



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

**DISEÑO Y SIMULACIONES CFD PARA EL TRATAMIENTO DE UNA
MALFORMACIÓN ARTERIOVENOSA DEL CEREBRO HUMANO**

MEMORIA PARA OPTAR AL TÍTULO DE INGENIERO CIVIL MECÁNICO

DIEGO ALEJANDRO SILVA PINILLA

PROFESOR GUÍA:
Álvaro Valencia Musalem

MIEMBROS DE LA COMISIÓN:
Mónica Zamora Zapata
Rodrigo Rivera Miranda

SANTIAGO DE CHILE
2023

RESUMEN DE LA MEMORIA PARA OPTAR
AL TÍTULO DE INGENIERO CIVIL MECÁNICO
POR: DIEGO ALEJANDRO SILVA PINILLA
FECHA: 2023
PROF. GUÍA: ÁLVARO VALENCIA MUSALEM
PROF. CO-GUÍA: MÓNICA ZAMORA ZAPATA

DISEÑO Y SIMULACIONES CFD PARA EL TRATAMIENTO DE UNA MALFORMACIÓN ARTERIOVENOSA DEL CEREBRO HUMANO

Las malformaciones arteriovenosas (MAV) del cerebro humano son una patología que conllevan un alto riesgo de sufrir una hemorragia cerebral. Las MAV pueden ser detectadas mediante imágenes médicas y recibir tratamiento para disminuir el riesgo de hemorragia. Sin embargo, los tratamientos son invasivos y requieren intervenir zonas complejas del cerebro. Una operación en el cerebro puede tener consecuencias negativas para la salud, como problemas cognitivos o motores. Es necesario tratar las MAV con la menor intervención posible.

Este trabajo tiene como propósito comprender los efectos de una intervención en la MAV simulando un tratamiento de oclusión en una zona de la MAV. La metodología consiste primero en diseñar la geometría de la MAV en formato CAD desde una imagen médica. Luego, realizar una simulación CFD transiente de 2 segundos de duración implementando un pulso de velocidad y presión como condiciones de borde en la entrada y salida de la MAV, respectivamente. Los resultados del estudio transiente son presentados en dos instantes de tiempo: diástole (baja presión) y sístole (alta presión). Con los resultados del primer caso, MAV pre tratamiento, se identificó la zona de mayor esfuerzo wall shear stress (WSS) con un valor de 71 Pa. Luego, se modificó el diseño de la MAV pre tratamiento para eliminar la zona donde se producen mayores esfuerzos. En el segundo caso, MAV post tratamiento, los resultados del esfuerzo WSS aumentaron a 95 Pa. En los dos casos anteriores, el esfuerzo fue mucho mayor al rango de valores normales de WSS (0 – 3 Pa) encontrados en la literatura. Los esfuerzos obtenidos en este trabajo son mucho mayores debido al pulso de presión y velocidad utilizado, y debido también al alto nivel de detalle de la geometría que provocó cambios abruptos en la dirección del flujo que circula por la MAV. La simulación del tratamiento de la MAV permitió conocer que los esfuerzos aumentan al remover una zona de la MAV estudiada, por lo que la intervención propuesta no disminuye el riesgo de hemorragia. Este trabajo entrega las directrices para abordar el estudio de esta enfermedad de una forma no invasiva.

*Templanza ante lo adverso,
con calma el tiempo de todo proceso.*

Agosto, 2023

Agradecimientos

Este trabajo no podría haber sido posible sin la ayuda y paciencia del profesor Álvaro Valencia. Mis enormes agradecimientos por nunca dudar de mis capacidades y haberme ayudado a terminar este estudio.

También doy gracias por todas las personas que me han acompañado durante este larguísimo proceso, principalmente a mi familia, amigos y amigas, por siempre motivarme a no rendirme. Agradecido de todas las personas que me han brindado su amor y energía en algún momento durante estos años. El mati, mi mamá, la nina, el garbanzo, el dan, mi remolona, las tardes de ruta en bici, en fin, los seres que te entregan el impulso para disfrutar cada día.

A mis colegas de la consultora donde trabajo actualmente, por brindarme el máximo apoyo y paciencia que un trabajador podría tener.

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
2.	Antecedentes	3
2.1.	Malformaciones arteriovenosas (MAV)	3
2.1.1.	Tratamiento de las MAV en el cerebro	4
2.1.2.	Sistema de clasificación de una malformación arteriovenosa	5
2.2.	Procesamiento de imágenes médicas en 3D Slicer	7
2.2.1.	Segmentaciones polimórficas	7
2.2.2.	Herramientas de diseño	9
2.2.2.1.	Representación de volumen	9
2.2.2.2.	Recorte de la imagen médica	9
2.2.2.3.	Editor de segmentos	9
2.2.3.	Caso de segmentación de una MAV en 3D Slicer	10
2.2.4.	Exportar datos para el estudio	10
2.3.	Fluido dinámica del estudio	11
2.3.1.	Ecuaciones gobernantes	11
2.3.2.	Modelo de fluidos de Carreau	12
2.3.3.	Estudios hemodinámicos en MAVs cerebrales	12
2.3.3.1.	Simulación endovascular y análisis de flujo en modelo de MAV realista	12
2.3.3.2.	Análisis del flujo sanguíneo en una MAV cerebral	15
2.3.3.3.	Cambios hemodinámicos en pacientes con MAV	17
2.3.4.	Pulso sanguíneo	20
2.4.	Modelamiento y mallado de una MAV	22
2.4.1.	Criterios de convergencia para el mallado	22
2.4.2.	Métricas del mallado	23
3.	Metodología	24
3.1.	Construcción de la geometría	25

3.1.1.	Volumen de estudio de la MAV	25
3.1.2.	Segmentación	26
3.1.3.	Arreglos de la geometría exportada	29
3.1.4.	Conversión de formato STL a CAD	31
3.1.5.	Geometría CAD de una MAV para los dos casos de estudio	33
3.2.	Mallado de la geometría	34
3.2.1.	Preparación del mallado	34
3.2.2.	Estudio de mallas	34
3.2.3.	Criterio de convergencia de malla	35
3.2.4.	Resumen de mallas utilizadas en los dos casos de estudio . .	36
3.3.	Configuraciones del estudio CFD	36
3.3.1.	Configuraciones generales	36
3.3.2.	Condiciones de borde: pulso sanguíneo	37
4.	Resultados	39
4.1.	Resultados de Velocidad	39
4.1.1.	Flujos volumétricos	39
4.1.2.	Velocidad en diástole (t=1.4 s)	40
4.1.2.1.	Velocidad global MAV pre-tratamiento en diástole	40
4.1.2.2.	Rangos de velocidades para MAV pre-tratamiento en diástole	41
4.1.3.	Velocidad en sístole (t=1.6 s)	43
4.1.3.1.	Velocidad global MAV pre-tratamiento en sístole	43
4.1.3.2.	Rangos de velocidades para MAV pre-tratamiento en sístole	46
4.1.3.3.	Velocidad global MAV post-tratamiento en sístole	48
4.1.3.4.	Rangos de velocidades para MAV post-tratamiento en sístole	49
4.2.	Presión de la MAV	51
4.2.1.	Presión en diástole (t=1.4 s)	51
4.2.1.1.	Rango global de presión en la MAV pre tratamiento (t=1.4 s)	51
4.2.1.2.	Rango local de presión en la MAV pre tratamiento (t=1.4 s)	52
4.2.2.	Presión en sístole (t=1.6 s)	53
4.2.2.1.	Presión en la MAV pre tratamiento (t=1.6 s)	53
4.2.2.2.	Rango global de presión en la MAV pre tratamiento (t=1.6 s)	53
4.2.2.3.	Rango local de presión en la MAV pre tratamiento (t=1.6 s)	54
4.2.2.4.	Presión en la MAV post tratamiento en sístole (t=1.6 s) .	55
4.3.	Esfuerzos WSS en la MAV	56
4.3.1.	Enfuerzos en diástole (t=1.4 s)	57
4.3.1.1.	Rango global del esfuerzo WSS en MAV pre-tratamiento (t=1.4 s)	57
4.3.1.2.	Rangos de WSS en MAV pre-tratamiento (t=1.4 s)	58
4.3.2.	Esfuerzos en sístole (t=1.6 s)	60
4.3.2.1.	Rango global de WSS en MAV pre tratamiento (t=1.6 s) .	60
4.3.2.2.	Rangos de WSS en MAV pre-tratamiento (t=1.6 s)	62

4.3.2.3.	Rango global de WSS en MAV post-tratamiento (t=1.6 s)	64
4.3.2.4.	Rangos de WSS en MAV post-tratamiento (t=1.6 s) . . .	66
5.	Análisis de los resultados	68
5.1.	Sobre el diseño de la geometría	68
5.2.	Sobre la velocidad	69
5.2.1.	Flujos sanguíneos	69
5.2.2.	Instante de baja velocidad	70
5.2.3.	Instante de alta velocidad	71
5.3.	Sobre la presión	71
5.4.	Sobre la esfuerzo WSS	72
6.	Conclusiones	74
6.1.	Trabajo a futuro	75
	Bibliografía	76
	Anexo A. Simulaciones	78
A.1.	Residuos	78
A.2.	Calidad del mallado	79
A.2.1.	Estudio MAV pre tratamiento	79
A.2.2.	Estudio MAV post tratamiento	80
A.3.	UDF para condiciones de borde del pulso sanguíneo	81

Índice de Tablas

2.1.	Valores para el set up del modelo de fluidos de Carreau.	12
2.2.	Análisis de flujos de entrada y salida en la MAV. Resultados CFD del trabajo de Kaneko [6] resumidos en esta tabla.	15
2.3.	Coefficientes de Fourier para el ajuste de pulsos de velocidad y presión [11]. . .	20
3.1.	Propiedades de las mallas utilizadas en el estudio de convergencia.	34
3.2.	Resultados de presión para estudio del mallado.	35
3.3.	Resultados de velocidad para estudio del mallado.	35
3.4.	Resultados de WSS para estudio del mallado.	35
3.5.	Resumen de las mallas generadas para las simulaciones CFD de los dos casos de estudio.	36

Índice de Ilustraciones

2.1.	Estructura de una MAV. Vasos en rojo: arterias. Vasos en azul: venas de drenaje.	3
2.2.	Tratamiento quirúrgico de una MAV en el cerebro [1].	4
2.3.	Determinación del grado de una malformación arteriovenosa (AVM).	5
2.4.	Zonas elocuentes profundas (arriba): hipotálamo, tálamo, tronco encefálico, pedúnculos cerebelosos. Zonas elocuentes de la corteza cerebral (abajo): sensorio-motor, áreas del lenguaje y área visual primaria. Imagen del trabajo de Spetzler [4].	6
2.5.	Representación de 3 objetos segmentados a partir de una representación maestra. Cada segmento contiene tres representaciones: contorno plano, mapa de etiquetas binario y superficie cerrada.	8
2.6.	Proceso de construcción de la MAV. (A) Imágen médica en formato DICOM obtenida mediante una angiografía rotacional. El nido de la MAV (rectángulo rojo) es extraído y convertido a un formato STL. (B) Archivo STL de la MAV en el software Meshmixer, donde se le añaden alimentadores y drenajes de flujo artificiales [6].	13
2.7.	Fluido dinámica computacional. Líneas de corriente en rango de colores muestran la distribución compleja de la magnitud de la velocidad [6].	14
2.8.	Modelo de circulación sanguínea [10]. Vasos en rojo corresponden a las arterias; las azules son las venas. MCA, PCA y ACA - arteria cerebral media, posterior y anterior, respectivamente. SSS - seno sagital superior.	15
2.9.	Flujo volumétrico arteria PCA con/sin MAV [10].	16
2.10.	Presión sanguínea en arteria PCA y vena SSS con/sin la MAV [10].	17
2.11.	Hemodinámica de los pacientes del grupo 1 y 2 [3].	18
2.12.	Hemodinámica para un paciente de cada grupo de estudio [3].	19
2.13.	Campo de esfuerzos WSS en N/m^2 (Pa) para sistema de vasos sanguíneos de un paciente del grupo 2. A la derecha se muestra un acercamiento a las arterias de alimentación. Las arterias que alimentan el hemisferio de la MAV tienen un WSS mayor a las contralaterales [3].	19
2.14.	Pulso de velocidad y presión calculada por Amigo en su trabajo de doctorado para simulaciones de aneurismas cerebrales [11].	21
2.15.	Variación de los caudales de entrada y salida en 2 casos de aneurismas (indicadas con la flecha negra) [11].	21

3.1.	Flujo de procesos para realizar las simulaciones CFD del tratamiento de una MAV.	24
3.2.	Lectura de la imagen médica en el software 3D Slicer. Cada pantalla corresponde las vistas planares en las 3 direcciones cartesianas. Una cuarta pantalla combina las imagenes para formar un objeto 3D.	25
3.3.	Región de interés para el estudio CFD de la MAV a partir de la imagen médica. Sistema de coordenadas compuesto por los ejes inferior-superior (azul), anterior-posterior (verde) e izquierda-derecha (rojo).	26
3.4.	Relleno del segmento basado en un rango de intensidad para los vóxeles del volumen master.	27
3.5.	Remoción de islas de componentes no conectados en un segmento. Se conserva la isla más larga.	27
3.6.	MAV segmentada en 3D Slicer.	28
3.7.	MAV segmentada para el segundo caso de estudio CFD.	29
3.8.	Aplicación de suavizado local en tramo final de la MAV (zona naranja en la izquierda). A la derecha, la superficie ha sido suavizada. Imagen capturada en MeshMixer.	30
3.9.	Ejemplo de inflado en la arteria de entrada del flujo sanguíneo en la MAV. . .	31
3.10.	Inflado en un vaso sanguíneo del nido que presenta problemas durante la conversión de la geometría STL al formato CAD.	31
3.11.	Geometría de la MAV pre tratamiento para el estudio CFD del primero caso. .	33
3.12.	Geometría de la MAV pre tratamiento para el estudio CFD del segundo caso. .	33
3.13.	Magnitud de la velocidad promedio en la superficie de entrada la MAV. Rango varía aproximadamente entre 0.23 y 0.55 m/s.	37
3.14.	Presión promedio en la superficie de salida la MAV. La condición de presión de salida de la MAV varía entre los 82 mmHg y los 120 mmHg.	38
3.15.	Flechas azules: aplicación condición de borde en la entrada de la MAV. Flechas rojas: aplicación de condición de borde a la salida de la MAV.	38
4.1.	Desarrollo del flujo de entrada y salida de la MAV. La variación ocurre en un rango de 0,5 a 1,0 mL/s.	40
4.2.	Rango de velocidad global para la velocidad en diástole (t=1.4 s). Vista inferior.	40
4.3.	Rango de velocidad global para la velocidad en diástole (t=1.4 s). Vista superior.	41
4.4.	Rango de velocidad de 0 a 0.1 m/s para las líneas de corriente en diástole (t=1.4 s). Vista inferior.	41
4.5.	Rango de velocidad de 0 a 0.1 m/s para las líneas de corriente en diástole (t=1.4 s). Vista superior.	42
4.6.	Rango de velocidad de 0 a 0.01 m/s para las líneas de corriente en diástole (t=1.4 s). Vista inferior.	42
4.7.	Rango de velocidad de 0 a 0.01 m/s para las líneas de corriente en diástole (t=1.4 s). Vista superior.	43
4.8.	Rango de velocidad global en sístole (t=1.6 s). Vista inferior	43

4.9.	Rango de velocidad global en sístole ($t=1.6$ s). Vista superior	44
4.10.	Acercamiento de una zona de alta velocidad detectada. Rango de velocidad global para la velocidad en sístole ($t=1.6$ s).	44
4.11.	Detalle de las líneas de corriente en la entrada de la MAV en pre-tratamiento. Rango de velocidad global para la velocidad en sístole ($t=1.6$ s).	45
4.12.	Rango de velocidad global en sístole ($t=1.6$ s). 100 puntos de muestreo para la generación de líneas de corriente.	45
4.13.	Rango de velocidad de 0 a 0.4 m/s en sístole ($t=1.6$ s). Vista inferior.	46
4.14.	Rango de velocidad de 0 a 0.4 m/s en sístole ($t=1.6$ s). Vista superior.	46
4.15.	Rango de velocidad de 0 a 0.1 m/s en sístole ($t=1.6$ s). Vista inferior.	47
4.16.	Rango de velocidad de 0 a 0.1 m/s en sístole ($t=1.6$ s). Vista superior	47
4.17.	Rango de velocidad global MAV post tratamiento. 1000 puntos de muestreo para generación de líneas de corriente.	48
4.18.	Rango de velocidad global MAV post tratamiento. 100 puntos muestreo para generación de líneas de corriente.	48
4.19.	Rangos de velocidad de 0 a 0.8 m/s MAV post tratamiento. Vista 1.	49
4.20.	Rangos de velocidad de 0 a 0.8 m/s MAV post tratamiento. Vista 2.	49
4.21.	Rangos de velocidad de 0 a 0.1 m/s MAV post tratamiento. Vista 1.	50
4.22.	Rangos de velocidad de 0 a 0.1 m/s MAV post tratamiento. Vista 2.	50
4.23.	Presión global de la MAV en diástole ($t=1.4$ s). Vista superior del nido.	51
4.24.	Presión global de la MAV en diástole ($t=1.4$ s). Vista inferior del nido.	52
4.25.	Valores de presión entre 83 y 84 mmHg en diástole. Vista superior.	52
4.26.	Valores de presión entre 83 y 84 mmHg en diástole. Vista inferior.	53
4.27.	Presión global de la MAV en sístole. Vista superior del nido.	53
4.28.	Presión global en la MAV en sístole. Vista inferior del nido.	54
4.29.	Valores de presión entre 119 y 125 mmHg en sístole. Vista superior del nido.	54
4.30.	Valores de presión entre 119 y 125 mmHg en sístole. Vista inferior del nido.	55
4.31.	Presión global en la MAV post tratamiento. Vista 1.	55
4.32.	Presión global en la MAV post tratamiento. Vista 2.	56
4.33.	Esfuerzo global en diástole. Vista superior del nido de la MAV.	57
4.34.	WSS global en diástole, vista inferior del nido de la MAV.	57
4.35.	WSS global, concentración de esfuerzos en la entrada del flujo en la MAV sin tratamiento.	58
4.36.	Intervalo WSS de 0 a 23 Pa en diástole. Vista inferior.	58
4.37.	Intervalo WSS de 0 a 23 Pa en diástole. Vista superior.	59
4.38.	Intervalo WSS de 0 a 2 Pa en diástole. Vista superior.	59
4.39.	Intervalo WSS de 0 a 2 Pa en diástole. Vista inferior.	60
4.40.	WSS global en sístole. Vista inferior del nido de la MAV.	60
4.41.	WSS global en sístole, vista superior de la MAV.	61
4.42.	WSS global en sístole, concentración de esfuerzos en la entrada del flujo en la MAV.	61

4.43.	Intervalo WSS de 0 a 71 Pa en sístole. Vista superior.	62
4.44.	Intervalo WSS de 0 a 71 Pa en sístole. Vista inferior.	62
4.45.	Intervalo WSS de 0 a 71 Pa en sístole. Detalle del máximo local en el nido de la MAV.	63
4.46.	Intervalo WSS de 0 a 2 Pa en sístole. Vista superior.	63
4.47.	Intervalo WSS de 0 a 2 Pa en sístole. Vista inferior.	64
4.48.	WSS global en sístole. Vista 1.	64
4.49.	WSS global en sístole. Vista 2.	65
4.50.	Acercamiento de la zona de entrada de la MAV con tratamiento para localizar el máximo valor global de WSS.	65
4.51.	Rango WSS de 0 a 95 Pa en sístole. Vista 1.	66
4.52.	Rango WSS de 0 a 95 Pa en sístole. Vista 2.	66
4.53.	Rango WSS de 0 a 10 Pa en sístole. Vista 1.	67
4.54.	Rango WSS de 0 a 10 Pa en sístole. Vista 2.	67
5.1.	Conexión de vasos de la MAV omitida por el algoritmo de generación de geometría CAD.	68
5.2.	Imagen médica generada mediante angiografía por rayos X, utilizada para construir la MAV de este trabajo. A la izquierda, vista lateral izquierda. A la derecha, vista anterior y superior (abajo).	69
A.1.	Residuos de la simulacion CFD para el caso de la MAV pre tratamiento. . . .	78
A.2.	Residuos de la simulacion CFD para el caso de la MAV post tratamiento. . .	79
A.1.	Métrica de calidad ortogonal de los elementos. Caso de estudio de una MAV pre tratamiento.	79
A.2.	Métrica de oblicuidad (skewness) de los elementos. Caso de estudio de una MAV pre tratamiento.	80
A.3.	Métrica de oblicuidad (skewness) de los elementos. Caso de estudio de una MAV post tratamiento.	80
A.4.	Métrica de oblicuidad (skewness) de los elementos. Caso de estudio de una MAV post tratamiento.	81

1. Introducción

1.1. Antecedentes generales

Las malformaciones arteriovenosas (MAV) son anomalías compuestas por un sistema capilar mal desarrollado, llamado el nido de la MAV, en donde ocurre la circulación sanguínea entre una arteria y una vena. Debido a la forma que tiene la estructura del nido, se produce un aumento de velocidad durante la circulación de la sangre en la MAV. Este fenómeno se llama *Shunt* o *bypass* y sus consecuencias son el aumento de presión interna y riesgo de una hemorragia interna en el cerebro. Existen estrategias para el tratamiento de las MAV: Extirpación microquirúrgica, embolización y radiocirugías, o simplemente su observación periódica. Ninguno de los procedimientos anteriores elimina el riesgo de futuras complicaciones [1].

1.2. Motivación

El tratamiento de las malformaciones arteriovenosas es un gran desafío en la medicina moderna debido a lo complejo y delicado que puede ser realizar una intervención quirúrgica en el cerebro humano. Sumado a lo anterior, los tratamientos para las MAV no son esperanzadores, por lo que se hace necesarios estudiar las MAV y sus tratamientos sin la necesidad de una intervención quirúrgica, con el objetivo de disminuir futuras complicaciones. Mediante una simulación computacional fluido dinámica (CFD), se pueden estudiar variables como la velocidad, presión y esfuerzos de corte en las paredes de la MAV para identificar zonas de alto esfuerzo. Realizar un estudio CFD puede volverse una tarea compleja cuando se aplican condiciones realistas al problema, como lo son construir una geometría con la calidad suficiente para el estudio CFD, aplicar condiciones de borde variables en el tiempo, simular interacción fluido-estructura, añadir un perfil de velocidad al flujo sanguíneo, etc.

Diseñar la geometría de la MAV representa un gran desafío por la complejidad de la estructura de un sistema capilar. Capturar todos los detalles del nido y reflejarlos en un archivo CAD, con una geometría parametrizable capaz de dar estabilidad en la ejecución del cálculo y el cómputo de la solución, requiere de una serie de procesos para modelar con precisión la geometría. Uno de esos procesos corresponde al tratamiento de las imágenes médicas donde se extrae la geometría de la MAV. El desafío principal de esta memoria es la construcción de una MAV a partir de una imagen médica, apuntando siempre al objetivo de construir una MAV con un alto nivel de detalle en sus conexiones del nido.

1.3. Objetivos

1.3.1. Objetivo General

Estudiar los esfuerzos de corte de pared (WSS) en la MAV para dos casos: primero para una MAV diseñada desde una imagen médica, y segundo para la MAV con el diseño anterior modificado para evitar las zonas de alto esfuerzo del primer caso.

1.3.2. Objetivos específicos

- Extraer la geometría de una MAV desde una imagen médica.
- Construir un archivo CAD con la geometría de una MAV que sea apta para las simulaciones CFD.
- Realizar simulaciones CFD para una MAV sin tratamiento y una MAV con tratamiento, implementando un pulso sanguíneo.
- Establecer las principales diferencias entre las simulaciones CFD de la MAV pre y post tratamiento.

1.4. Alcances

La geometría de la MAV que se construye a partir de la imagen médica corresponde solo a la superficie interna de los vasos sanguíneos por donde circula la sangre. En este estudio no se consideran las características morfológicas de la paredes de los vasos sanguíneos simulados.

En diseño de la MAV se va a simplificar algunas zonas del sistema capilar del nido eliminando vasos sanguíneos pequeños y detalles que no quedan bien definidos por la resolución que tiene la imagen médica.

El pulso sanguíneo que se utilizará corresponde a un pulso implementado en otro estudio de malformaciones arteriales del sistema circulatorio: los aneurismas. La velocidad y presión del flujo circulatorio es variable durante su recorrido por el sistema circulatorio. En este estudio se utilizará un solo pulso sanguíneo, y además se buscará comparar los resultados con la información existente en la literatura sobre flujos sanguíneos en el cerebro humano.

La malla utilizada para representar la geometría CAD de la MAV será generada de forma automática en el software Ansys Mesh. Esto significa que en este estudio no se profundizará sobre la construcción de la malla. Se estudiará cómo varían los resultados del estudio en función del refinamiento de la malla modificando el tamaño de los elementos.

2. Antecedentes

2.1. Malformaciones arteriovenosas (MAV)

Las malformaciones arteriovenosas (MAV) son malformaciones del sistema vascular donde las arterias descargan el flujo sanguíneo directamente en una o más venas de drenaje, evitando el paso de la circulación sanguínea por el sistema capilar (capillaries) como se muestra en la figura 2.1.

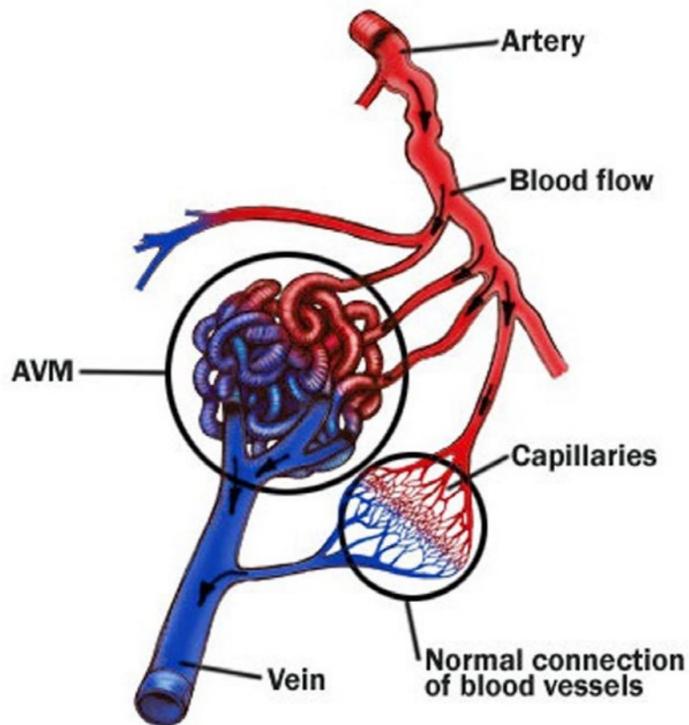


Figura 2.1: Estructura de una MAV. Vasos en rojo: arterias. Vasos en azul: venas de drenaje.

Durante la circulación de la sangre por el sistema capilar se produce un intercambio de nutrientes desde las paredes internas de los capilares hacia los tejidos exteriores. Dependiendo de la forma que tenga una MAV, se produce un paso rápido de la sangre por el interior la red capilar mal desarrollada. Este proceso llamado shunt bypassing, provoca en las venas una presión más alta que la normal y aumenta el riesgo de rotura y en consecuencia una hemorragia [2]. Las MAV son trastornos raros, congénitos y a menudo tardíos; generalmente involucran el cerebro y rara vez afectan otros órganos. Otro síntoma importante relacionado a las MAV cerebrales es que pueden existir cuadros de epilepsia en los pacientes con esta patología. Una MAV conlleva un significativo riesgo de hemorragia, con un 1 a 33 % de riesgo anual de sangrado, y un 40-70 % que el riesgo sea de por vida [3].

2.1.1. Tratamiento de las MAV en el cerebro

Las MAV son detectadas mediante una imagen médica llamada angiografía que consiste en la inyección de material de contraste líquido de alta densidad en alguna zona particular del sistema circulatorio. La circulación del material de contraste por los vasos sanguíneos es capturado en la imagen debido a su interacción con los rayos X, como se muestra en la imagen superior izquierda (a) de la figura 2.2. Esta técnica permite estudiar cualquier sistema de vasos sanguíneos del cuerpo humano mediante tomografías computarizadas. Este procedimiento es una alternativa no invasiva para el estudio de las MAV del cerebro.

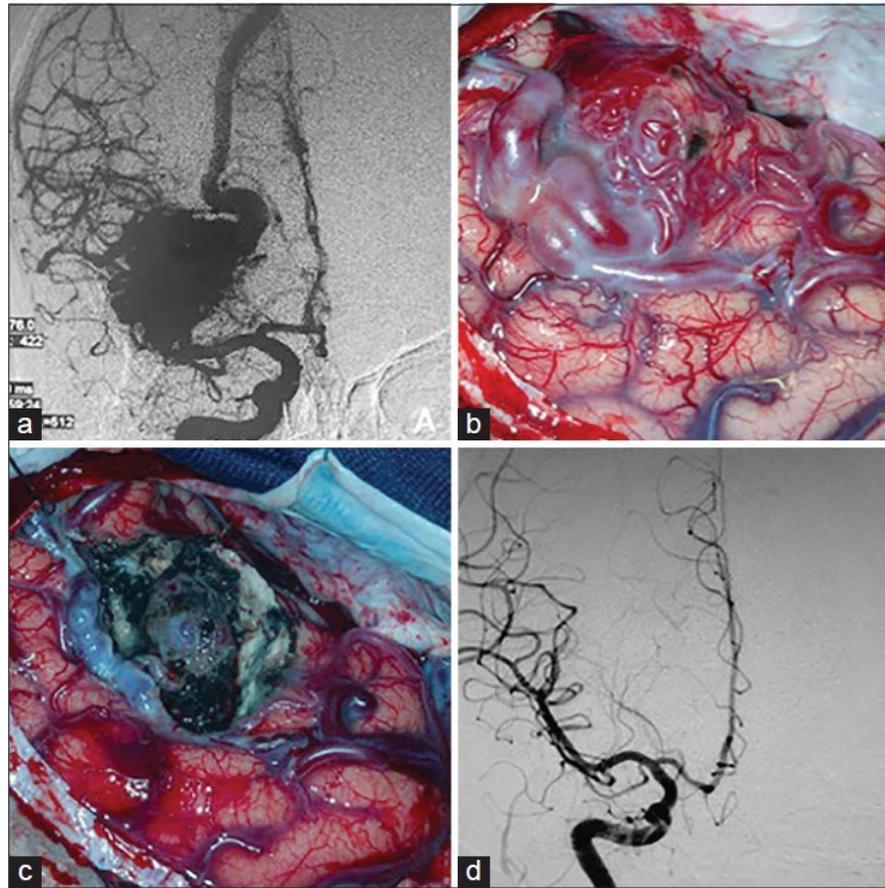


Figura 2.2: Tratamiento quirúrgico de una MAV en el cerebro [1].

La figura anterior expone el caso de un tratamiento quirúrgico de una MAV. La primera imagen en la figura 2.2.a muestra la detección de una MAV mediante una angiografía por rayos X. La figura 2.2.b muestra la MAV expuesta en la superficie del cerebro. En la imagen c, se observa que la MAV fue sacrificada y removida, y además la vena de drenaje fue ocluida.

Las MAV sin tratamiento presentan un dilema clínico porque conllevan un riesgo anual significativo de una hemorragia intracranial con consecuencias de morbilidad y mortalidad, pero al mismo tiempo los tratamientos actuales también conllevan riesgos considerables [3].

2.1.2. Sistema de clasificación de una malformación arteriovenosa

Una malformación arteriovenosa (MAV) puede ser clasificada en un sistema de 5 grados para predecir la mortalidad luego de una cirugía abierta u otra intervención clínica [4]. Los criterios para clasificar las MAV son los siguientes: tamaño de la malformación, el patrón de la vena de drenaje y la elocuencia neurológica del cerebro adyacente. La aplicación de un sistema de clasificación estandarizado ayuda en la decisión del tratamiento que se debe aplicar para disminuir los riesgos asociados a una MAV.

*Determination of arteriovenous malformation (AVM) grade**

Graded Feature	Points Assigned
size of AVM	
small (< 3 cm)	1
medium (3–6 cm)	2
large (> 6 cm)	3
eloquence of adjacent brain	
non-eloquent	0
eloquent	1
pattern of venous drainage	
superficial only	0
deep	1

* Grade = [size] + [eloquence] + [venous drainage]; that is (1, 2, or 3) + (0 or 1) + (0 or 1).

Figura 2.3: Determinación del grado de una malformación arteriovenosa (AVM).

Según el trabajo de Spetzler et al. (1986) [4], el tamaño de la MAV es determinada según el diámetro más largo de un nido de la MAV. En general, el tamaño de la MAV está relacionada con las complicaciones que pueden surgir durante una intervención quirúrgica, debido al mayor tiempo de intervención lo que favorece el riesgo de complicaciones relacionadas con la anestesia. Las MAV que están clasificadas en el grado IV o V requieren embolizaciones pre e intraoperativas y una resección quirúrgica multietapa.

El patrón venoso de drenaje de la MAV es el criterio que considera la profundidad y la zona donde la sangre se drena luego de pasar por la MAV. Un patrón venoso de drenaje profundo, por más pequeña que sea, complica aún mas la extirpación de la MAV. Para la determinación del grado de una MAV, se asigna cero puntos a los patrones de drenaje superficiales.

Las regiones cerebrales elocuentes se definen como aquellas que hablan de una función neurológica fácilmente identificable y que, si se lesionan, provocan un déficit neurológico incapacitante.

