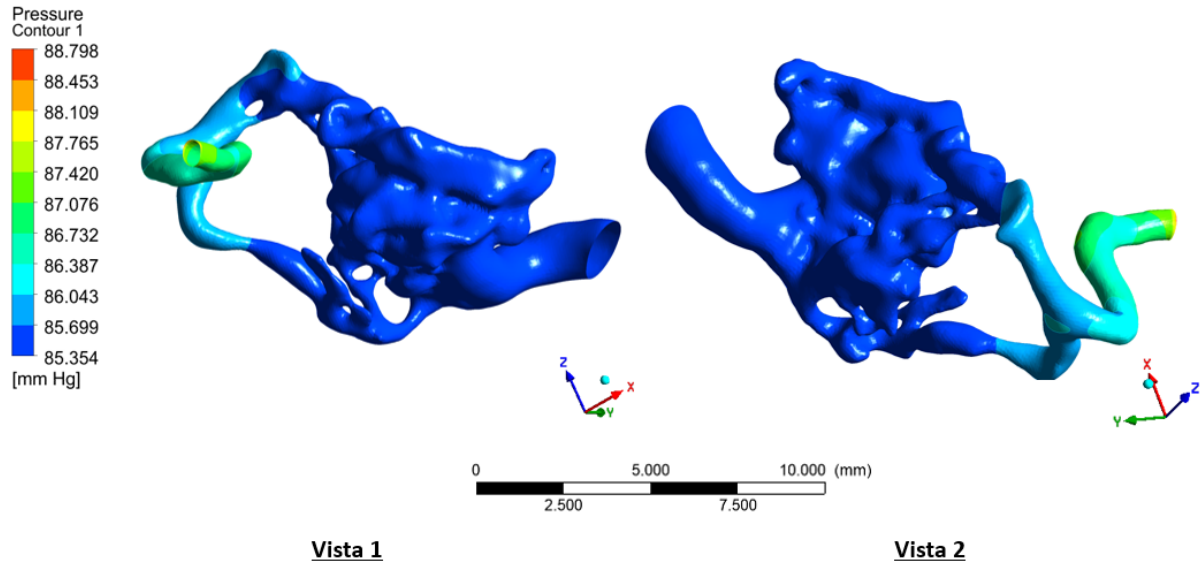


Figura 4.2.4: Presión global de modelo 1, diástole 1.1[s].

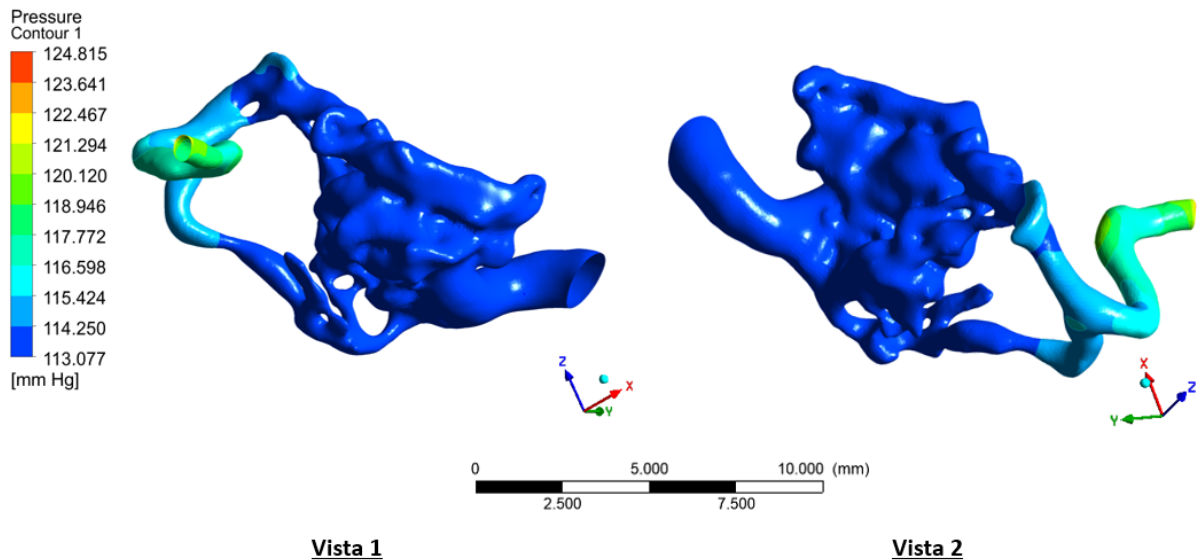


Figura 4.2.5: Presión global de modelo 1, sístole 1.3[s].

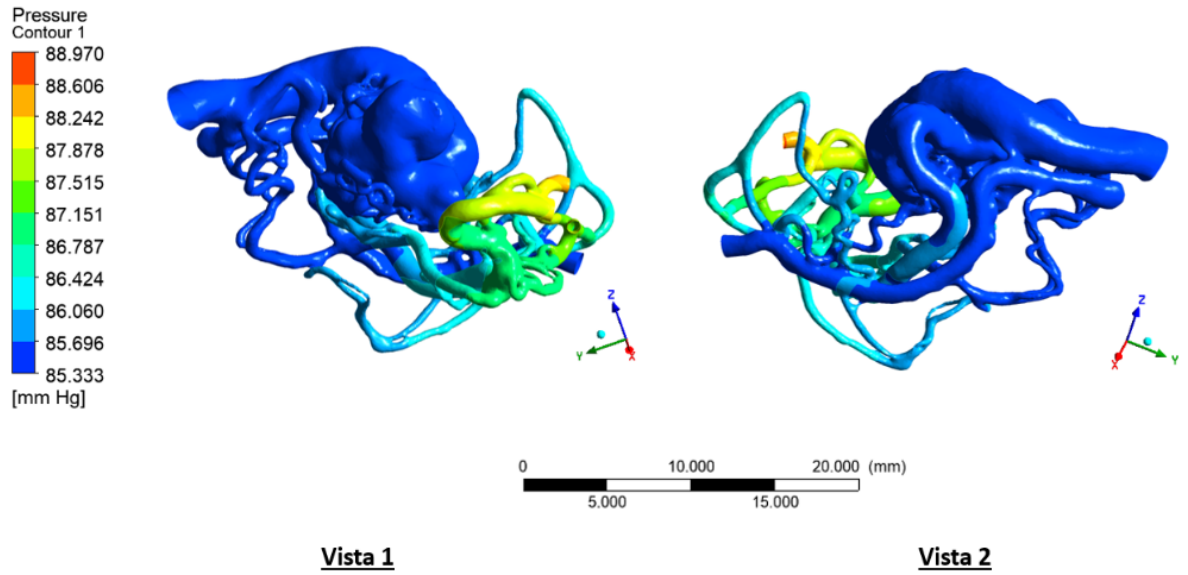


Figura 4.2.6: Presión global de modelo 2, diástole 1.1[s].

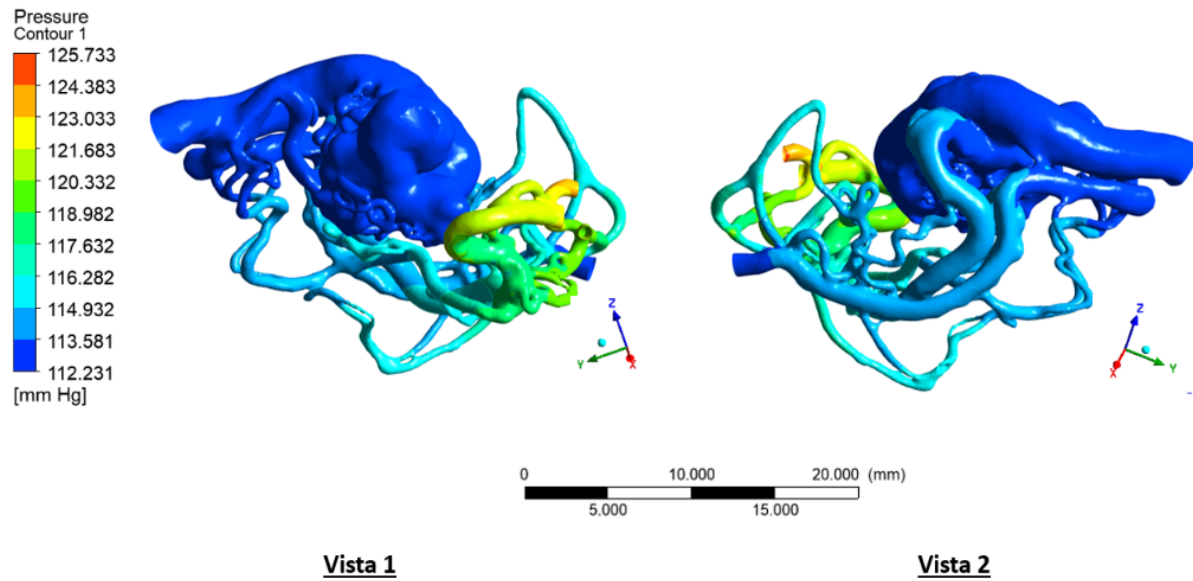


Figura 4.2.7: Presión global de modelo 2, sístole 1.3[s].

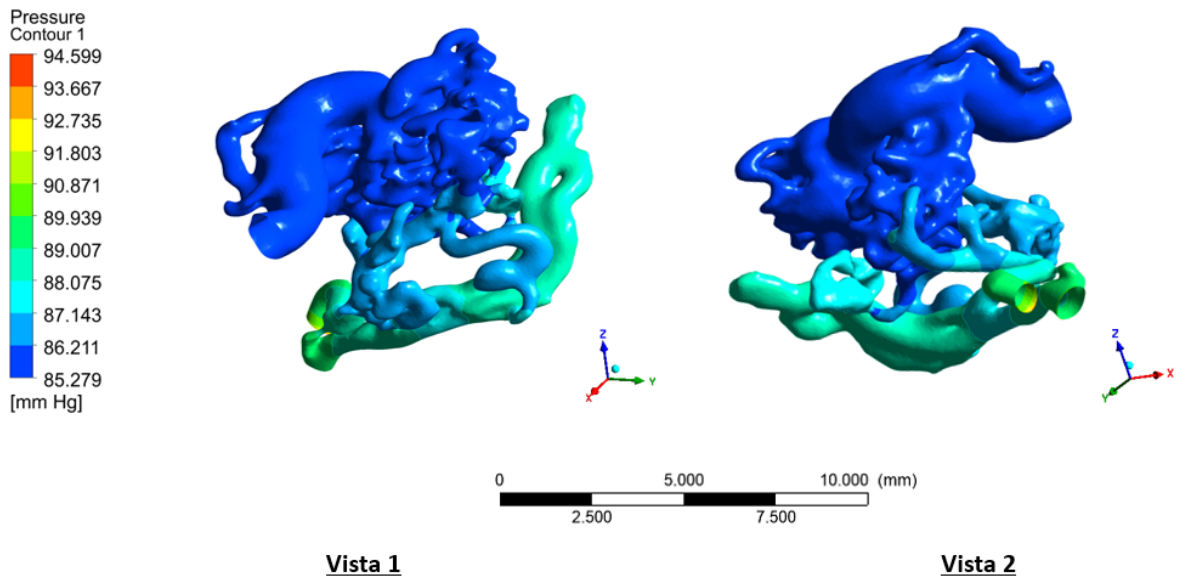


Figura 4.2.8: Presión global de modelo 3, diástole 1.1[s].

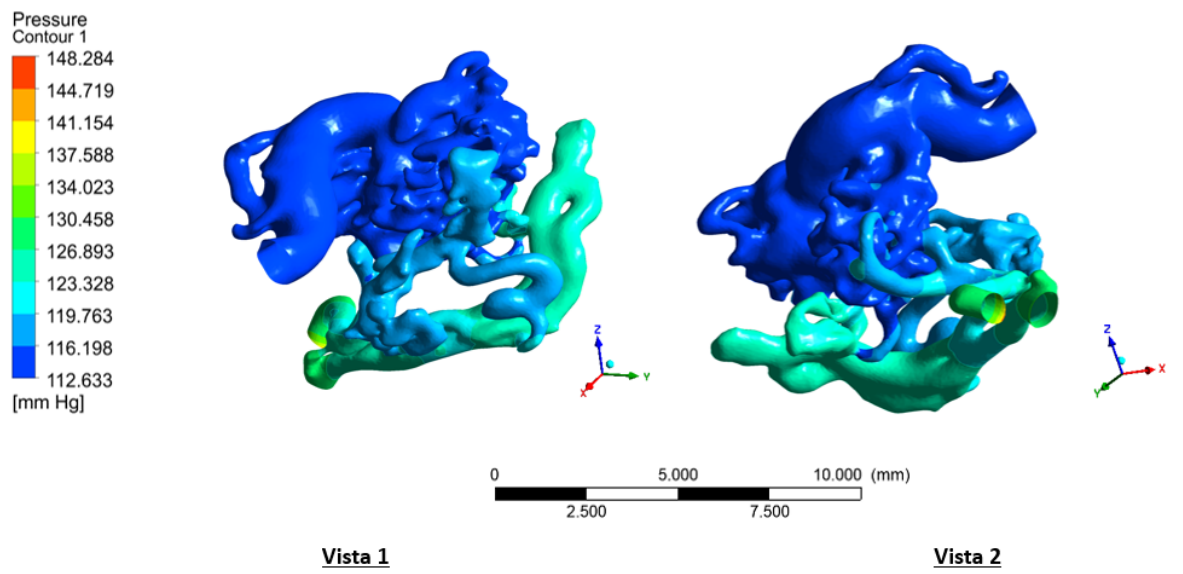


Figura 4.2.9: Presión global de modelo 3, sístole 1.3[s].

Tabla 4.5: Presión de contorno mínima y máxima en tiempo de diástole 1.1 [s].

	Min. presión [mmHg]	Máx. presión [mmHg]
Modelo 1	85.354	88,8
Modelo 2	85.33	88.97
Modelo 3	85.28	94.56

Tabla 4.6: Presión de contorno mínima y máxima en tiempo de sístole 1.3 [s].

	Min presión [mmHg]	Máx presión [mmHg]
Modelo 1	113.077	124.815
Modelo 2	112.231	125.733
Modelo 3	112.633	148.284

4.2.3. Presiones por intervalo

En base a los resultados globales, se analizan diferentes intervalos de presión de la pared a modo de realizar una comparación entre modelos en las dos tiempos de estudio.

Es posible apreciar que, en el primer intervalo se comparan los modelos en los 2 tiempos de estudio. No obstante, dado que no están dentro de los intervalos de visualización, en los posteriores se analiza sístole y diástole por separado. Por otro lado, la elección de intervalos es estratégica, porque, se buscan intervalos donde existan diferencias notorias de presión.

Los intervalos son los siguientes:

- Intervalo 1, diástole y sístole: 85 - 148 [mmHg].
- Intervalo 2, diástole: 85 - 86.5 [mmHg].
- Intervalo 3, diástole: 85 - 94.5 [mmHg].
- Intervalo 4, sístole: 110 - 124 [mmHg].
- Intervalo 5, sístole: 113 - 116 [mmHg].

4.2.3.1. Intervalo 1, Diástole y sístole: 85 - 148 [mmHg]

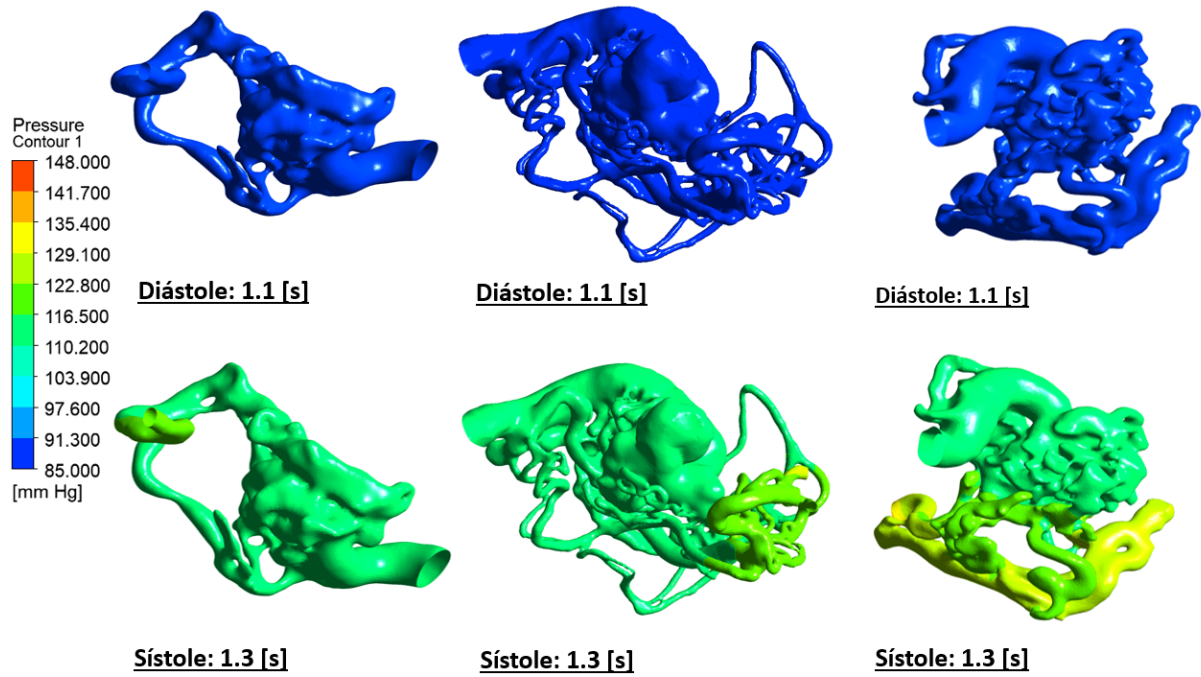


Figura 4.2.10: Presión en la pared modelos, intervalo 1 - vista 1.