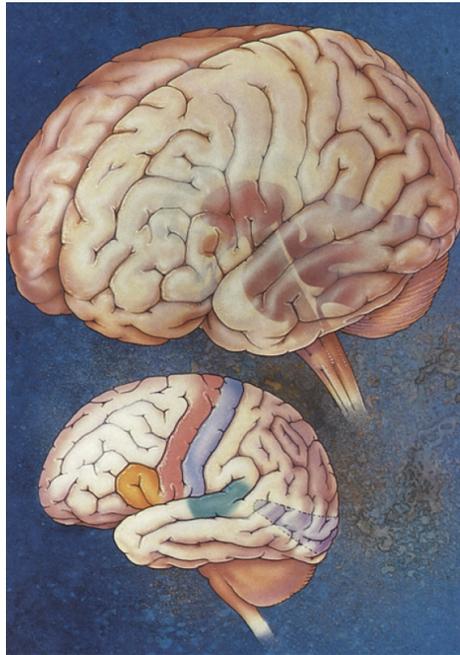


Figura 2.4: Zonas elocuentes profundas (arriba): hipotálamo, tálamo, tronco encefálico, pedúnculos cerebelosos. Zonas elocuentes de la corteza cerebral (abajo): sensoriomotor, áreas del lenguaje y área visual primaria. Imagen del trabajo de Spetzler [4].

Los criterios para determinar el grado de una MAV son evaluados mediante una angiografía de tomografía computarizada (CT) o una imagen de resonancia magnética (MRI) [4]. Gracias a la imagen médica se puede conocer el tamaño, el drenaje venoso y la elocuencia del cerebro adyacente.

2.2. Procesamiento de imágenes médicas en 3D Slicer

El enfoque principal de esta sección es conocer qué son las segmentaciones y describir los módulos principales del software 3D Slicer utilizados en la construcción de la geometría que se será estudiada en esta memoria. 3D Slicer es un software de código abierto desarrollado para la visualización, registro y cuantificación de datos médicos. En el programa se puede leer formatos de imágenes provenientes de tomografías computarizadas (CT) o resonancias magnéticas (MR). Las imágenes capturadas por estos equipos son almacenadas en un archivo formato DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine).

2.2.1. Segmentaciones polimórficas

En el estudio de las imágenes médicas, una segmentación consiste en clasificar un grupo de píxeles mediante algoritmos automáticos o manuales, o una combinación de ambos. La finalidad de una segmentación es dividir un área en regiones, ya sea clasificando los píxeles según su intensidad de color, textura, entre otros.

Se han identificado 4 desafíos para la representación de una segmentación polimórfica, las que están relacionadas con la gestión de múltiples representaciones [5]:

- 1. Selección del método de conversión
- 2. Procedencia de los datos
- 3. Consistencia de los datos
- 4. Coherencia de los objetos en-memoria.

En el software 3D Slicer se abordan los 4 puntos anteriores para poder representar geometrías del cuerpo humano mediante computación de imágenes médicas. Estos desafíos generan un flujo de trabajo que no es estático si se trabaja manualmente, por lo que el orden del proceso para lograr la segmentación puede variar arbitrariamente. En 3D Slicer, la selección del método de conversión y la procedencia de los datos pueden ser resueltas de forma automática.

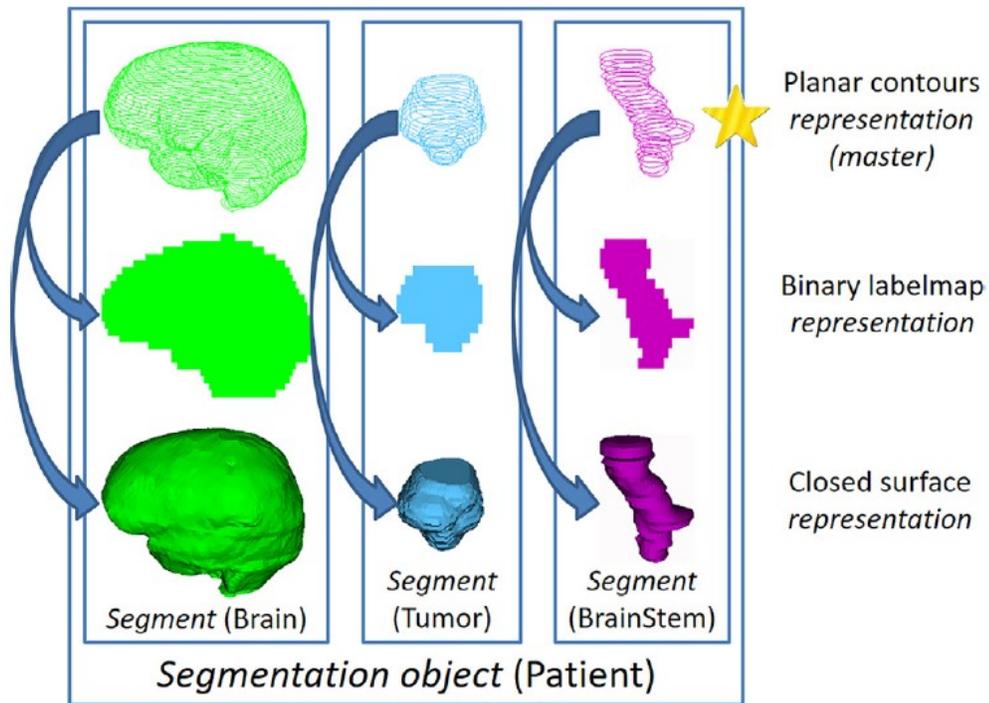


Figura 2.5: Representación de 3 objetos segmentados a partir de una representación maestra. Cada segmento contiene tres representaciones: contorno plano, mapa de etiquetas binario y superficie cerrada.

Los objetos segmentados cerrados de la figura 2.5 (cerebro, tumor, tronco encefálico) son generados mediante representaciones de contornos planos, que a su vez están compuestos por un mapa de etiquetas binario en cada plano. La conversión de contornos planos a superficies cerradas interpola los contornos en una dirección perpendicular a los planos de contorno para generar con precisión la estructura original. Esta conversión es compleja debido a las triangulaciones que se deben realizar en casos complejos como estructuras ramificadas o contornos huecos. Para estos casos complejos, es conveniente que la representación maestra sea mediante un mapa de etiquetas binario.

Es posible que algunos investigadores trabajen con un tipo de representación que no es facilitado por default en 3D Slicer. Del trabajo "*Polymorph segmentation representation*" [5] se sabe que un labelmap fraccional tiene una representación de la estructura segmentada más precisa que un labelmap binario. Esto podría ser una ventaja a la hora de crear un modelo de superficie cerrada.

2.2.2. Herramientas de diseño

2.2.2.1. Representación de volumen

Este módulo permite visualizar el volumen representado por la intensidad del color de la imagen. Esta técnica de visualización no permite extraer la información espacial que contiene la geometría proyectada, ya que la información contiene vóxeles con una función de intensidad, magnitud y opacidad para cada elemento. Para obtener una nube de puntos coordinados que describan la superficie del modelo, se deben realizar segmentaciones sobre la imagen médica.

La técnica se aplica en el módulo Volume Rendering del programa, y es conocida como Volume Ray Casting. Esta técnica consiste en especificar el color y opacidad para cada vóxel según la intensidad de la imagen. En el módulo Volume Rendering existen varios ajustes predefinidos disponibles para este mapeo. En nuestro caso, seleccionamos un filtro predeterminado para las tomografías computarizadas por rayos X (CT-X-ray).

2.2.2.2. Recorte de la imagen médica

Para definir el dominio de estudio existe el módulo Crop Volume que permite extraer subvolúmenes de la imagen a partir de una zona que el usuario debe definir llamada Region Of Interest (ROI). La principal ventaja de este módulo es que permite recortar el volumen de interés en la imagen médica, generando un nuevo volumen maestro donde se pueden realizar segmentaciones para diseñar objetos contenidos en la imagen médica.

2.2.2.3. Editor de segmentos

Este módulo permite crear y editar segmentos con herramientas de diseño automáticas y manuales. El objeto segmentado es creado a partir de un volumen maestro o volumen raíz compuesto por vóxeles como unidad básica. La edición del objeto se realiza mediante el mapa de etiquetas binario en vistas planares, donde se clasifican los píxeles para decidir si pertenecen o no a la geometría de la MAV. Las representaciones obtenidas pueden ser visualizadas y editadas en tiempo real gracias a la proyección 3D de la superficie cerrada generada de forma automática.

A continuación se describen brevemente las herramientas de interés para el estudio CFD de una MAV.

- **Threshold:** Herramienta para rellenar segmentos según la intensidad del volumen maestro. Se puede usar una máscara para trabajar con las herramientas de dibujo dentro del rango de intensidad. También se puede seleccionar un rango de intensidad y previsualizar el segmento que será generado antes de confirmar y guardar la información.

- Islands: se pueden editar los segmentos como islas (elementos conectados). Las alternativas son conservar la isla más grande, remover islas pequeñas, entre otros.
- Scissors: Permite cortar un segmento desde el punto de vista actual. Esta herramienta se puede utilizar en las vistas de corte y en la vista 3D.
- Level Tracing: Permite agregar una región de intensidad uniforme al segmento seleccionado. Con el movimiento del mouse, el vóxel de fondo actual se usa para encontrar el camino cerrado que siga el mismo valor de intensidad hasta el punto inicial dentro del segmento actual.

2.2.3. Caso de segmentación de una MAV en 3D Slicer

En un trabajo de modelamiento in vitro de una malformación arteriovenosa realizado por Naoki Kaneko y otros autores [6] se comparó el comportamiento fluido dinámico entre una MAV fabricada y una MAV diseñada en una computadora la cual se mencionará simplemente como MAV computacional. La MAV computacional fue obtenida mediante segmentaciones 3D de vasos sanguíneos aplicando una técnica llamada threshold sobre las imágenes de la angiografía en el software 3D Slicer. Es importante destacar que la segmentación realizada en el trabajo mencionado es a través de una imagen por resonancia magnética (MRI), la cual otorga una mayor resolución que una imagen por tomografía computarizada (CT-scan).

El procedimiento standar para evaluar las MAV a partir de la sustracción de la imagen de una angiografía es construir la arquitectura o estructura a partir de proyecciones en 2 dimensiones (2D DSA), esto permite una alta resolución espacial y temporal de la imagen. Sin embargo, estas proyecciones pueden solaparse entre distintos instantes de tiempo de la imagen. Una técnica para construir la geometría de la MAV considerando las distintas proyecciones temporales es la llamada 4D DSA (4th dimensional Digital Subtraction Angiography). Con esta técnica, se puede proveer múltiples volúmenes 3D que pueden ser visualizados en un infinito número de proyecciones mientras se representan diferentes fases vasculares en cualquier instante de la imagen [7].

2.2.4. Exportar datos para el estudio

Una segmentación puede ser exportada a un archivo STL que contiene la información de la superficie de la geometría compuesta por triangulaciones. Los archivos STL contienen las coordenadas de los vértices en el sistema mundial de coordenadas basado en milímetros de 3D Slicer. En la exportación está garantizada la procedencia de los datos, esto significa que los objetos DICOM conservan la información del paciente y del estudio, mientras que el archivo STL refleja los nombres de los nodos y/o segmentos. [5]

2.3. Fluido dinámica del estudio

2.3.1. Ecuaciones gobernantes

Las ecuaciones que gobiernan la hemodinámica de este problema están basadas en aproximaciones Eulerianas. En un sistema de coordenadas eulerianas se analiza un volumen de control definido y se estudian los flujos que entran y salen en ese volumen. Para resolver los modelos de fluido dinámica se considera una conservación de los flujos de entrada y salida en un volumen de control definido, es decir, lo que entra debe ser igual a lo que sale. Este principio conservativo se puede aplicar para la cantidad de masa y la cantidad de momentum. Por otro lado, estas aproximaciones describen el movimiento de un medio continuo considerando que sus propiedades físicas dependen del tiempo y espacio del sistema de coordenadas de referencia. Para un sistema referencial de coordenadas cartesianas fijas, el movimiento de un fluido se puede expresar en términos conservativos para la masa como

$$\frac{d\rho}{dt} + \nabla \cdot v = 0 \quad (2.1)$$

Donde t es el tiempo, ρ la densidad, v es el vector de velocidad del fluido. Por otro lado, en términos conservativos del momentum se tiene la expresión

$$\frac{d\rho v}{dt} + \nabla \cdot (\rho v v - \tau) = f^B \quad (2.2)$$

Donde τ es el tensor de esfuerzos, f^B es el vector de fuerzas de cuerpo en el medio continuo. El tensor de esfuerzos τ para un medio fluido se expresa en su forma general como:

$$\tau = \mu \hat{\gamma}_{ij} \quad (2.3)$$

donde μ es la viscosidad del fluido y e es el tensor de velocidad de deformación.

Otra propiedad importante es el tipo de flujo. En el modelamiento de enfermedades vasculares del cerebro se utiliza un flujo laminar tanto para estudios de aneurismas [8] y malformaciones arteriovenosas [6]. Por otro lado, un flujo se asume como incompresible cuando la velocidad del fluido es mucho menor que la velocidad de onda, como ocurre en el caso de estudio del flujo sanguíneo en sistemas de vasos sanguíneos del cerebro humano [9].

2.3.2. Modelo de fluidos de Carreau

El modelo de Carreau permite considerar los efectos de un fluido no-Newtoniano mediante la disminución de la viscosidad cuando la tasa de deformación es alta. En el trabajo realizado por Valencia et al. (2009) para el estudio de aneurismas cerebrales, se consideró que la viscosidad μ varía en función de la tasa de deformación $\dot{\gamma}_{ij}$ según la siguiente ley [9]

$$\mu(\dot{\gamma}_{ij}) = \mu_{\infty} + (\mu_0 - \mu_{\infty}) \cdot (1 + \kappa \dot{\gamma}_{ij}^2)^m \quad (2.4)$$

donde μ_{∞} y μ_0 son los valores asintóticos alto y bajo de la tasa de corte, respectivamente, y los parámetros κ y m controlan el tamaño de la región de transición. Los valores utilizados en el trabajo de Valencia se resumen en la tabla 2.1.

Tabla 2.1: Valores para el set up del modelo de fluidos de Carreau.

Parámetro	Valor
μ_{∞}	0.00345 Ns/ m^2
μ_0	0.056 Ns/ m^2
κ	10.976
m	-0.3216
ρ	1050 kg/ m^3

2.3.3. Estudios hemodinámicos en MAVs cerebrales

2.3.3.1. Simulación endovascular y análisis de flujo en modelo de MAV realista

En el año 2020, se publicó el trabajo de Kaneko et al [6] donde se diseña y fabrica una MAV mediante impresiones 3D para realizar un estudio CFD inyectando un flujo controlado. El propósito de construir la MAV fue capturar las condiciones reales de tratamiento mediante una representación realista de la compleja geometría [6]. La MAV del paciente tiene un montón de vasos pequeños que alimentan la malformación desde la arteria carotida interna (ICA) y la arteria cerebral anterior (ACA).

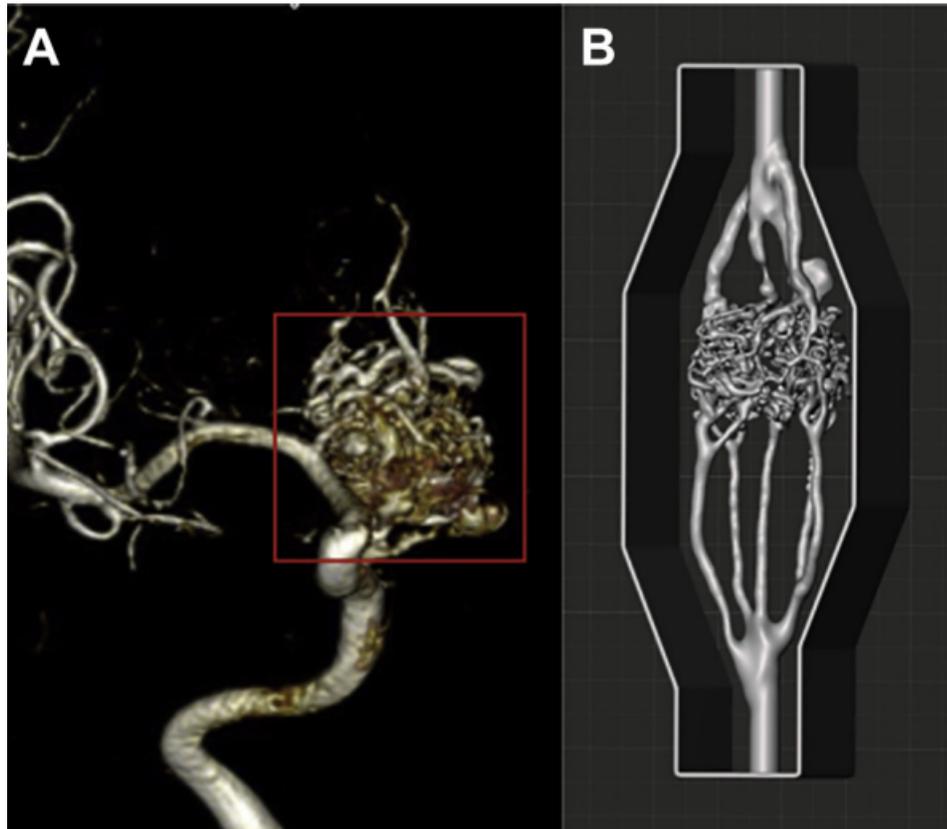


Figura 2.6: Proceso de construcción de la MAV. (A) Imágen médica en formato DICOM obtenida mediante una angiografía rotacional. El nido de la MAV (rectángulo rojo) es extraído y convertido a un formato STL. (B) Archivo STL de la MAV en el software Meshmixer, donde se le añaden alimentadores y drenajes de flujo artificiales [6].

En el estudio CFD, para la condición de borde en la entrada se aplicó flujo constante de 110 ml/min (1.83 ml/s). La arteria de alimentación del flujo de entrada corresponde a . Por otro lado, en la salida se aplicó una condición de presión constante (no se especifica en el trabajo del autor mencionado).

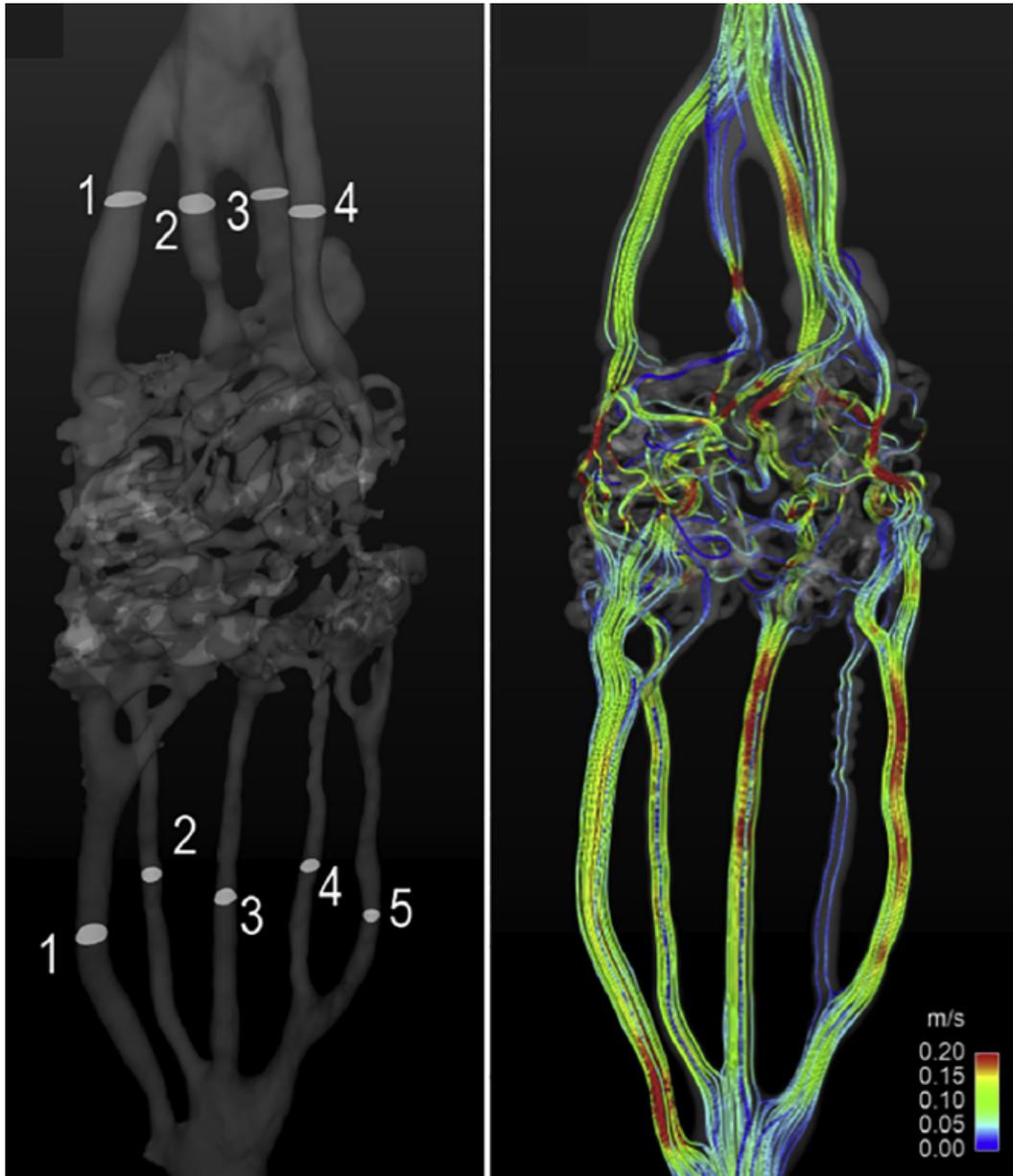


Figura 2.7: Fluido dinámica computacional. Líneas de corriente en rango de colores muestran la distribución compleja de la magnitud de la velocidad [6].

En la figura 2.7 se muestra en la imagen izquierda la geometría de la MAV construida. Los puntos numerados en la parte inferior corresponden a zonas de entrada del flujo sanguíneo y los números de la parte superior a zonas de salida. En la imagen de la derecha, se encuentran los resultados del estudio CFD mediante líneas de corriente. A continuación, se presentan los resultados de los puntos enumerados en la entra y salida de la MAV.

Tabla 2.2: Análisis de flujos de entrada y salida en la MAV. Resultados CFD del trabajo de Kaneko [6] resumidos en esta tabla.

Vaso sanguíneo	Velocidad (m/s)	Flujo (ml/s)
Entrada principal	0.057	1.84
Entrada 1	0.119	0.63
Entrada 2	0.114	0.35
Entrada 3	0.118	0.32
Entrada 4	0.041	0.09
Entrada 5	0.131	0.44
Salida principal	0.071	2.03
Salida 1	0.072	0.65
Salida 2	0.024	0.18
Salida 3	0.13	0.78
Salida 4	0.067	0.44

2.3.3.2. Análisis del flujo sanguíneo en una MAV cerebral

En el año 2020 se publicó un trabajo donde se estudió el flujo sanguíneo de la red de vasos que recorre el cerebro como se muestra en la figura 2.8. Se analizaron imágenes DSA (Digital Subtraction Angiography) de una MAV ubicada en la zona posterior izquierda del cerebro de una paciente mujer de 18 años de edad con síntomas de pérdida de visión en el ojo derecho y dolores de cabeza. Se adaptó un modelo eléctrico analógico para estudiar la circulación cerebral.

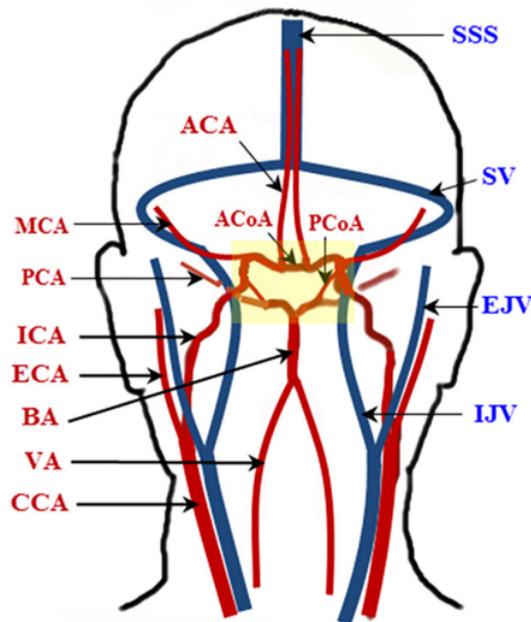


Figura 2.8: Modelo de circulación sanguínea [10]. Vasos en rojo corresponden a las arterias; las azules son las venas. MCA, PCA y ACA - arteria cerebral media, posterior y anterior, respectivamente. SSS - seno sagital superior.

Se identificó el vaso PCA izquierdo como arteria de alimentación de la MAV de la paciente. La pérdida de visión de la paciente puede ser explicada por el síndrome de robo de la circulación cerebral (efecto Shunt), donde la MAV provoca un desvío del flujo sanguíneo del centro de procesamiento visual para el ojo derecho.

La condición de borde del modelo fue un pulso de presión aórtica que fue implementado mediante una serie de Fourier. El primer caso de estudio corresponde a la circulación sanguínea normal (sin la MAV), y el segundo caso incluye la MAV en el modelo. Los flujos del vaso PCA izquierdo y derecho, y de los vasos capilares extranidal aparecen en la siguiente figura.

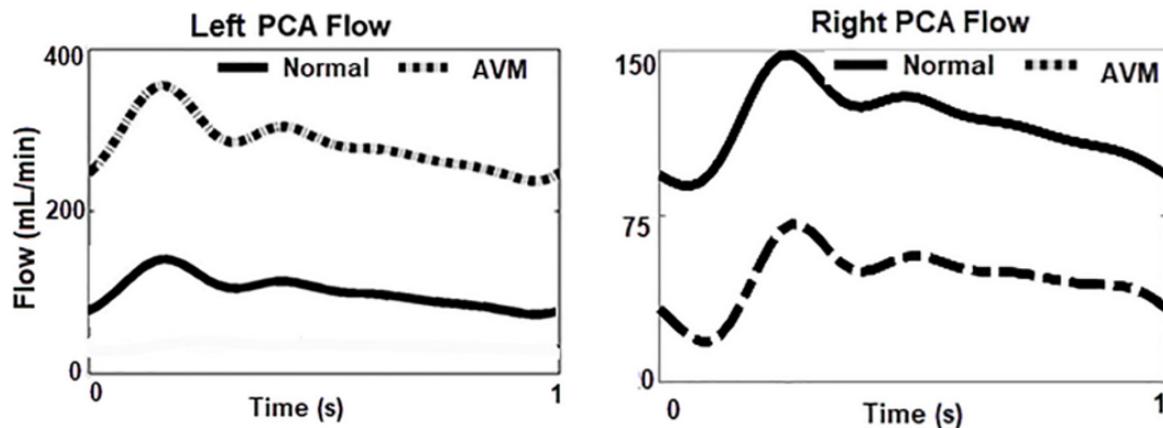


Figura 2.9: Flujo volumétrico arteria PCA con/sin MAV [10].

El efecto shunt de la MAV aparece los gráficos de la figura 2.9. El flujo volumétrico en la arteria PCA izquierda es de 1.66 mL/s en el caso normal, y aumenta en presencia de la MAV a 5.0 mL/s. En el gráfico de la derecha se muestra el flujo de la arteria PCA derecha, y se observa que ocurre lo contrario comparado con el caso contralateral. En el hemisferio derecho del cerebro, el flujo sanguíneo de la arteria PCA disminuye de 100 mL/s a 30 mL/s. La pérdida de visión del ojo derecho del paciente puede explicarse por el síndrome de robo de flujo sanguíneo cerebral expuesto en la figura 2.9, en donde la MAV desvía el flujo sanguíneo del lóbulo occipital izquierdo, que corresponde al centro de procesamiento visual del ojo derecho.

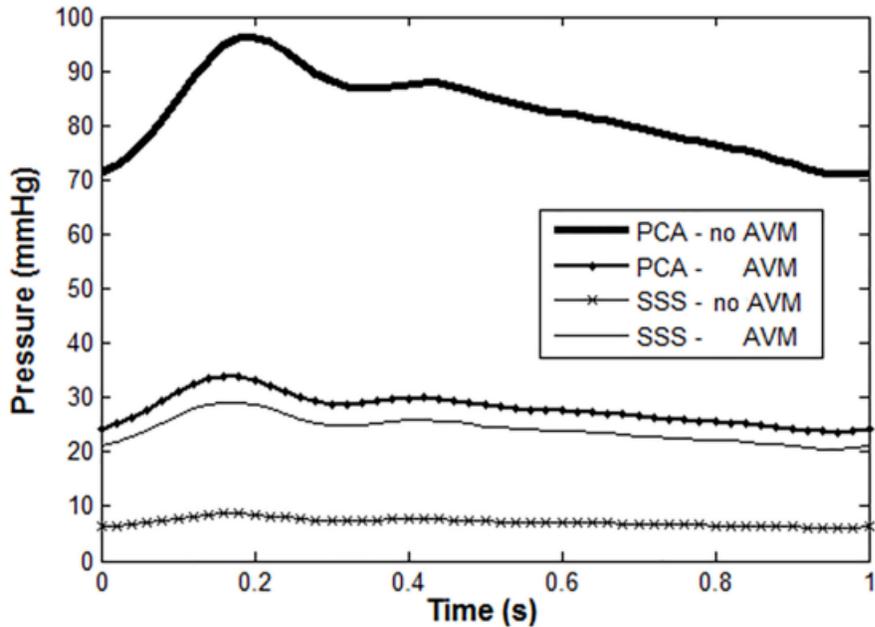


Figura 2.10: Presión sanguínea en arteria PCA y vena SSS con/sin la MAV [10].

De la figura 2.10 La presión normal de la arteria PCA (entrada de la MAV) es alta y pulsátil bajo condiciones saludable, pero mucho menor con la presencia de una MAV. En contraste, la presión de la vena SSS (salida de la MAV) en presencia de la MAV es mucho mayor que en el caso normal.

2.3.3.3. Cambios hemodinámicos en pacientes con MAV

En el año 2012 se publicó un estudio hemodinámico realizado por W. Chang [3]. En este trabajo se estudió un grupo de pacientes con malformaciones arteriovenosas en el cerebro. Los valores de wall shear stress (WSS) en una MAV se obtuvieron usando mediciones de velocidad desde una angiografía por resonancia magnética (MRA), una sonografía Doppler y la dinámica de fluidos computacional (CFD). En primer lugar, la geometría fue construida mediante segmentaciones desde una imágenes DSA (sustracción digital angiografía). Respecto al mallado de la geometría, en el paper de Chang no se comenta acerca de la malla de elementos utilizada en el estudio CFD para la estructura de vasos sanguíneos que aparece en la figura 2.13.

El primer grupo (4 personas) incluyó pacientes asintomáticos con la MAV detectada de forma accidental, o pacientes que tuvieron dolores de cabeza/convulsiones que fueron estables clínicamente. Todos los pacientes del grupo 1 tienen una MAV grado III. Por otro lado, el segundo grupo (6 personas) incluyó pacientes que presentan hemorragias, déficit neurológico focal, o severas e incontrolable dolores de cabeza/convulsiones, que han recibido tratamiento mediante resección quirúrgica, radiocirugía, embolizaciones, o combinaciones de ellas. Los pacientes del grupo 2 tienen MAV clasificadas entre grado I y IV. Un total de 42 vasos fueron estudiados en el grupo 1, y 58 vasos estudiados en el grupo 2. Los vasos de ambos grupos son estudiados de la siguiente forma: los vasos ipsilaterales corresponden al hemisferio del cerebro donde se encuentra la MAV, y el contralateral es el lado opuesto. Los resultados del estudio se resumen en la siguiente tabla.

Hemodynamics of Group 1 and Group 2 patients				
	Axial WSS (N/m ²)	Diameter (mm)	Velocity (cm/s)	Flow (ml/s)
Group 1 (mild, stable symptoms)				
Ipsilateral vessels (<i>n</i> = 23)	1.555 (<i>P</i> = 0.31)	4.57 ^a (<i>P</i> = 0.005)	41.3 ^a (<i>P</i> = 0.001)	6.23 ^a (<i>P</i> = 0.005)
Contralateral vessels (<i>n</i> = 19)	1.494	3.66	31.1	3.82
Group 2 (severe, acute symptoms)				
Ipsilateral vessels (<i>n</i> = 32)	1.607 ^a (<i>P</i> = 0.003)	4.34 (<i>P</i> = 0.11)	41.7 ^a (<i>P</i> = 0.009)	4.57 ^a (<i>P</i> = 0.026)
Contralateral vessels (<i>n</i> = 26)	1.146	3.84	29.6	3.32

^a Statistical significance, *P* < .05.

Figura 2.11: Hemodinámica de los pacientes del grupo 1 y 2 [3].

La figura 2.11 muestra que los pacientes del grupo 1 no tuvieron diferencias significativas para el valor de WSS entre los vasos de alimentación (ipsilaterales) con los vasos contralaterales normales, mientras que los pacientes del grupo 2 que presentaron hemorragias tuvieron un valor WSS significativamente mayor en los vasos de alimentación en comparación con los vasos contralaterales.

A continuación, se mostrarán los resultados hemodinámicos para 1 paciente de cada grupo de estudio. Los vasos sanguíneos son los siguientes: RICA/LICA (right and left internal carotid artery), RMCA/LMCA (right and left middle cerebral artery) y el vaso de alimentación principal de la MAV. Los vasos anteriores se pueden identificar en la figura 2.8.