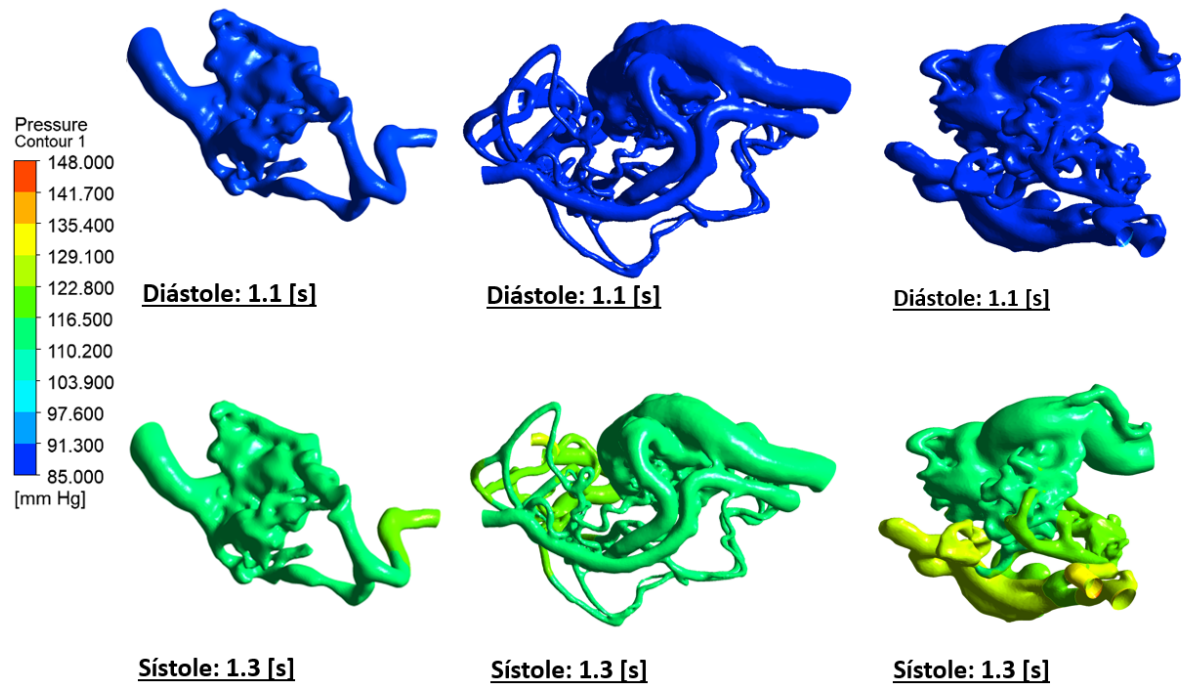


Figura 4.2.11: Presión en la pared modelos, intervalo 1 - vista 2.

4.2.3.2. Intervalo 2, Diástole: 85 - 86.5 [mmHg].

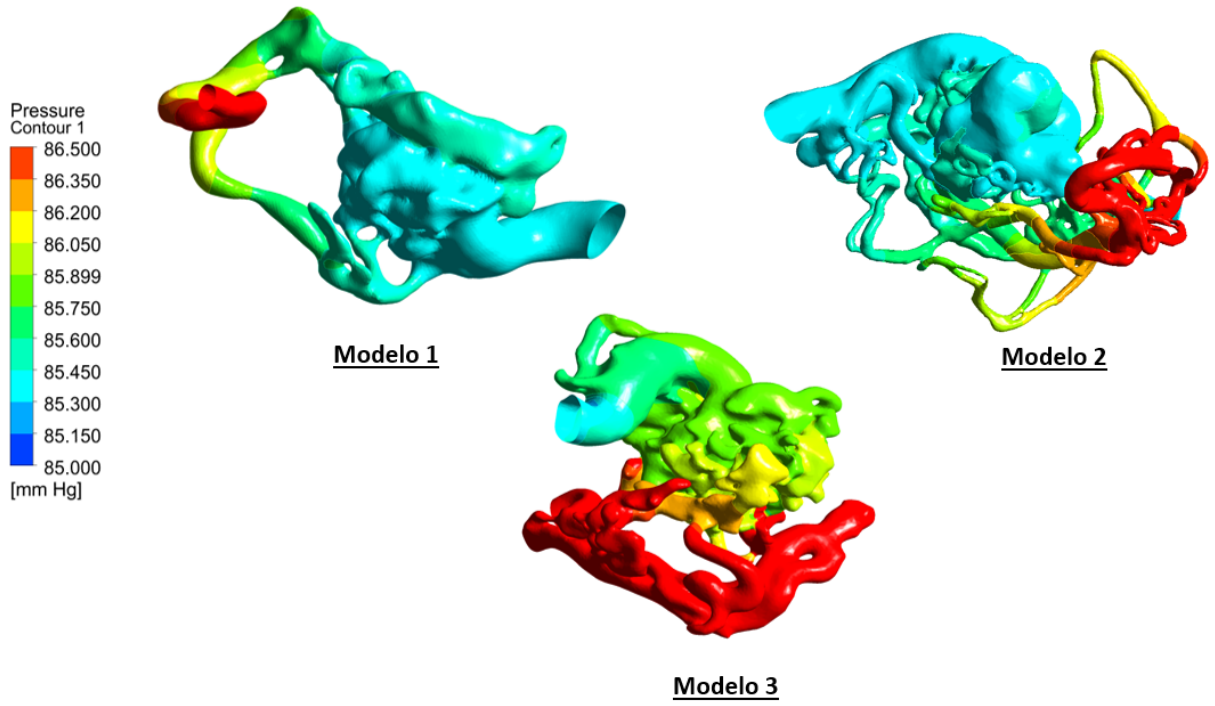


Figura 4.2.12: Presión en la pared modelos, intervalo 2 - vista 1.

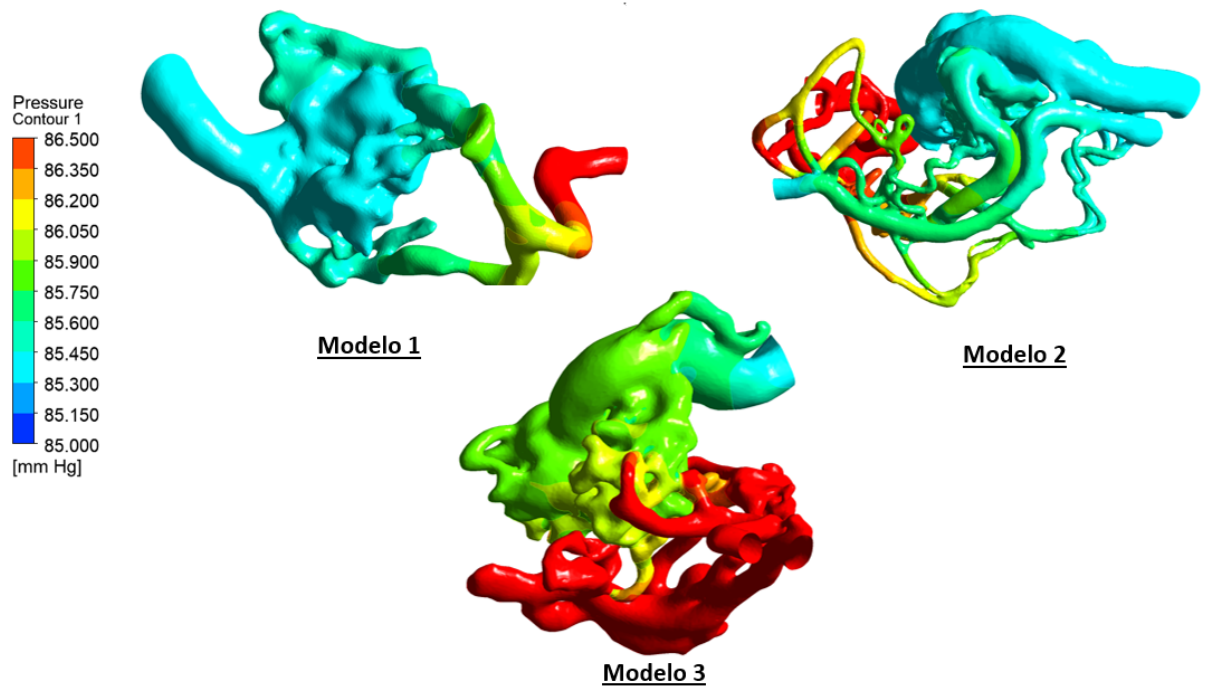


Figura 4.2.13: Presión en la pared modelos, intervalo 2 - vista 2.

4.2.3.3. Intervalo 3, Diástole: 85 - 94.5 [mmHg].

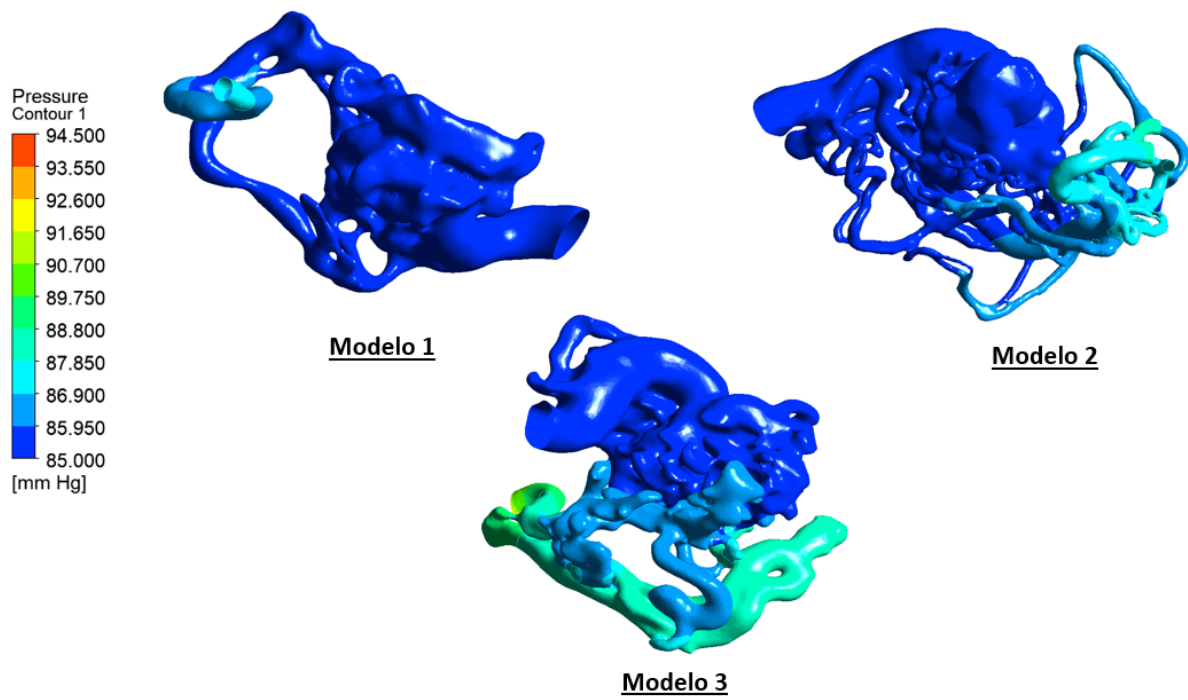


Figura 4.2.14: Presión en la pared modelos, intervalo 3 - vista 1.

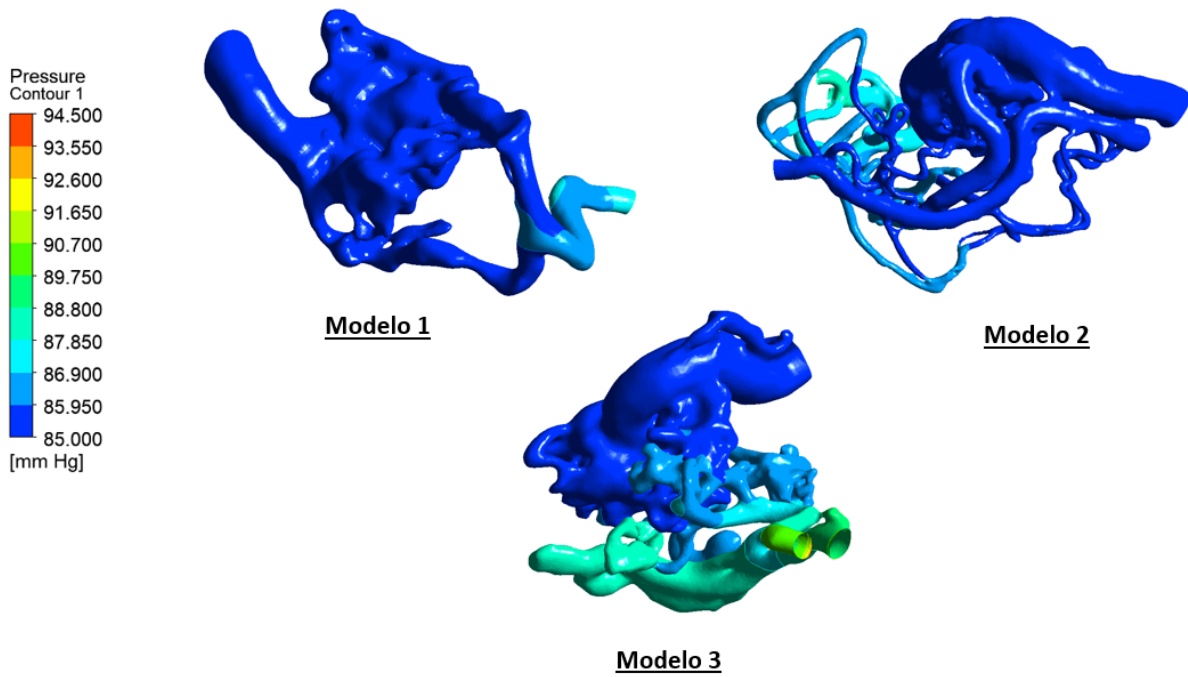


Figura 4.2.15: Presión en la pared modelos, intervalo 3 - vista 2.

4.2.3.4. Intervalo 4, Sístole: 110 - 124 [mmHg].

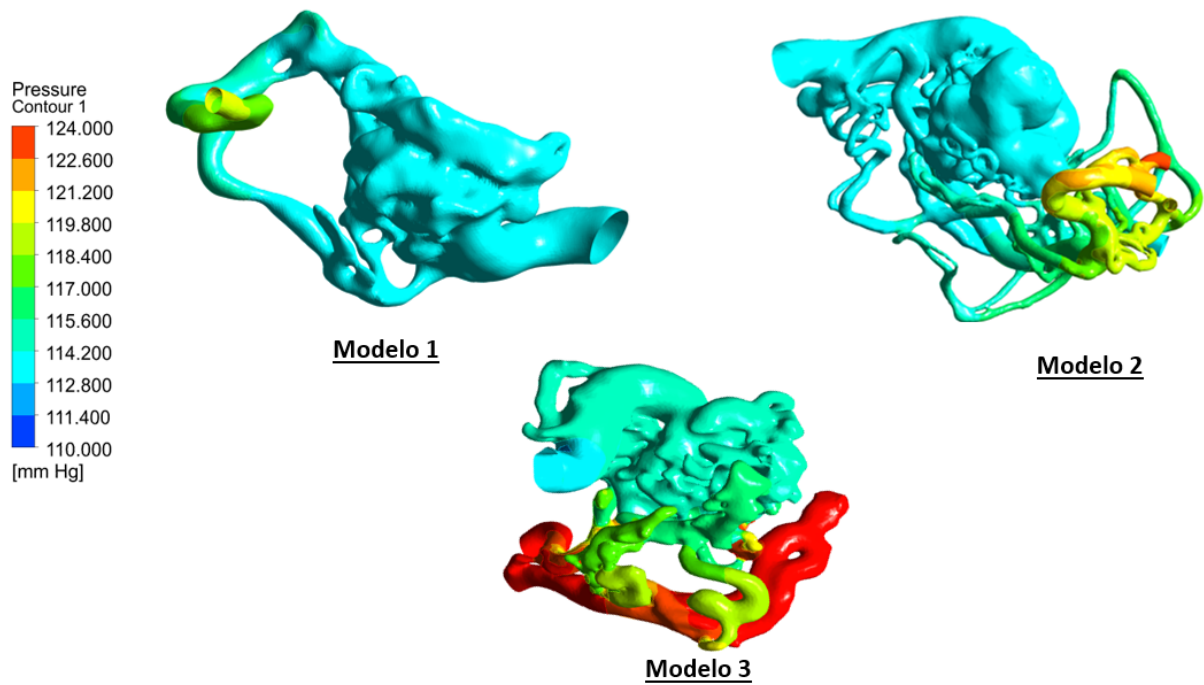


Figura 4.2.16: Presión en la pared modelos, intervalo 4 - vista 1.

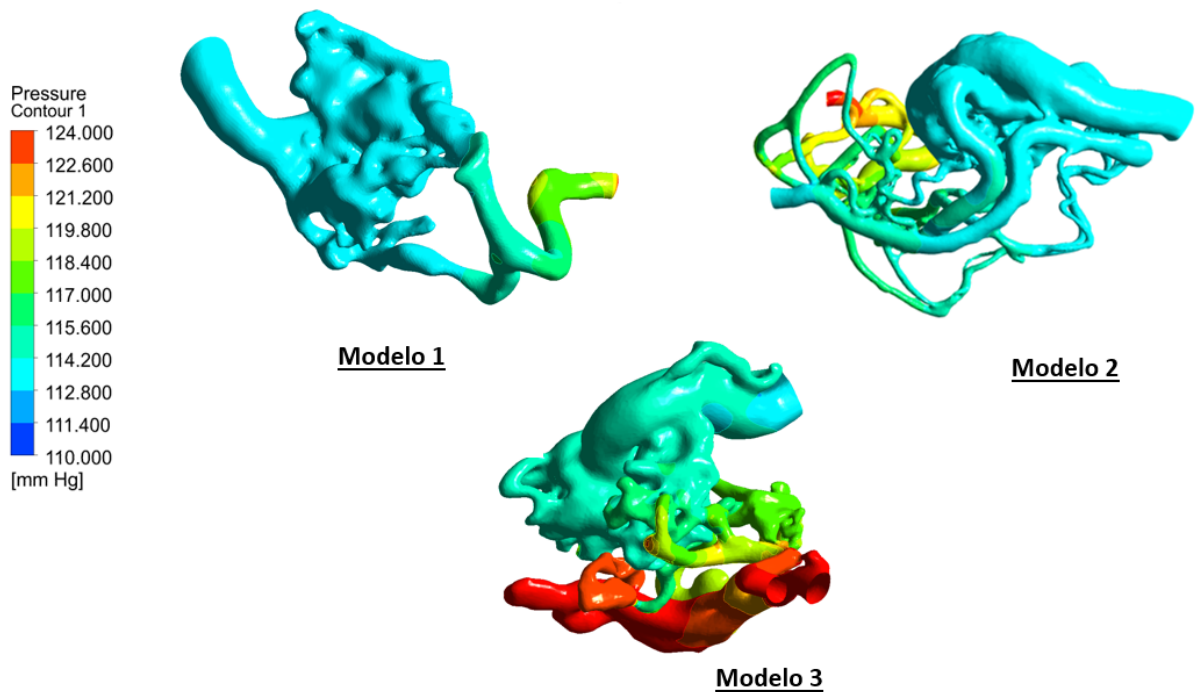


Figura 4.2.17: Presión en la pared modelos, intervalo 4 - vista 2.

4.2.3.5. Intervalo 5, Sístole: 113 - 116 [mmHg].

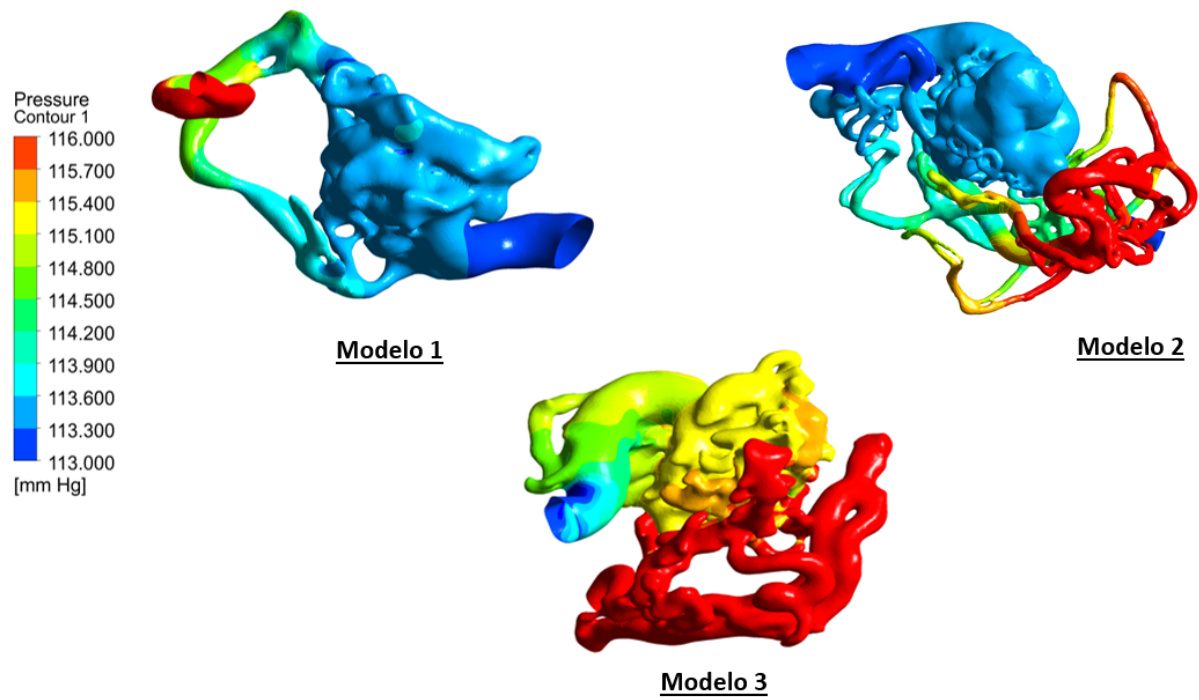


Figura 4.2.18: Presión en la pared modelos, intervalo 5 - vista 1.

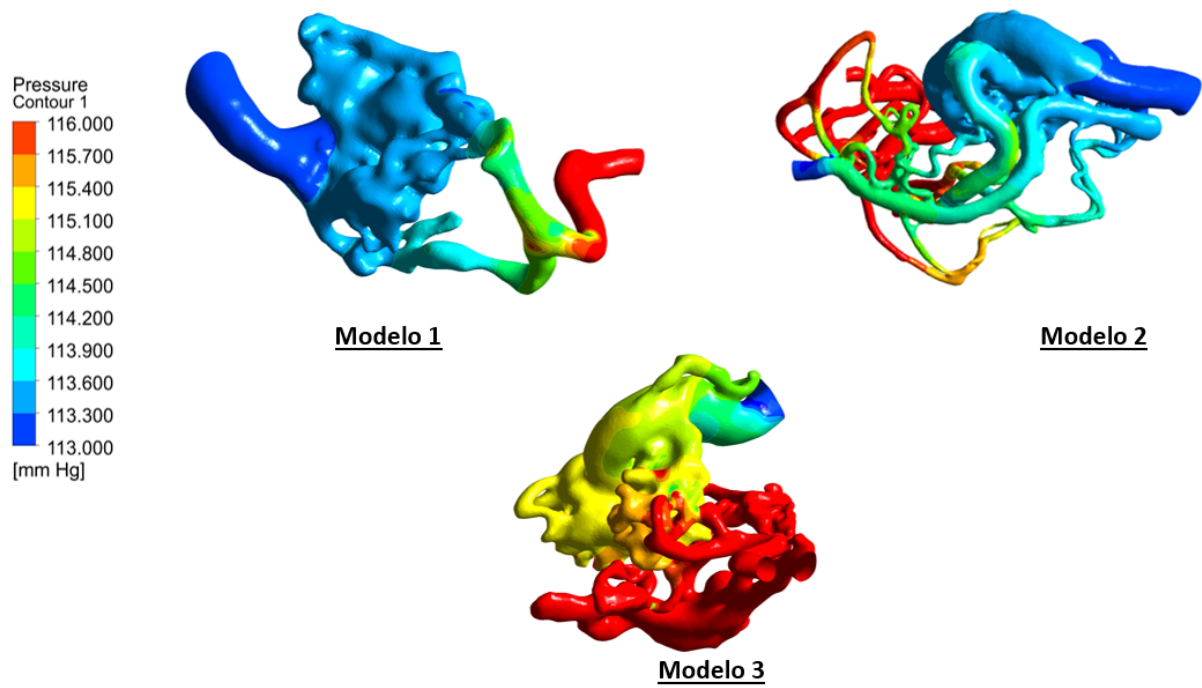


Figura 4.2.19: Presión en la pared modelos, intervalo 5 - vista 2.

4.2.4. Cambios de presión en el nido de la malformación

En base a los resultados, tanto globales como por intervalo, se visualizan los cambios de presión en el nido para cada modelo por separado en los dos períodos del segundo ciclo. Esto es, en diástole a los 1.1 [s] y en sístole a los 1.3 [s].

Se identifican los siguientes intervalos para cada modelo:

- Modelo 1 : 85.43 - 85.45 [mmHg] y 113.3 - 113.36 [mmHg].
- Modelo 2: 85.437 - 85.5 [mmHg] y 113.44 - 113.45 [mmHg].
- Modelo 3: 85.75 - 87 [mmHg] y 114.8 - 115.7 [mmHg].

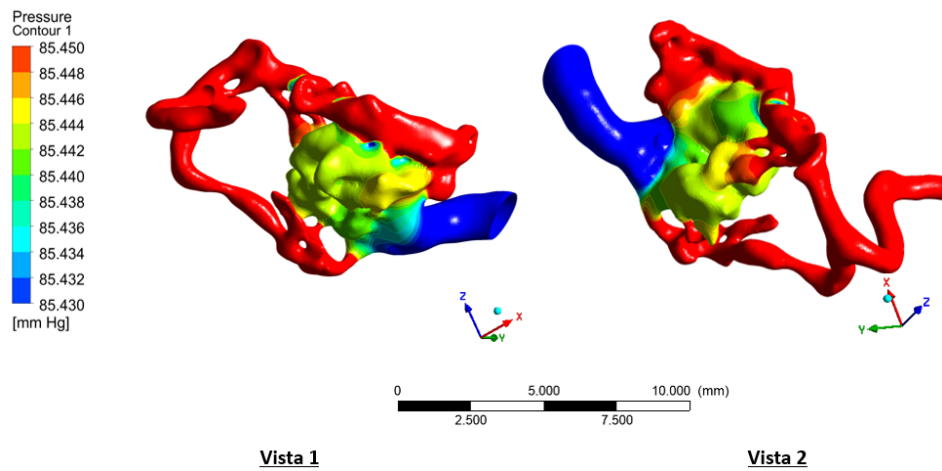


Figura 4.2.20: Cambios de presión en la pared del nido de modelo 1 a los 1.1 [s].

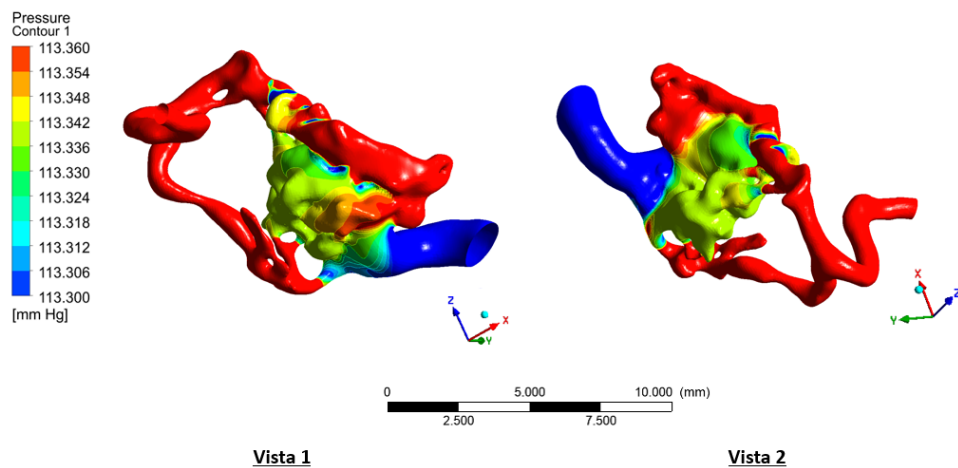


Figura 4.2.21: Cambios de presión en la pared del nido, modelo 1 a los 1.3 [s].

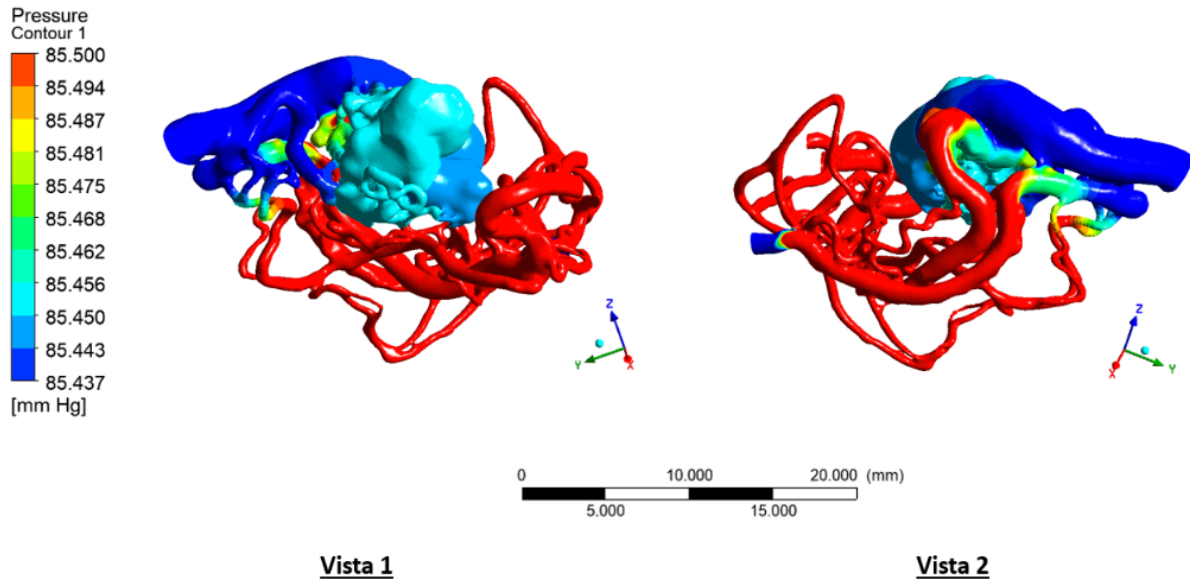


Figura 4.2.22: Cambios de presión en la pared del nido de modelo 2 a los 1.1 [s].

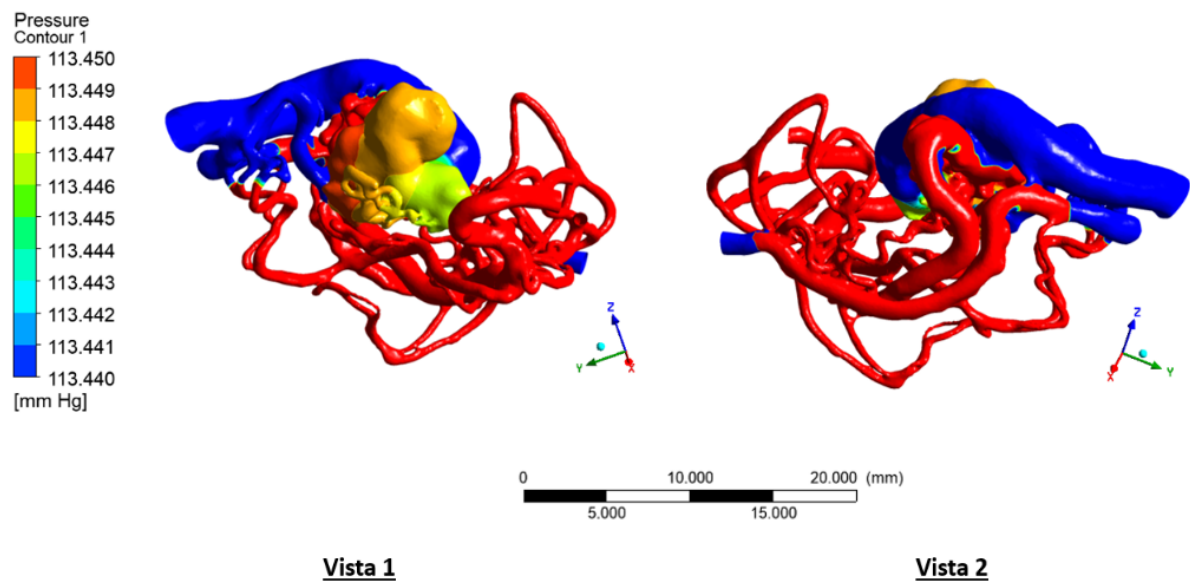


Figura 4.2.23: Cambios de presión en la pared del nido, modelo 2 a los 1.3 [s].

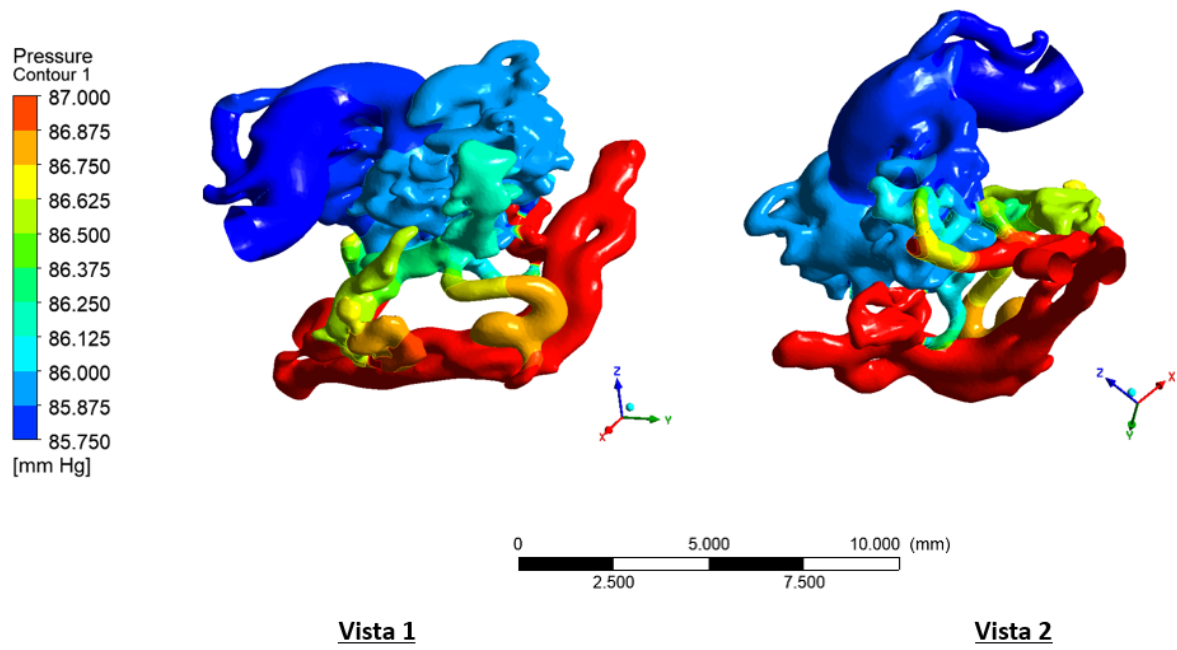


Figura 4.2.24: Cambios de presión en la pared del nido de modelo 3 a los 1.1 [s].