Group 1 Example:				
Artery	WSS (N/m^2)	Flow (ml/sec)	Velocity (cm/s)	Diameter (mm)
RICA	1.431	8.19	39.7	5.46
LICA	1.409	5.53	34.1	4.69
RMCA	1.675	5.13	47.3	4.15
LMCA	1.642	2.18	30.5	3.04
Main Feeder	1.456	7.15	37.8	4.95

Group 2 Example:				
Artery	WSS (F) N/m^2	Flow (ml/sec)	Velocity (cm/s)	Diameter (mm)
RICA	1.952	5.69	43.9	4.27
LICA	1.15	4.19	39.3	3.93
RMCA	2.252	5.09	41.9	3.96
LMCA	1.134	3.19	29.8	3.75
Main Feeder	1.095	1.56	23.3	2.96

Figura 2.12: Hemodinámica para un paciente de cada grupo de estudio [3].

Los resultados de la figura 2.12 muestran que la velocidad máxima encontrada fue de 0.439 m/s (47.3 cm/s) para el paciente del grupo 1 en la arteria cerebral media derecha (RMCA). El paciente anterior posee una MAV de grado III con síntomas leves y estables. Por otro lado, el mayor esfuerzo de corte WSS fue encontrado en el paciente del grupo 2 que tienen una MAV con síntomas severos y agudos. El valor máximo de WSS fue de 2.252 Pa en la arteria de alimentación principal de la MAV.

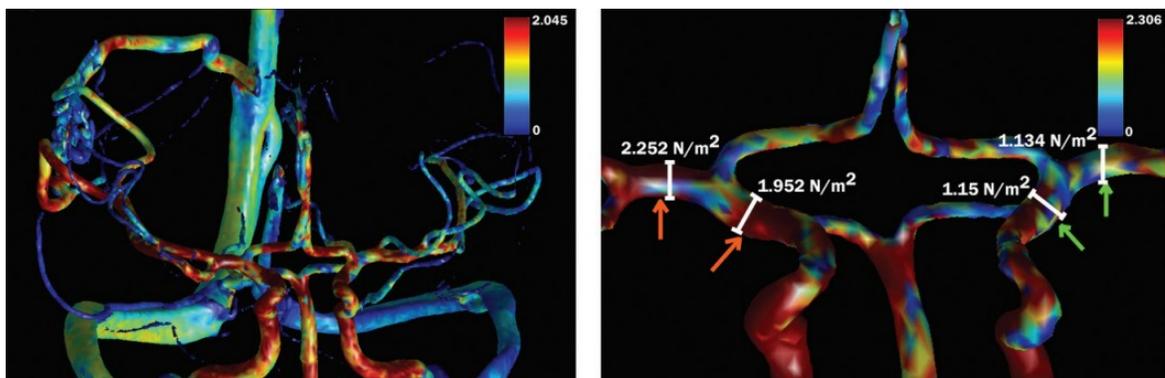


Figura 2.13: Campo de esfuerzos WSS en N/m^2 (Pa) para sistema de vasos sanguíneos de un paciente del grupo 2. A la derecha se muestra un acercamiento a las arterias de alimentación. Las arterias que alimentan el hemisferio de la MAV tienen un WSS mayor a las contralaterales [3].

2.3.4. Pulso sanguíneo

Para describir el pulso sanguíneo se deben establecer las características principales como la forma de onda, la frecuencia y el promedio a lo largo del ciclo cardíaco. El pulso sanguíneo se puede modelar gracias a una medida doppler de ultrasonido que permite observar el comportamiento de las paredes arteriales debido al impulso de presión que levanta el pulso sanguíneo. Esto significa que la presión hemodinámica depende del instante del ciclo cardíaco en el que se encuentre. Para introducir este fenómeno en este trabajo, se debe caracterizar la velocidad del pulso sanguíneo mediante una serie de Fourier [8].

En el trabajo de Amigo et. al. [11] se estudiaron aneurismas cerebrales de 70 pacientes y se recabaron datos para modelar el pulso sanguíneo utilizado en el modelo fluido-dinámico. Los pulsos fueron medidos en la arteria carótida interna de los 70 pacientes. El pulso sanguíneo consiste en una parte de velocidad del fluido, y otra parte de presión. Además, se añadió un perfil de velocidad junto con el pulso sanguíneo otorgando mayor complejidad al modelo de estudio.

La parte del pulso fue modelado mediante una serie de Fourier de 8 términos como se muestra a continuación:

$$f(t) = a_0 + \sum_{n=1}^8 [a_n \cos(n\omega t) + b_n \sin(n\omega t)] \quad (2.5)$$

Los coeficientes a_n y b_n se muestra en la tabla 2.3. Estos valores son distintos para el pulso sanguíneo en términos de la velocidad y la presión. El valor de frecuencia del pulso es $\omega = 7.70s^{-1}$.

Tabla 2.3: Coeficientes de Fourier para el ajuste de pulsos de velocidad y presión [11].

Serie de Fourier n-ésimo término	Velocidad		Presion	
	$a_n[x10^{-2}]$ (m/s)	$b_n[x10^{-2}]$ (m/s)	a_n (Pa)	b_n (Pa)
0	32,6	-	12252	-
1	-6,01	-10,29	1789	799
2	0,28	5,41	858	235
3	0,59	-2,28	386	-20
4	-0,26	1,57	187	-181
5	0,77	-1,19	127	-193
6	-0,93	0,55	71	-162
7	0,87	-0,17	19	-143
8	-0,56	-0,28	16	-101

El ajuste del pulso sanguíneo se representa gráficamente en la figura 2.14. Las zonas de baja velocidad y alta velocidad corresponden a las etapas diástole y sístole del ciclo cardíaco, respectivamente. Las constantes del pulso de presión fueron ajustadas manualmente para

obtener un pulso que oscile entre 80 y 120 mmHg correspondiente un paciente saludable.

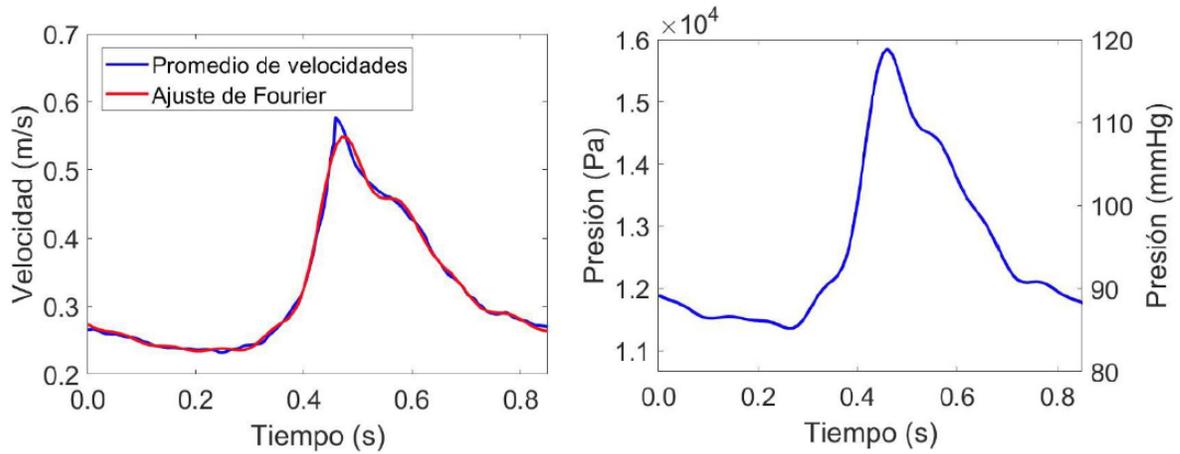


Figura 2.14: Pulso de velocidad y presión calculada por Amigo en su trabajo de doctorado para simulaciones de aneurismas cerebrales [11].

El pulso sanguíneo fue implementado en simulaciones CFD para aneurismas cerebrales. En la figura 2.14 se aprecia el caudal resultante en 2 casos de aneurismas. El tiempo de duración de las 2 simulaciones fueron de 2 segundos. Durante ese tiempo los sistemas exhiben 2 ciclos cardíacos.

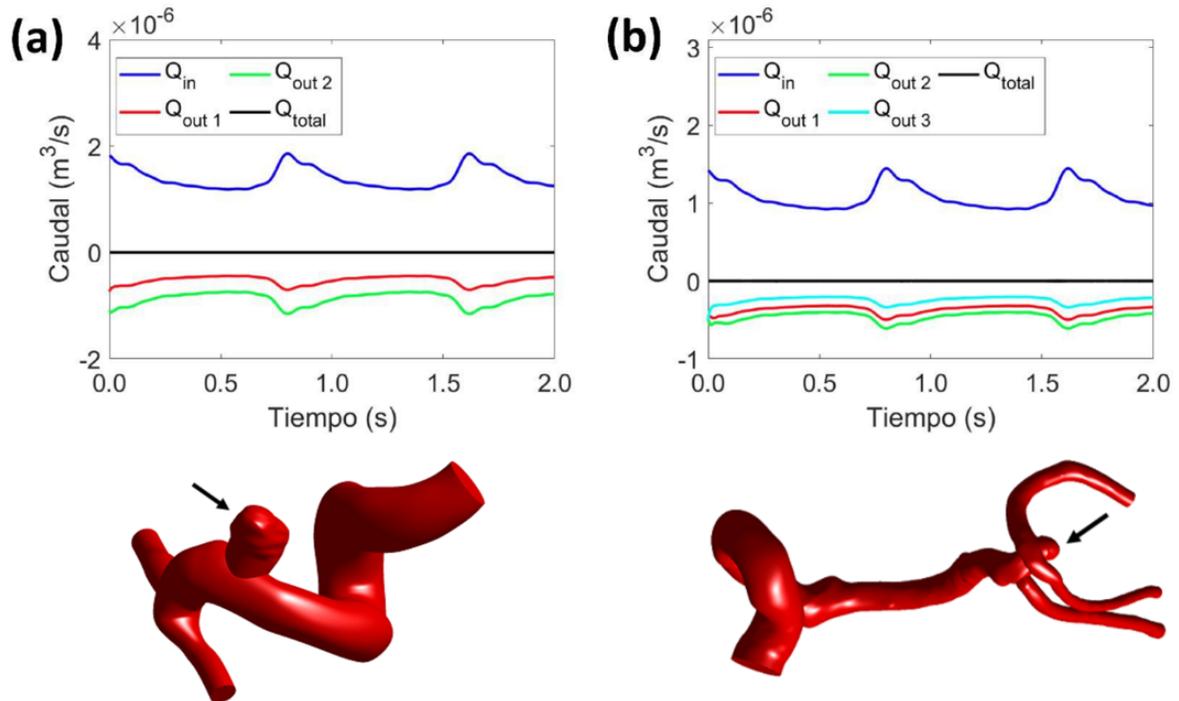


Figura 2.15: Variación de los caudales de entrada y salida en 2 casos de aneurismas (indicadas con la flecha negra) [11].

Respecto a los caudales de entrada (Q_{in}) del flujo sanguíneo en la figura 2.14, en el caso (a) el caudal de entrada oscila entre $1,5$ y $2,0 \times 10^{-6} m^3/s$, y en el caso (b) el caudal de entrada

oscila entre $1,0$ y $1,5 \times 10^{-6} m^3/s$. Además, en ambos casos se aprecia que el caudal neto Q_{total} es nulo para todo instante. Esto significa que el esquema numérico empleado satisface la ecuación 2.1 para la conservación de masa.

2.4. Modelamiento y mallado de una MAV

En las segmentaciones realizadas a partir de una imagen médica (en formato DICOM), se obtiene como resultado una geometría compuesta por elementos triangulares. Por lo tanto, se dice que la geometría es construida mediante triangulaciones y la información es almacenada en un archivo en formato STL.

La geometría obtenida en la segmentación de la imagen médica está compuesta de triangulaciones en formato de estereolitografía (STL), que modelan la superficie de la MAV. Estas triangulaciones permiten triángulos de baja calidad entre sus elementos, con ángulos elementarios pequeños. La baja calidad de la malla en formato STL no es apta para simulaciones CFD utilizando el método por elementos finitos, lo que puede impactar en la precisión y eficiencia del método numérico [12]. Esto crea la necesidad de generar un mallado de alta calidad a partir del mallado por triangulaciones en STL de baja calidad.

2.4.1. Criterios de convergencia para el mallado

En la dinámica de fluido computacional (CFD), la convergencia de mallas se refiere al proceso de refinamiento de la malla del dominio computacional hasta que los resultados sea independiente del tamaño de los elementos de la malla. La malla es una representación discretizada de el dominio físico y es usado para resolver las ecuaciones gobernantes del flujo de fluido.

El proceso de convergencia involucra la implementación de una serie de simulaciones con mallas cada vez mas finas hasta que los parámetros de solución, tales como presión, velocidad, y temperatura, converja a una solución estable. El criterio de convergencia puede ser basado en una nivel de tolerancia especificado o un número de iteraciones predeterminadas.

La convergencia del mallado es importante porque asegura que la solución numérica no es afectada por los errores de discretización, lo cual aparece debido a la aproximación del dominio físico continuo por una malla para el método de elementos finitos. Una solución convergente proporciona confianza en la precisión de los resultados de la simulación y permite estudiar las características detalladas del flujo. Por ejemplo, en el año 2020 Kaneko et. al. realizaron un estudio CFD para pacientes con MAVs y utilizaron un criterio de convergencia basado en los residuos de las iteraciones. Los resultados se consideraron convergentes cuando los residuos para el momentum y velocidad decrecieron bajo un valor de $10E-6$ [6].

Sin embargo, lograr la convergencia de la malla puede ser costoso desde el punto de vista computacional y llevar mucho tiempo, especialmente en el caso de geometrías y regímenes de flujo complejos. Por lo tanto, es importante equilibrar la resolución de la malla con los recursos computacionales disponibles y la precisión necesaria de los resultados.

En un estudio CFD realizado el año 2020 para una MAV [6], la geometría 3D fue construida aplicando segmentaciones de los vasos sanguíneos utilizando un software llamado 3D Slicer en el cual se pueden cargar y visualizar imágenes médicas. Mediante la inyección de material líquido de contraste en la estructura de la MAV, se proyectó la superficie interna de los vasos. En la angiografía se visualiza la circulación del material de contraste, lo que permite construir la superficie interna de la estructura de la MAV. Por otro lado, la superficie interna fue discretizada en elementos de poliedros combinado con 3 capas de prismas. Estos elementos fueron generados usando un tamaño de base de 0.08 mm. Con esto se aseguró una resolución apropiada para una estructura compleja como el nido de una MAV, y también para los gradientes de velocidad que ocurren. El mallado fue compuesto por 3.2 millones de elementos.

2.4.2. Métricas del mallado

Skewness es una métrica que puede ser usada para evaluar la calidad de la malla en una geometría computacional y aplicaciones de ingeniería. En este último contexto, la métrica skewness mide el grado de distorsión o irregularidad en los elementos (tales como triángulos y tetrahedros) que componen la malla.

El skewness de un elemento en una malla es típicamente calculado en base a los ángulos entre sus bordes/aristas (edges) o caras. Un elemento perfectamente regular (por ejemplo el triángulo equilátero en 2D o un tetrahedro regular en 3D) tendrá todos los ángulos iguales, y por lo tanto, un skewness de valor 0. Sin embargo, en la práctica, los elementos de una malla pueden tener ángulos diferentes al ideal, conduciendo a valores de skewness positivos entre 0 y 1. Valores altos de skewness pueden causar errores numéricos o inestabilidades, lo que hace más difícil lograr la convergencia o precisión de los resultados.

Para asegurar una buena calidad de la malla, los softwares de simulaciones CFD tienen integrado herramientas que permiten controlar y optimizar el skewness de los elementos. Las herramientas permiten refinar o engrosar automáticamente la malla en zonas de alto skewness, o permiten volver a mallar regiones de forma localizada.

3. Metodología

Para lograr el estudio CFD de la MAV se completó una serie de procesos relacionados entre sí. La primera parte se relaciona con el tratamiento de la imagen médica en el software 3D Slicer; la segunda parte con el diseño de la geometría, y la tercera con las simulaciones CFD. Estos procesos se presentan a continuación como un resumen de la metodología.

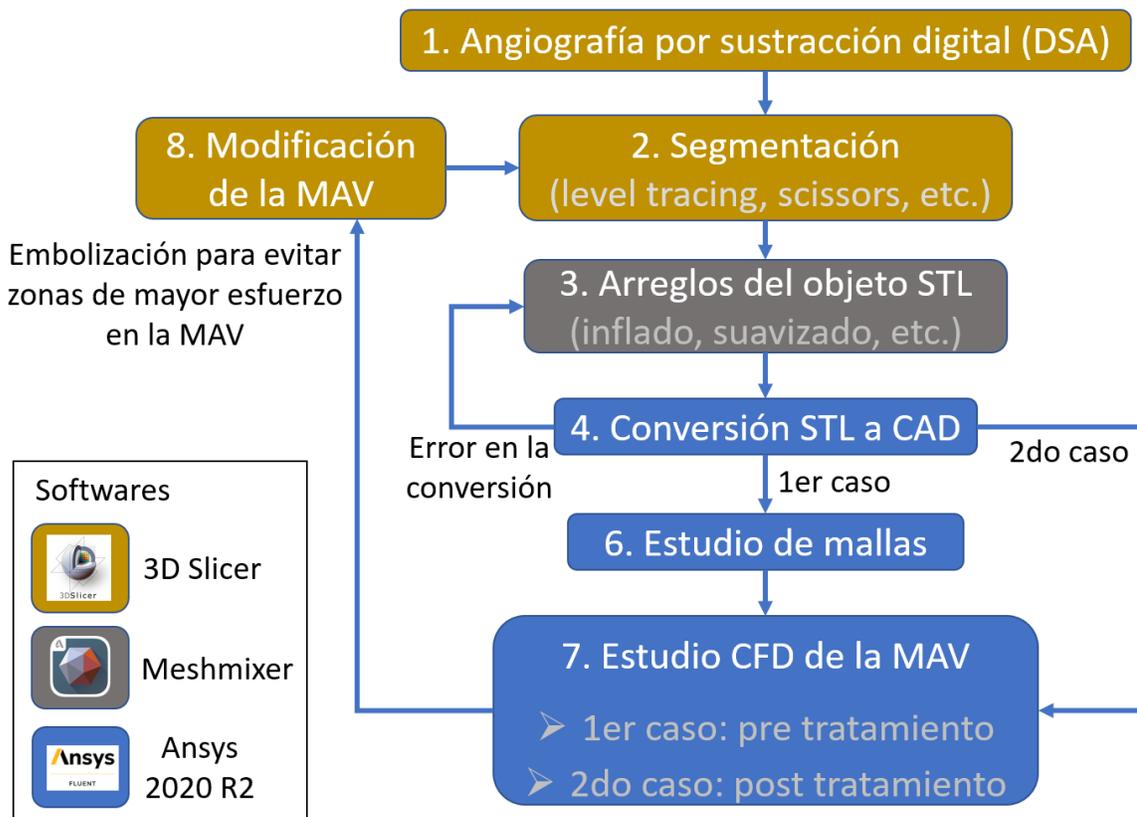


Figura 3.1: Flujo de procesos para realizar las simulaciones CFD del tratamiento de una MAV.

Los procesos 1,2,3 y 4 de la figura 3.1 se verán en detalle en la sección 3.1 donde se muestra el trabajo realizado para construir la geometría de una MAV en formato CAD apta para las simulaciones CFD. Se realizarán dos casos de estudio, el primero corresponde al estudio hemodinámico de la MAV de un paciente y el segundo a una recreación de un tratamiento de embolización u oclusión de la MAV anterior. La geometría de la MAV será modificada en función de los resultados del primer caso, con el objetivo de evitar que el flujo circule por la zona donde se producen mayores esfuerzos.

3.1. Construcción de la geometría

El diseño de la geometría una MAV será a partir imágenes médicas contenidas en un archivo en formato DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine). La imagen fue generada mediante una angiografía de rayos X obtenidas por el equipo tomógrafo Philips Allura 3D-RA. Las imágenes del archivo se pueden visualizar y navegar en los 3 ejes de dirección en coordenadas cartesianas. Para construir la geometría de la MAV a partir de la imagen se utiliza el software de libre acceso llamado 3D Slicer, con el cual se puede visualizar la imagen médica y extraer la geometría de los vasos sanguíneos de la MAV mediante segmentaciones. La geometría construida será exportada a un archivo STL. Con el archivo STL generado, posteriormente, se transformará la geometría a un archivo CAD.

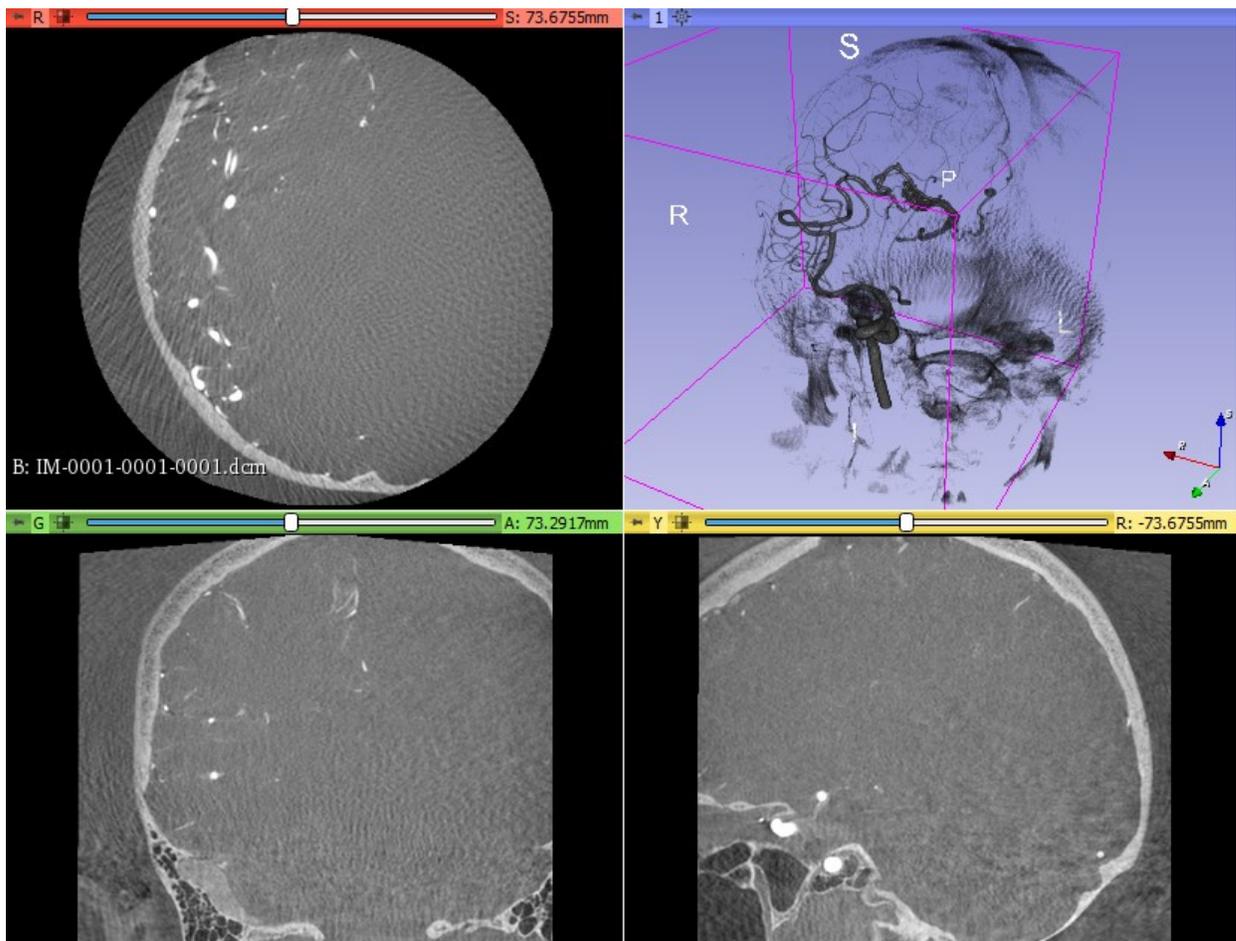


Figura 3.2: Lectura de la imagen médica en el software 3D Slicer. Cada pantalla corresponde las vistas planares en las 3 direcciones cartesianas. Una cuarta pantalla combina las imágenes para formar un objeto 3D.

3.1.1. Volumen de estudio de la MAV

Para extraer la posición donde está ubicada la MAV primero se necesita aplicar una técnica de visualización previa para mostrar volúmenes de imágenes como un objeto 3D.

Una vez que se ha indentificado la zona de la MAV, se extrae el volumen de interés para acotar la región o dominio sobre el cual se realizará el estudio CFD en la MAV. Para esto se utiliza la herramienta Crop Volume en 3D Slicer, como se muestra a continuación.

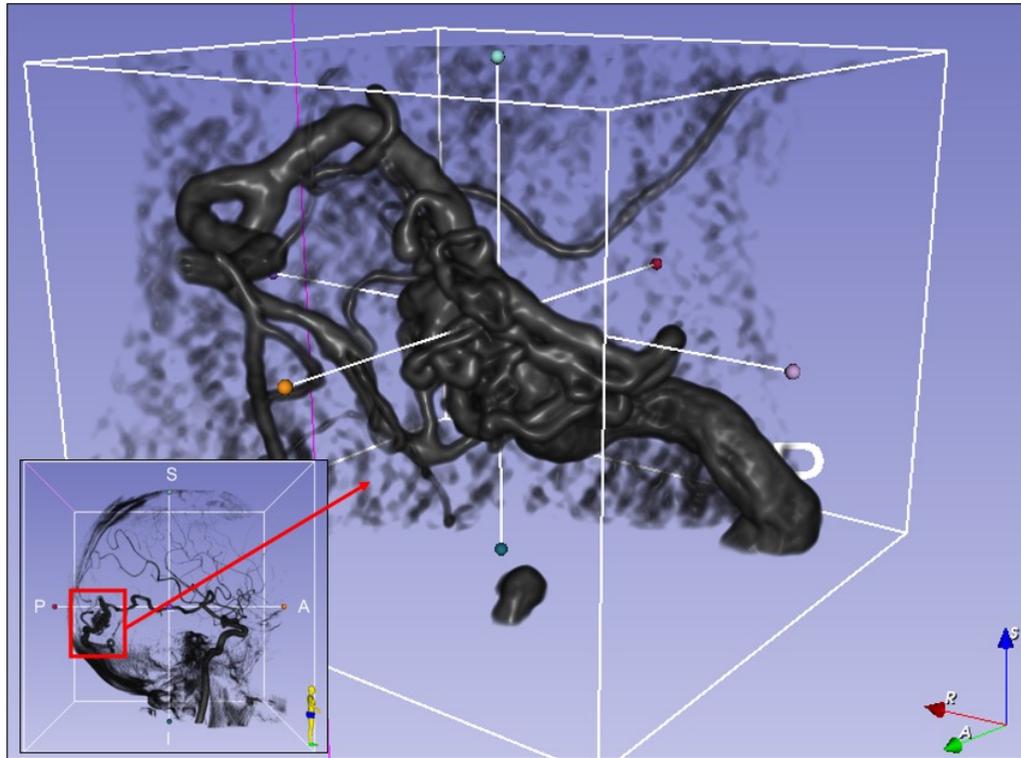


Figura 3.3: Región de interés para el estudio CFD de la MAV a partir de la imagen médica. Sistema de coordenadas compuesto por los ejes inferior-superior (azul), anterior-posterior (verde) e izquierda-derecha (rojo).

3.1.2. Segmentación

La segmentación es generada mediante el software Slicer 3D donde se aplican técnicas para proyectar el paso del fluido de contraste en las paredes interiores en distintos instantes de tiempo. Para esto se debe segmentar la imagen compuesta por vóxeles como unidad básica.

Los capilares pequeños con un tamaño menor que la resolución de la imagen serán removidos. La imagen médica contiene información para toda la red arterial del hemisferio derecho del cerebro como se aprecia en la figura 3.3. La zona de estudio de la MAV debe tener bien definida la entrada al nido, el desarrollo arterial en la maraña de vasos y la salida del nido.

Primero, se aplica la técnica Threshold, con lo que se consigue proyectar la geometría de la MAV con evidentes defectos en su superficie y conexiones arteriales.

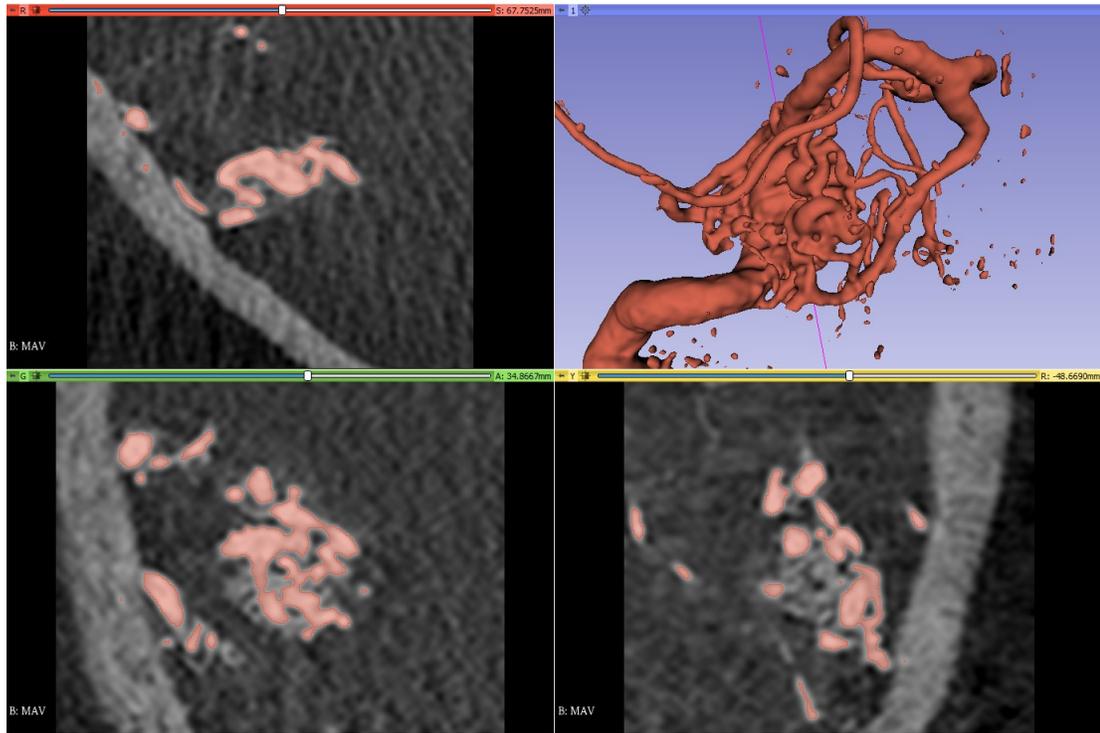


Figura 3.4: Relleno del segmento basado en un rango de intensidad para los vóxeles del volumen master.

En la Figura 3.4 se observan pequeños segmentos no conectados. Para corregir estos defectos, se utiliza la herramienta Islands para eliminar los segmentos que no están conectados con la geometría de la MAV. Este paso es importante porque permite obtener una geometría continua.

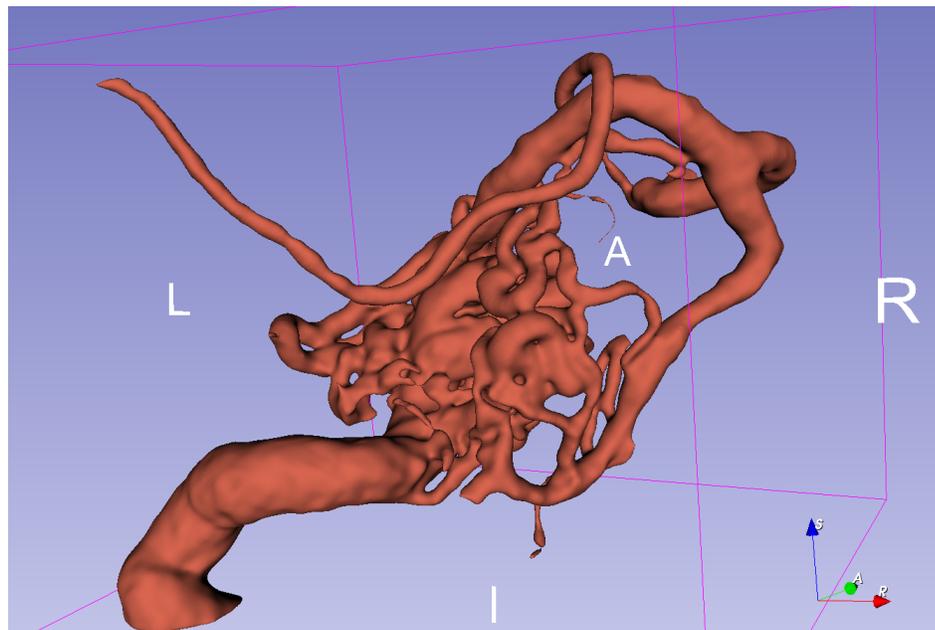


Figura 3.5: Remoción de islas de componentes no conectados en un segmento. Se conserva la isla más larga.

En la figura 3.5 se observa que el nido de la MAV no queda bien definido. Las conexiones de los vasos sanguíneos no son coherentes. Para mejorar el diseño de la MAV, se procede a utilizar 2 herramientas del software para mejorar la segmentación de la MAV. Estas herramientas manual y semi-automática son Scissor y Level Tracing, respectivamente.

Con la herramienta Scissor se eliminan los vasos sanguíneos que no son relevantes en el estudio hemodinámico de la MAV. Además, se utiliza para eliminar detalles y zonas dentro del nido donde es necesario reconstruir los vasos sanguíneos imagen por imagen con el objetivo de obtener una geometría coherente. La reconstrucción mencionada es realizada con la herramienta Level Tracing. La geometría obtenida se muestra a cotinuación.

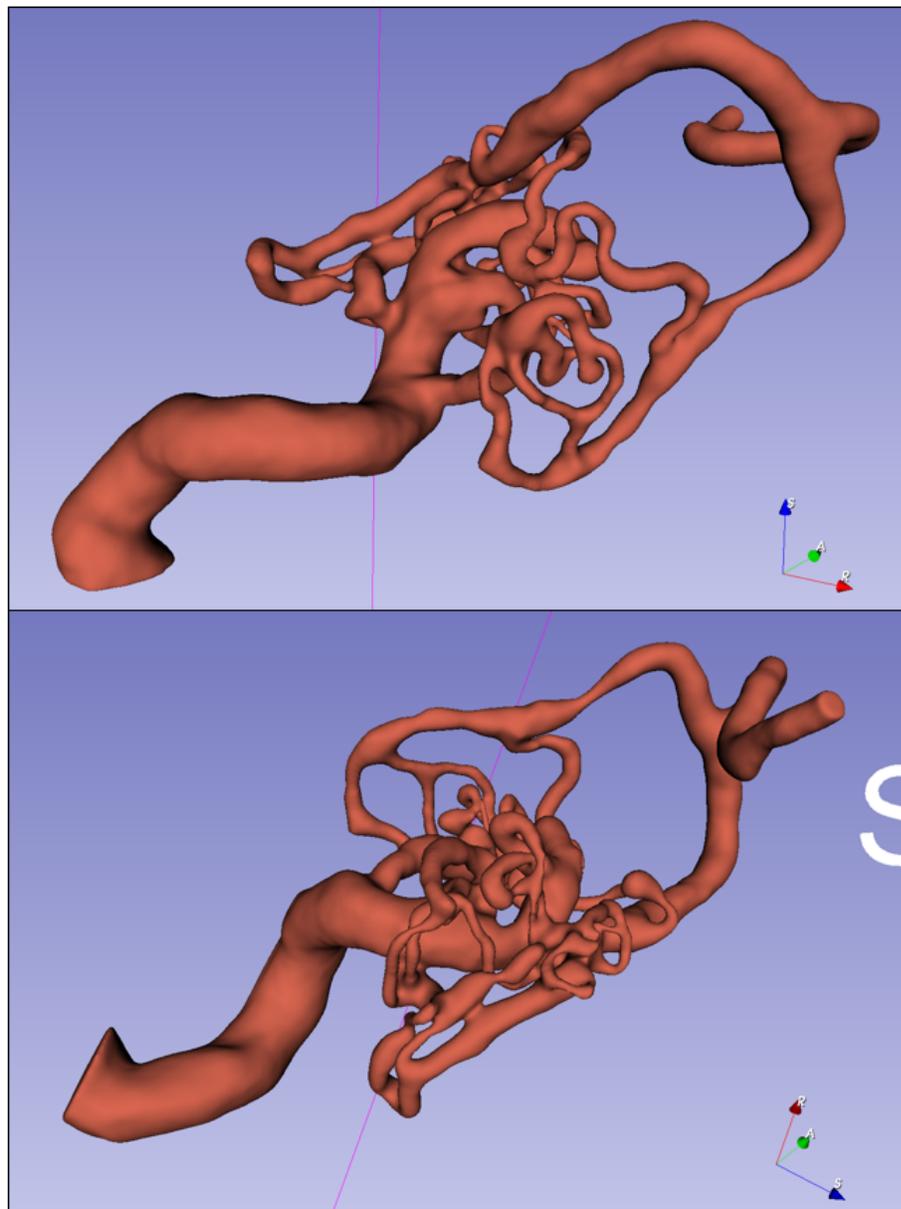


Figura 3.6: MAV segmentada en 3D Slicer.

La MAV segmentada de la figura 3.6 es modificada mediante recortes con la herramienta Scissor para simular una remoción o extirpación de una zona de la MAV. Como se verá más adelante, esta nueva geometría (figura 3.7) será utilizada en simulaciones CFD para estudiar los cambios fluido dinámicos que se generan en un tratamiento médico.

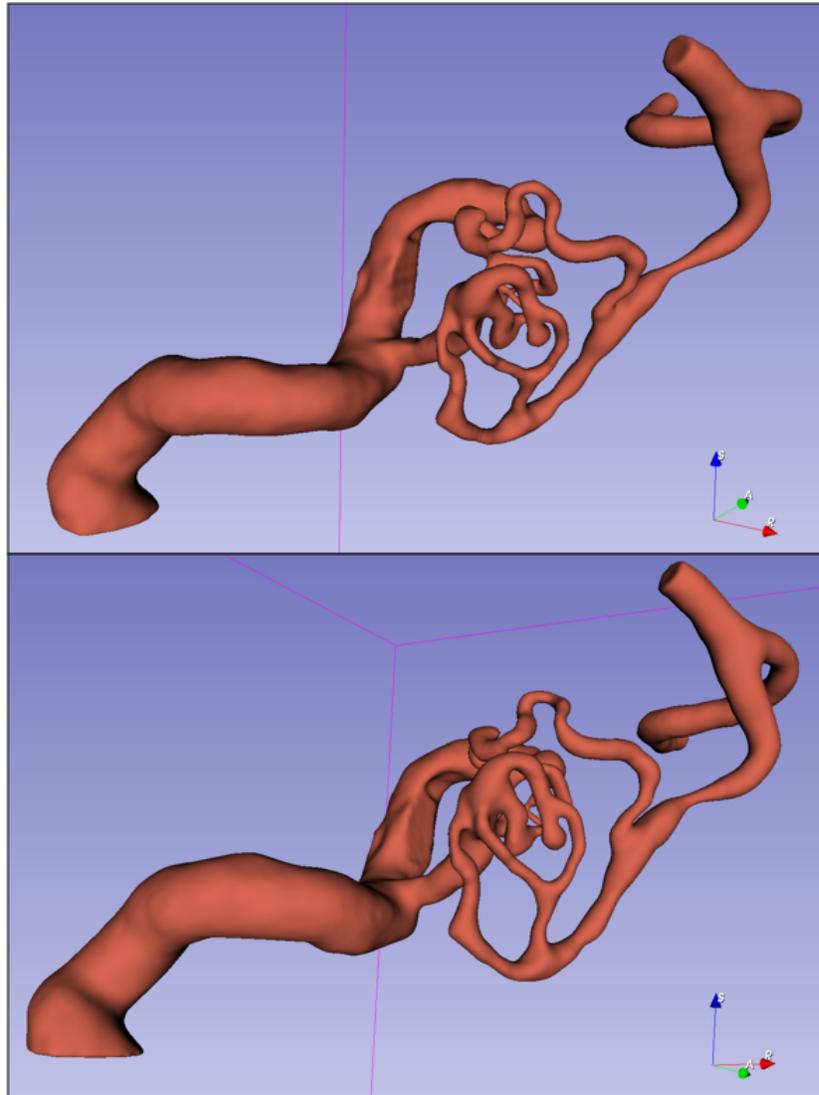


Figura 3.7: MAV segmentada para el segundo caso de estudio CFD.

3.1.3. Arreglos de la geometría exportada

La geometría de la MAV segmentada en 3D Slicer es exportada en formato STL. Se utiliza el software MeshMixer Autodesk para realizar arreglos de suavizado en la superficie de la MAV, y también inflado en vasos sanguíneos que fueron mal diseñados en la etapa anterior.

En primer lugar, se utiliza la técnica smoothing para suavizar la superficie de las arterias. Ésta técnica se aplica de forma localizada debido a que al diámetro de las arterias no es constante. En las zonas de mayor diámetro se aplica un suavizado más grueso. Por otro lado, en el nido, que es el espacio donde se concentran las arterias con menor diámetro, se aplica un suavizado más fino.

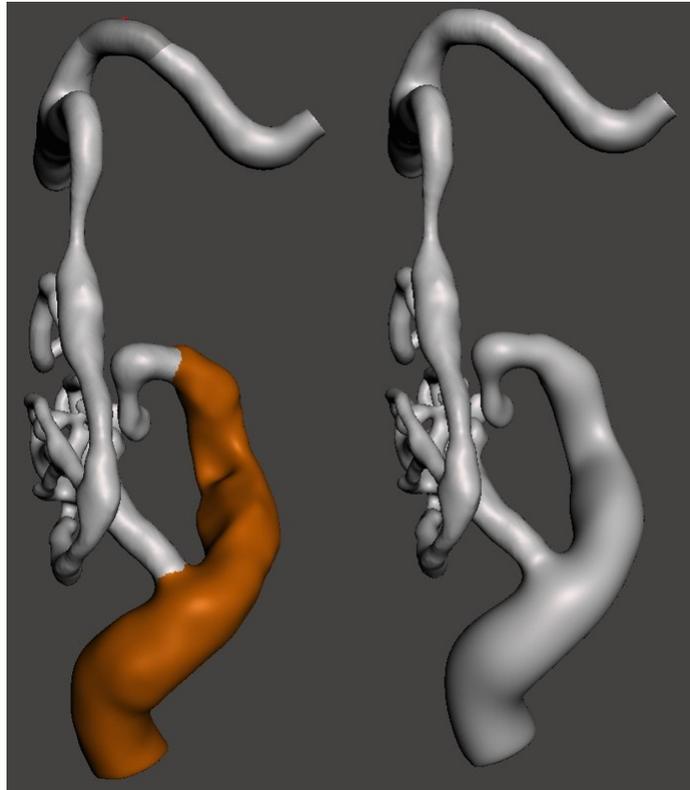


Figura 3.8: Aplicación de suavizado local en tramo final de la MAV (zona naranja en la izquierda). A la derecha, la superficie ha sido suavizada. Imágen capturada en MeshMixer.

En la figura 3.8 se ha aplicado un suavizado local en la vena de salida de la MAV debido a que posee un mayor diámetro en comparación con el resto de la estructura de vasos sanguíneos. De forma similar, se suavizan las otras zonas de la MAV: arterias de entrada y vasos del nido (parte central).

En segundo lugar, se aplica una herramienta de inflado en la geometría de la MAV modificada para la simulación CFD post-tratamiento (figura 3.7).

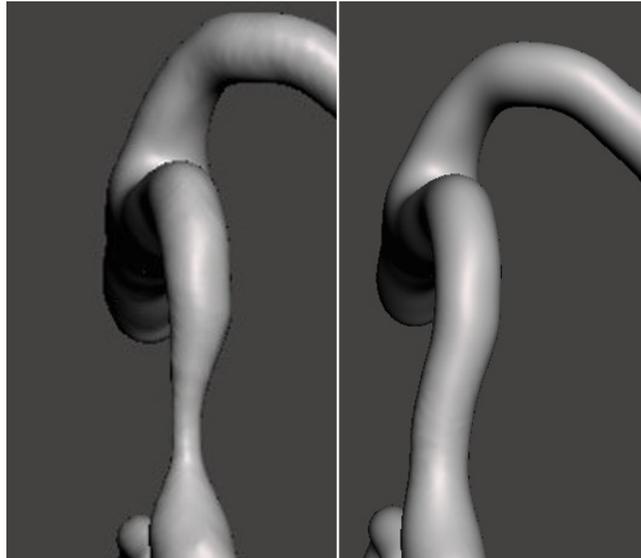


Figura 3.9: Ejemplo de inflado en la arteria de entrada del flujo sanguíneo en la MAV.

El inflado se ha aplicado en 2 zonas, una para representar de forma mas precisa el diámetro original, y otra zona que provoca problema en la generación del archivo CAD como se verá en la siguiente sección.

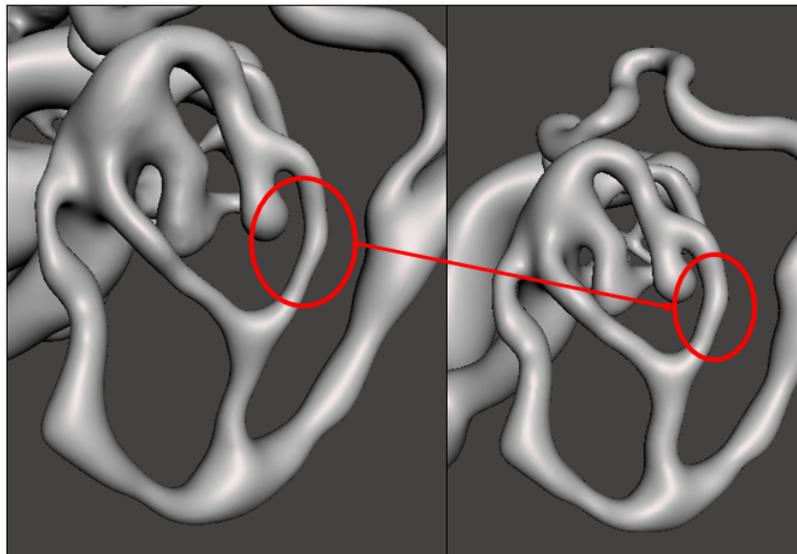


Figura 3.10: Inflado en un vaso sanguíneo del nido que presenta problemas durante la conversión de la geometría STL al formato CAD.

3.1.4. Conversión de formato STL a CAD

Para convertir la geometría de la MAV desde un archivo STL a un archivo CAD se utilizará la herramienta de diseño SpaceClaim integrada en el software de Ansys. En este entorno de trabajo, se pueden generar patches en la superficie. Cada patch representa una unidad de la

región o superficie que compone la MAV. Los patches son generados mediante la herramienta AutoSkin, el cual es capaz de discretizar un región de un cuerpo "faceted body" proveniente de un archivo STL. A partir de la malla en formato STL, se crea una nueva superficie compuesta de patches (superficies parametrizables) que conectan y completan toda la superficie de la MAV.

Se realiza el siguiente procedimiento en Ansys Spaceclaim para mejorar la calidad de elementos que componen la geometría en formato STL con el objetivo de convertir la geometría a un formato de objeto sólido apto para la simulación CFD.

- 1. Importar archivo STL con la geometría de la MAV con unidad de medida en milímetros realizando los siguientes pasos en SpaceClaim:
Seleccionar File / SpaceClaim Options / File Options / STL / Import / Units: millimeters y luego presionar Ok
- 2. Crear un plano en la superficie de entrada y salida.
Seleccionar Design / Create / Plane
- 3. Arreglar defectos de los elementos de la malla del archivo STL.
Seleccionar Facets / Cleanup / Auto Fix / Apretar el cuerpo faceted para arreglar defectos automáticamente
- 4. Revisar que no hayan problemas en la geometría
Seleccionar Facets / Cleanup / Check Facets / Apretar un cuerpo faceted para chequear problemas
- 5. Eliminar los defectos creados en los bordes de la superficie de entrada y salida.
Seleccionar el plano creado en la superficie de entrada / Acercar el plano entre 0.15 y 0.4 mm hacia el centro de la MAV en dirección paralela a la superficie. Repetir esto para el plano en la superficie de salida
- 6. Dividir el cuerpo con los 2 planos creados en el paso anterior.
Seleccionar Design / Intersect / Split Body / Apretar primero la geometría y luego el plano. Repetir para el segundo plano.
- 7. Generar geometría CAD desde un modelo faceted.
Seleccionar Tools / Autoskin / Apretar la geometría. Verifique que los bordes eliminados son suprimidos para el estudio físico
- 8. Crear superficie de entrada y salida y/o comprobar que el archivo CAD es un sólido.
Seleccionar Repair / Solidify / Missing Faces / Apretar la cara detectada en la entrada y salida

3.1.5. Geometría CAD de una MAV para los dos casos de estudio

El primer caso de estudio CFD se realizará con la geometría CAD generada a partir del MAV segmentada de la figura 3.6. Este caso corresponde a una MAV en pre tratamiento.

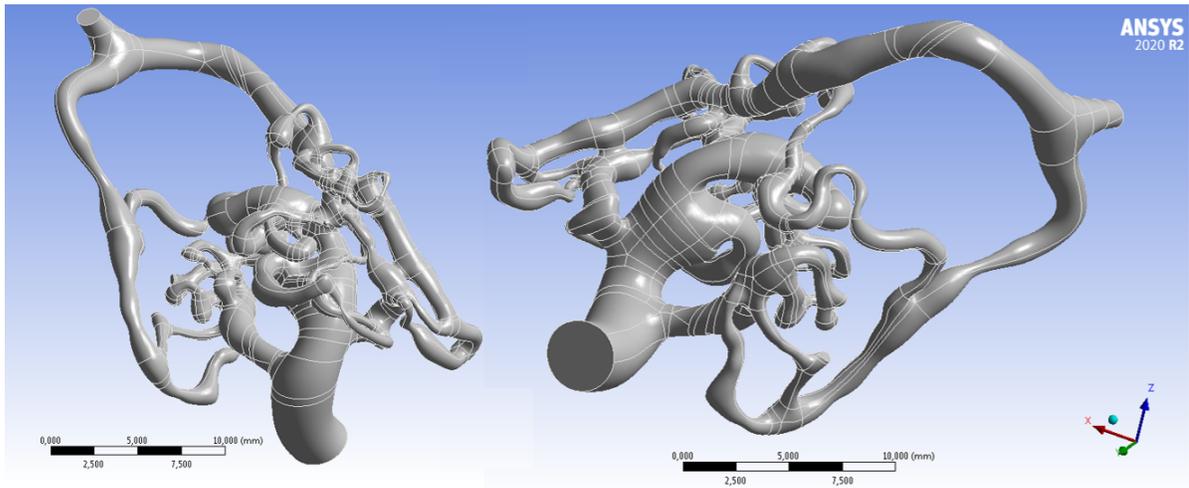


Figura 3.11: Geometría de la MAV pre tratamiento para el estudio CFD del primero caso.

En base a los resultados del estudio CFD para la MAV de la figura 3.11, se eliminará una de las ramificaciones en la entrada para estudiar el tratamiento de oclusión o extirpación de una zona de la MAV.

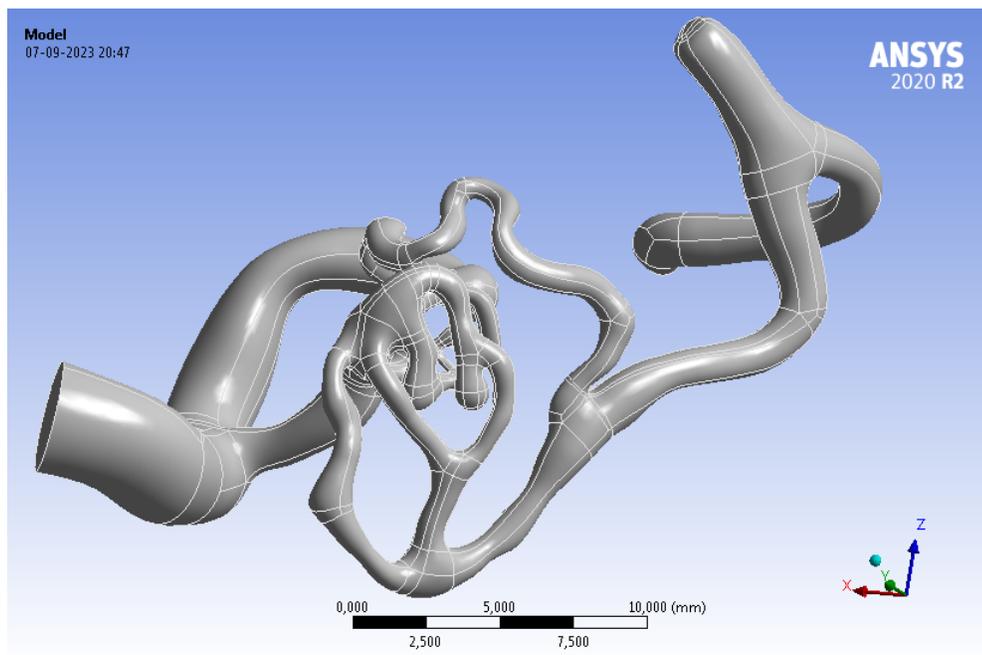


Figura 3.12: Geometría de la MAV pre tratamiento para el estudio CFD del segundo caso.

En la figura 3.7, se ha eliminado la ramificación en donde el flujo produce un mayor esfuerzo de corte. Además, se ha alargado la arteria de entrada y la vena de salida en la MAV post tratamiento para analizar un punto de concentración de esfuerzos obtenido en la entrada de la MAV pretatamiento del primer caso. Estos resultados se presentarán más adelante.

3.2. Mallado de la geometría

3.2.1. Preparación del mallado

El mallado se realiza mediante la interfaz Meshing de Ansys, donde se puede mallar el sólido obtenido en la sección 3.1.5. Conversión de formato STL a CAD. Se debe especificar la superficie de entrada y salida en los modelos sólidos generados para los dos casos de estudio: MAV pre tratamiento y MAV post tratamiento. Para configurar las superficies se utiliza la herramienta Named Selections en Ansys Meshing. En estas superficie creadas se aplicarán las condiciones de borde en la entrada y salida.

Los elementos tienen un orden lineal y para configurar el tamaño de los elementos de la malla se configuran distintos valores del parámetro element size. Para evaluar la calidad de la malla se evalúan las métricas Skewness y Orthogonal Quality. Los resultados de las métricas se encuentran en el Anexo A, Simulaciones, Calidad del mallado.

3.2.2. Estudio de mallas

Se generarán 5 simulaciones con 5 tamaños de elemento distintos. Como se puede ver en la tabla 3.1, la Malla 2 corresponde a al mallado que el software Ansys Fluent en su interfaz Meshing realiza por defecto y de forma automática. La Malla 1,3,4 y 5 fueron generadas para el estudio de convergencia de malla que se muestra en la sección siguiente. Se escoge la malla compuesta por el menor número de elementos, y por lo tanto las simulaciones CFD realizadas en el caso de computacional.

Tabla 3.1: Propiedades de las mallas utilizadas en el estudio de convergencia.

Estadística	Element size (mm)	Defeature size (mm)	Nodos	Elementos
Malla 1	1,4	0,0070	628697	3218955
Malla 2	1,8923	0,0095	578658	2953228
Malla 3	2,1	0,0105	552319	2814289
Malla 4	2,5	0,0125	518248	2633432
Malla 5	3,2	0,0160	462508	2338194

3.2.3. Criterio de convergencia de malla

Se realizan simulaciones CFD con condiciones de borde constante para el estudio de convergencia del mallado de la MAV. Las simulaciones son en estado estacionario con un flujo laminar con las siguientes condiciones de borde:

- Velocidad de entrada: 0.4 m/s
- Presión de salida: 5000 Pa

Los resultados para estudiar la independencia del mallado se encuentran a continuación:

Tabla 3.2: Resultados de presión para estudio del mallado.

Estadísticas	Elementos	Presión máxima (Pa)	% Error relativo a la Malla 5
Malla 1	3218955	7112,5	0,01 %
Malla 2	2953228	7110,7	0,01 %
Malla 3	2814289	7116,3	0,07 %
Malla 4	2633432	7104,6	0,10 %
Malla 5	2338194	7111,6	0,00 %

Tabla 3.3: Resultados de velocidad para estudio del mallado.

Estadísticas	Elementos	Velocidad máxima (m/s)	% Error relativo a la Malla 5
Malla 1	3218955	0,693	3,28 %
Malla 2	2953228	0,681	1,56 %
Malla 3	2814289	0,685	2,10 %
Malla 4	2633432	0,681	1,53 %
Malla 5	2338194	0,671	0,00 %

Tabla 3.4: Resultados de WSS para estudio del mallado.

Estadísticas	Elementos	WSS Integral de superficie (Pa m^2)	% Error relativo a la Malla 5
Malla 1	3218955	0,004081	0,14 %
Malla 2	2953228	0,004084	0,22 %
Malla 3	2814289	0,004076	0,02 %
Malla 4	2633432	0,004084	0,21 %
Malla 5	2338194	0,004075	0,00 %

3.2.4. Resumen de mallas utilizadas en los dos casos de estudio

En la siguiente tabla se resumen las propiedades de la malla utilizada en el estudio CFD para los dos casos de estudio: MAV pre tratamiento y MAV post tratamiento.

Tabla 3.5: Resumen de las mallas generadas para las simulaciones CFD de los dos casos de estudio.

Propiedades de la malla	MAV pre tratamiento	MAV post tratamiento	Medida
Volumen	406.28	333.95	mm^3
Elementos	3218955	2967710	unidades
Densidad de malla	7923	8887	elementos/ mm^3
Tamaño de los elementos	1.4	0.08	mm
Area entrada	1.37	1.84	mm^2

Como se explicó al final de la sección 3.1.5., el área de entrada cambia en los 2 modelos. Esto se hace necesario para estudiar la aparición de un punto de concentración de esfuerzos en la entrada de la MAV.

3.3. Configuraciones del estudio CFD

3.3.1. Configuraciones generales

Se configura el modelo de estudio para las simulaciones CFD con las características listadas abajo. Además, se consideran despreciables los efectos de la gravedad. Por otro lado, para evitar mal utilizar el recurso computacional se debe checkear la escala de la geometría. Se realiza un chequeo de los elementos del mallado con la estadísticas para el volumen y área.

- Escala: Se comprueba que la escala es correcta. El orden de magnitud las medidas de la geometría es en milímetros.
- Tipo de solver: Basado en presión
- Formulación de la velocidad: Absoluta
- Tiempo: Transient
- Modelo del fluido: Viscoso Laminar
- Material del fluido: Sangre según el modelo de Carreau
- Número de pasos de tiempo: 2000
- Tamaño del paso de tiempo: 0.001 s

- Máximas iteraciones por cada paso de tiempo: 19
- Calculation Activities: Resultados se guardan cada 100 pasos de tiempo

3.3.2. Condiciones de borde: pulso sanguíneo

El pulso de velocidad se aplica en la entrada del modelo de forma similar al trabajo de Amigo [11], donde se implementa una función definida por el usuario (User Defined Function UDF) para las condiciones de borde en Ansys Fluent. El código del programa UDF utilizado en este trabajo para implementar las condiciones de borde se encuentra en la sección de Anexos A.3

La velocidad de entrada del flujo corresponde al gráfico de la figura 3.13, donde la velocidad es una variable en función del tiempo. La velocidad inicial del pulso en la entrada de la MAV es $V_{t=0} = 0.5352162$ m/s.

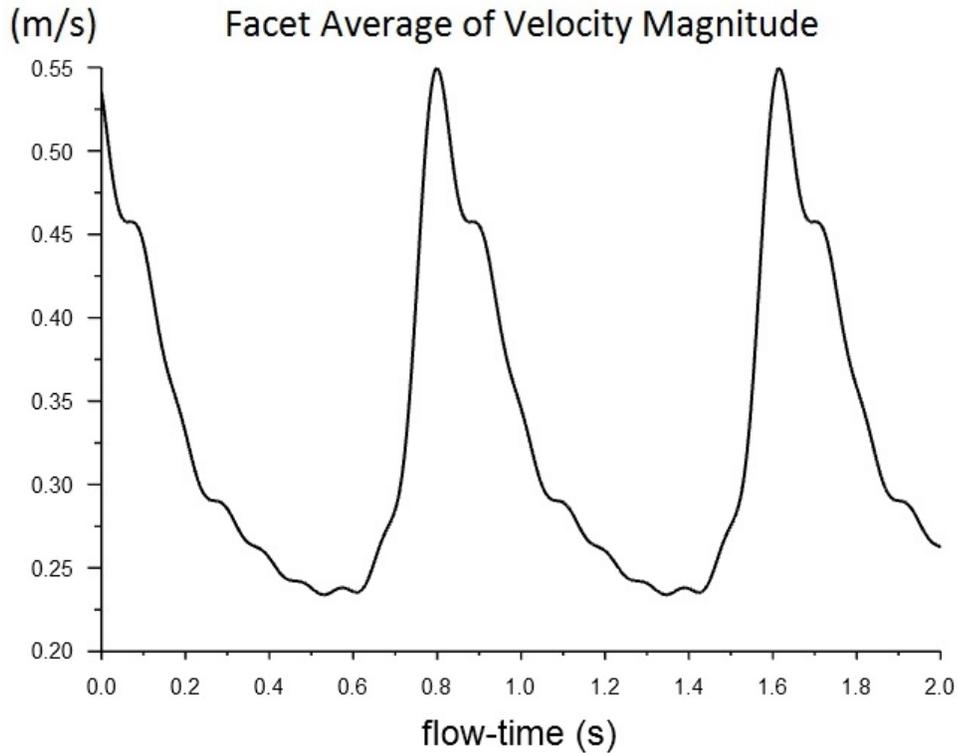


Figura 3.13: Magnitud de la velocidad promedio en la superficie de entrada la MAV. Rango varía aproximadamente entre 0.23 y 0.55 m/s.

La presión de salida del flujo se representa gráficamente como se muestra en la 3.14, donde la presión es una función del tiempo. La presión inicial del pulso en la salida de la MAV es de $P_{t=0} = 15980.38$ Pa.

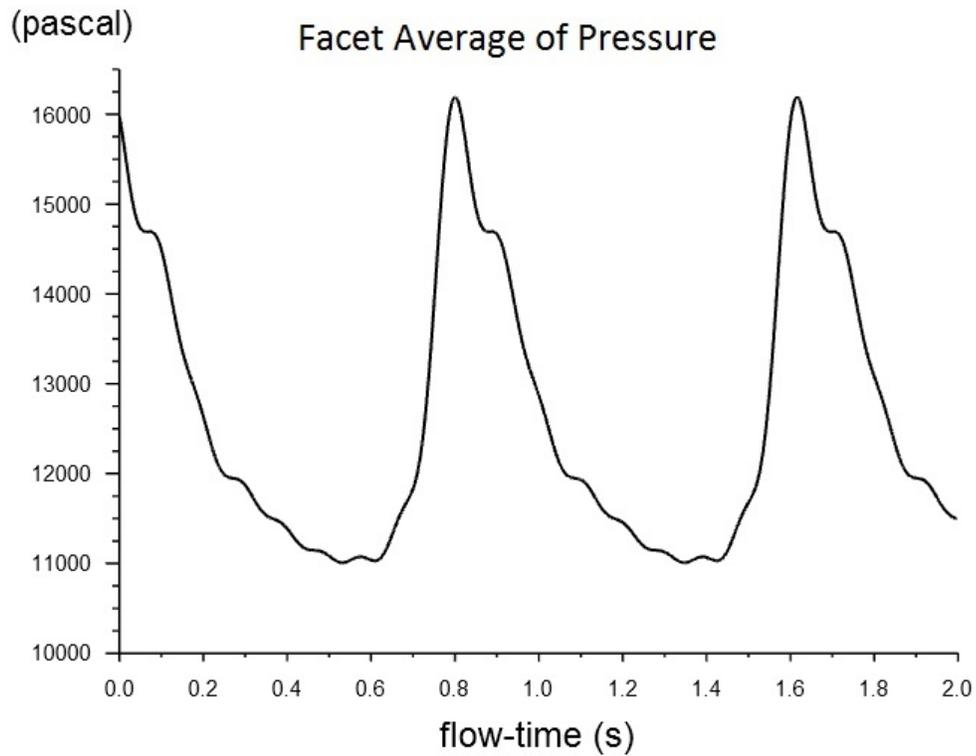


Figura 3.14: Presión promedio en la superficie de salida la MAV. La condición de presión de salida de la MAV varía entre los 82 mmHg y los 120 mmHg.

Una vez implementado el pulso de velocidad y presión en Ansys Fluent, se muestran las condiciones de borde aplicada en la entrada y salida de la MAV.

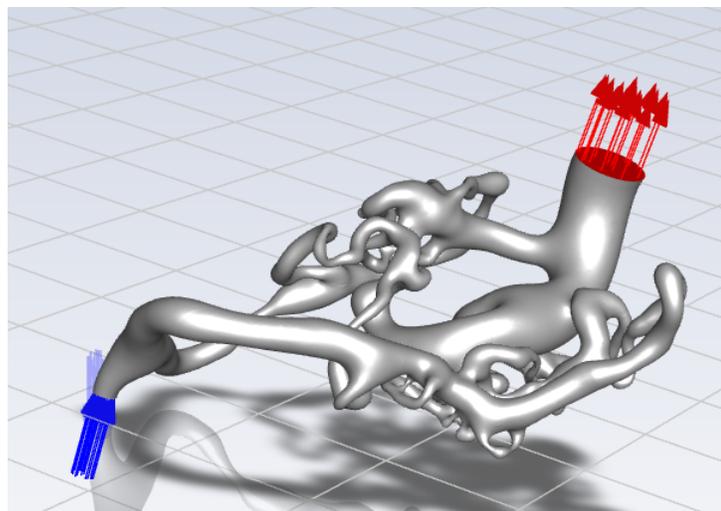


Figura 3.15: Flechas azules: aplicación condición de borde en la entrada de la MAV. Flechas rojas: aplicación de condición de borde a la salida de la MAV.