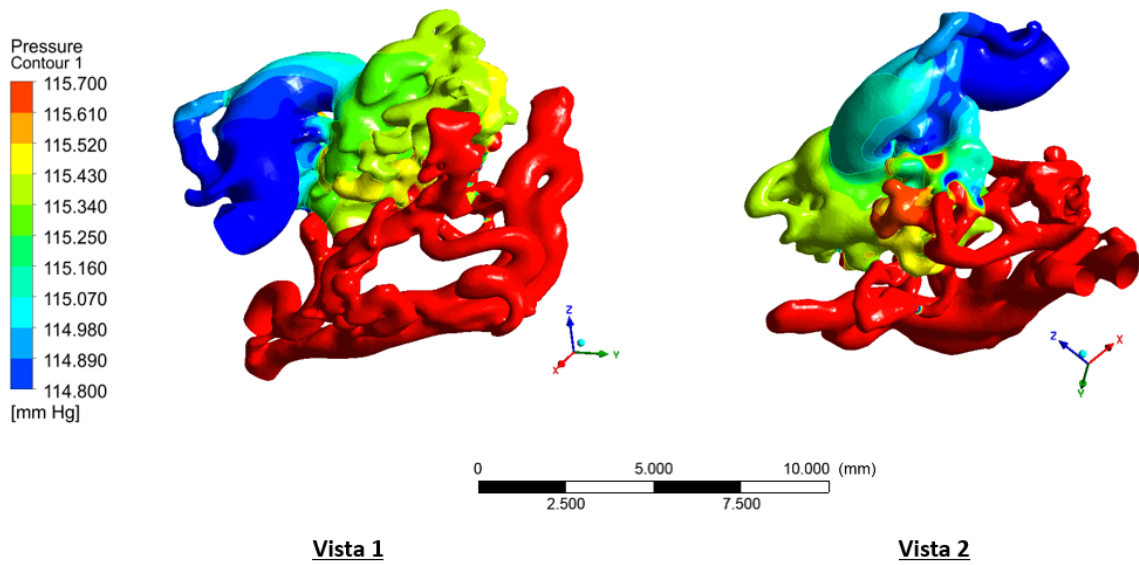


Figura 4.2.25: Cambios de presión en la pared del nido, modelo 3 a los 1.3 [s].

4.3. Resultados de WSS de los modelos

Como se menciona previamente, se extraen los resultados globales de esfuerzos de corte en la pared (WSS) de cada modelo, además, en la tabla 4.7 se exponen los máximos de WSS en diástole y sístole del segundo ciclo (1.1 [s] y 1.3 [s] respectivamente). Posteriormente, se presentan resultados de WSS por intervalos.

4.3.1. Resultados globales

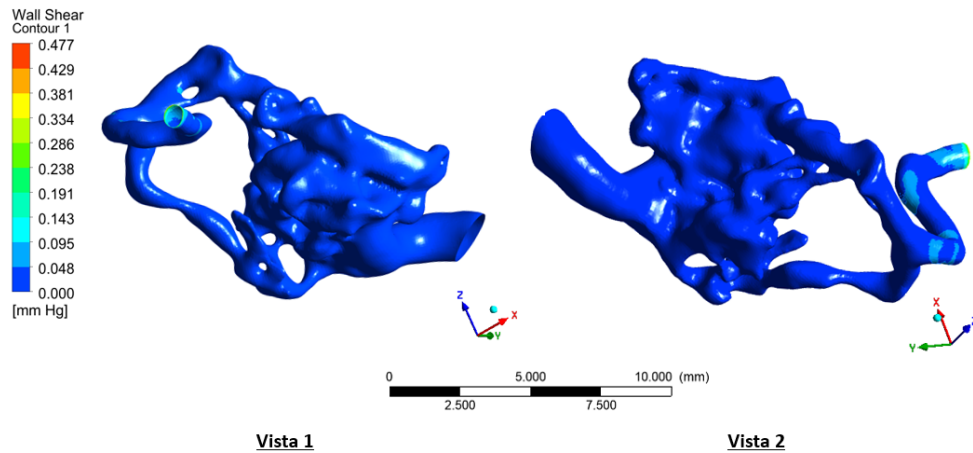


Figura 4.3.1: WSS global de modelo 1, diástole 1.1[s].

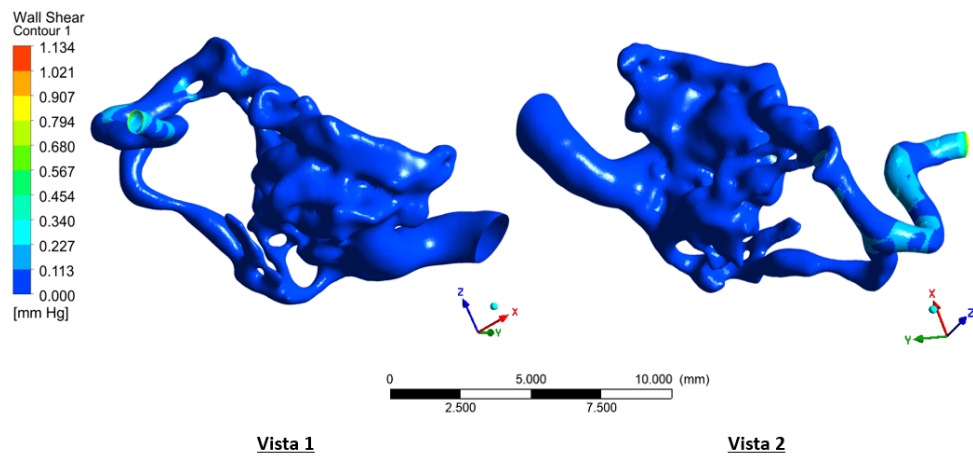


Figura 4.3.2: WSS global de modelo 1, sístole 1.3[s].

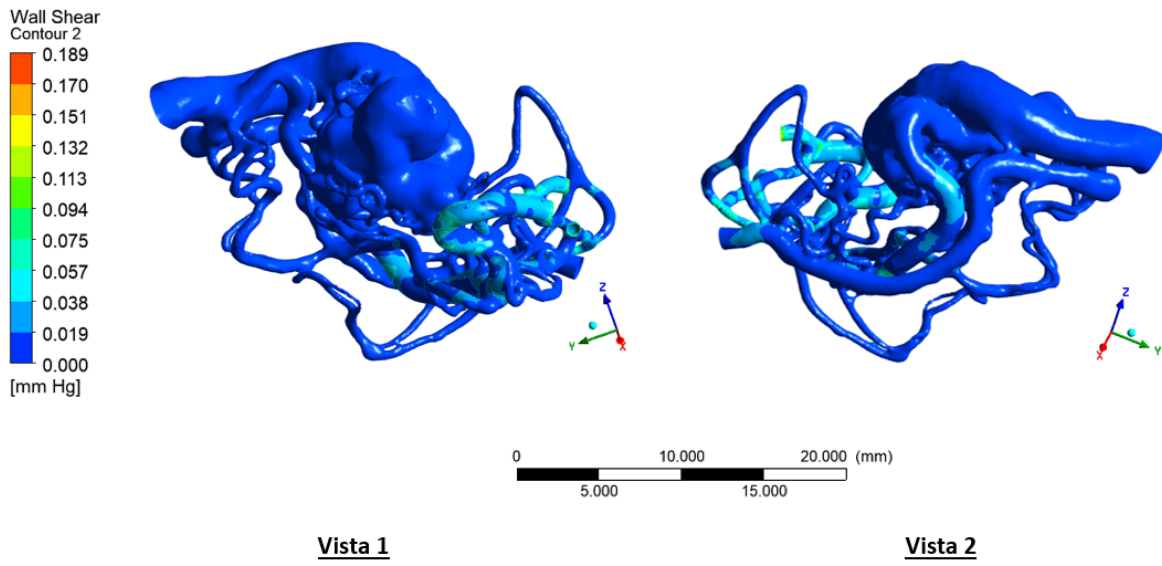


Figura 4.3.3: WSS global de modelo 2, diástole 1.1[s].

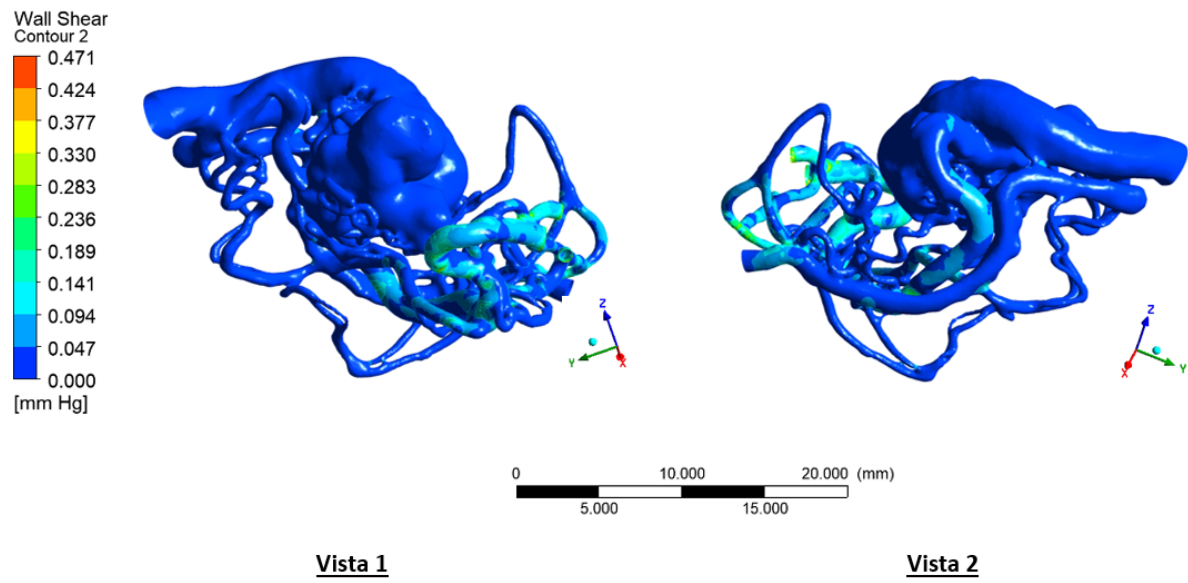


Figura 4.3.4: WSS global de modelo 2, sístole 1.3[s].

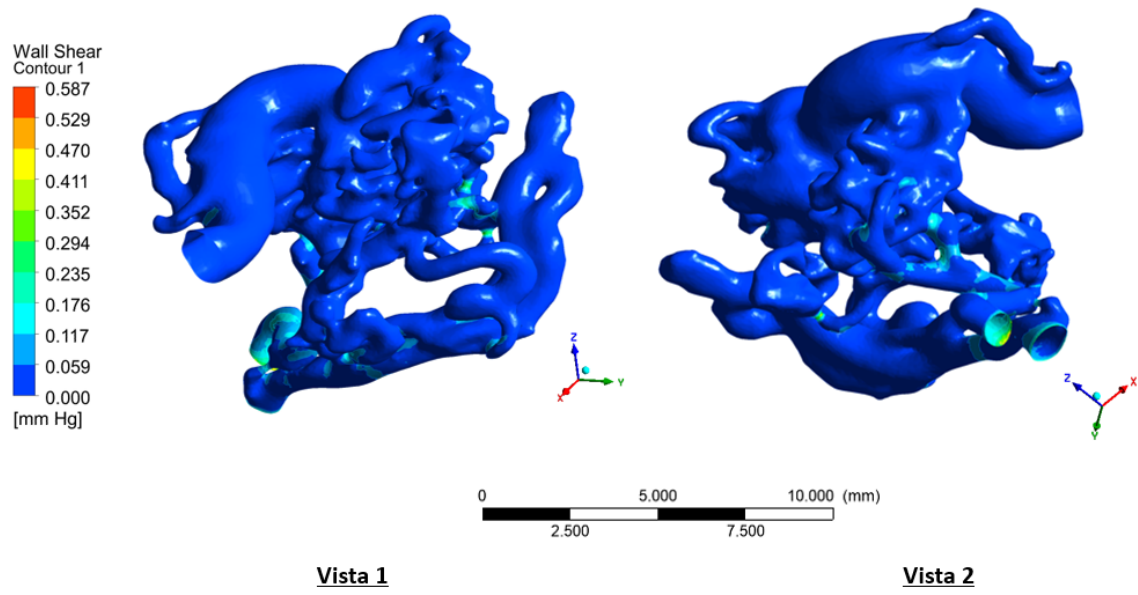


Figura 4.3.5: WSS global de modelo 3, diástole 1.1[s].

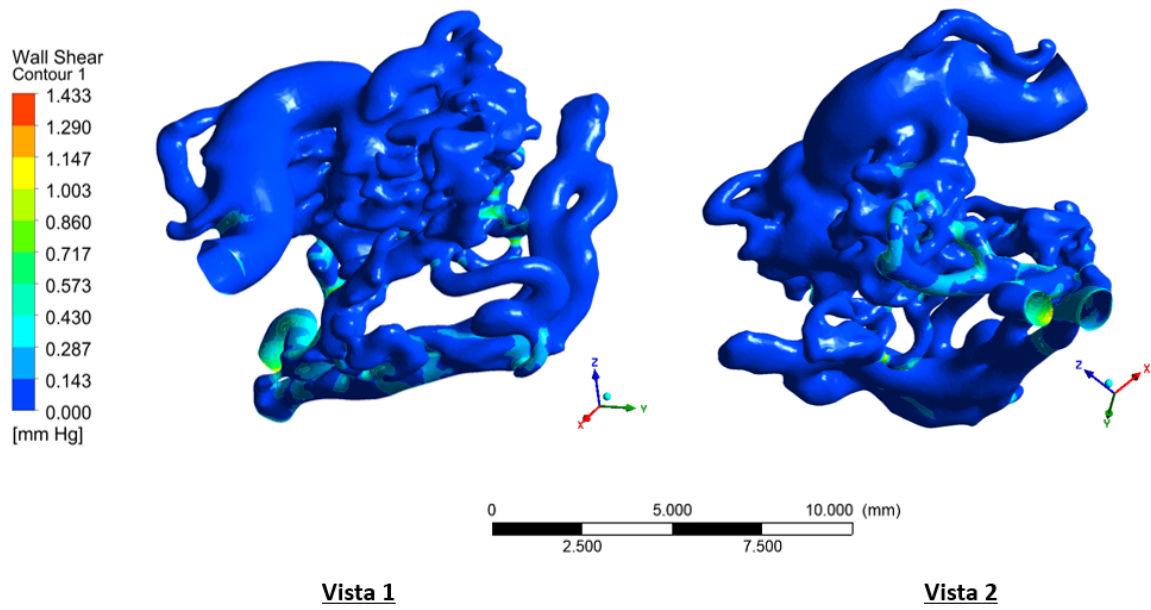


Figura 4.3.6: WSS global de modelo 3, sístole 1.3[s].

Tabla 4.7: Máximos de WSS en los periodos de diástole y sístole.

	Máx. WSS Diástole 1.1 seg [mmHg]	Máx. WSS Sístole 1.3 seg [mmHg]
Modelo 1	0.48	1.13
Modelo 2	0.189	0.471
Modelo 3	0.59	1.43

4.3.2. Esfuerzos de corte por intervalo

Los esfuerzos de corte en la pared, al igual que en los intervalos de presión, se dividen por intervalos para visualizar las diferencias de WSS.

Los intervalos son los siguientes:

- Intervalo 1: 0 - 0.0005 [mmHg].
- Intervalo 2: 0.0005 - 0.005 [mmHg]
- Intervalo 3: 0.005 - 0.05 [mmHg]

4.3.2.1. Intervalo 1: 0 - 0.0005 [mmHg]

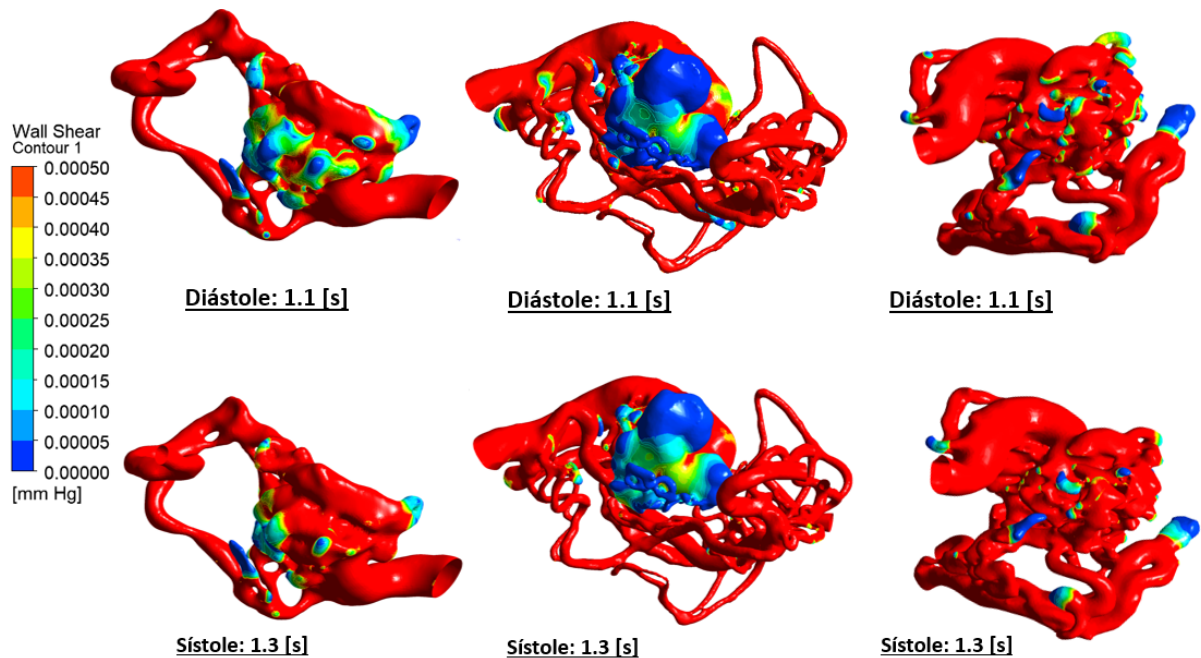


Figura 4.3.7: WSS modelos, intervalo 1 - vista 1.

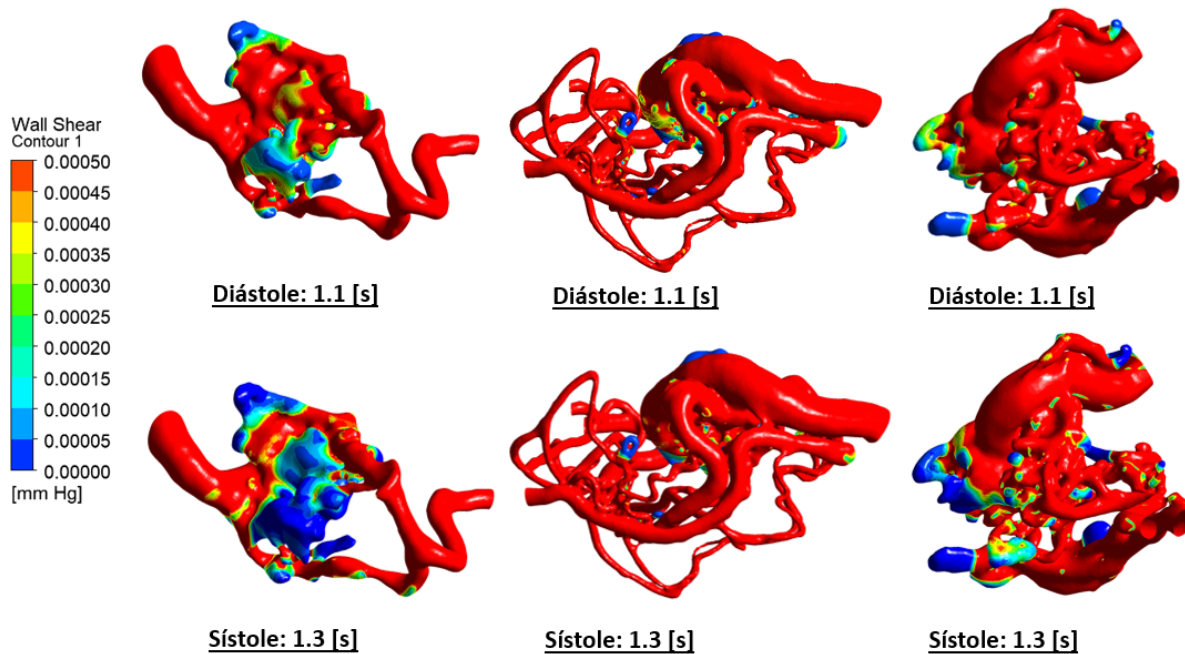


Figura 4.3.8: WSS modelos, intervalo 1 - vista 2.

4.3.2.2. Intervalo 2: 0.0005 - 0.005 [mmHg]

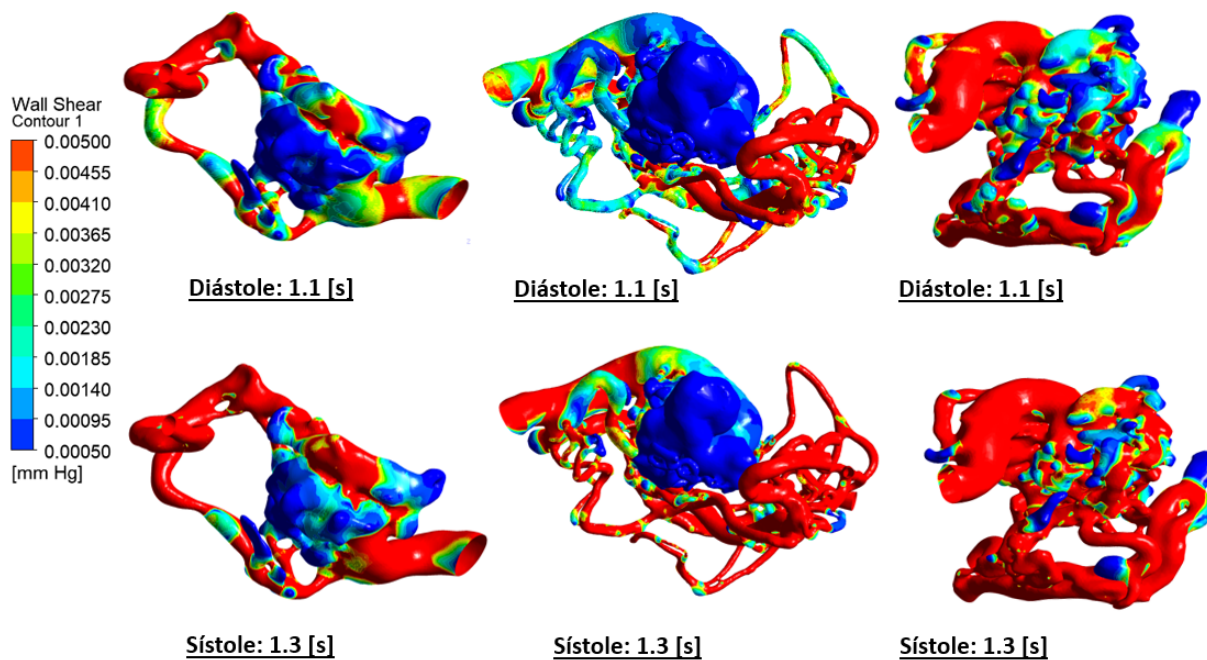


Figura 4.3.9: WSS modelos, intervalo 2 - vista 1.

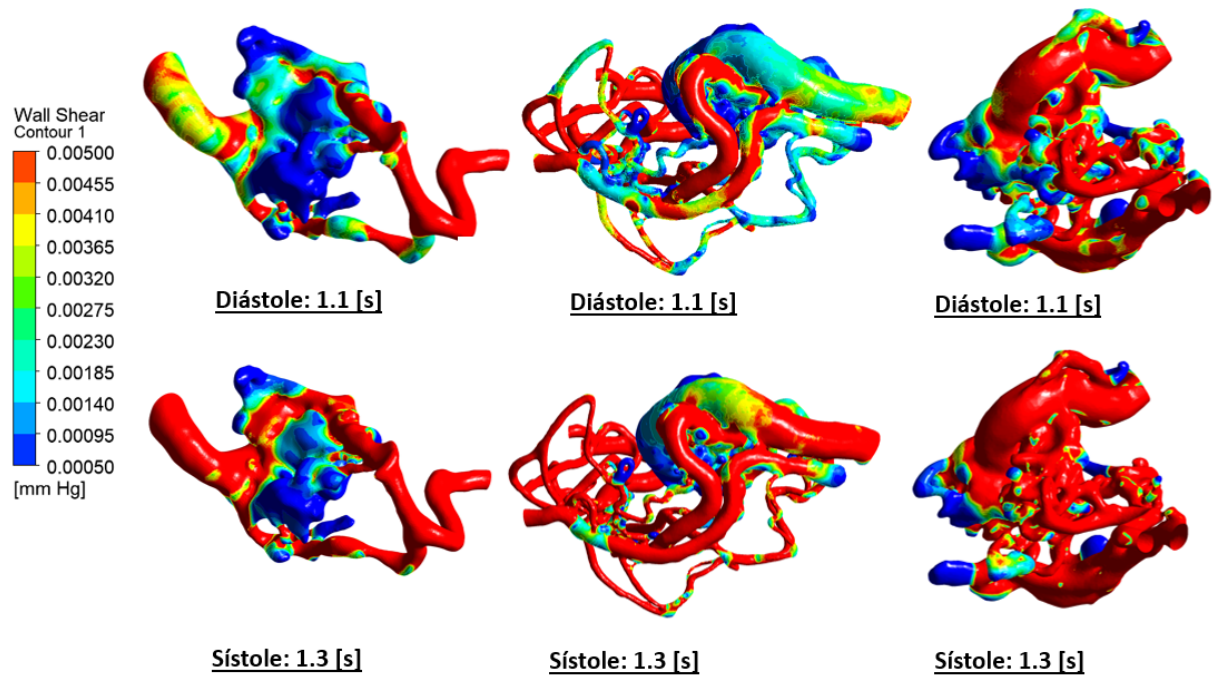


Figura 4.3.10: WSS modelos, intervalo 2 - vista 2.

4.3.2.3. Intervalo 3: 0.005 - 0.05 [mmHg]

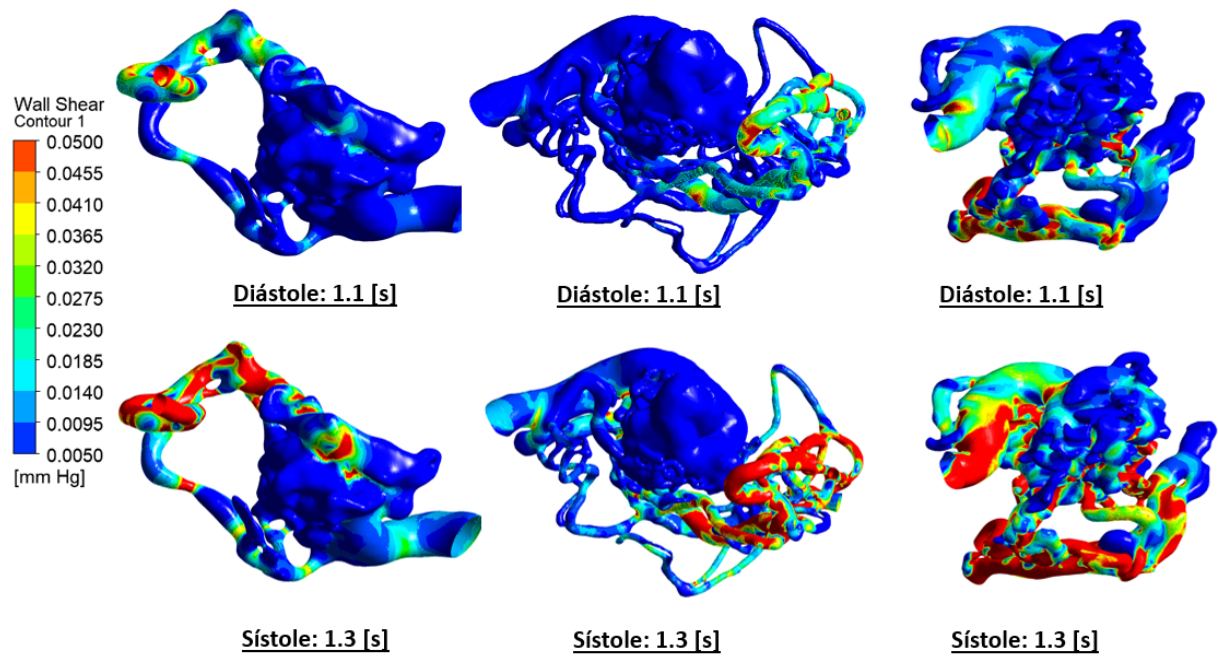


Figura 4.3.11: WSS modelos, intervalo 3 - vista 1.

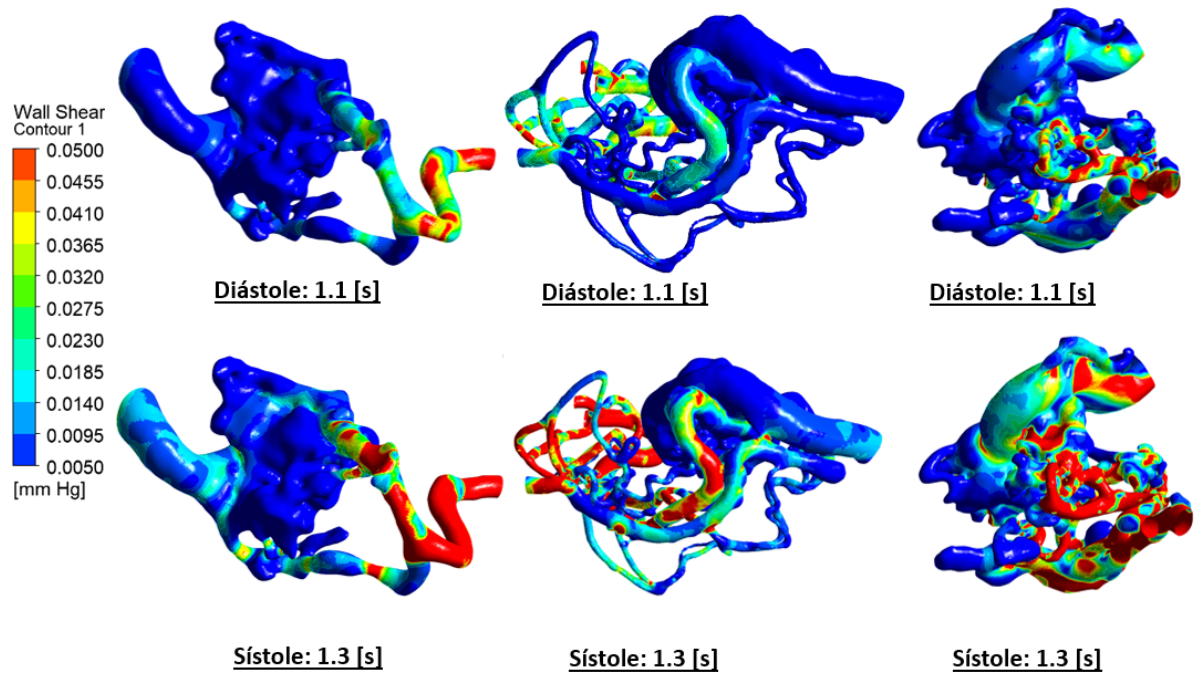


Figura 4.3.12: WSS modelos, intervalo 3 - vista 2.

4.3.3. Cálculo numérico de WSS

Usando la fórmula 2.1, se calcula los WSS en las entradas de cada modelo para comparar con los resultados de las simulaciones, y también con los resultados de las investigaciones presentadas en la bibliografía.

Tabla 4.8: Modelo 1, cálculo de WSS en diástole.

Modelo 1, diástole 1.1 [s]	Entrada 1
Flujo [mL/s]	0.75
Diámetro [cm]	0.2
WSS [dynes/cm ²]	29.24
WSS [mmHg]	0.000038

Tabla 4.9: Modelo 1, cálculo de WSS en sístole.

Modelo 1, sístole 1.3 [s]	Entrada 1
Flujo [mL/s]	1.74
Diámetro [cm]	0.2
WSS [dynes/cm ²]	68.056
WSS [mmHg]	0.05

Tabla 4.10: Modelo 2, calculo de WSS en diástole.

Modelo 2, diástole 1.1 [s]	Entrada 1	Entrada 2	Entrada 3
Flujo [mL/s]	0.94	2.12	0.713
Diámetro [cm]	0.23	0.34	0.2
WSS [dynes/cm ²]	24.7	16.42	28.34
WSS [mmHg]	0.0185	0.012	0.021

Tabla 4.11: Modelo 2, calculo de WSS en sístole.

Modelo 2, Sístole 1.3 [s]	Entrada 1	Entrada 2	Entrada 3
Flujo [mL/s]	2.2	4.96	1.67
Diámetro [cm]	0.23	0.34	0.2
WSS [dynes/cm ²]	57.73	38.4	66.26
WSS [mmHg]	0.0433	0.028	0.05

Tabla 4.12: Modelo 3, calculo de WSS en diástole.

Modelo 3, Diástole 1.1 [s]	Entrada 1	Entrada 2
Flujo [mL/s]	1.32	0.98
Diámetro [cm]	0.27	0.24
WSS [dynes/cm ²]	20.85	24.13
WSS [mmHg]	0.016	0.018

Tabla 4.13: Modelo 3, calculo de WSS en sístole.

Modelo 3, Sístole 1.3 [s]	Entrada 1	Entrada 2
Flujo [mL/s]	3.08	2.29
Diámetro [cm]	0.27	0.24
WSS [dynes/cm ²]	48.74	56.42
WSS [mmHg]	0.037	0.042

Capítulo 5

Análisis de resultados

En la siguiente sección se presentan los análisis de los resultados. En primer lugar, se comentan las geometrías y mallados de los modelos. En segundo lugar, los resultados de velocidad, flujo volumétrico, presión y esfuerzos de corte en los tiempo de diástole y sístole, 1.1 [s] y 1.3 [s] respectivamente. Al mismo tiempo se comparan los resultados entre modelos, y se contrastan con las investigaciones presentadas en la sección de antecedentes.