4. Resultados

En esta sección se presentan los resultados de las 3 variables principales del estudio CFD: velocidad, presión y esfuerzos de corte en las paredes. En las simulaciones realizadas en este estudio, el tiempo de computo máximo para la solución fue de 5 horas. Para una mejor interpretación se decide la siguiente estrategia para la lectura de los resultados:

- Se exponen 2 instantes de tiempo en los resultados: diástole ($t=1.4$ s) y sístole ($t=1.6$ s), que corresponden a los peak de baja y alta presión en el pulso, respectivamente.
- Los resultados se presentan desde 2 perspectivas: una mirando la MAV desde arriba, y la otra mirando la MAV desde abajo.
- Se muestran los resultados de forma global para los dos instantes de tiempo sístole y diástole.
- Se definen rangos de valores donde se visualicen los máximos locales dentro de la MAV.
- Para el segundo caso MAV post-tratamiento, se mostrarán los resultados en el momento de sístole ($t = 1.6$ s), omitiendo los resultados en diástole.

4.1. Resultados de Velocidad

Primero se presentan los resultados en el instante $t = 1.4$ s (diástole) para la MAV pre tratamiento con sus resultados globales y por intervalos. Después, con mas detalle se muestran los resultados para el instante $t = 1.6$ s (sístole) para la MAV en pre tratamiento y post tratamiento. Además, en el instante de diástole en la MAV pre tratamiento se muestran 2 tipos de muestreo para las lineas de corriente.

Las líneas de corriente de las imágenes anteriores son generadas con 3000 puntos de muestreo desde la entrada. Para identificar el máximo global de velocidad en el instante de sístole, se muestran los resultados con líneas de corriente generadas desde la entrada con un muestreo de 100 puntos.

4.1.1. Flujos volumétricos

Se presenta el flujo volumétrico durante el tiempo de estudio de 2 segundos para la MAV en estudio. El gráfico que se muestra corresponde a la MAV post tratamiento.

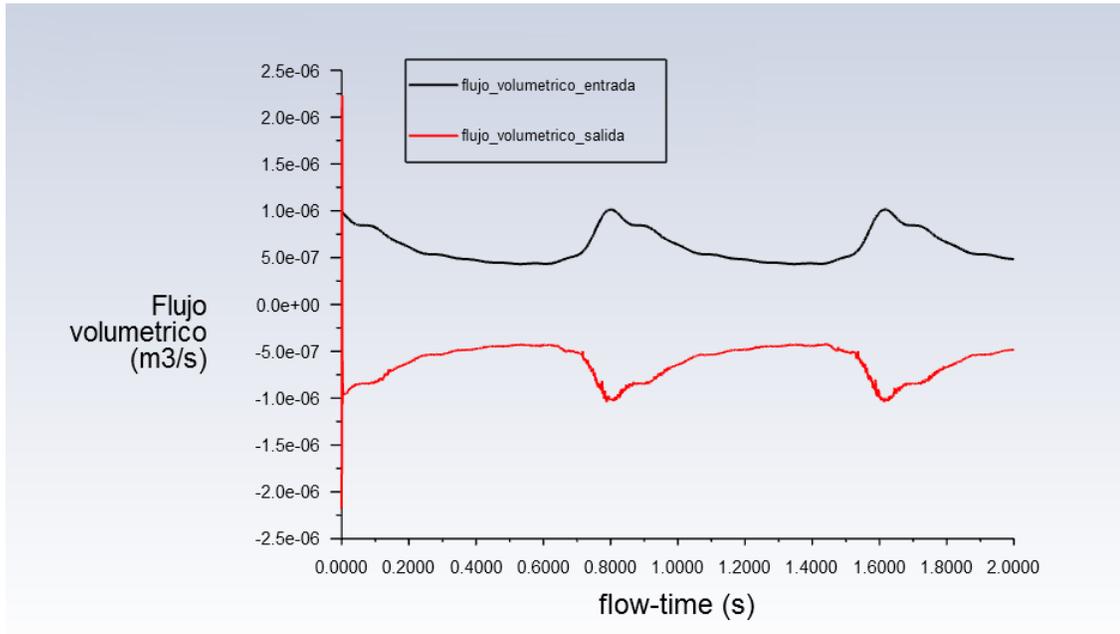


Figura 4.1: Desarrollo del flujo de entrada y salida de la MAV. La variación ocurre en un rango de 0,5 a 1,0 mL/s.

4.1.2. Velocidad en diástole (t=1.4 s)

4.1.2.1. Velocidad global MAV pre-tratamiento en diástole

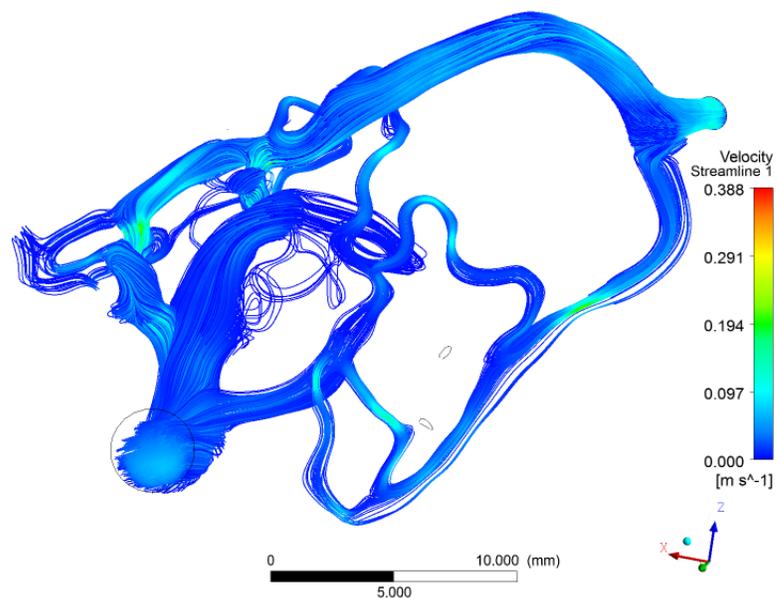


Figura 4.2: Rango de velocidad global para la velocidad en diástole (t=1.4 s). Vista inferior.

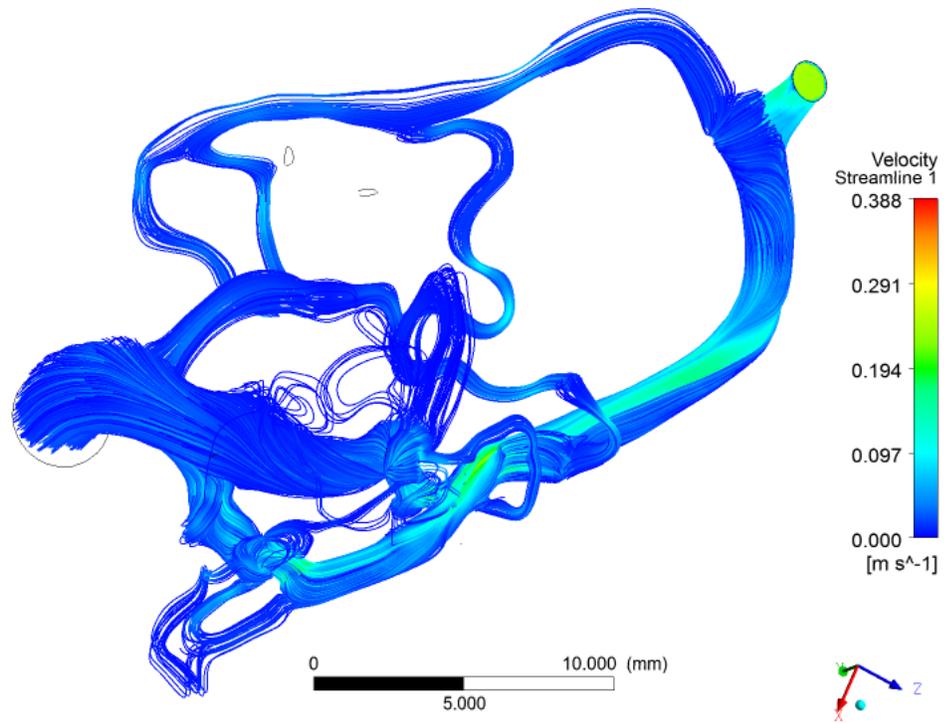


Figura 4.3: Rango de velocidad global para la velocidad en diástole ($t=1.4$ s). Vista superior.

4.1.2.2. Rangos de velocidades para MAV pre-tratamiento en diástole

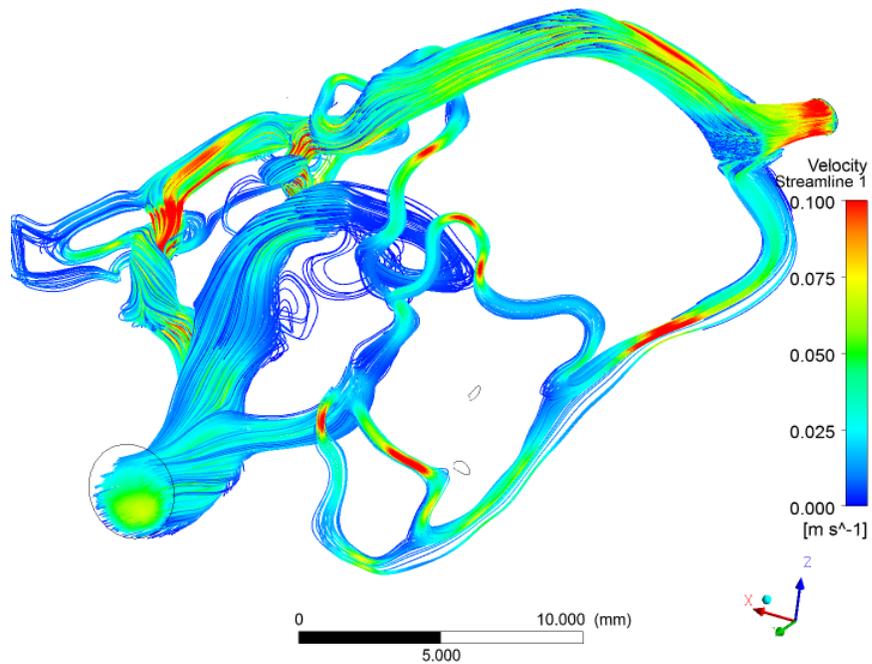


Figura 4.4: Rango de velocidad de 0 a 0.1 m/s para las líneas de corriente en diástole ($t=1.4$ s). Vista inferior.

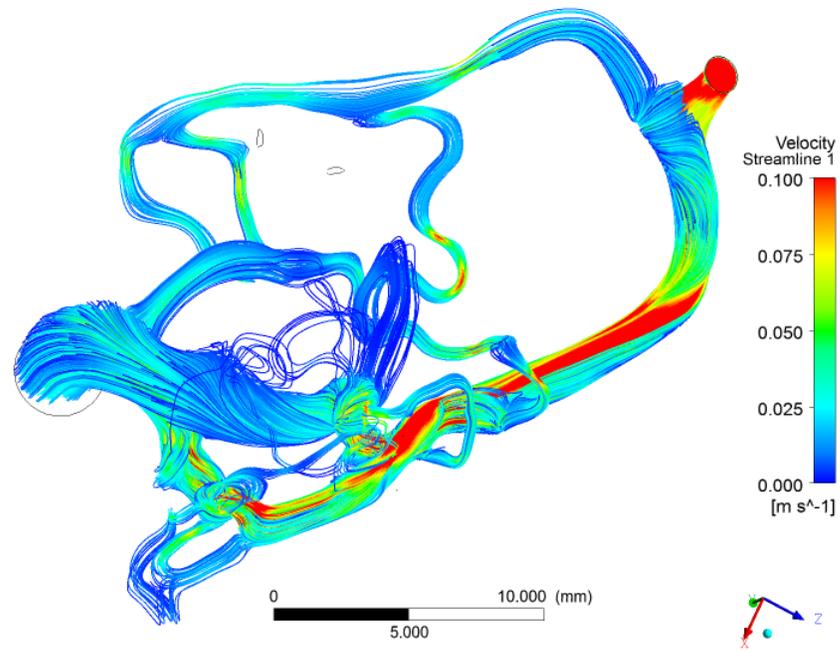


Figura 4.5: Rango de velocidad de 0 a 0.1 m/s para las líneas de corriente en diástole ($t=1.4$ s). Vista superior.

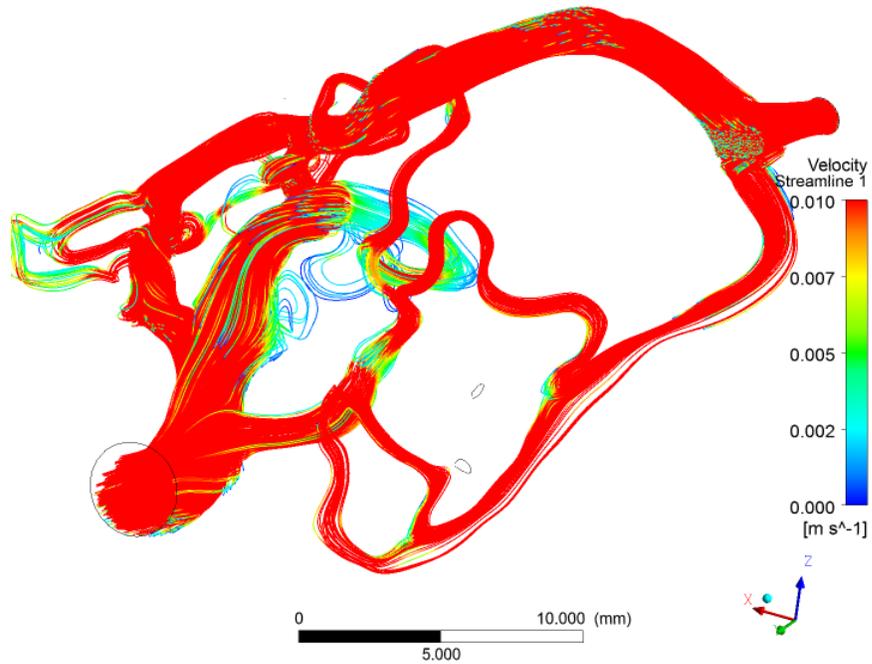


Figura 4.6: Rango de velocidad de 0 a 0.01 m/s para las líneas de corriente en diástole ($t=1.4$ s). Vista inferior.

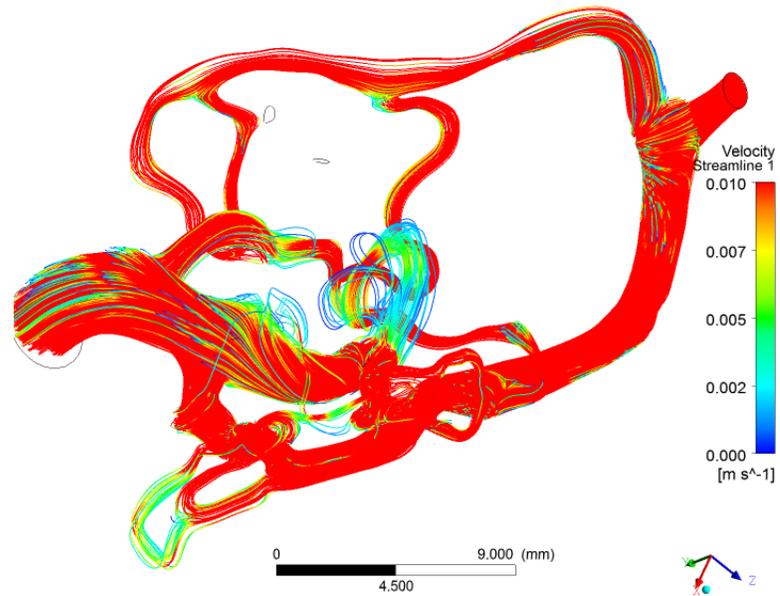


Figura 4.7: Rango de velocidad de 0 a 0.01 m/s para las líneas de corriente en diástole ($t=1.4$ s). Vista superior.

4.1.3. Velocidad en sístole ($t=1.6$ s)

4.1.3.1. Velocidad global MAV pre-tratamiento en sístole

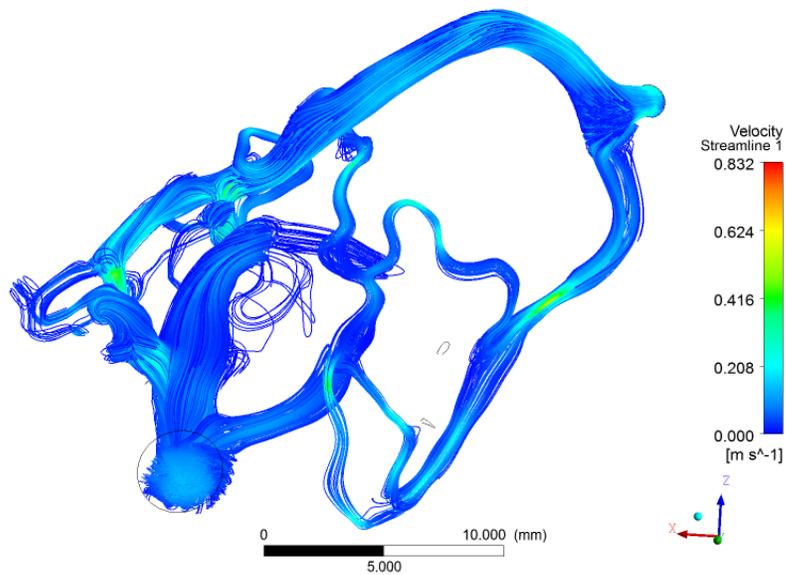


Figura 4.8: Rango de velocidad global en sístole ($t=1.6$ s). Vista inferior

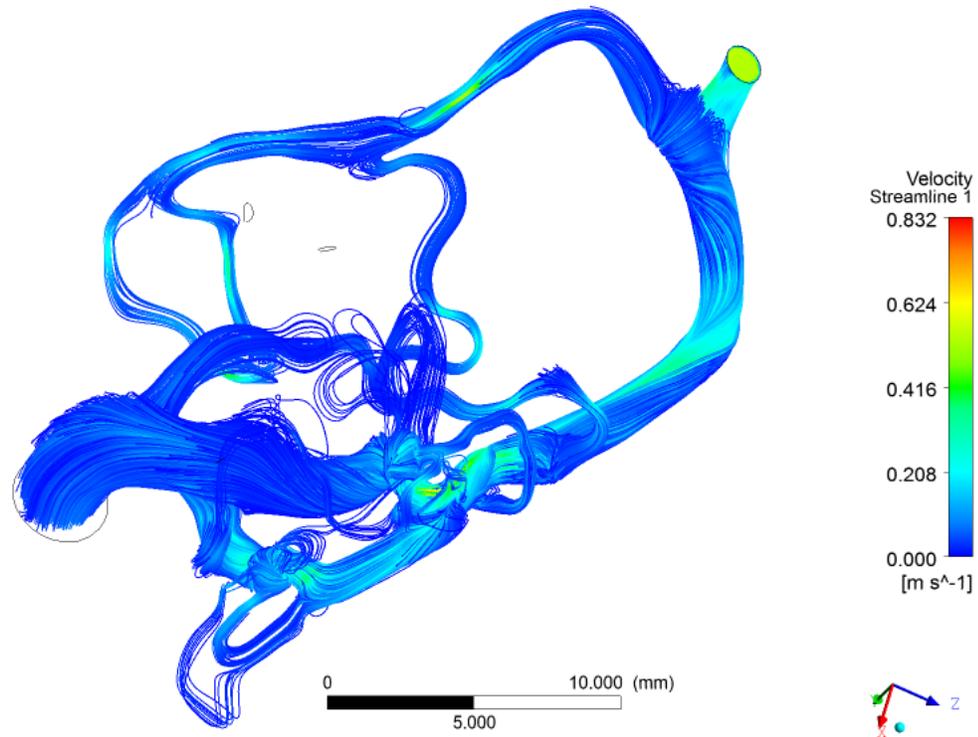


Figura 4.9: Rango de velocidad global en sístole ($t=1.6$ s). Vista superior

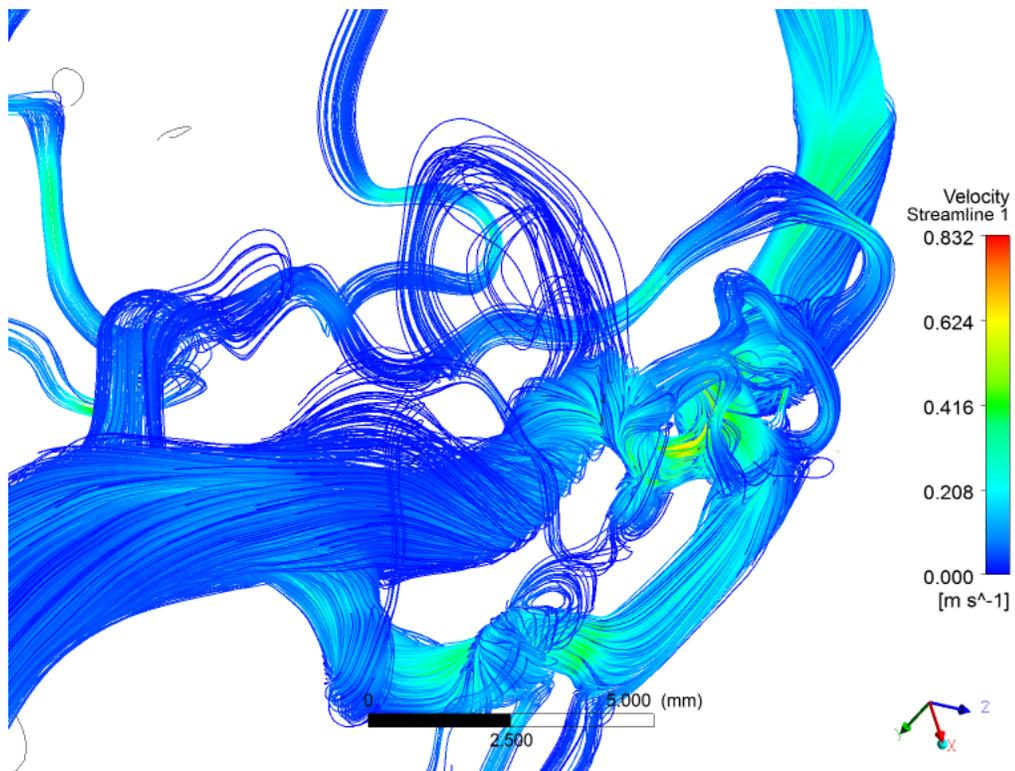


Figura 4.10: Acercamiento de una zona de alta velocidad detectada. Rango de velocidad global para la velocidad en sístole ($t=1.6$ s).

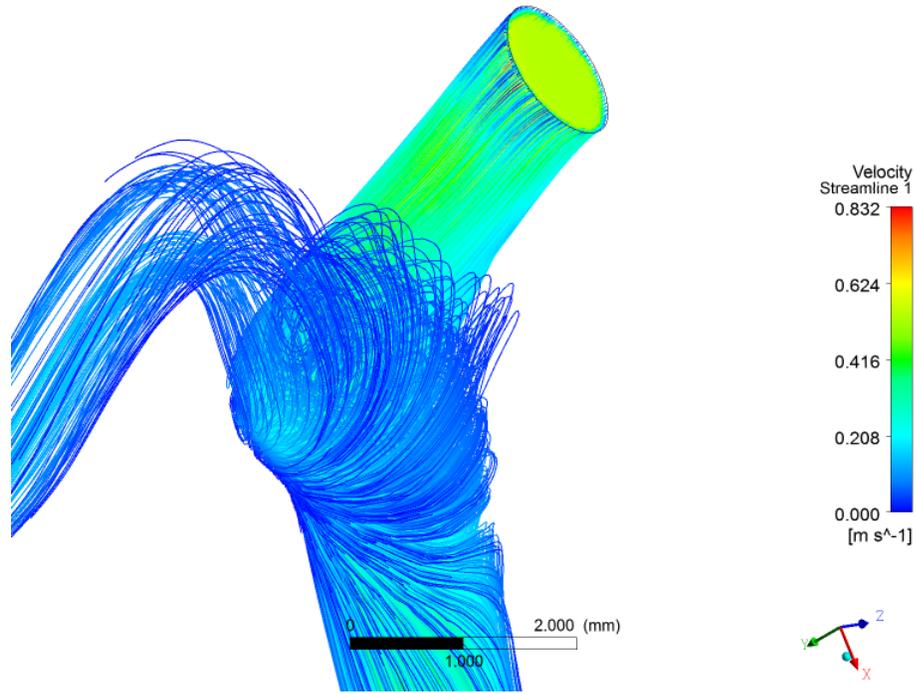


Figura 4.11: Detalle de las líneas de corriente en la entrada de la MAV en pre-tratamiento. Rango de velocidad global para la velocidad en sístole ($t=1.6$ s).

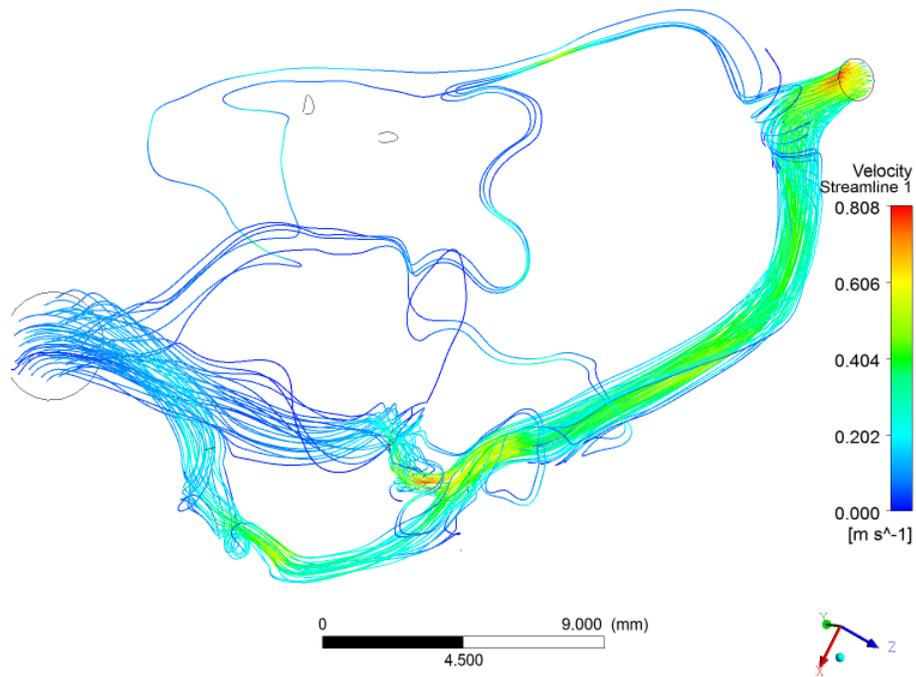


Figura 4.12: Rango de velocidad global en sístole ($t=1.6$ s). 100 puntos de muestreo para la generación de líneas de corriente.

4.1.3.2. Rangos de velocidades para MAV pre-tratamiento en sístole

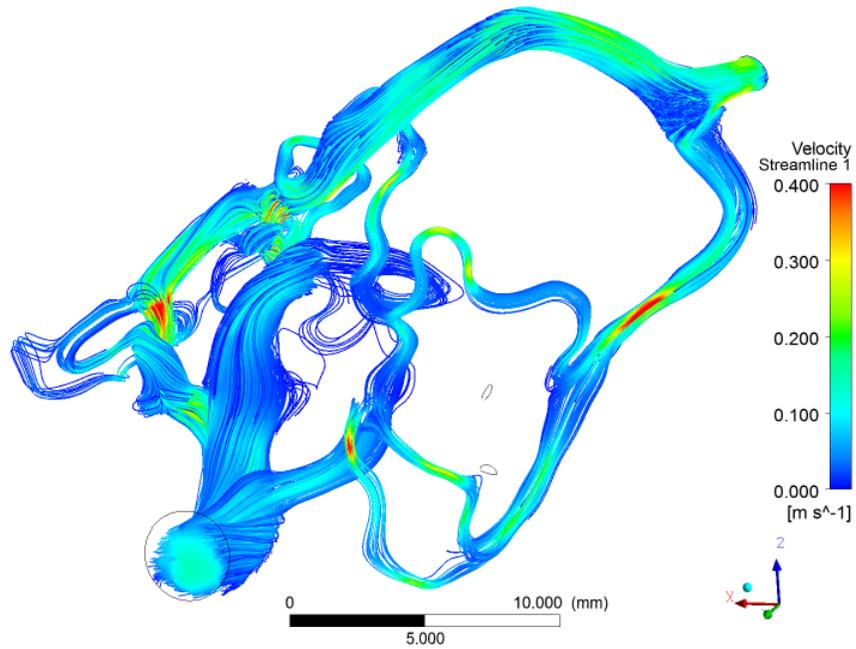


Figura 4.13: Rango de velocidad de 0 a 0.4 m/s en sístole ($t=1.6$ s). Vista inferior.

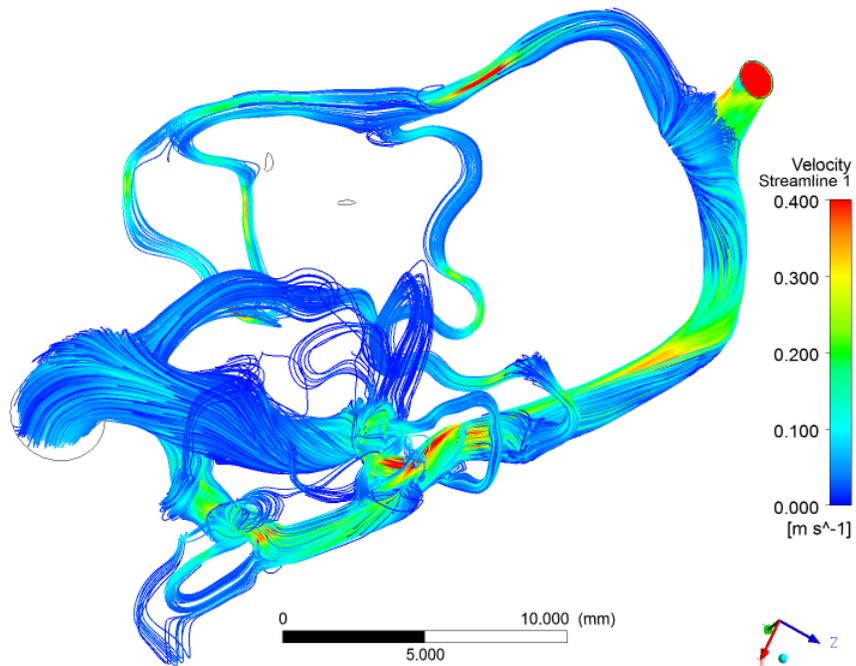


Figura 4.14: Rango de velocidad de 0 a 0.4 m/s en sístole ($t=1.6$ s). Vista superior.

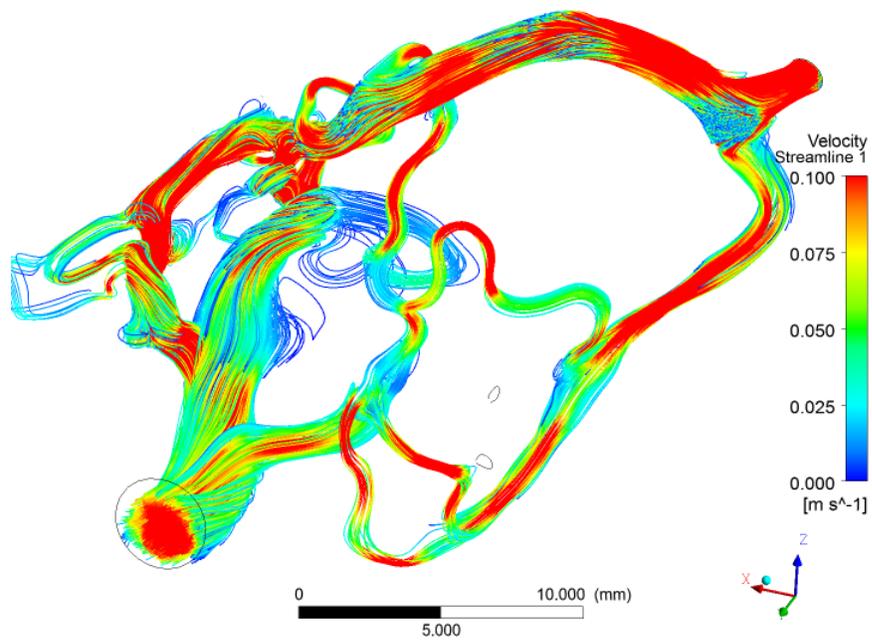


Figura 4.15: Rango de velocidad de 0 a 0.1 m/s en sístole ($t=1.6$ s). Vista inferior.