5.1. Comentarios de geometría y malla

Ahora bien, antes de analizar los resultados de la simulación, es necesario comentar acerca de las geometrías de los modelos, es decir, figuras 3.2.11, 3.2.12 y 3.2.13. Por una parte, si se compara entre modelos construidos, es posible afirmar que el modelo 1 fue el modelo con menor definición de los vasos sanguíneos, ya que, su estructura se podría parecer a las geometrías presentadas en la investigación de Orłowski [19], sin embargo, no corresponden a una realidad, debido a que se espera una red de vasos de arterias y venas similares a una red de tuberías con una distribución enredada (nido).

Lo anterior, es posible que ocurra debido a que los vasos de la angiografía 1 son muy pequeños y al momento de segmentar la zona, no se logre discriminar entre vasos y se segmenten "unidos", es decir, esto se asemejaría como si fuera solo un vaso con formas amorfas.

Por un lado en el modelo 2, la geometría es más precisa, dado que se tiene mayor definición de los vasos. También, se considera que lo anterior debe tener directa relación con el volumen, porque como se visualiza en la tabla 3.4, la MAV del modelo 2 es 10 veces más grande que el modelo 1. Por tanto, la definición de la segmentación y/o mallado podría ser mejor, ya que, aumenta la visibilidad de los vasos sanguíneos para cambios manuales en el proceso de segmentación, recordando que se utiliza una herramienta automática. No obstante, zonas mal segmentadas fueron borradas o agregadas de forma manual.

Otra arista de porque el modelo 2 se segmenta de mejor forma que el modelo 1, podría ser la adquisición de la imagen, ya que es posible que el modelo 2 presente mejor resolución que la del modelo 1, en otras palabras, se puede distinguir mejor las diferencias de intensidades en cada imagen.

Por otro lado, con respecto a la geometría del modelo 3, se advierte que tampoco se parece a una red de tuberías. Sin embargo, es posible identificar la zona del nido y este presenta mayores relieves en comparación al modelo 1, el cual, sigue siendo más uniforme. Si bien, existe una mejor aproximación a un nido, se puede observar que existen zonas no redondeadas que podrían considerarse no realistas. Dicho lo anterior, se infiere que no se podría mejorar con el software de segmentación 3DSlicer y procedimiento que se utiliza, debido a que en las imágenes de la angiografía del modelo 3 (3.2.6) no se pueden distinguir de forma visual (vista de usuario) los vasos, solo a través de la intensidad, ya que a simple vista no se puede discriminar que zonas son parte o no de la MAV. En cambio, en el modelo 1 o 2 (3.2.7 y 3.2.8), si se puede discriminar y modificar de forma manual la segmentación. Lo mencionado previamente, esta fuera del alcance del estudio, dado que tiene relación a la forma de adquisición de las imágenes.

En relación a los diámetros y tamaños de las malformaciones, es posible advertir que los diámetros de las entradas se encuentran entre los 2 a 4 [mm], siendo estos cercanos a los diámetros de las arterias de alimentación presentados por Kaneko [20], Franzetti [22] y Nornes [24]. Sin embargo, una diferencia es que los 3 modelos construidos presentan diámetros de las venas de drenaje (salidas) mayores a que los diámetros de las arterias; y en la investigación de Franzetti se presenta lo contrario, es decir, los diámetros de las venas son menores a los diámetros de las arterias.

En cuanto al mallado de los 3 modelos construidos (figuras 3.3.2, 3.3.3 y 3.3.4) estos rondan entre los 6 millones a 8 millones de elementos, y si se compara con las investigaciones presentadas en antecedentes, se podría afirmar que la cantidad de elementos es del mismo orden que en la investigación de Kaneko [20]. En otras palabras el número de elementos del trabajo de Kaneko es de 3 millones aproximadamente, valores un tanto mayores que en otras investigaciones como la de Orłowski [19], cuyos modelos no superan el 1 millón de elementos. De igual forma, se destaca la utilización de diferentes softwares de segmentación y de mallado, siendo aquello un factor clave para la cantidad de elementos y forma de la geometría de cada modelo.

5.2. Resultados de velocidad

Primero, al comparar cada modelo por separado en el tiempo de diástole y sístole, se aprecia que las líneas de corrientes son similares, como se muestra en las figuras 4.1.1 y 4.1.2 del modelo 1 la única diferencia es el orden de magnitud, ya que en sístole la velocidad es mayor. Lo anterior es equivalente para las líneas de corrientes de los modelos 2 y 3.

Con respecto a los máximos de velocidad en diástole y sístole, como se observa en la tabla 4.1, existe una variación leve entre los modelos 1 y 2 (4% en diástole y 3.2% en sístole). No obstante, en el modelo 3 existe una diferencia significativa siendo mayor en magnitud, no se podría inferir una causa concreta de por qué es mayor la velocidad en el modelo 3, ya que, se ingresan las mismas condiciones de borde. De tal modo, en términos de geometría el modelo 3 tiene valores similares en volumen y diámetros al modelo 1, pese a que sus respectivos nidos presentan una notoria diferencia y aquello podría corresponder a una causa.

Por otro lado, en los 3 modelos, la velocidad en el nido es menor que en las arterias de alimentación (4.1.7, 4.1.8, 4.1.9, 4.1.10, 4.1.11 y 4.1.12), identificándose un patrón. Además, si se compara con las líneas de corrientes de la investigación de Franzetti (figura 2.5.5), es posible afirmar que su simulación sigue el mismo patrón. Asimismo, existe otra similitud en los modelos, ya que existe presencia de vórtices laminares en los 3 modelos, como se puede ver en las figuras 4.1.13, 4.1.14 y 4.1.15.

En cuanto a los valores de velocidad en el nido en relación al gráfico 2.1.2, el cual, indica las magnitudes de velocidades normales en los vasos, se puede decir, que la velocidad en el nido es cercana a cero (del orden de 0.01 - 0.001 [m/s] aprox.), por lo que se podría comentar que a pesar que el nido no corresponde a una red capilar, los valores de velocidad coinciden con los valores de los capilares [30] (promedio de 0.001 [m/s] aprox.). Sin embargo, se debe volver a destacar la existencia de vórtices, los cuales, podrían ocasionar riesgos de rotura. El riesgo anterior se infiere a través de investigaciones relacionadas con aneurismas, no con MAV's, pero se deduce que podría tener el mismo comportamiento [31].

Los intervalos de velocidad de los 3 modelos varían entre 0 (aproximadamente del orden de 0.001) a 0.84 [m/s] en diástole y de 0 (aproximadamente del orden de 0.001) a 1.6 [m/s] en sístole, estos resultados son levemente mayores a los resultados de Kaneko [20] y Orłowski [19], ya que, en los resultados de Kaneko rondan en los 0.1 [m/s] y en los de Orłowski 0.3 [m/s]. Sin embargo en las investigación de Franzetti se puede apreciar que los resultados varían desde 0 a 1.0 [m/s], siendo similares a los resultados expuestos previamente.

Los flujos volumétricos presentados en los gráficos 4.1.16, 4.1.18 y 4.1.19 corresponden al promedio de flujos volumétricos en las entradas y salidas de la malformación. En los gráficos comentados previamente, se puede notar que los flujos varían entre modelos, por ejemplo, el modelo 2 presenta mayor flujo volumétrico siendo su peak en sístole de aproximadamente 9.0 [mL/s] (suma de flujos de entrada), en cambio en el modelo 1 es de 1.8 [mL/s] y 5.5 [mL/s] en el modelo 3. Sin embargo, lo comentado coincide con las características geométricas debido a que el modelo 2 es mayor en volumen que el modelo 1 y 3. Asimismo las diferencias del modelo 1 y 3 se pueden deber a la forma de los capilares.

También se puede comentar de lo anterior que los modelos 1 y 3 tienen un orden de magnitud semejante a los flujos en la entrada presentados por Orłowski, los que varían ente 0.42 a 4.01 [mL/s], y también por Nornes como se aprecia en la tabla 2.6.

5.3. Resultados de presión

Previo al análisis de los resultados de presión, se debe aclarar que los resultados son en base a las condiciones de borde que se impusieron, y una de ellas fue el pulso de presión de una arteria carótida [25] como presión de salida, es decir, en el borde de la(s) vena(s). Lo anterior, podría provocar una variación en los resultados de presión, debido a que no se tienen los pulsos reales de cada paciente; aún así se analizaron los resultados de presión entre modelos y se compararon las diferencias de presión con respecto al material que se encuentra en la literatura presentada en antecedentes.

Si se analizan los gráficos de presión de las entradas y salidas de cada modelo (figuras 4.2.1, 4.2.2 y 4.2.3), se puede comentar que en los 3 modelos la presión de salida de las venas de drenaje es menor en comparación a la presión de entrada de las arterias. Además, a través de las tablas 4.2 y 4.3 que, presentan los máximos de presión en los períodos de estudio (sístole y diástole), es posible afirmar que los modelos presentan magnitudes cercanas. En la tabla 4.3 los intervalos de presión en sístole varían entre 119 - 133 [mmHg] en las entradas de alimentación, siendo el modelo 1 el que presente menor promedio de presión y el modelo 3 el mayor promedio con una diferencia de 14 [mmHg] entre los modelos comentados. De igual modo, se puede apreciar que las presiones de salida son similares entre modelos, lo que concuerda con las condiciones de borde impuestas.

Ahora bien, si se analizan las diferencias de presión en las entradas y salidas (4.4) se puede notar que las diferencias con respecto al tiempo no son constantes, ya que, por ejemplo la diferencia de presión del modelo 1 en 1.1 [s] es un valor menor a la diferencia de presión en 1.3 [s]; y así, en los modelos 2 y 3 ocurre el mismo fenómeno. Otro aspecto destacable, resulta ser que el modelo 1 presenta menor diferencia de presión en comparación a los modelos 2 y 3, y se infiere que la causa de esto es producto a que la geometría del modelo 1 es continua y sin relieves de gran tamaño, es decir, no se pueden distinguir los diferentes vasos del nido.

Por otro lado, si se compara los resultados anteriores con la investigación de Nornes 2.6 se puede apreciar que los resultados de diferencia de presión o pérdida de presión es mayor variando entre 25 a 40 [mmHg] en contraste con las diferencias de presión obtenidas que varían entre 1.8 a 17.74 [mmHg]. Otra investigación que presenta estudios sobre diferencias de presión en las MAV's es el trabajo de Franzetti, como se puede apreciar en la figura 2.5.5 existiendo una diferencia de presión de 21 [mmHg]; siendo bastante parecido a la diferencia de presión del modelo 3 a los 1.3 [s].

Con respecto a los resultados de contornos globales del modelo 1 (figuras 4.2.4 y 4.2.5) se observa que los contornos en los dos tiempos estudiados son similares en términos de distribución de presión, pero con diferentes magnitudes, existiendo mayor presión a los 1.3 [s] (sístole). De igual modo, se puede apreciar que las zonas con mayor presión del modelo 1 están cercanas a las arterias de alimentación. Cabe tener presente que, el análisis anterior es equivalente para los modelos 2 y 3, respectivamente. También, se puede mencionar que la mayor caída de presión en los 3 modelos ocurre cuando el flujo se encuentra próximo a pasar por el nido.

En base a las tablas 4.5 y 4.6 es posible distinguir que los intervalos de presión de los contornos presentan mínimos y máximos de presión casi idénticos en los modelos 1 y 2, con una diferencia máxima de 0.8 [mmHg]. Sin embargo, el modelo 3 presenta mayores presiones, como por ejemplo, en la presión máxima de sístole, la cual, presenta un aumento de 20 [mmHg] en comparación al modelo 1 y 2. Dicho esto, no se podría estipular una razón de por qué ocurre ese fenómeno, no obstante la causa debería ser geométrica, debido a que se imponen las mismas condiciones de borde.

Por otra parte, se pueden observar de mejor forma los cambios de presión en los intervalos 2 y 5 donde se identifican las presiones más bajas cercanas a la vena principal de cada modelo, es decir, el vaso de drenaje con mayor diámetro.

Por último, un patrón bastante interesante para analizar, es que el intervalo para observar cambios de presión dentro de cada nido es bastante cercano entre los modelos. Por ejemplo, en el tiempo de 1.3 [s] se aprecian cambios en el nido entre los 113.36 - 113.8 [mmHg] en el modelo 1, 113.44 - 113.45 [mmHg] en el modelo 2 y 114.8 -115.7 [mmHg] en el modelo 3. Lo anterior, también indica que las diferencias de presiones dentro de cada nido son muy bajas, exceptuando la parte del nido del modelo 3 (figura), ya que a los 1.1 [seg] se puede observar que parte del nido cercano a la arteria de alimentación es mayor que el intervalo respectivo. Se infiere que lo anterior podría ser debido a que el nido se encuentra muy cercano a las arterias de alimentación en comparación a los otros modelos.

5.4. Resultados de esfuerzos de corte

En relación a los resultados de esfuerzos de corte en la pared, si se observan las figuras 4.3.1, 4.3.2, 4.3.3, 4.3.4, 4.3.5 y 4.3.6, se afirma que los máximos esfuerzos en la pared ocurren en la entrada de cada modelo. Por otro lado, se puede apreciar que la zona de color azul (intervalo con menor WSS), es la que predomina en los 3 modelos, por lo que zonas que presenten mayor WSS que ese intervalo podrían ser indicadores de riesgo de rotura en esa zona. Lo anterior, se puede ejemplificar en la figura 5.4.1, el cual, corresponde al modelo 2 y las flechas indican zonas que no están en el intervalo inferior de color azul, siendo un posible riesgo de rotura por mayor WSS en comparación al resto del contorno del modelo. Asimismo, en base al análisis previo, se puede decir que los 3 modelos podrían presentar posibles riesgos de rotura por zonas de alto WSS.

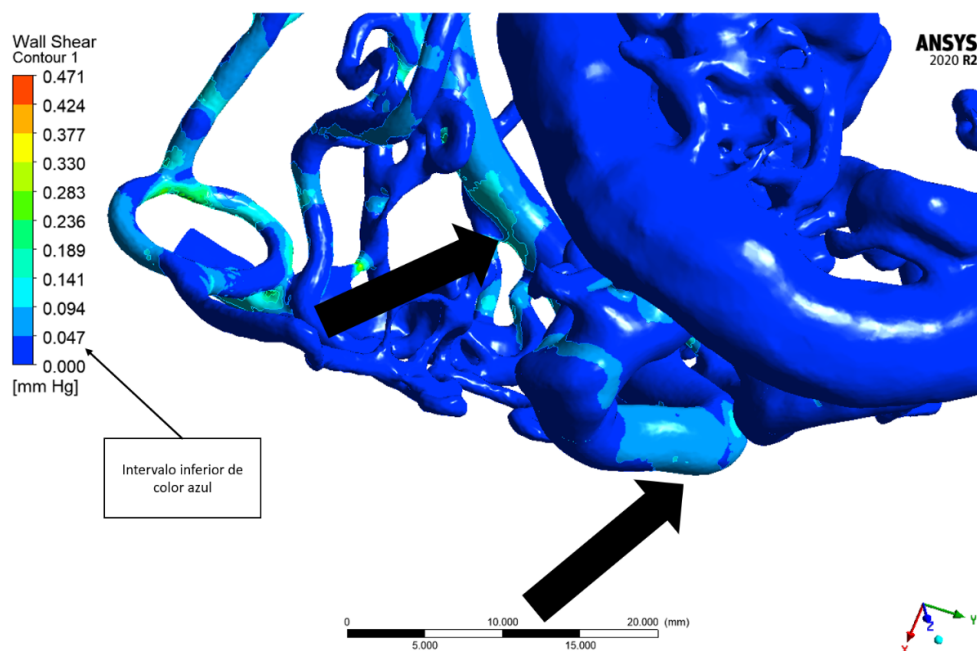


Figura 5.4.1: Ejemplo de zonas de mayor WSS en el modelo 2.

Se aprecia en la tabla 4.7 que los valores de WSS máximos son similares en los modelos 1 y 3, en cambio en el modelo 2 se presentan menores esfuerzos de corte en la pared en comparación a los otros modelos, sin embargo no se podría inferir que el modelo 2 presente menos riesgo de rotura, debido a que el modelo de igual forma presenta diferencias de WSS y zonas de mayor WSS. Por otro lado, se destaca que no solo zonas de alto WSS podrían provocar una rotura o complicaciones, ya que zonas de bajo WSS también podrían ocasionar riesgos [29].

Al igual que en los resultados de presión, los WSS se dividen por intervalos. En la figuras 4.3.7 y 4.3.8 se presenta el primer intervalo, se puede notar que el modelo 2, es el que menor WSS presenta en el nido. Por otro lado, en el intervalo 2 (4.3.9 y 4.3.10) se observan los tres modelos con menor WSS en sus respectivos nidos. Así, en el intervalo 3 (4.3.11 y 4.3.12) se puede volver apreciar que las arterias de alimentación presentan mayor WSS.

Si se comparan los WSS calculados en la sección 4.3.3 y los WSS de las simulaciones, se puede decir, que los valores calculados están dentro del intervalo inferior (intervalo señalado en la figura 5.4.1) de los contornos globales de WSS de cada modelo (4.3.1, 4.3.2, 4.3.3, 4.3.4, 4.3.5 y 4.3.6). El único cálculo de WSS que supera en 0.02 [mmHg] al intervalo de la simulación es el calculo de la entrada 2, sin embargo se considera que la diferencia no es significativa. Dicho lo anterior, se puede determinar que el cálculo de WSS coincide con los resultados de WSS de las simulaciones, sin embargo es necesario notar los valores calculados son menores a las zonas de máximo WSS en las entradas lo cual tiene sentido, debido a que el calculo de WSS considera flujo desarrollado.

Tabla 5.1: Comparación de WSS de simulación versus WSS calculado en modelo 1.

Modelo 1	Entrada 1	WSS de contorno de intervalo inferior (zona azul) [mmHg]
WSS calculado Díastole 1.1 [s]	0.000038	[0 - 0.048]
WSS calculado Sístole 1.3 [s]	0.05	[0 - 0.113]

Tabla 5.2: Comparación de WSS de simulación versus WSS calculado en modelo 2.

Modelo 2	Entrada 1	Entrada 2	Entrada 3	WSS de contorno de intervalo inferior (zona azul) [mmHg]
WSS calculado Díastole 1.1 [s]	0.018	0.01	0.02	[0 - 0.18]
WSS calculado Sístole 1.3 [s]	0.04	0.028	0.05	[0 - 0.5]

Tabla 5.3: Comparación de WSS de simulación versus WSS calculado en modelo 3.

Modelo 3	Entrada 1	Entrada 2	WSS de contorno de intervalo inferior (zona azul) [mmHg]
WSS calculado Díastole 1.1 [s]	0.016	0.018	[0 - 0.059]
WSS calculado Sístole 1.3 [s]	0.037	0.042	[0 - 0.143]

De igual modo si se comparan los resultados de WSS con la investigación de Alaraj [26], se afirma que el valor del promedio de WSS calculado previo a la cirugía es de 0.022 [mmHg], valor del mismo orden que al WSS calculado en el modelo 2 en período de sístole. No obstante, se puede notar que estos resultados son del orden de los intervalos inferiores de las contornos globales de WSS (resultados de simulaciones), pero no de los intervalos de mayor WSS que se generan en la entrada de la arteria. Lo señalado, también se puede apreciar en la investigación de Chang [23], en concreto sus resultados varían entre 0.0117 a 0.012 [mmHg], valores menores a los máximos en las arterias de alimentación de los 3 modelos (0.48 a 1.43 [mmHg]).

5.5. Resumen análisis

A modo de resumen se presentan las principales observaciones:

- Los tres modelos presentan velocidades bajas en su nido respectivo, en comparación a las arterias de alimentación y venas de drenaje.
- Los 3 modelos presentan vórtices laminares, los cuales, podrían ocasionar riesgos de rotura.
- La mayor caída de presión en los modelos ocurre cuando el flujo esta próximo a pasar por el nido.
- La mayor presión de los modelos se presenta en los arterias de alimentación.
- Las diferencias de presión son bajas dentro del nido, es decir, la presión se mantiene casi constante con variaciones menores a 1 [mmHg].
- En cada modelo, existen zonas con mayor WSS que podrían ocasionar posibles roturas.
- Se infiere que diferencias de magnitudes de presión, WSS o velocidad entre modelos se deben a factores geométricos.
- Comparativamente con otras investigaciones, se afirma que en términos de velocidad y presión la investigación de Franzetti presenta similitudes con los modelos construidos incluso realizando procedimientos diferentes; dado que en su trabajo el nido se define como medio poroso.

Capítulo 6

Conclusiones

En este trabajo se utilizaron métodos de segmentación y simulación fluidodinámica para estudiar el flujo sanguíneo en tres modelos de malformaciones arteriovenosas cerebrales obtenidas de angiografías.

En relación a las angiografías de los modelos, se puede decir que existen claras diferencias en las imágenes del archivo DICOM de cada modelo, ya que, por ejemplo en el modelo 1 se puede identificar de inmediato la MAV; en cambio en el modelo 3 es necesario usar herramientas de 3DSlicer para poder identificar la zona de la malformación. Sin embargo esto último no indicaría que sea un problema, únicamente no se podría realizar una segmentación manual a diferencia de los modelos 1 o 2, en las que sí se puede.

Sin perjuicio de lo anterior, y a pesar de que en el modelo 1 se pueda identificar la MAV de mejor forma, el tamaño de la MAV es un factor en contra, porque que no se logra segmentar el nido como una red de vasos, sino que como estructura una amorfa. Por lo descrito, se puede determinar que el modelo 2 corresponde a la mejor segmentación.

Con respecto a los resultados y sus posteriores análisis, se logra encontrar patrones a partir de las comparaciones entre modelos. A modo de ejemplo, el patrón de las diferencias de presión en el nido, porque aunque sean diferentes geometrías presentan intervalos bastante similares, siendo por lo demás, bastante bajas las diferencias de presión en el nido (menores a 1 [mmHg]). Asimismo, se pudo apreciar que la mayor caída de presión ocurre al momento de llegar al nido, y además se encuentran zonas de alto WSS que podrían aumentar el riesgo de rotura.

Cabe destacar que, a pesar que la condición de borde de presión a la salida no corresponde a un pulso de una vena cerebral de una malformación, si no que es un pulso de presión de una arteria carótida [25]; se puede concluir que es posible implementar la condición para el estudio. Esto, dado que se puede analizar las diferencias de presión y compararlas con otros estudios. No obstante, como no se simula con la presión real de cada paciente, las magnitudes de presiones a la salida no se podrían considerar válidas para análisis médicos. Sin perjuicio de lo anterior, se infiere que lo comentado es un paso para evaluar riesgos de hemorragia.

Se puede comentar, que la geometría de cada MAV, influye en los resultados, ya que, a pesar que se imponen las mismas condiciones de borde y propiedades para describir el flujo

sanguíneo, existen leves diferencias entre modelos, como por ejemplo, máximos de velocidad o presión, donde la única explicación a las diferencias entre modelos sería la geometría.

A modo de cierre, es necesario enfatizar en que el proceso de segmentación es bastante complejo de realizar dadas las asimetrías de las modelos, y también depende de factores externos como es el caso de la obtención de la imagen. Así, sin dudas, es un gran desafío mallar la geometría desde una segmentación, destacando que el programa ANSYS Fluent contiene óptimas herramientas para arreglo de geometrías y mallado.

6.1. Trabajo a futuro

Se presentan las siguientes consideraciones que ayudarían a la optimización del trabajo.

La primera consideración es la elección a angiografías a segmentar. Una recomendación para la elección es el tamaño de la MAV, ya que, vasos muy pequeños (menores a 1 [mm] aproximadamente) son complicados de segmentar y de mallar. También, otra recomendación podría ser la resolución de la imagen al ser necesario poder identificar visualmente la zona de la MAV, porque por ejemplo, un programa de segmentación automática podría distinguir las zonas con mayor intensidad, pero no se podrían realizar modificaciones manuales, como es el caso del modelo 3.

Con respecto a la segmentación de las imágenes, se propone investigar nuevos métodos de segmentación, para la creación de modelos con mayor determinación de vasos y suavizados de mejor forma.

Por otro lado, para mejorar el proceso de mallado y/o simulación, se podría utilizar un software orientado a simulaciones vasculares como por ejemplo, el software SimVascular [28].

Un punto a mejorar en el estudio, corresponde a las condiciones de borde, se sugiere realizar comparaciones considerando el nido como medio poroso [19]. Otra variable que se podría cambiar es el pulso sanguíneo, ya que, sería más realista realizar una simulación con los pulsos de los pacientes en estudio.

Finalmente, otra arista que se podría investigar es la presencia de otras anomalías vasculares en presencia de MAV's, tal es el caso de la investigación de Boster [27] donde se estudia la relación hemodinámica entre aneurismas y MAV's.

Bibliografía

- [1] Lawton, M. T., Rutledge, W. C., Kim, H., Stapf, C., Whitehead, K. J., Li, D. Y., Krings, T., terBrugge, K., Kondziolka, D., Morgan, M. K., Moon, K., Spetzler, R. F. (2015). Brain arteriovenous malformations. *Nature reviews. Disease primers*, 1, 15008. <https://doi.org/10.1038/nrdp.2015.8>
- [2] Al-Shahi, R., Fang, J. S., Lewis, S. C., Warlow, C. P. (2002). Prevalence of adults with brain arteriovenous malformations: a community based study in Scotland using capture-recapture analysis. *Journal of neurology, neurosurgery, and psychiatry*, 73(5), 547–551. <https://doi.org/10.1136/jnnp.73.5.547>
- [3] La sangre como fluido circulatorio y la dinámica del flujo sanguíneo y linfático. Barrett K.E., Barman S.M., Brooks H.L., Yuan J.J.(Eds.), (2020). *Ganong Fisiología médica, 26a. McGraw-Hill*. <https://accessmedicina.mhmedical.com/content.aspx?bookid=2954§ionid=250433687>
- [4] Friedlander, R. M. (2007). *Arteriovenous Malformations of the Brain. New England Journal of Medicine*, 356(26), 2704–2712. <https://doi.org/10.1056/nejmcp067192>
- [5] Solomon, R. A. Connolly, E. S. (2017). Arteriovenous Malformations of the Brain. *New England Journal of Medicine*, 376(19), 1859-66. <https://doi.org/10.1056/nejmra1607407>
- [6] Malformación arteriovenosa cerebral. (s. f.). Mayo Clinic. Recuperado 10 de febrero de 2022, de <https://www.mayoclinic.org/es-es/diseases-conditions/brain-avm/symptoms-causes/syc-20350260>
- [7] Accidente cerebrovascular. (s. f.). MedlinePlus. Recuperado 1 de febrero de 2022, de <https://medlineplus.gov/spanish/ency/article/000726.htm>
- [8] Spetzler, R. F., Martin, N. A. (1986). A proposed grading system for arteriovenous malformations. *Journal of neurosurgery*, 65(4), 476–483. <https://doi.org/10.3171/jns.1986.65.4.0476>
- [9] ANSYS (2021), *Ansys FLUENT Theory Guide: Release 21.0*. ANSYS, Inc
- [10] J. Tu, K. Inthavong, and K. K. Loon Wong, *Computational Hemodynamics: Theory, Modeling and Applications*. Springer, 2015.
- [11] Pham, D. L., Xu, C., Prince, J. L. (2000). Current methods in medical image segmentation. *Annual review of biomedical engineering*, 2, 315–337. <https://doi.org/10.1146/annurev.bioeng.2.1.315>
- [12] Hack R.. (2018) Viscosity. In: Bobrowsky P.T., Marker B. (eds) *Encyclopedia of Engineering Geology*. *Encyclopedia of Earth Sciences Series*. Springer, Cham. https://doi.org/10.1007/978-3-319-73568-9_308

- [13] Gabriela Ortiz-León, Daniel Araya-Luna, Marta Vélchez-Monge. (2013). Revisión de modelos teóricos de la dinámica de fluidos asociada al flujo de sangre https://www.researchgate.net/publication/291072180_Revision_de_modelos_teoricos_de_la_dinamica_de_fluidos_asociada_al_flujo_de_sangre
- [14] Alvaro Valencia, Martin Villanueva. (2006). Unsteady flow and mass transfer in models of stenotic arteries considering fluid-structure interaction. *International Journal of Heat and Mass Transfer*, 33, 966–975.
- [15] 3D Slicer image computing platform. (s. f.). 3D Slicer. <<https://www.slicer.org/>> [Consulta 27 de junio de 2021].
- [16] Yushkevich, P. A., Yang Gao, Gerig, G. (2016). ITK-SNAP: An interactive tool for semi-automatic segmentation of multi-modality biomedical images. Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Annual International Conference, 2016, 3342–3345. <https://doi.org/10.1109/EMBC.2016.7591443>
- [17] Cogswell, P. M., Rischall, M. A., Alexander, A. E., Dickens, H. J., Lanzino, G., Morris, J. M. (2020). Intracranial vasculature 3D printing: review of techniques and manufacturing processes to inform clinical practice. *3D Printing in Medicine*, 6(1). <https://doi.org/10.1186/s41205-020-00071-8>
- [18] van Rooij, W. J., Sprengers, M. E., de Gast, A. N., Peluso, J. P., Sluzewski, M. (2008). 3D rotational angiography: the new gold standard in the detection of additional intracranial aneurysms. *AJNR. American journal of neuroradiology*, 29(5), 976–979. <https://doi.org/10.3174/ajnr.A0964>
- [19] Orłowski, P., Al-Senani, F., Summers, P., Byrne, J., Noble, J. A., Ventikos, Y. (2011). Towards treatment planning for the embolization of arteriovenous malformations of the brain: intranidal hemodynamics modeling. *IEEE transactions on bio-medical engineering*, 58(7), 1994–2001. <https://doi.org/10.1109/TBME.2011.2119317>
- [20] Naoki Kaneko, Henrik Ullman, Fadil Ali, Philipp Berg, Yinn Cher Ooi, Satoshi Tateshima, Geoffrey P. Colby, Yutaro Komuro, Peng Hu, Kasra Khatibi, Lucido L. Ponce Mejia, Viktor Szeder, May Nour, Lea Guo, Aichi Chien, Fernando Vinuela, Shigeru Nemoto, Toshihiro Mashiko, Yoshihide Sehara, Jason D. Hinman, Gary Duckwiler, Reza Jahan. (2020). In-Vitro Modeling of Human Brain Arteriovenous Malformation for Endovascular Simulation and Flow Analysis, *World Neurosurgery*, Volume 141 Pages e873-e879, <https://doi.org/10.1016/j.wneu.2020.06.084>
- [21] Soulat, G., McCarthy, P., Markl, M. (2020). 4D Flow with MRI. *Annual review of bio-medical engineering*, 22, 103–126. <https://doi.org/10.1146/annurev-bioeng-100219-110055>
- [22] Franzetti, G., Bonfanti, M., Tanade, C., Lim, C. S., Tsui, J., Hamilton, G., Díaz-Zuccarini, V., Balabani, S. (2021). A Computational Framework for Pre-Interventional Planning of Peripheral Arteriovenous Malformations. *Cardiovascular engineering and technology*, 10.1007/s13239-021-00572-5. Advance online publication. <https://doi.org/10.1007/s13239-021-00572-5>
- [23] Chang, W., Loecher, M. W., Wu, Y., Niemann, D. B., Ciske, B., Aagaard-Kienitz, B., Kecskemeti, S., Johnson, K. M., Wieben, O., Mistretta, C., Turski, P. (2012). Hemodynamic changes in patients with arteriovenous malformations assessed using high-resolution

- 3D radial phase-contrast MR angiography. *AJNR. American journal of neuroradiology*, 33(8), 1565–1572. <https://doi.org/10.3174/ajnr.A3010>
- [24] Nornes, H., Grip, A. (1980). Hemodynamic aspects of cerebral arteriovenous malformations, *Journal of Neurosurgery*, 53(4), 456-464. Retrieved Mar 27, 2022, from <https://thejns.org/view/journals/j-neurosurg/53/4/article-p456.xml>
- [25] N. Amigo, «Caracterización morfológica y estudio de la hemodinámica de aneurismas cerebrales humanos mediante simulaciones computacionales,» Universidad de Chile, 2018.
- [26] Alaraj, A., Shakur, S. F., Amin-Hanjani, S., Mostafa, H., Khan, S., Aletich, V. A., Charbel, F. T. (2015). Changes in Wall Shear Stress of Cerebral Arteriovenous Malformation Feeder Arteries After Embolization and Surgery. *Stroke*, 46(5), 1216–1220. <https://doi.org/10.1161/strokeaha.115.008836>
- [27] Boster, K., Shidhore, T. C., Cohen-Gadol, A. A., Christov, I. C., Rayz, V. L. (2022). Challenges in Modeling Hemodynamics in Cerebral Aneurysms Related to Arteriovenous Malformations. *Cardiovascular engineering and technology*, 10.1007/s13239-022-00609-3. Advance online publication. <https://doi.org/10.1007/s13239-022-00609-3>
- [28] SimTK: SimVascular: Cardiovascular Modeling and Simulation: Project Home. (s. f.). Simvascular. <https://simtk.org/projects/simvascular> [Consulta 10 de marzo de 2022].
- [29] Meng, H., Tutino, V. M., Xiang, J., Siddiqui, A. (2014). High WSS or low WSS? Complex interactions of hemodynamics with intracranial aneurysm initiation, growth, and rupture: toward a unifying hypothesis. *AJNR. American journal of neuroradiology*, 35(7), 1254–1262. <https://doi.org/10.3174/ajnr.A3558>
- [30] Ivanov, K., Kalinina, M., Levkovich, Y. (1981). Blood flow velocity in capillaries of brain and muscles and its physiological significance. *Microvascular Research*, 22(2), 143–155. [https://doi.org/10.1016/0026-2862\(81\)90084-4](https://doi.org/10.1016/0026-2862(81)90084-4)
- [31] Cox, C., Najjari, M. R., Plesniak, M. W. (2019). Three-dimensional vortical structures and wall shear stress in a curved artery model. *Physics of Fluids*, 31(12), 121903. <https://doi.org/10.1063/1.5124876>

Anexos

Anexo A

Antecedentes: Tipos de archivos CAD

A continuación se presentan ejemplos de formatos CAD 3D estándar [11]:

- **STL o estereolitografía:** Los archivos se utilizan comúnmente para la fabricación rápida de prototipos. Contiene solo geometría de superficie de un objeto tridimensional. La superficie está formada por pequeñas caras trianguladas, llamadas facetas. Cada faceta está representada por tres vértices (esquinas del triángulo) y su dirección perpendicular. usuario.
- **IGES (Especificación de intercambio de gráficos inicial):** Es un formato independiente de la plataforma que se utiliza para permitir la traducción digital entre software CAD. Contiene dos entidades de datos principales: geometría (para describir formas como curvas, superficies, sólidos y relaciones) y no geometría (para describir datos gráficos o computacionales como color, masa, tiempo, etc.). El formato está estandarizado para permitir archivos intercambio entre diferentes proveedores.
- **STEP:** Es el acrónimo de Standard for The Exchange of Product model data, que es un estándar propuesto por la Organización Internacional de Normalización (ISO) para el intercambio electrónico de datos. También se conoce como intercambio de datos de productos mediante STEP (PDES) en los Estados Unidos.