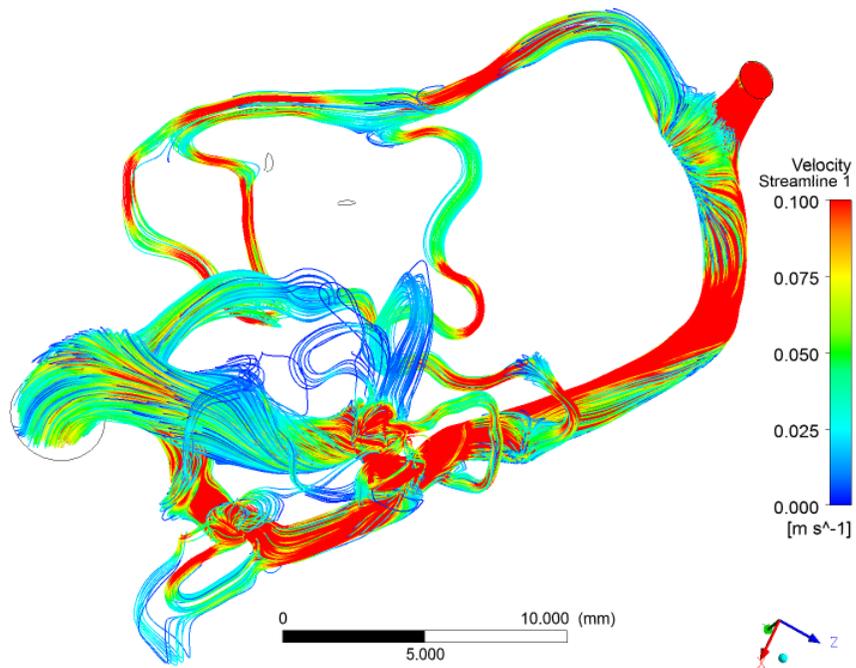


Figura 4.16: Rango de velocidad de 0 a 0.1 m/s en sístole ($t=1.6$ s). Vista superior

4.1.3.3. Velocidad global MAV post-tratamiento en sístole

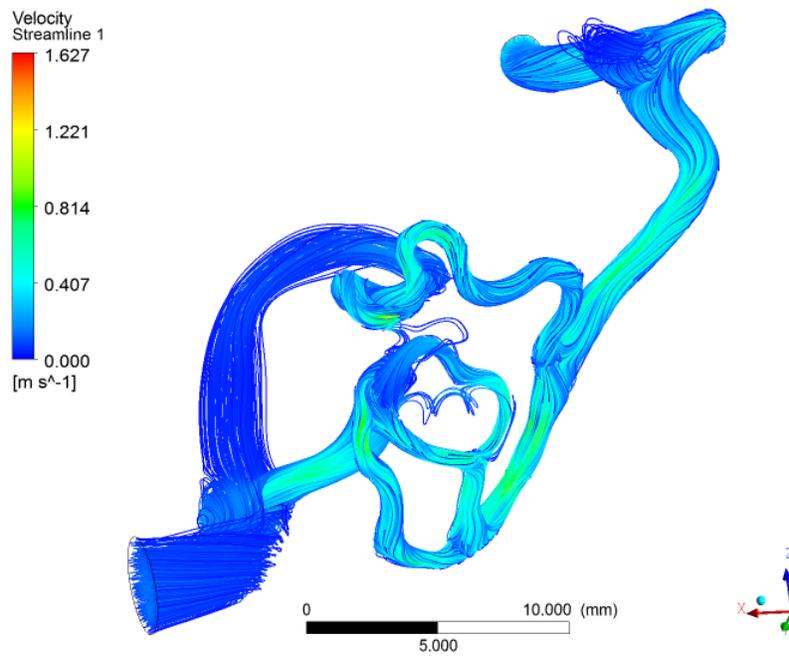


Figura 4.17: Rango de velocidad global MAV post tratamiento. 1000 puntos de muestreo para generación de líneas de corriente.

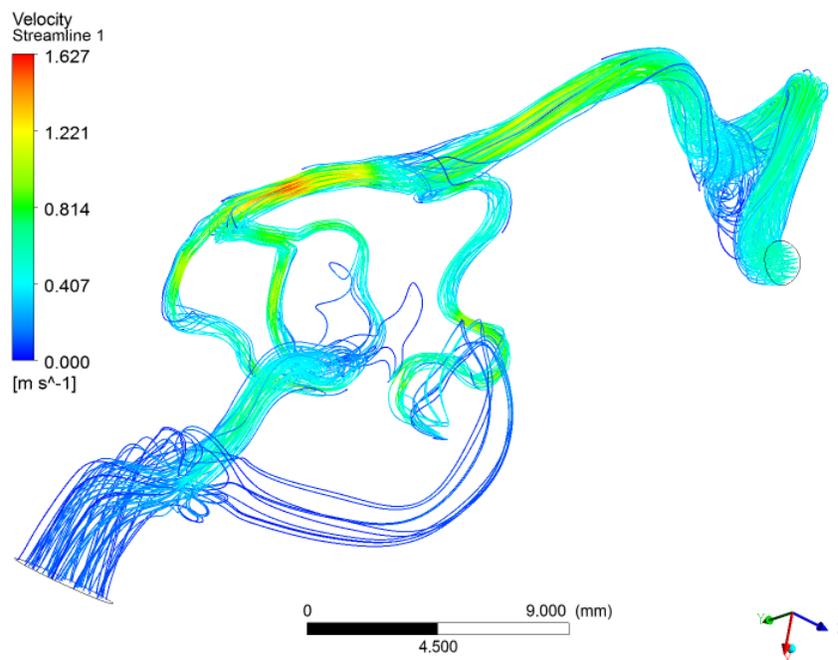


Figura 4.18: Rango de velocidad global MAV post tratamiento. 100 puntos muestreo para generación de líneas de corriente.

4.1.3.4. Rangos de velocidades para MAV post-tratamiento en sístole

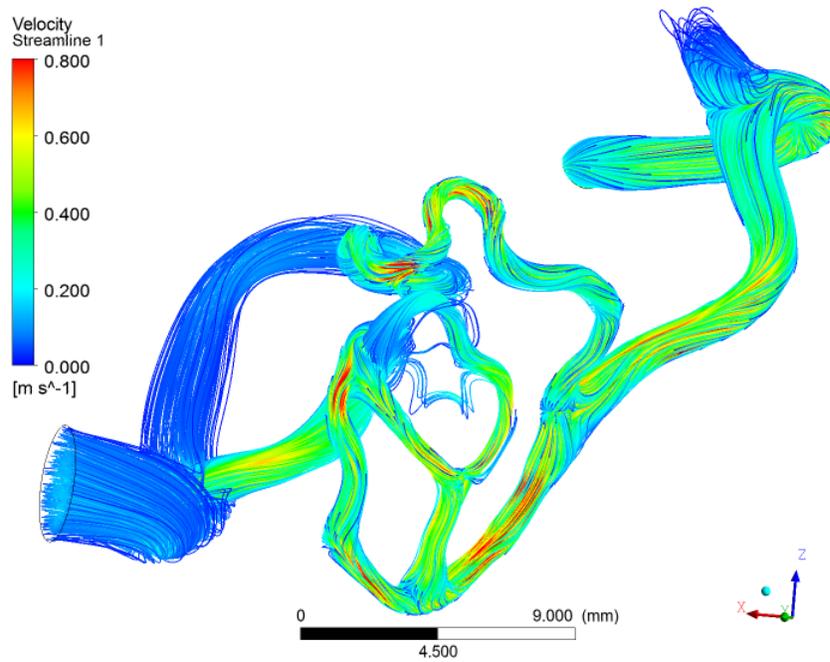


Figura 4.19: Rangos de velocidad de 0 a 0.8 m/s MAV post tratamiento. Vista 1.

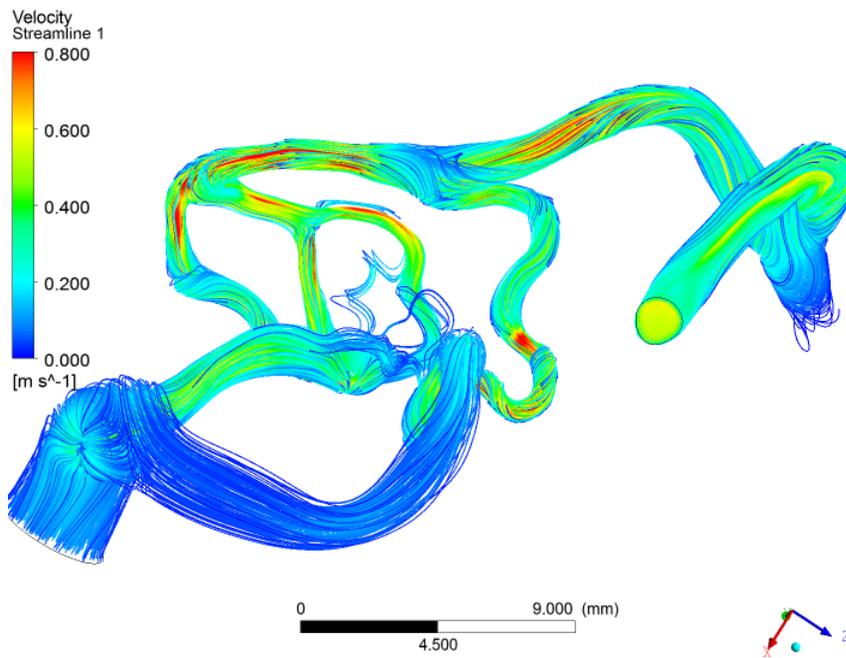


Figura 4.20: Rangos de velocidad de 0 a 0.8 m/s MAV post tratamiento. Vista 2.

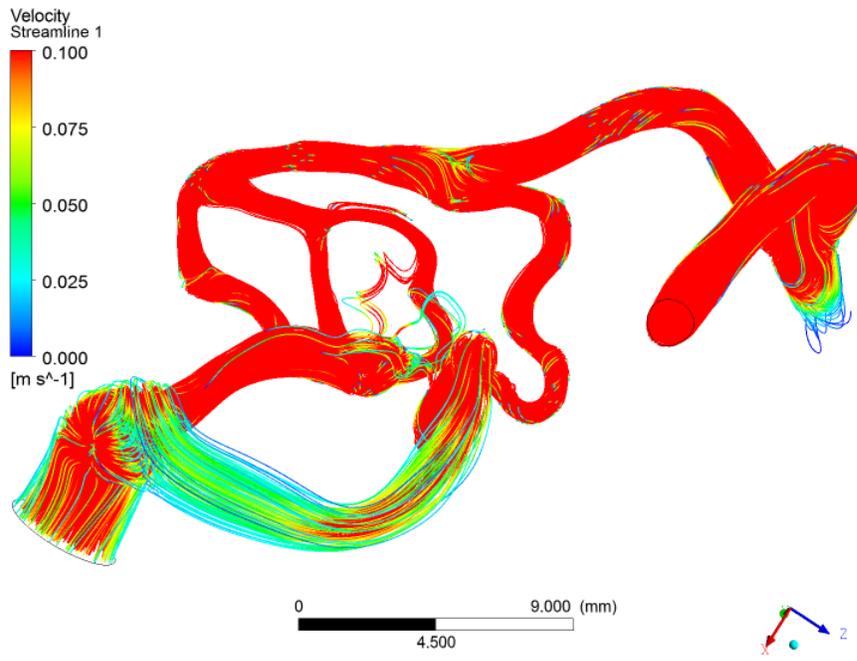


Figura 4.21: Rangos de velocidad de 0 a 0.1 m/s MAV post tratamiento. Vista 1.

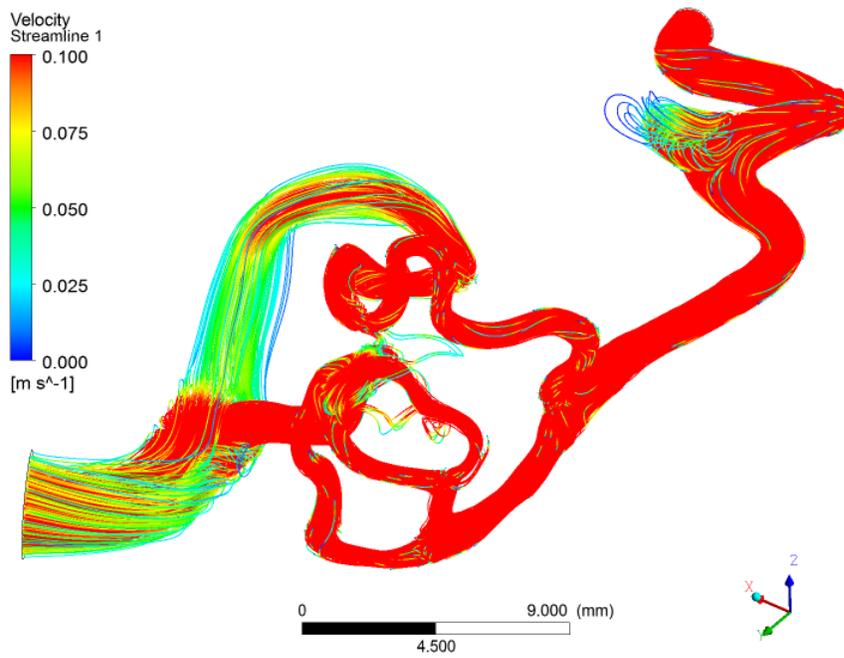


Figura 4.22: Rangos de velocidad de 0 a 0.1 m/s MAV post tratamiento. Vista 2.

4.2. Presión de la MAV

A continuación, se presentan los campos de presión en los instantes de diástole y sístole para la MAV pre y post tratamiento.

4.2.1. Presión en diástole ($t=1.4$ s)

4.2.1.1. Rango global de presión en la MAV pre tratamiento ($t=1.4$ s)

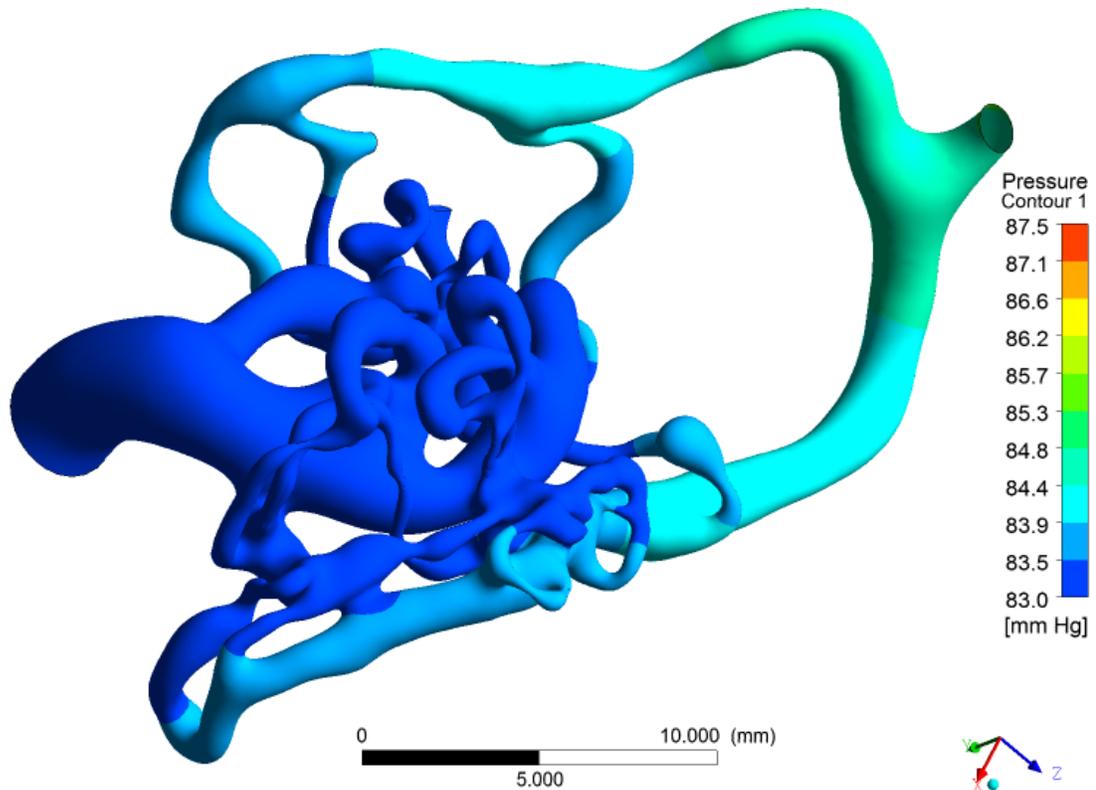


Figura 4.23: Presión global de la MAV en diástole ($t=1.4$ s). Vista superior del nido.

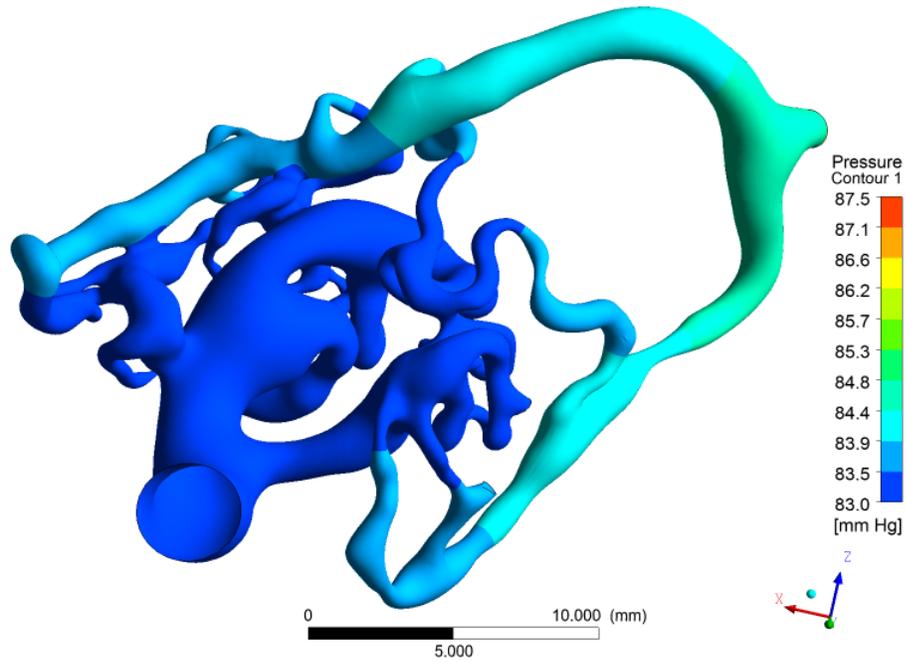


Figura 4.24: Presión global de la MAV en diástole ($t=1.4$ s). Vista inferior del nido.

4.2.1.2. Rango local de presión en la MAV pre tratamiento ($t=1.4$ s)

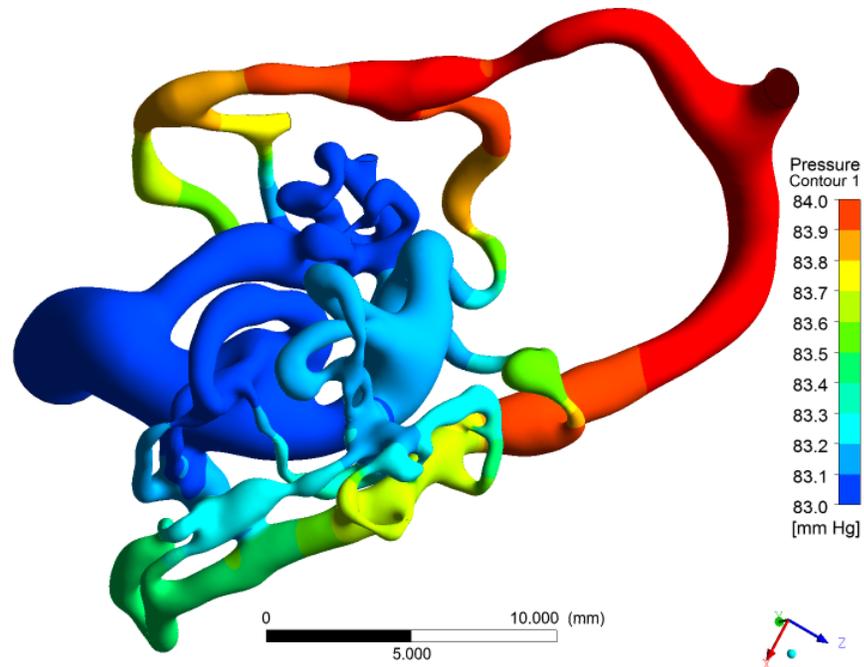


Figura 4.25: Valores de presión entre 83 y 84 mmHg en diástole. Vista superior.

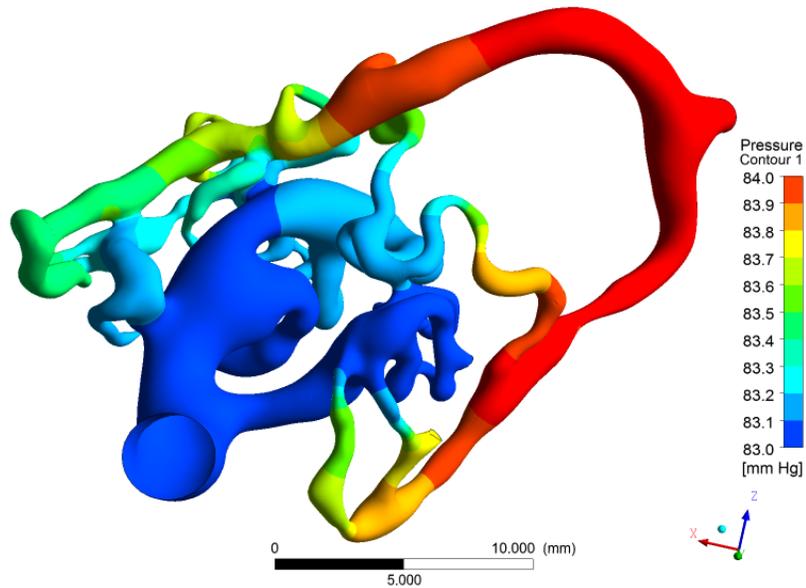


Figura 4.26: Valores de presión entre 83 y 84 mmHg en diástole. Vista inferior.

4.2.2. Presión en sístole ($t=1.6$ s)

4.2.2.1. Presión en la MAV pre tratamiento ($t=1.6$ s)

4.2.2.2. Rango global de presión en la MAV pre tratamiento ($t=1.6$ s)

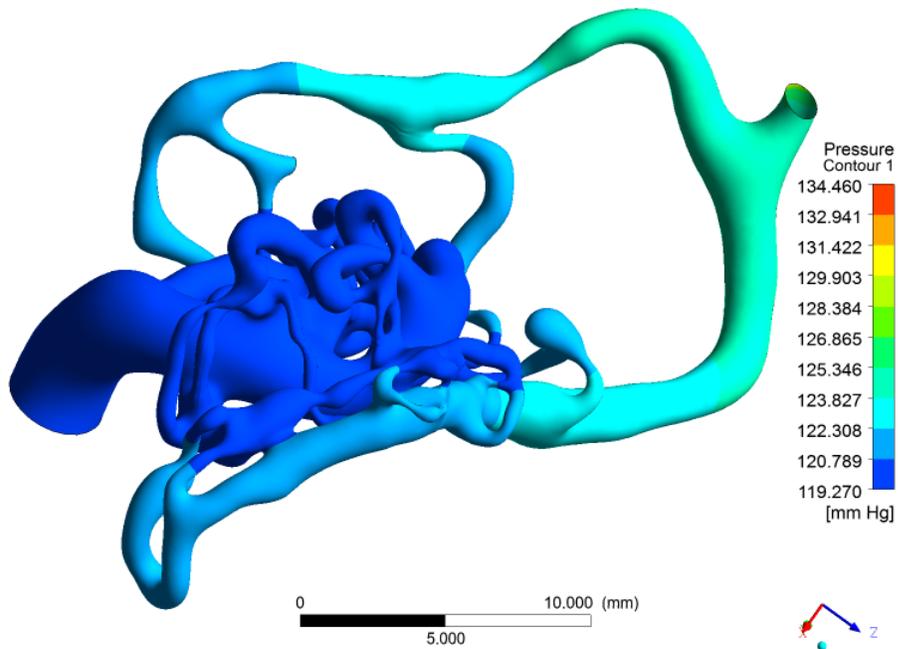


Figura 4.27: Presión global de la MAV en sístole. Vista superior del nido.

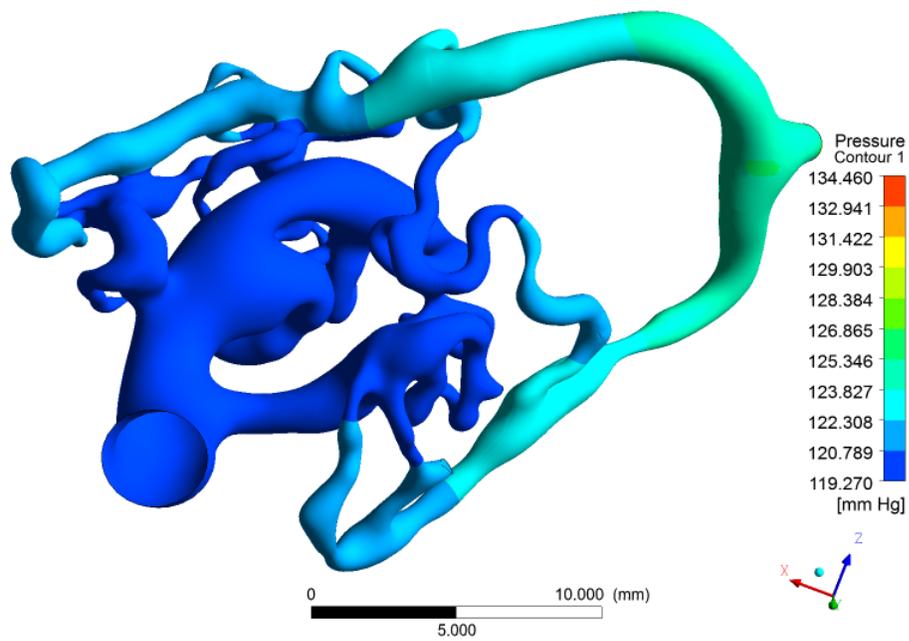


Figura 4.28: Presión global en la MAV en sístole. Vista inferior del nido.

4.2.2.3. Rango local de presión en la MAV pre tratamiento ($t=1.6$ s)

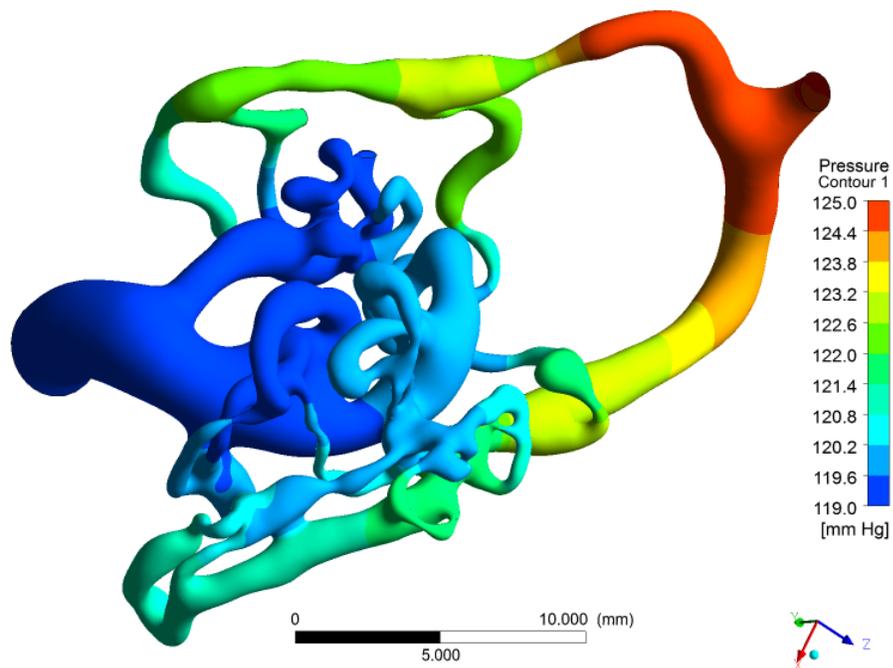


Figura 4.29: Valores de presión entre 119 y 125 mmHg en sístole. Vista superior del nido.

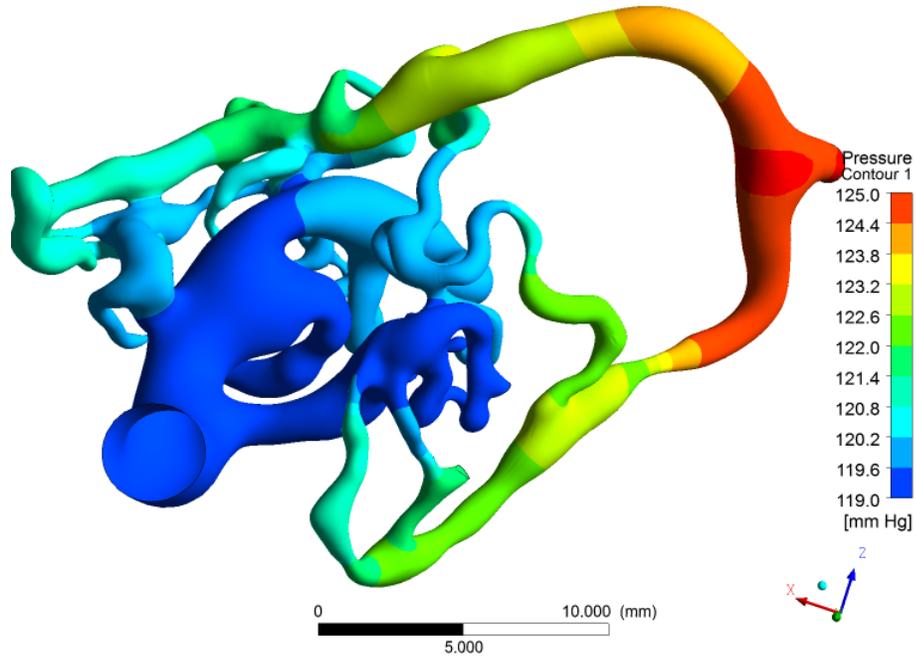


Figura 4.30: Valores de presión entre 119 y 125 mmHg en sístole. Vista inferior del nido.

4.2.2.4. Presión en la MAV post tratamiento en sístole ($t=1.6$ s)

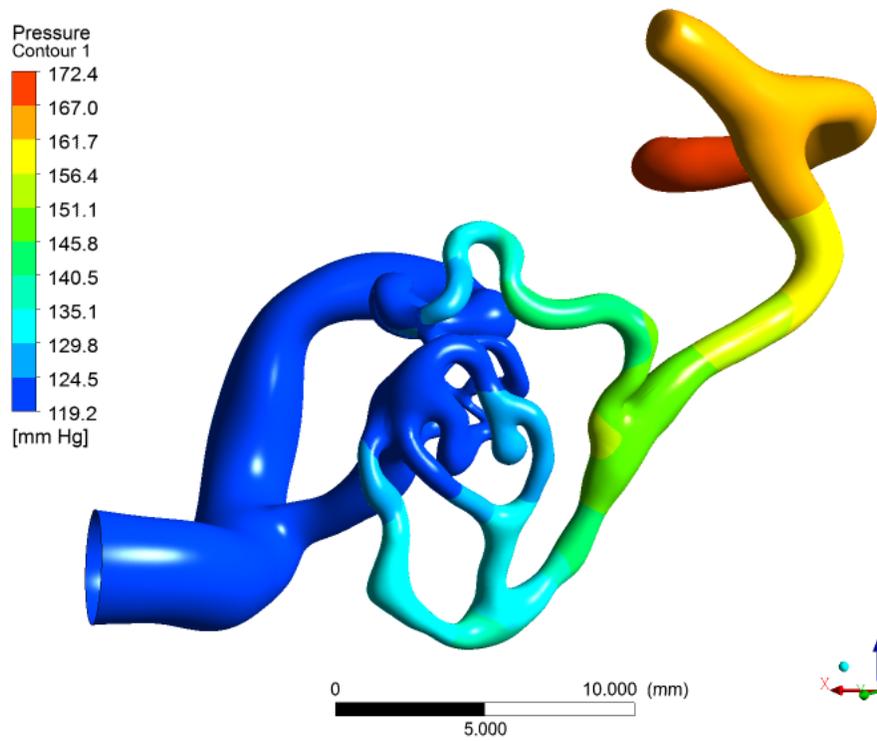


Figura 4.31: Presión global en la MAV post tratamiento. Vista 1.

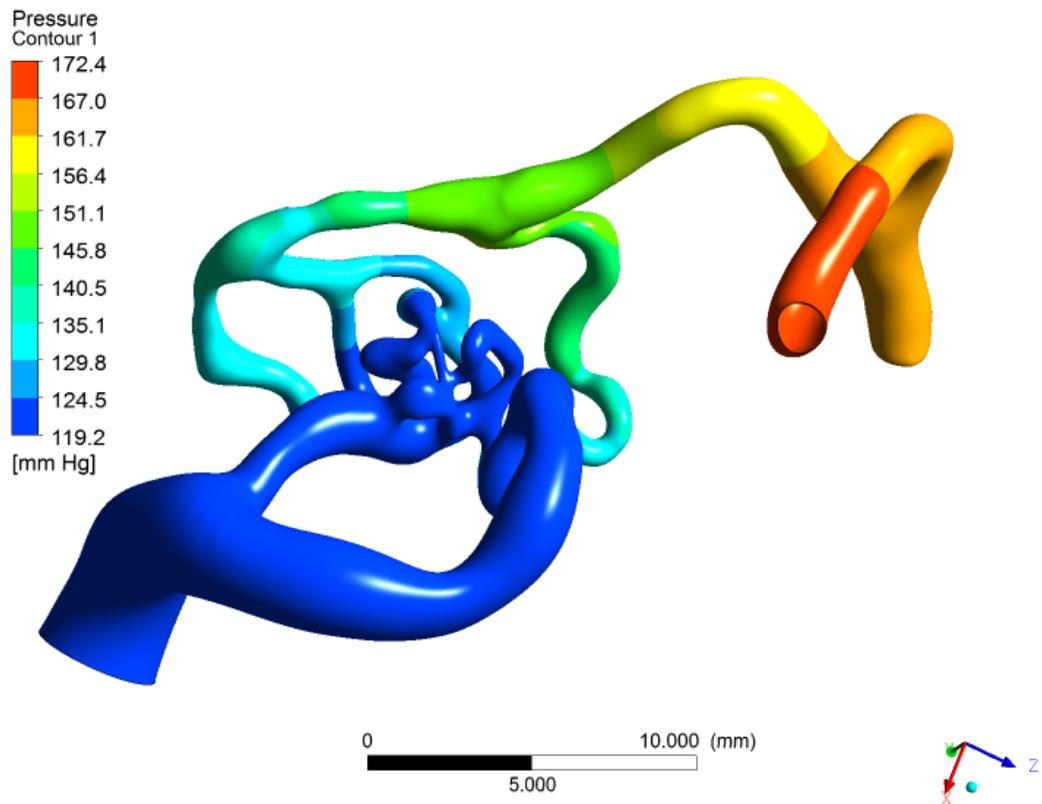


Figura 4.32: Presión global en la MAV post tratamiento. Vista 2.

4.3. Esfuerzos WSS en la MAV

Los campos de esfuerzos de corte de pared (WSS) del WSS se presentan para dos instantes de tiempo: diástole ($t = 1.4s$) y sístole ($t = 1.6s$). Los rangos de valores son ajustados para identificar máximos valores locales dentro de la MAV.

4.3.1. Enfuerzos en diástole ($t=1.4$ s)

4.3.1.1. Rango global del esfuerzo WSS en MAV pre-tratamiento ($t=1.4$ s)

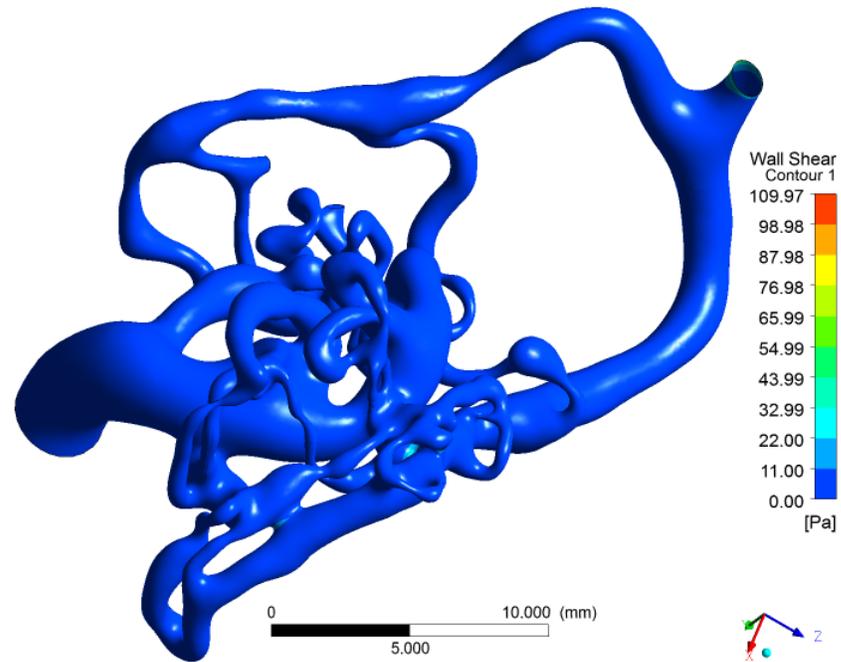


Figura 4.33: Esfuerzo global en diástole. Vista superior del nido de la MAV.

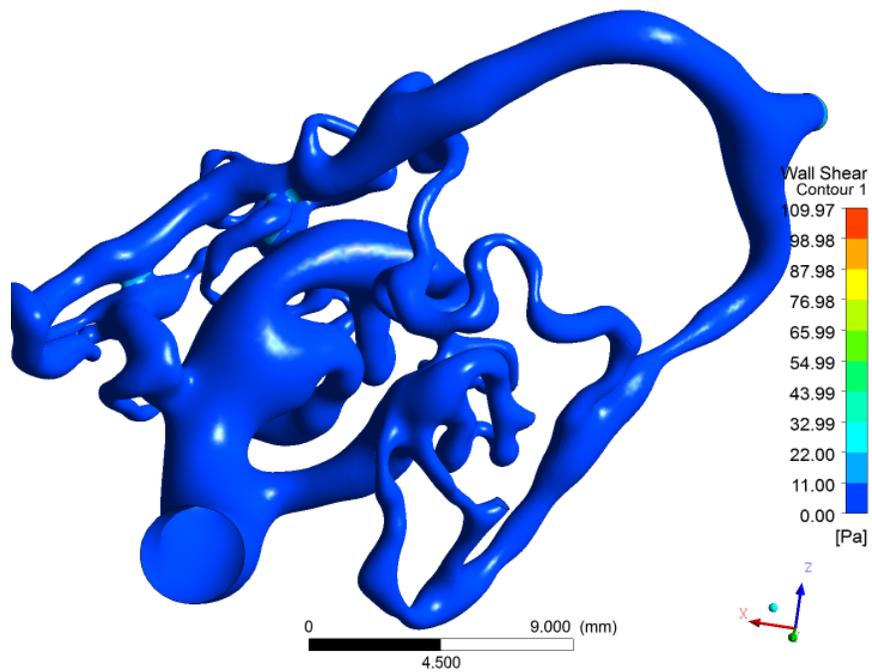


Figura 4.34: WSS global en diástole, vista inferior del nido de la MAV.

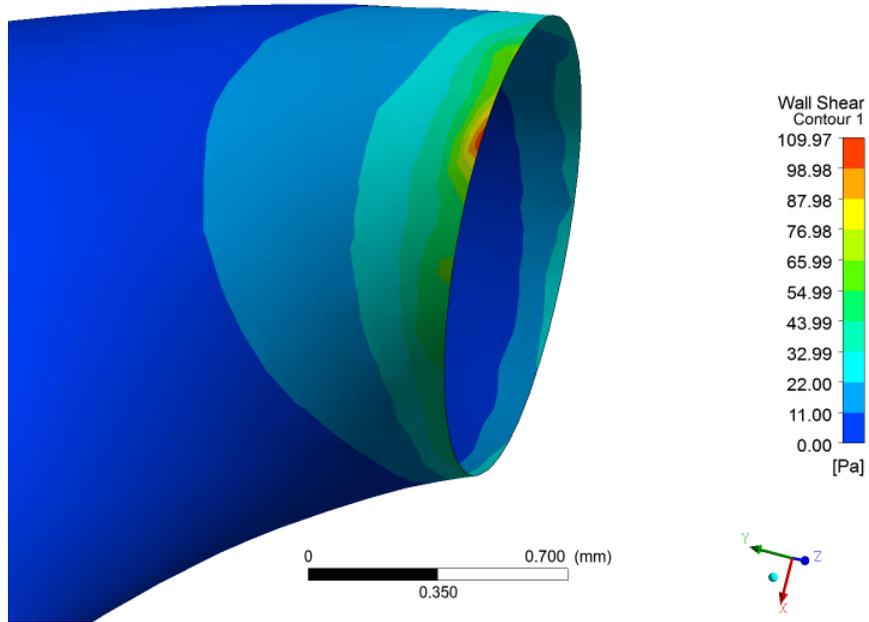


Figura 4.35: WSS global, concentración de esfuerzos en la entrada del flujo en la MAV sin tratamiento.

4.3.1.2. Rangos de WSS en MAV pre-tratamiento (t=1.4 s)

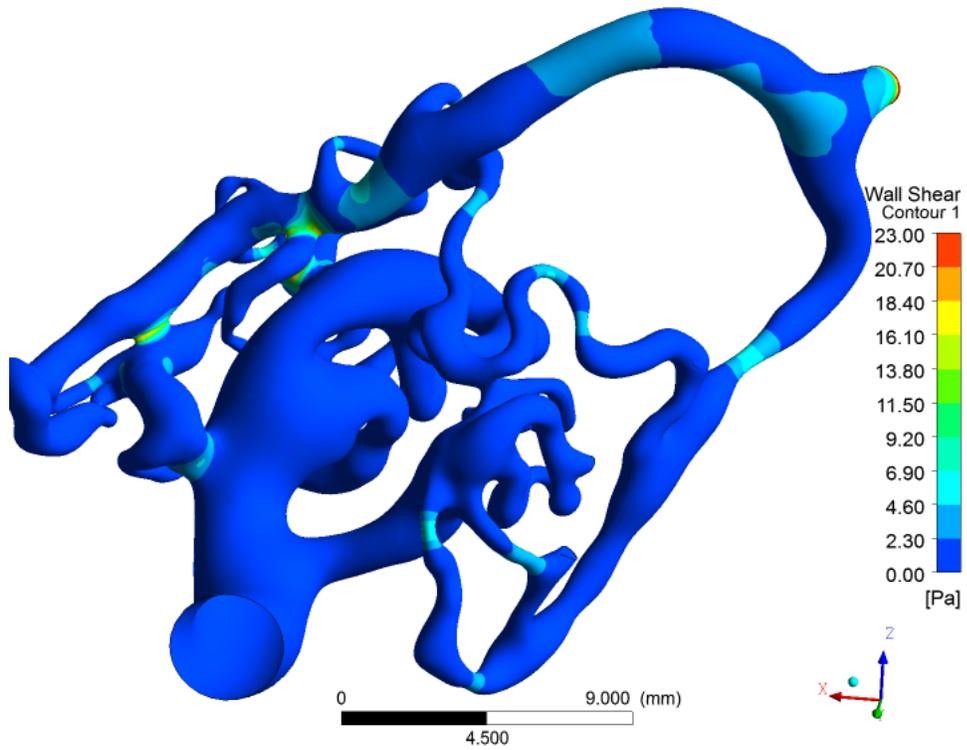


Figura 4.36: Intervalo WSS de 0 a 23 Pa en diástole. Vista inferior.

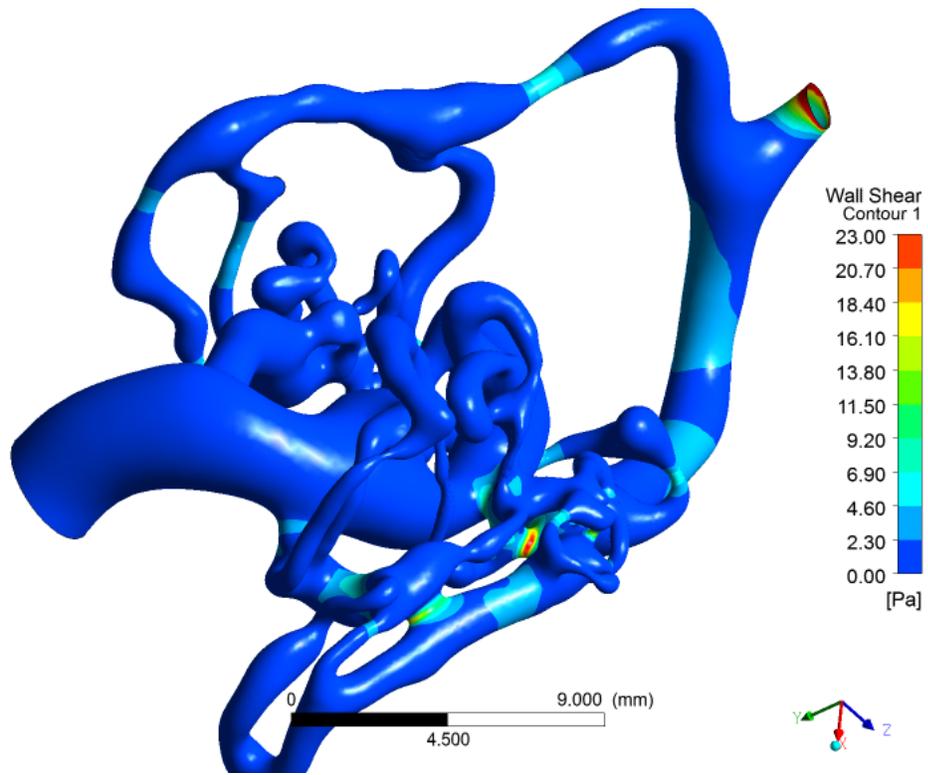


Figura 4.37: Intervalo WSS de 0 a 23 Pa en diástole. Vista superior.

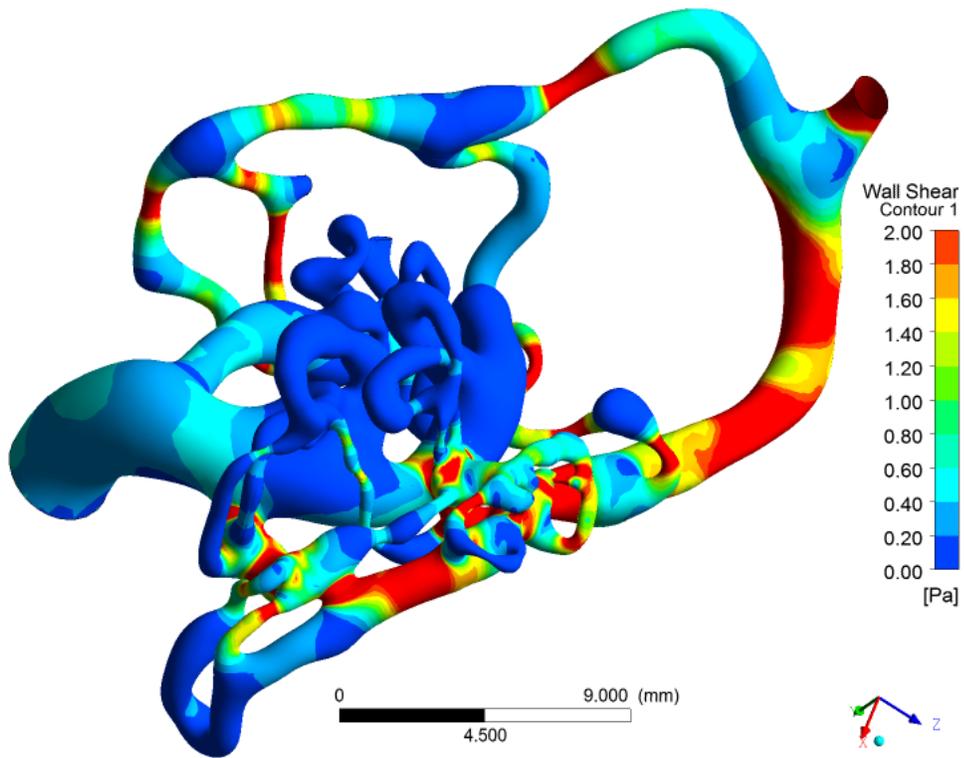


Figura 4.38: Intervalo WSS de 0 a 2 Pa en diástole. Vista superior.

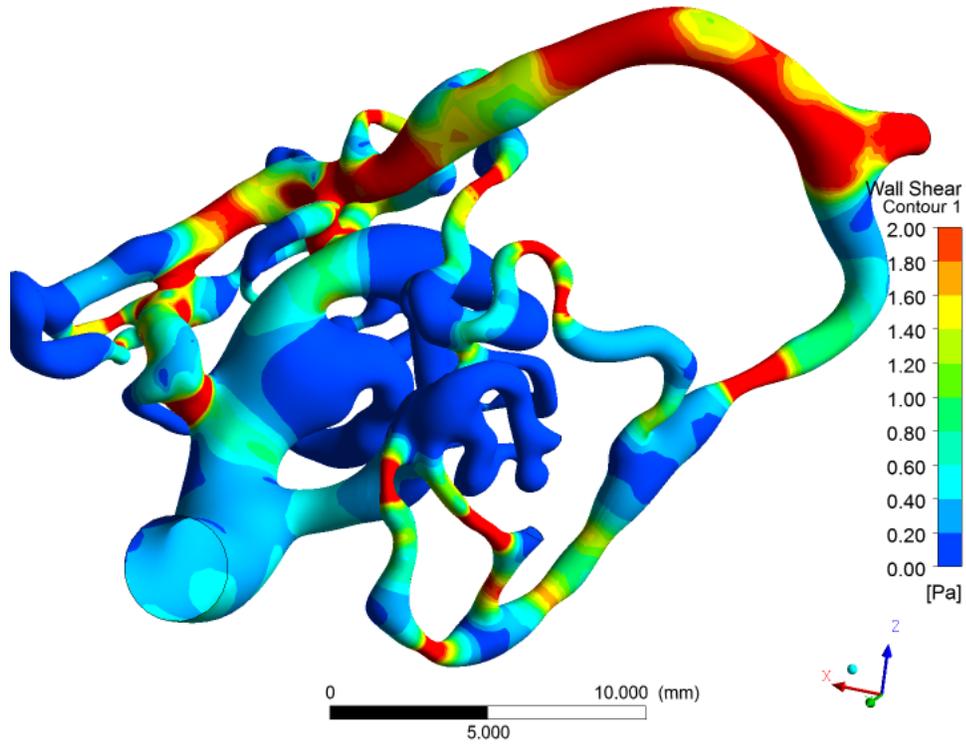


Figura 4.39: Intervalo WSS de 0 a 2 Pa en diástole. Vista inferior.

4.3.2. Esfuerzos en sístole ($t=1.6$ s)

4.3.2.1. Rango global de WSS en MAV pre tratamiento ($t=1.6$ s)

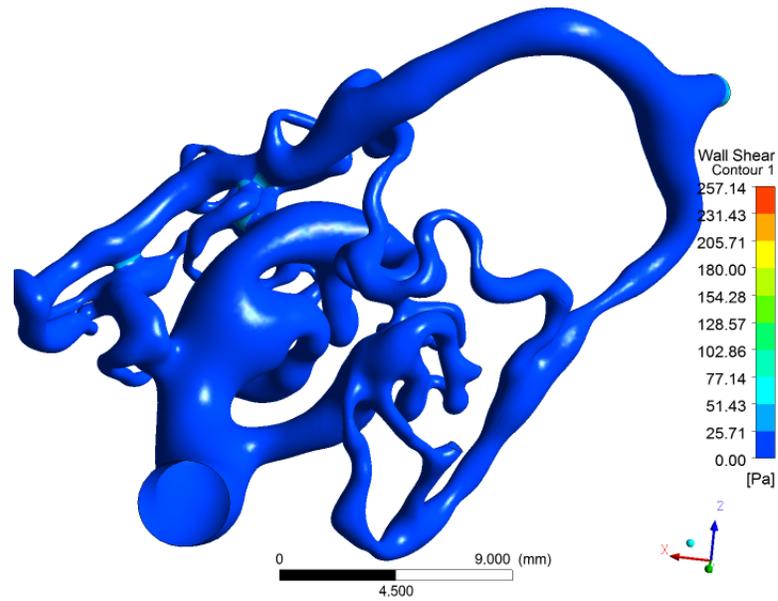


Figura 4.40: WSS global en sístole. Vista inferior del nido de la MAV.

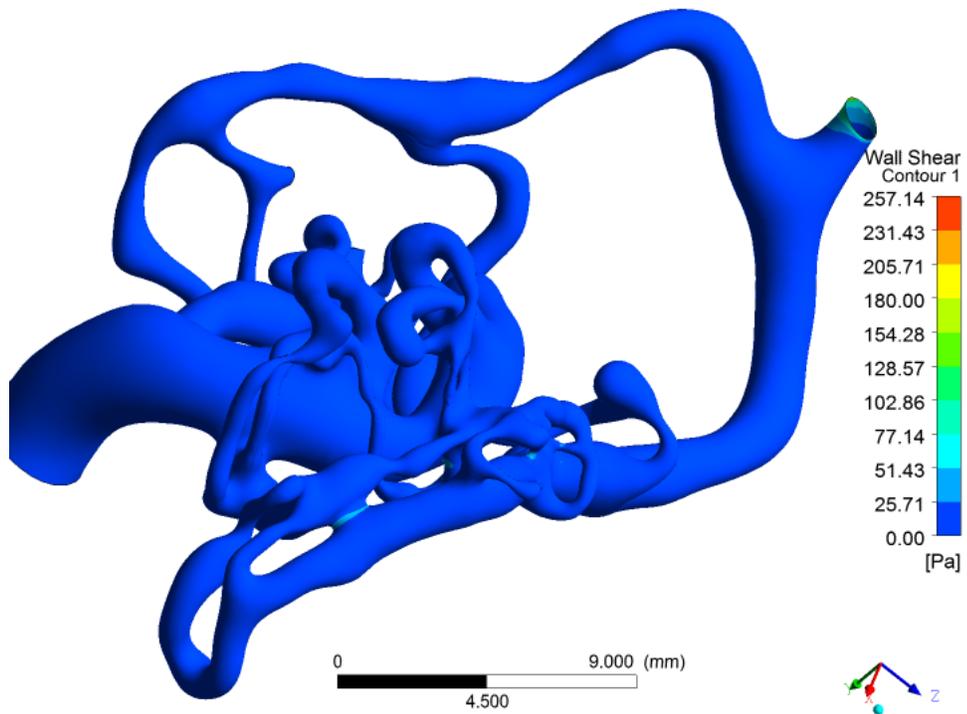


Figura 4.41: WSS global en sístole, vista superior de la MAV.

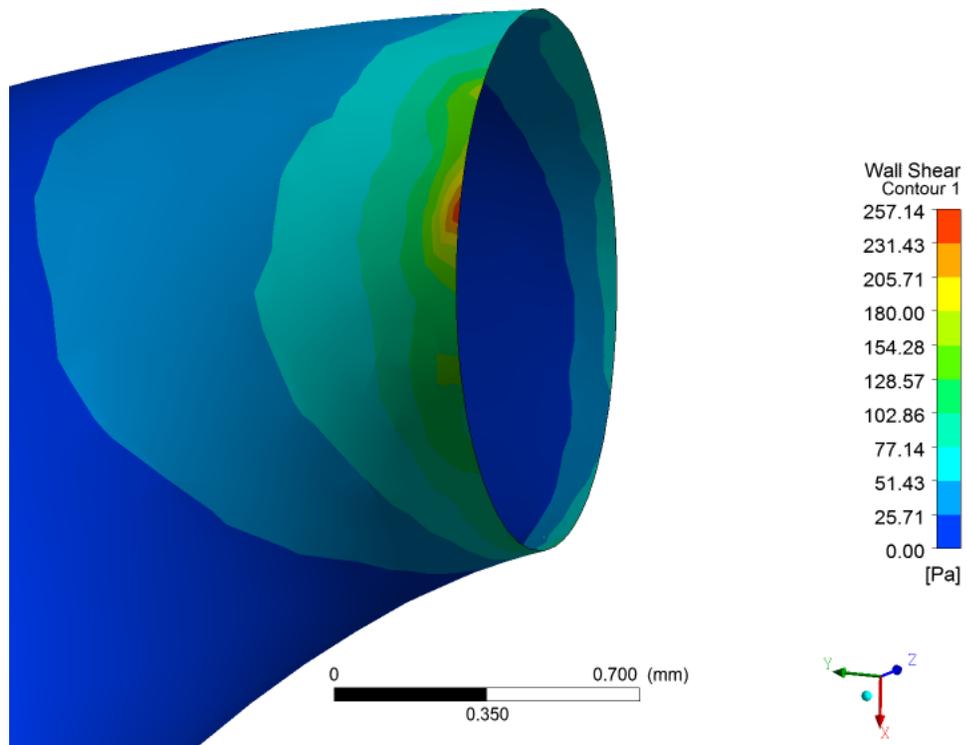


Figura 4.42: WSS global en sístole, concentración de esfuerzos en la entrada del flujo en la MAV.

4.3.2.2. Rangos de WSS en MAV pre-tratamiento ($t=1.6$ s)

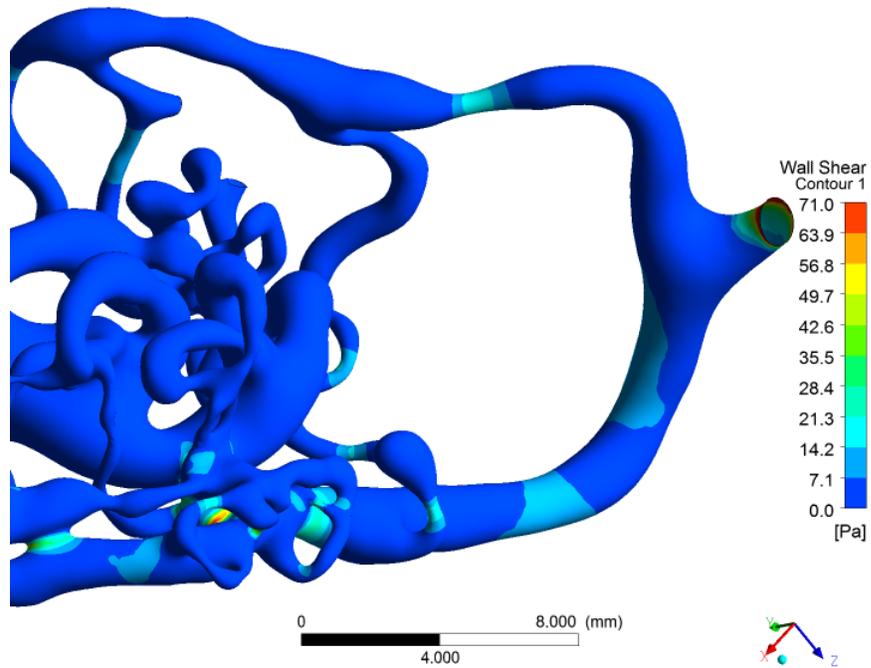


Figura 4.43: Intervalo WSS de 0 a 71 Pa en sístole. Vista superior.

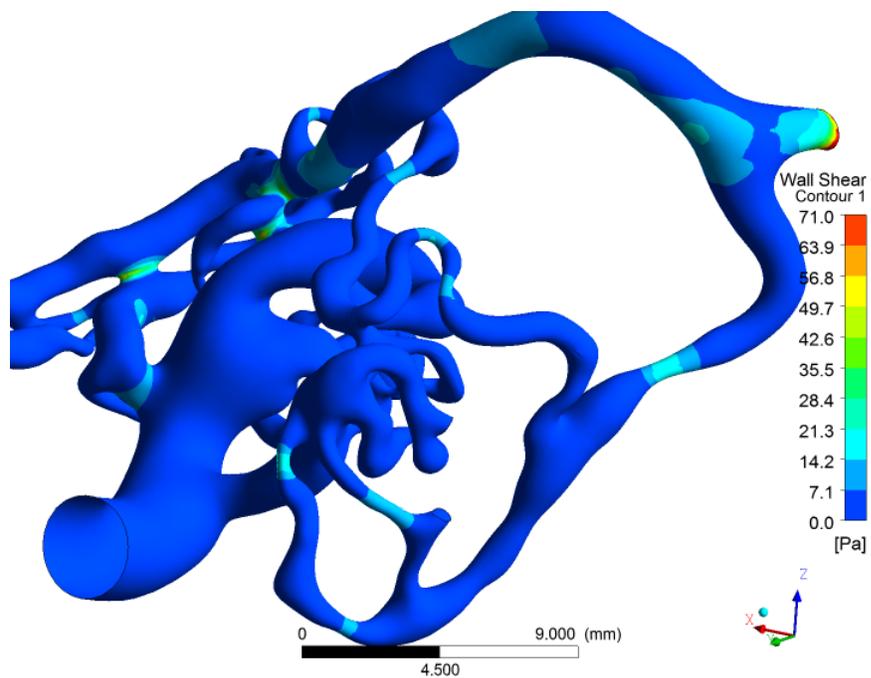


Figura 4.44: Intervalo WSS de 0 a 71 Pa en sístole. Vista inferior.

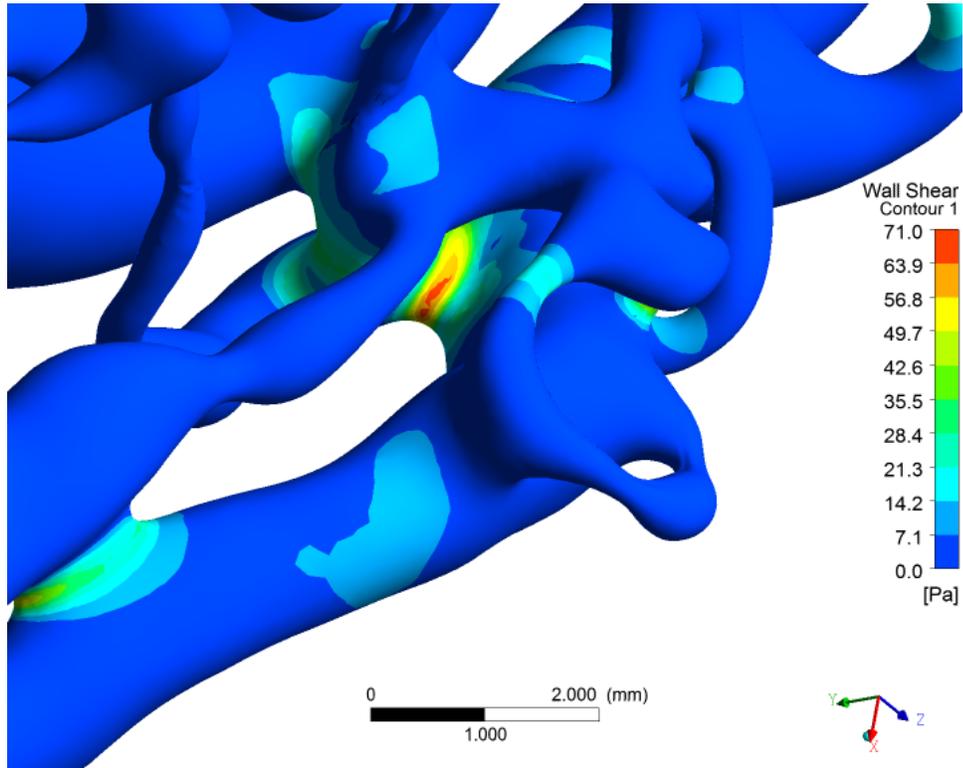


Figura 4.45: Intervalo WSS de 0 a 71 Pa en sístole. Detalle del máximo local en el nido de la MAV.

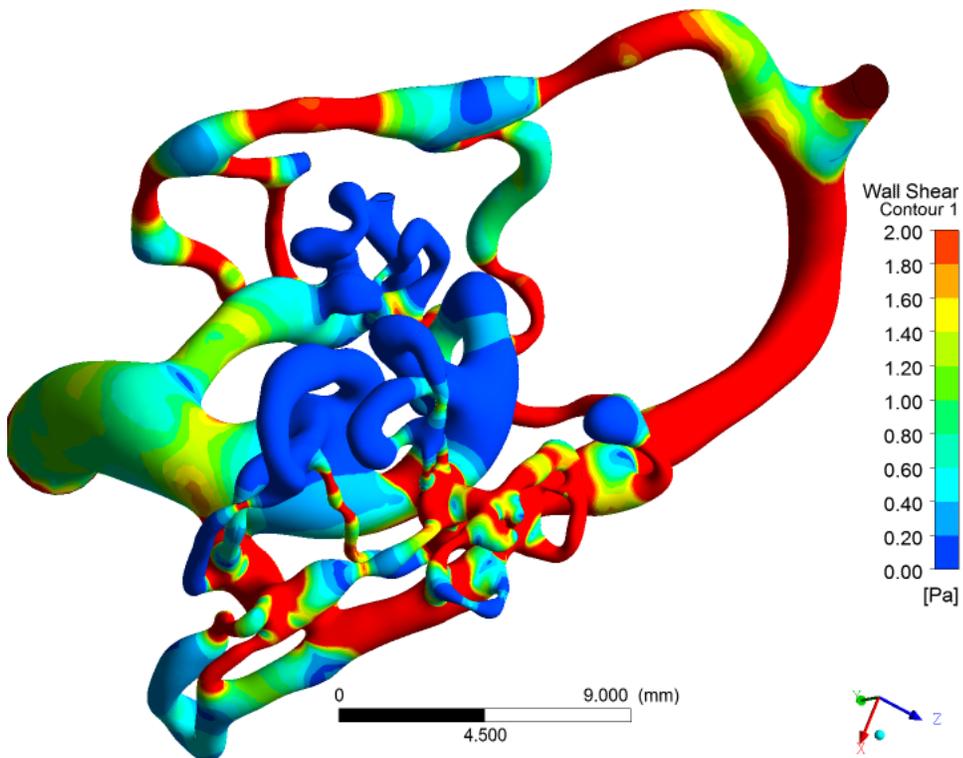


Figura 4.46: Intervalo WSS de 0 a 2 Pa en sístole. Vista superior.

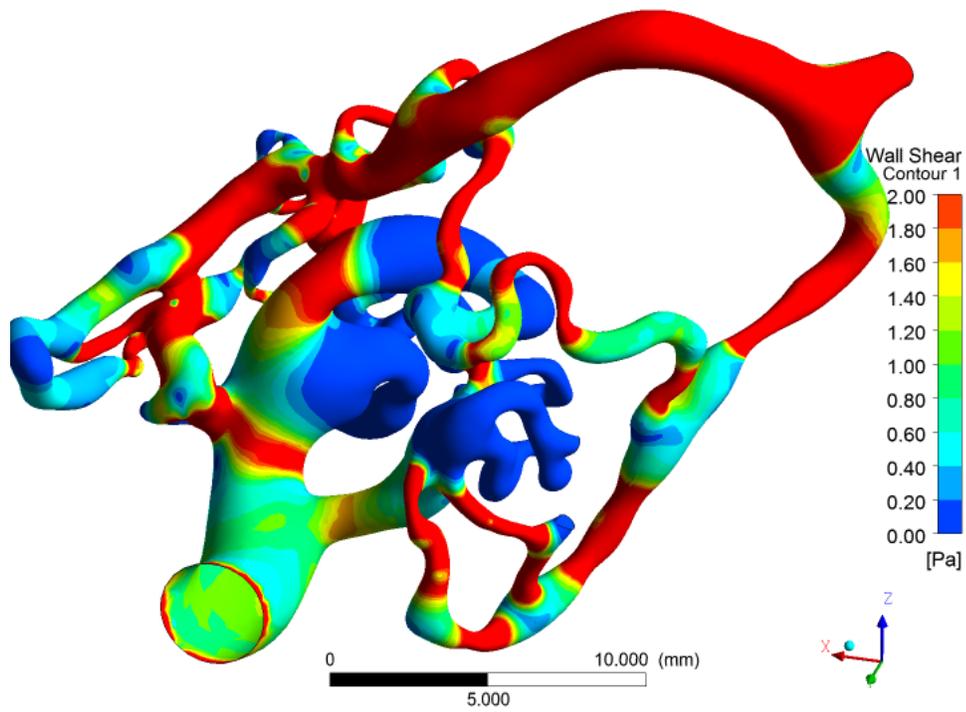


Figura 4.47: Intervalo WSS de 0 a 2 Pa en sístole. Vista inferior.