Anexo B

Geometría

B.1. Modelo 1

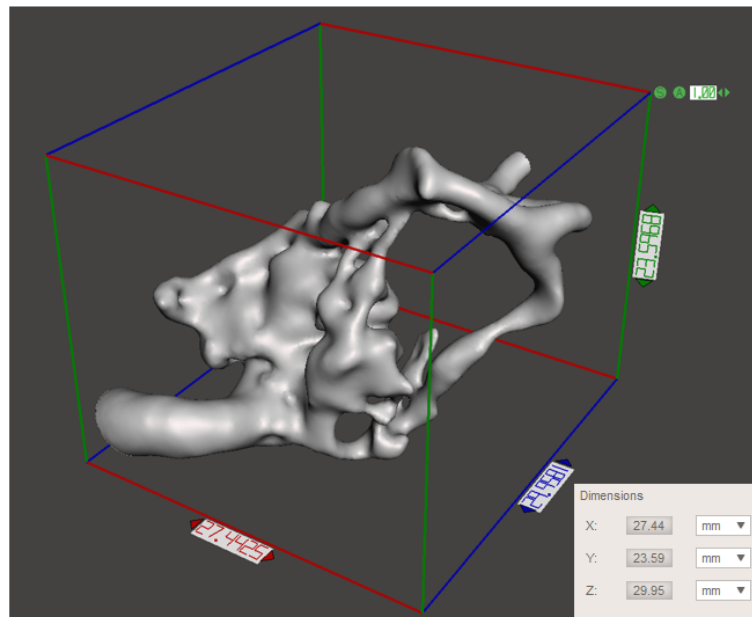


Figura B.1.1: Dimensiones modelo 1.

B.2. Modelo 2

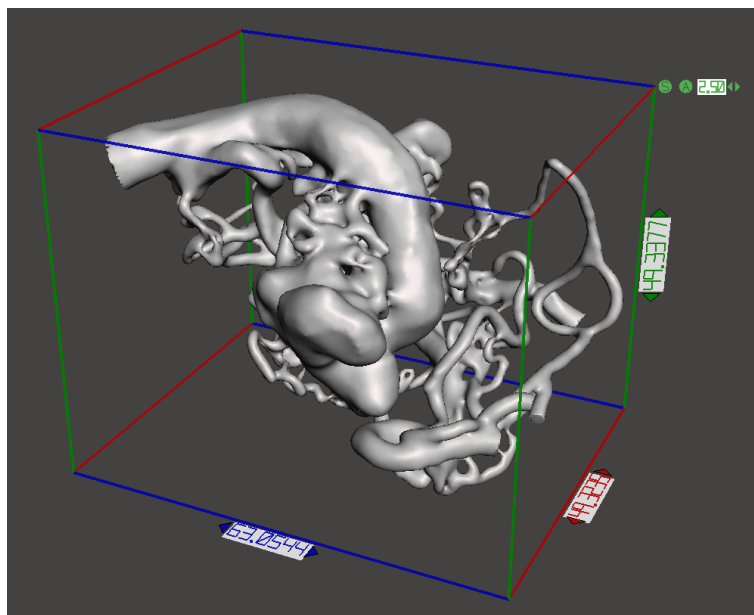


Figura B.2.1: Dimensiones modelo 2.

B.3. Modelo 3

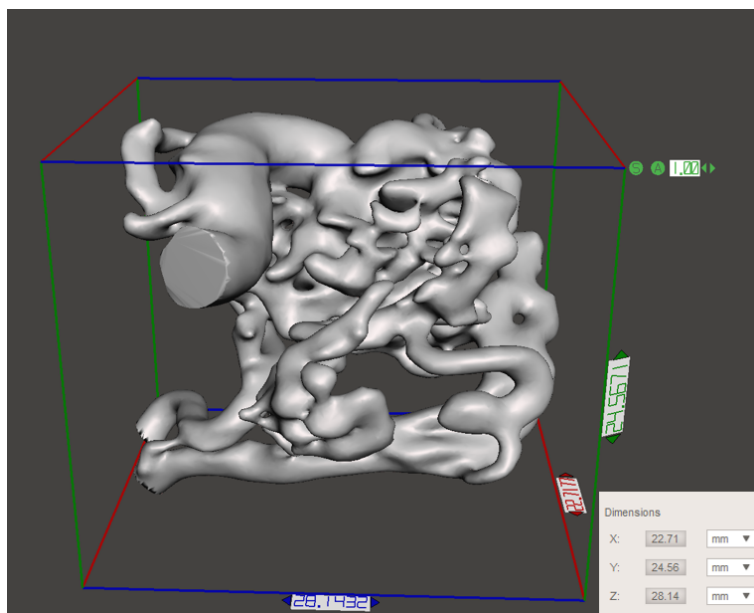


Figura B.3.1: Dimensiones modelo 3.

Anexo C

Mallado

C.1. Imágenes de mallado

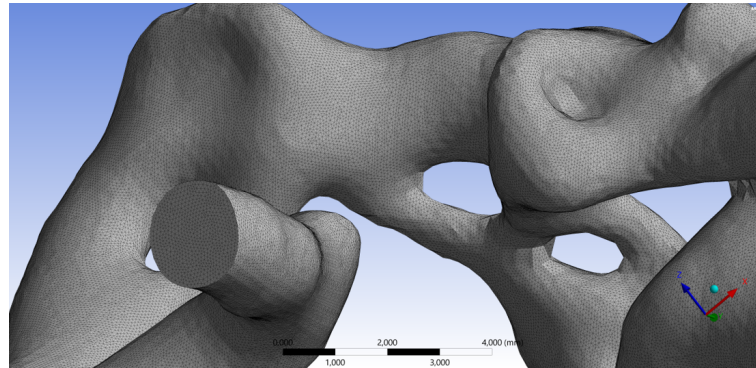


Figura C.1.1: Acercamiento de mallado, modelo 1.

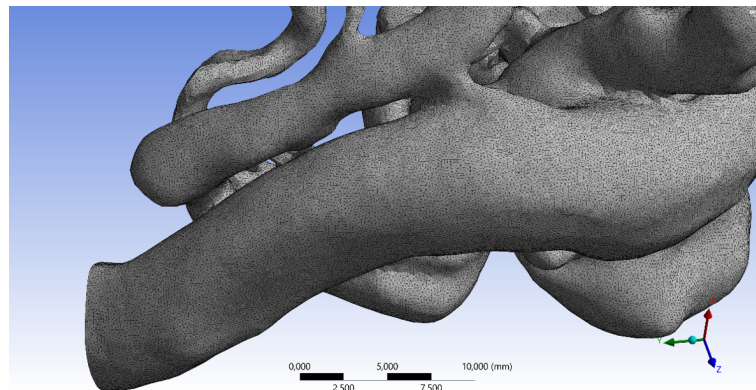


Figura C.1.2: Acercamiento de mallado, modelo 2.

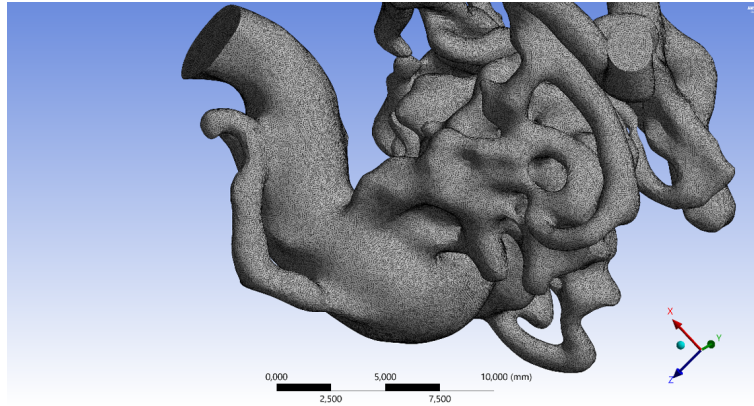


Figura C.1.3: Acercamiento de mallado, modelo 3.

C.2. Calidad de malla

C.2.1. Modelo 1

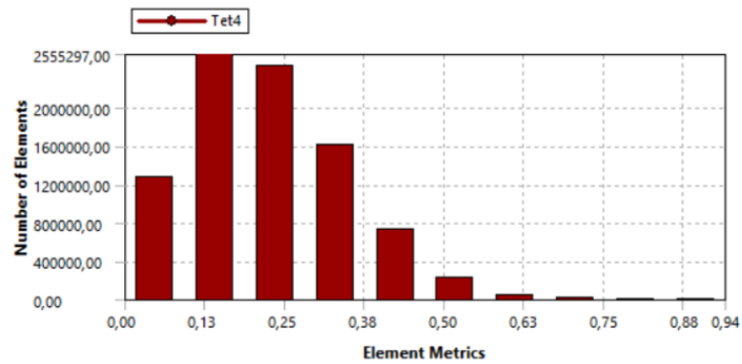


Figura C.2.1: Métrica skewness, modelo 1.

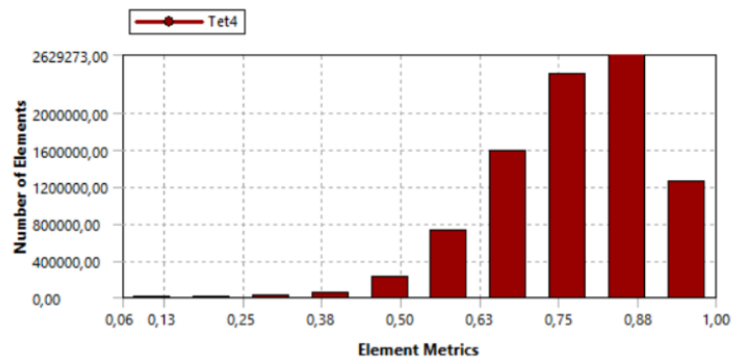


Figura C.2.2: Métrica quality orthogonal, modelo 1.

C.2.2. Modelo 2

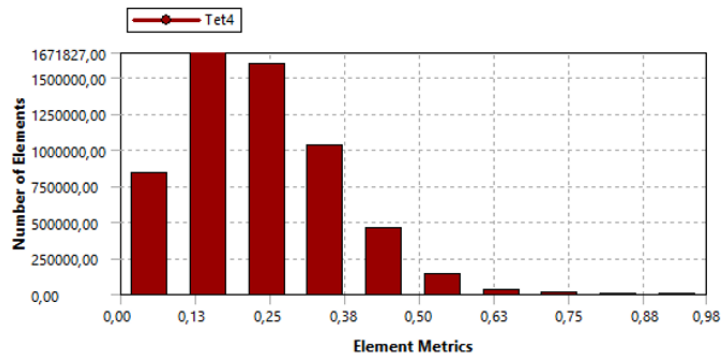


Figura C.2.3: Métrica skewness, modelo 2.

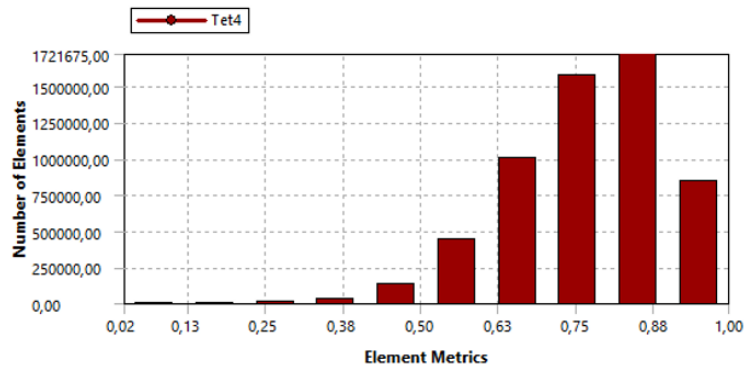


Figura C.2.4: Métrica quality orthogonal, modelo 2.

C.2.3. Modelo 3

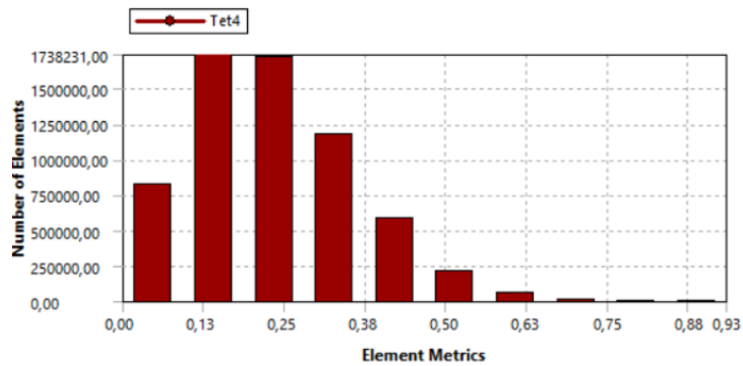


Figura C.2.5: Métrica skewness, modelo 3.

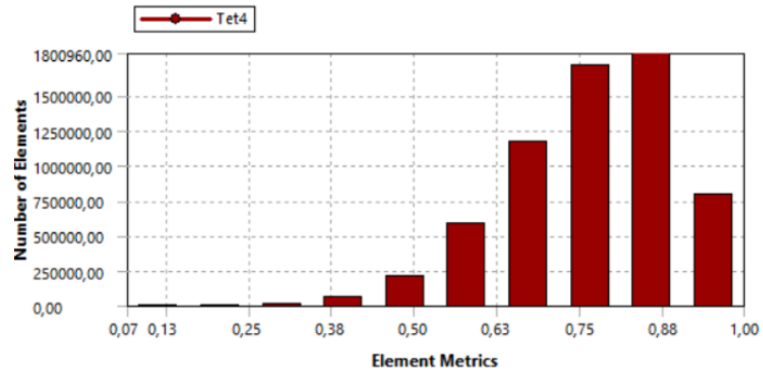


Figura C.2.6: Métrica quality orthogonal, modelo 3.

C.3. Residuos

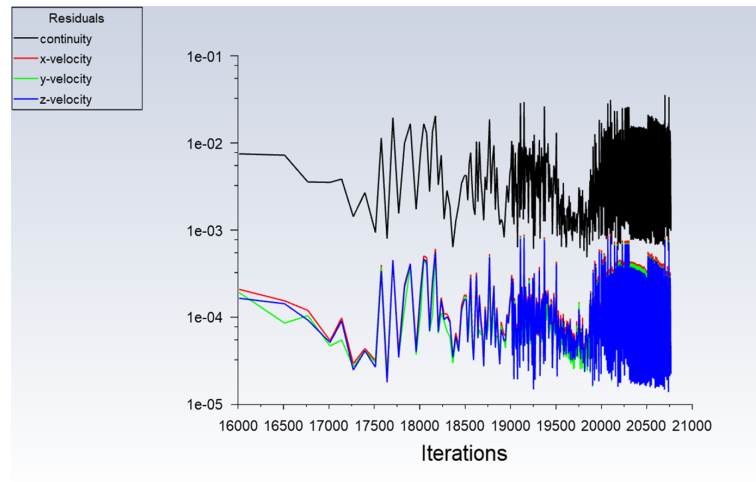


Figura C.3.1: Residuos modelo 1.

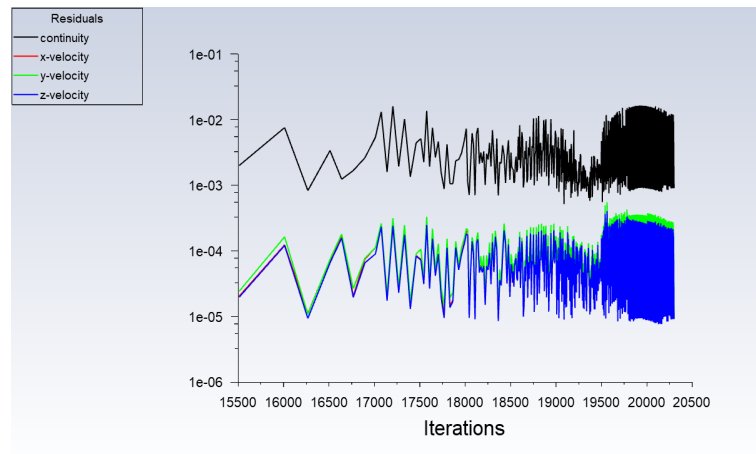


Figura C.3.2: Residuos modelo 2.

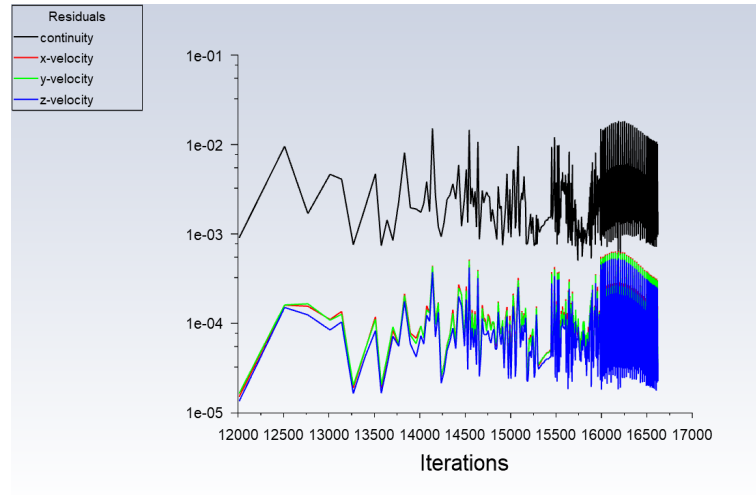


Figura C.3.3: Residuos modelo 3.