4.3.2.3. Rango global de WSS en MAV post-tratamiento ($t=1.6$ s)

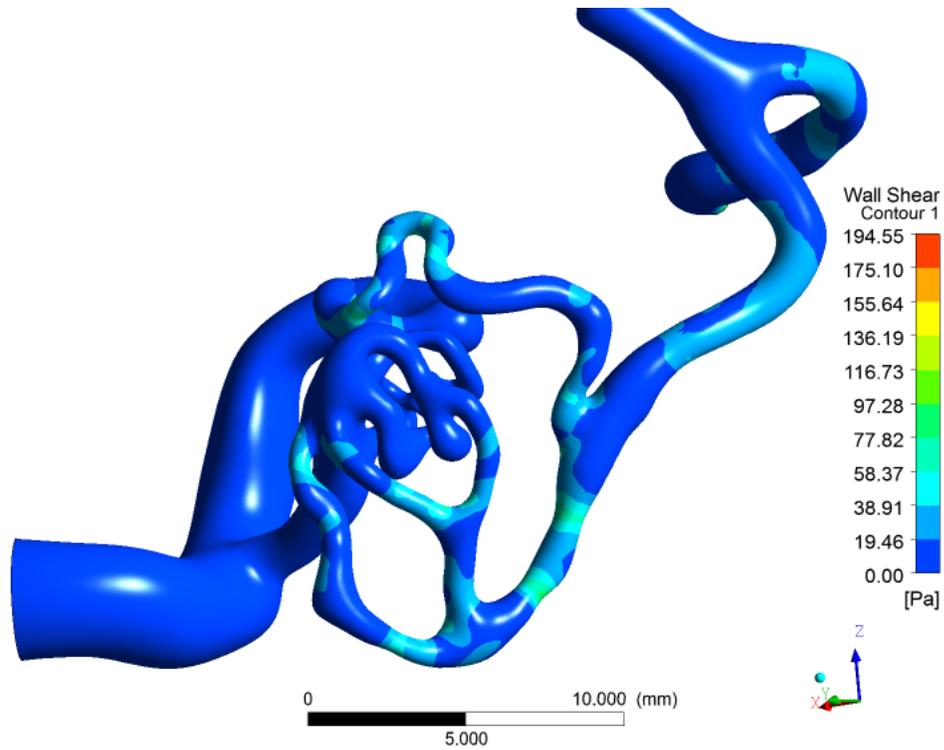


Figura 4.48: WSS global en sístole. Vista 1.

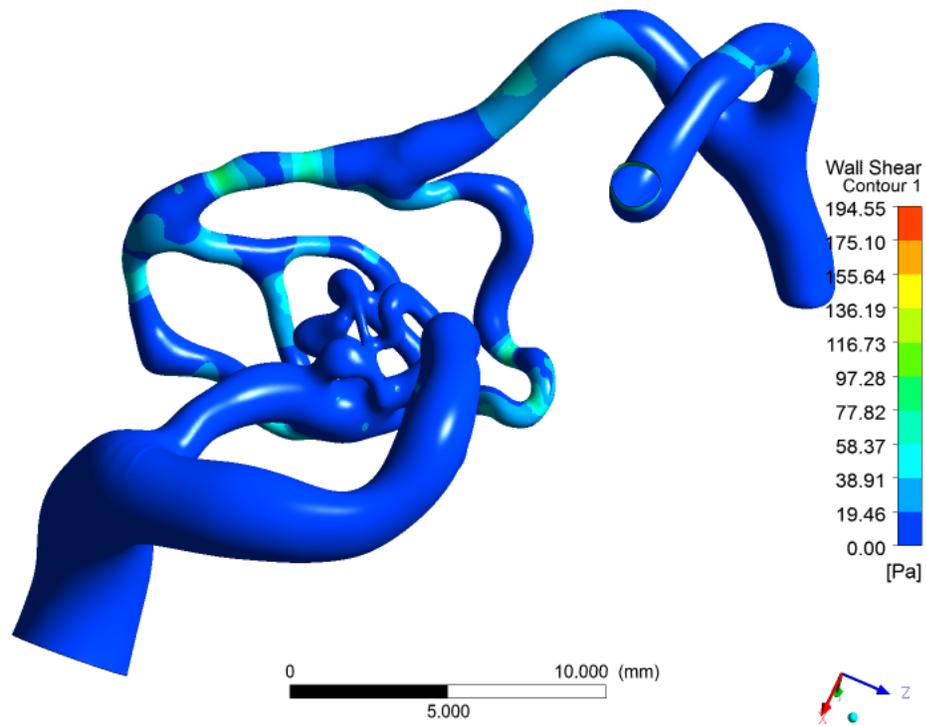


Figura 4.49: WSS global en sístole. Vista 2.

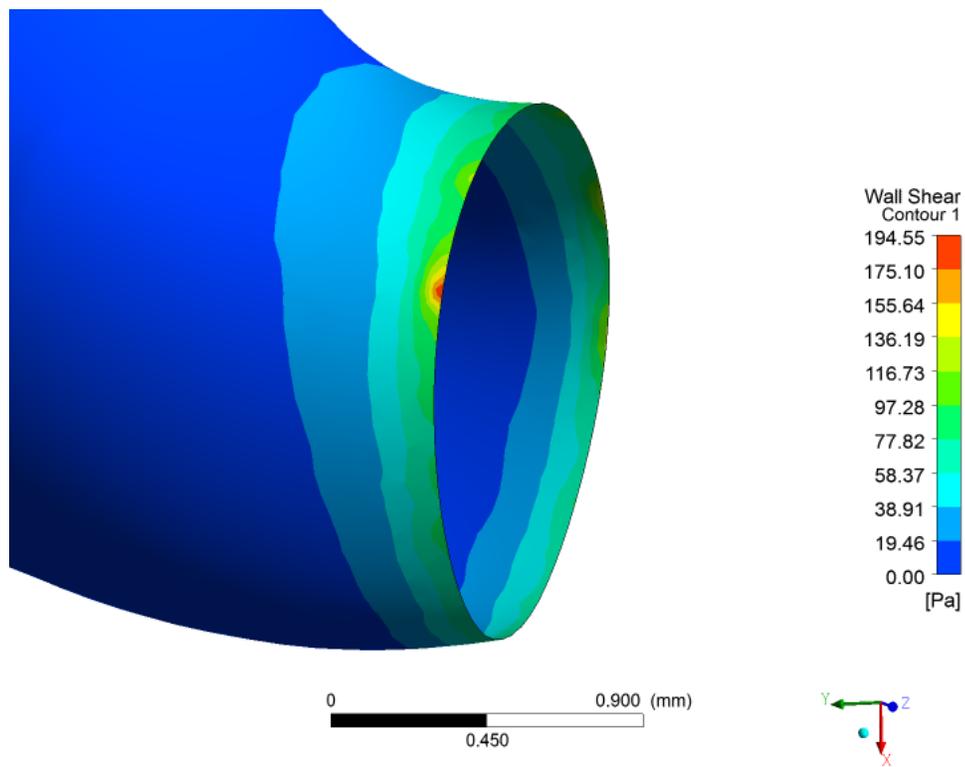


Figura 4.50: Acercamiento de la zona de entrada de la MAV con tratamiento para localizar el máximo valor global de WSS.

4.3.2.4. Rangos de WSS en MAV post-tratamiento ($t=1.6$ s)

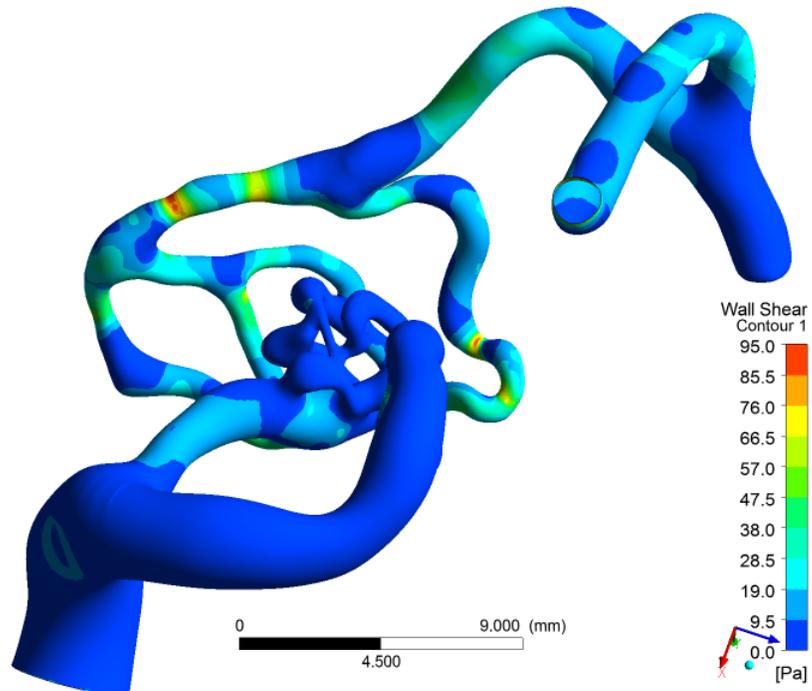


Figura 4.51: Rango WSS de 0 a 95 Pa en sístole. Vista 1.

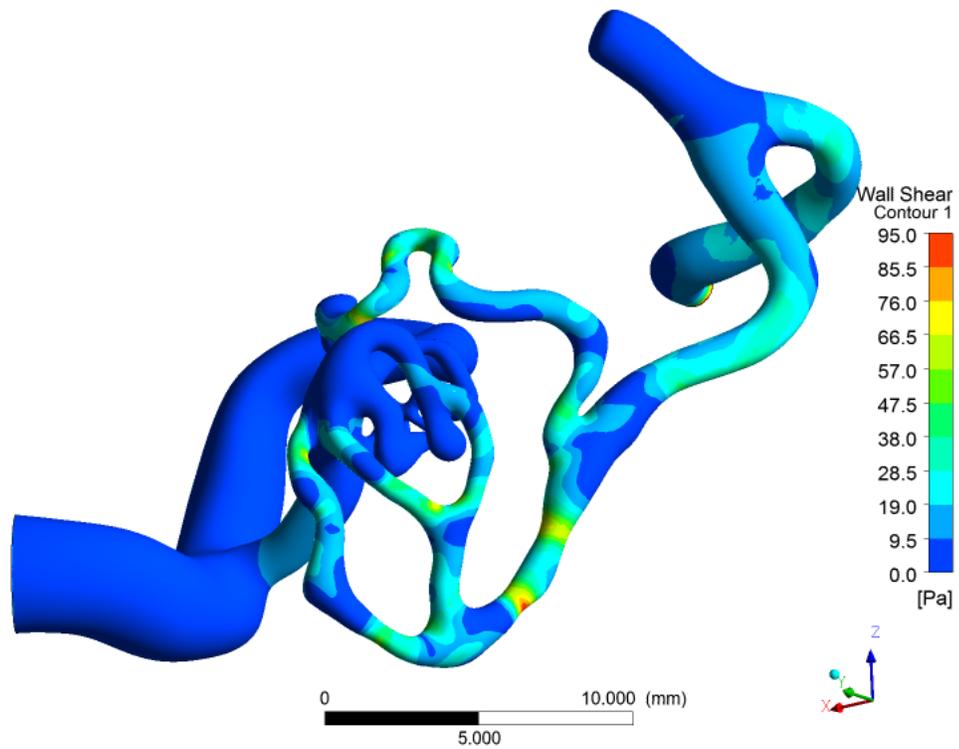


Figura 4.52: Rango WSS de 0 a 95 Pa en sístole. Vista 2.

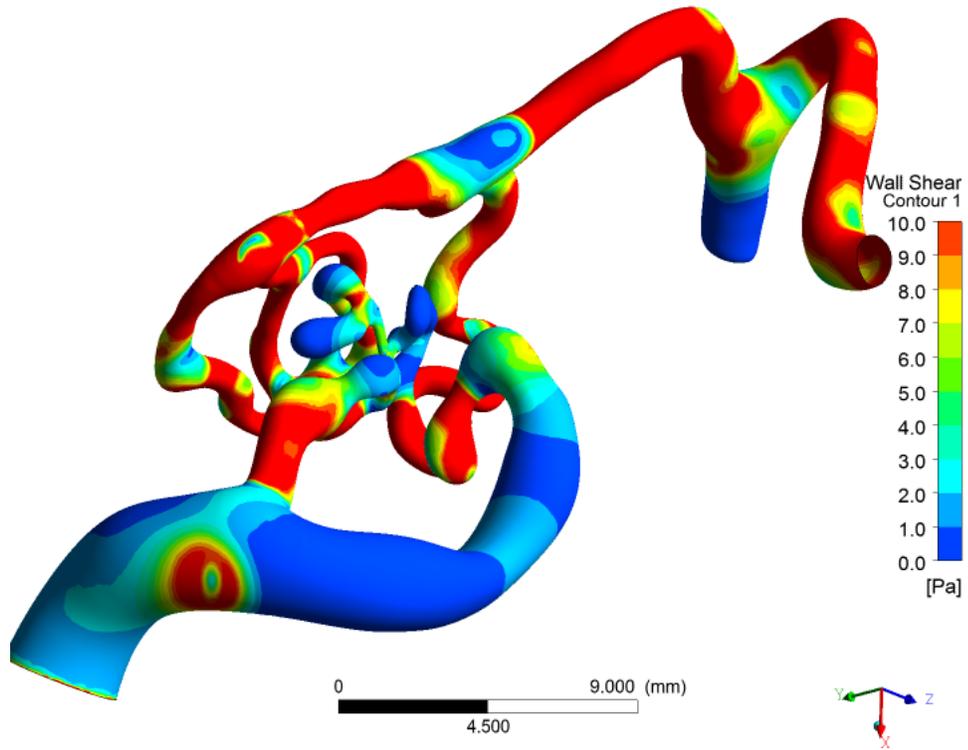


Figura 4.53: Rango WSS de 0 a 10 Pa en sístole. Vista 1.

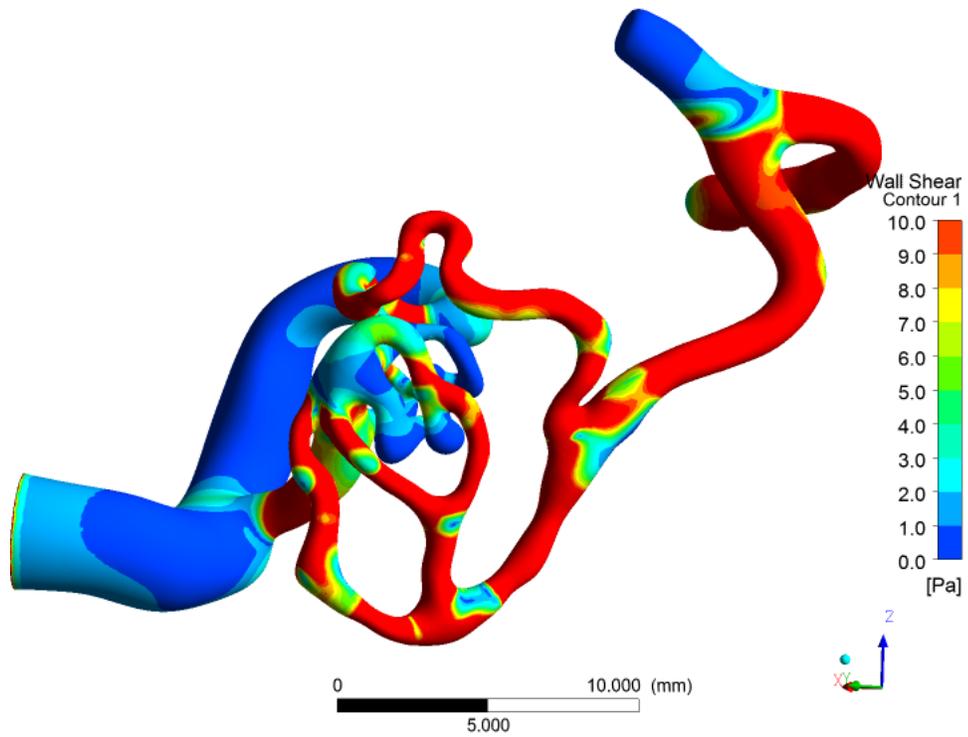


Figura 4.54: Rango WSS de 0 a 10 Pa en sístole. Vista 2.

5. Análisis de los resultados

5.1. Sobre el diseño de la geometría

En el proceso de segmentación de la imagen médica se entrega el nivel de detalle de la red de vasos sanguíneos que componen la MAV. Un alto nivel de detalle de la geometría depende de la resolución que tenga la imagen médica. A pesar de que la resolución de la imagen se puede mejorar mediante las herramientas del software 3D Slicer, esta operación implica un alto costo de en el recurso computacional utilizado en las segmentaciones cuando se utilizan las herramientas Threshold, Tracing, Islands y Scissors.

Las herramientas manuales y automáticas pueden combinarse para construir el nido de la MAV. Debido a que es un proceso complejo, se considera que las geometrías construidas son únicas e irrepetibles. La MAV segmentada y exportada en formato STL desde 3DSlicer debe pasar por un proceso de suavizado de la superficie de forma local debido a las diferencias de diámetro en los vasos del nido de la MAV. Cuando el diámetro de un vaso cambia rápidamente (por ejemplo en las ramificaciones) aparecen problemas en el algoritmo (Autoskin) que convierte la geometría STL a CAD. Esto se puede apreciar en la figura 5.1, donde se presenta el caso de un vaso del nido que no fue identificado por el algoritmo Autoskin debido al tamaño del diámetro, para el caso de la MAV sin tratamiento. Este detalle fue rediseñado en el caso de la MAV con tratamiento, inflando el diámetro del vaso sanguíneo en Meshmixer como se mostró en la figura 3.9.

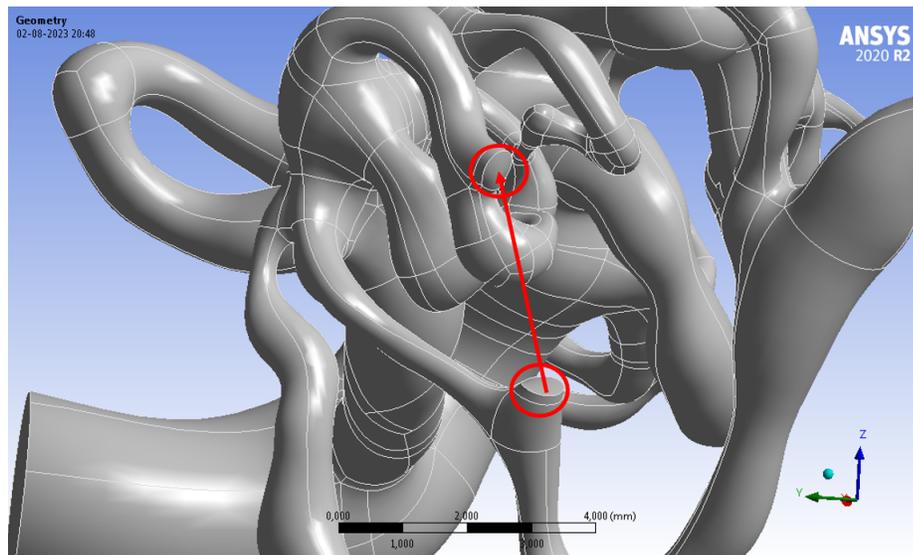


Figura 5.1: Conexión de vasos de la MAV omitida por el algoritmo de generación de geometría CAD.

5.2. Sobre la velocidad

5.2.1. Flujos sanguíneos

En primer lugar, el flujo sanguíneo de entrada osciló entre 0.5 y 1.0 mL/s en el caso de la MAV con tratamiento, como se puede apreciar en la figura 4.1. Este rango de valores es menor que el flujo de entrada de magnitud 1.83 mL/s implementado por Kaneko en el estudio CFD de una MAV realista [6]. Por otra parte, en el estudio de Chang [3], el flujo sanguíneo medido en los vasos que alimentan la MAV de un paciente tuvo un valor estadístico de 6.23 mL/s en el primer grupo, y 4.57 mL/s en el segundo grupo. Los valores anteriores se encuentran en la tabla de la figura 2.11, donde se puede observar también que el diámetro de los vasos estudiados es mayor que 3.66 mm en todos los casos. Esto puede explicar la diferencia de los flujos presentados, ya que la MAV analizada en este trabajo de título tiene un diámetro de entrada menor a 2.0 mm.

En el trabajo de Zhang [10], se analiza el flujo de una arteria PCA que alimenta la circulación sanguínea de una MAV. El diámetro de la arteria es aproximadamente de 2 mm, y su flujo sanguíneo fluctúa entre los 4.16 mL/s y 5.83 mL/s (ver figura 2.9, gráfico A, caso AVM). Además, se observa que la ubicación de la MAV de este trabajo de título coincide con el vaso PCA de acuerdo a las figuras 2.8 y 5.2, y por lo tanto, se deduce que el caudal de entrada de este estudio (figura 4.1) tiene un valor bastante inferior respecto a los resultados del trabajo de Zhang.

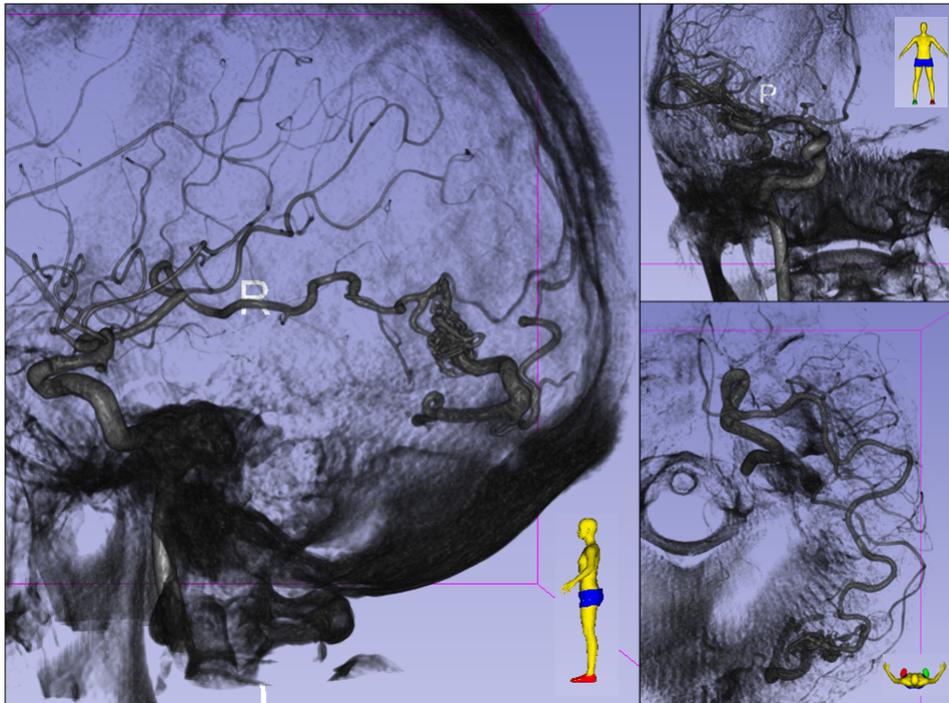


Figura 5.2: Imagen médica generada mediante angiografía por rayos X, utilizada para construir la MAV de este trabajo. A la izquierda, vista lateral izquierda. A la derecha, vista anterior y superior (abajo).

Es importante considerar que el caudal volumétrico es proporcional a la velocidad de entrada en un área constante, es por esto que para aumentar el caudal de entrada, el pulso sanguíneo de velocidad debe oscilar en un rango de velocidad mayor. Finalmente, respecto a los resultados del caudal volumétrico en la entrada y salida de la MAV con tratamiento, en la figura 4.1 se puede ver que el flujo se conserva durante los 2 segundos del estudio transiente. La curva del flujo de salida presenta pequeñas variaciones, sin embargo, no es del alcance de este estudio investigar este fenómeno. Gráficamente se justifica la existencia de conservación de volumen entre el flujo de entrada y salida en la MAV.

5.2.2. Instante de baja velocidad

Respecto a los resultados de la velocidad en diástole la MAV en pre-tratamiento tiene una velocidad de entrada cercana al valor mínimo del pulso de velocidad (0.23 m/s), como se puede apreciar entre la figura 4.3 y 3.13. Junto con la vista de la MAV otorgada por figura 4.2, se observan 2 zonas de alta velocidad en el paso del flujo por la MAV, donde su magnitud oscila cercano al valor de la velocidad de entrada 0.23 m/s. Además, en las 2 figuras mencionadas anteriormente no es posible localizar el máximo global de velocidad (0.388 m/s) en diástole. La localización del máximo global será analizado para el instante de sístole, a los 1.6 segundos del estudio, correspondiente a la fase de alta velocidad del pulso sanguíneo.

Para el primer rango de velocidad para el instante de diástole en la MAV en pre-tratamiento, se definió un máximo de 0.1 m/s para las líneas de corriente de las figuras 4.4 y 4.5. Se identifican mas de 5 puntos en el nido de la MAV con el valor máximo de velocidad, y en la salida de la MAV la velocidad es 0.075 m/s en el centro, y disminuye a un valor aproximado de 0.025 m/s en dirección radial hacia el exterior. La velocidad de salida anterior es similar a las velocidades de salida de la MAV estudiadas por Kaneko [6], como se muestra en la tabla 2.2. Por otra parte, las líneas de corriente en los resultados del trabajo de Kaneko son menos densas (ver figura 2.7), por lo que se aprecia un menor nivel de detalle en los resultados de velocidad en comparación con las figuras de este trabajo de título.

El segundo rango de velocidad para el instante de diástole en la MAV en pre-tratamiento se estudian en las figuras 4.6 y 4.7, donde la velocidad máxima graficada es de 0.01 m/s. Una primera observación es que más del 90 % de la geometría tiene una magnitud de velocidad superior a los 0.01 m/s. Por otra parte, en el centro de la MAV existen zonas de baja velocidad menores a 0.005 m/s. Estas zonas corresponden en su mayoría a la convergencia de los flujos ramificados en el centro de la MAV, lo que explica que la magnitud de la velocidad tienda a anularse en esos puntos. Este mismo análisis es válido para los rangos de baja velocidad en el instante de sístole para la MAV pre tratamiento, como se puede observar en las figuras 4.15 y 4.16.

5.2.3. Instante de alta velocidad

Para los resultados de la MAV en pre-tratamiento en sístole en las figuras 4.8 y 4.9, se observa que la velocidad máxima global aumenta a 0.832 m/s, esto significa que la velocidad máxima en la MAV aumenta en un 213% en comparación al instante de diástole (baja velocidad). Un acercamiento al nido de la MAV (figura 4.10) permite identificar una zona de alta velocidad, cercana a los 0.624 m/s. Por otro lado, en la entrada de la MAV pre-tratamiento (figura 4.11) permite observar la formación de vortices debido al cambio de dirección del flujo que existe en esa zona. Por último, las zonas con máxima velocidad global 0.832 m/s se encuentra bien identificadas en la figura 4.12 donde se disminuyó el número de muestreo de las líneas de corriente para estudiar los resultados en el interior de la MAV sin tratamiento. Respecto a los rangos de velocidad en sístole, en las figuras 4.13 y 4.14 se aprecian zonas de máximos locales con una magnitud de 0.4 m/s. Estas zonas tienen un valor 2 veces mayor en comparación con la velocidad máxima obtenida por Kaneko en su estudio CFD para MAV realista [6].

Para la MAV post-tratamiento, se obtienen resultados de velocidad global mayores en comparación a la MAV pre-tratamiento analizada en los párrafos anteriores. En las figuras 4.17 y 4.18 se observa que la velocidad máxima en sístole para la MAV post-tratamiento es de 1.627 m/s, lo que indica que la remoción de una parte de la MAV causó que la velocidad máxima aumentó su magnitud el doble utilizando el mismo pulso sanguíneo del estudio de la MAV antes de su modificación.

5.3. Sobre la presión

Para la MAV en pre-tratamiento, las figuras 4.23 y 4.24 entregan un resultado de presión diastólica que varía de forma creciente desde la salida de la MAV hacia su entrada en un rango de valores que parte desde los 83.0 mmHg en la salida y llega a 87.5 mmHg en la entrada. El intervalo de valores anterior coincide con los valores normales de presión diastólica (82 mmHg de presión mínima) del pulso de presión implementado en la salida de la MAV (ver figura 3.14). Sin embargo, en las figuras 4.23 y 4.24 se observa que el máximo valor de presión diastólica se encuentra localizado en un área pequeña en el borde de la entrada de la MAV. Al modificar el valor máximo del mapeo de la presión a un valor de 84 mmHg (ver figuras 4.25 y 4.26), se aprecia que la presión de la MAV en realidad varía entre los 83 mmHg y 84 mmHg.

La presión sistólica de la MAV pre-tratamiento presenta el mismo comportamiento de los resultados de presión diastólica anterior respecto a la variación de la salida hacia la entrada, y respecto al máximo valor de presión concentrado en la entrada de la MAV (ver figuras 4.27 y 4.28). La presión sistólica parte con un valor de 119.0 mmHg en la salida de la MAV, y llega a un máximo de 134.46 mmHg en la entrada. Al ajustar los resultados a un rango de presión con un máximo de 125 mmHg (ver figuras 4.29 y 4.30), se puede observar que los resultados de presión sistólica de la MAV pre-tratamiento varían dentro de los valores

normales del pulso de presión implementado como condición de borde en salida de la MAV.

En el segundo caso de estudio, en la MAV embolizada (post-tratamiento), la presión sistólica de la MAV entrega un panorama totalmente distinto al analizado en el caso de la MAV pre-tratamiento. En las figuras 4.31 y 4.32, queda en evidencia que al extirpar una parte del nido de la MAV, la presión varía de forma creciente desde 119.2 mmHg en la salida, hasta alcanzar un valor de 172 mmHg en la entrada. Se observa que el valor máximo de presión sistólica en la MAV post-tratamiento aumenta fuera de los valores normales de presión implementado en el pulso de presión en la salida de la MAV (figura 3.14). En este caso, la diferencia de presión entre la entrada y salida de la MAV es de 58 mmHg. En el caso de la MAV sin tratamiento, la diferencia de presión es de 1 mmHg en diástole y 6 mmHg en sístole.

En el estudio de Zhang [10] sobre los flujos sanguíneos cerebrales, los resultados de presión del sistema circulatorio del cerebro (sin incluir la MAV) no supera los 120 mmHg en ninguna de las arterias y venas que aparecen en la figura 2.8. Asumiendo que la arteria de alimentación de la MAV estudiada en este trabajo de título corresponde a una arteria PCA, se observa que el pulso de presión implementando en la salida de la MAV (figura 3.14) tiene valores mucho mayores que el pulso de los resultados de Zhang, como se observa en la figura 2.10. Respecto a la figura anterior, el pulso de presión en la arteria PCA varía entre los 70 mmHg y 100 mmHg en el caso sin MAV, y cuando se considera la MAV en el modelo, la presión de la misma arteria baja considerablemente a un rango entre los 23 y 35 mmHg.

5.4. Sobre la esfuerzo WSS

Respecto al esfuerzo máximo en los dos casos de estudio, MAV pre/post tratamiento, se identificó una concentración de esfuerzos en el borde de la superficie de entrada del flujo, lo que provocó un mapeo incorrecto de los resultados globales del esfuerzo Wall Shear. En el caso de la MAV en pre tratamiento, el esfuerzo máximo fue de 109.97 Pa para el instante de diástole $t=1.4$ (ver figura 4.35) y 257.14 para el instante de sístole $t=1.6$ (ver figura 4.42). Para el caso de la MAV post tratamiento, en el instante de sístole el esfuerzo máximo fue de 194.55 Pa (ver figura 4.50). En el caso de pre tratamiento, se puede observar que el esfuerzo máximo es mayor en sístole debido a que la velocidad del flujo de entrada es máxima en ese instante. Sin embargo, una concentración de esfuerzos en la superficie de entrada no es un resultado esperable. Esa fue la razón para modificar la arteria de alimentación de la MAV post tratamiento, como se puede apreciar entre las figuras 3.11 y 3.12. La geometría CAD de la MAV post tratamiento tiene una superficie de entrada distinta al primer caso de pre tratamiento, lo que se traduce en un desarrollo del flujo sanguíneo en la entrada distinto en ambos casos. Para una misma velocidad de entrada, el esfuerzo máximo en la MAV post tratamiento fue menor que en el primer caso. Para eliminar el problema de concentración de esfuerzos, se propone extender la arteria de entrada de la MAV añadiendo un cilindro largo,

perfecto y liso para poder aplicar la condición de borde de velocidad y lograr que el flujo se desarrolle correctamente en la entrada. La zona de transición entre la arteria real y el cilindro añadido debe ser suave, tal como se hizo en el trabajo de Amigo [11] en las geometrías de aneurismas de la figura 2.15.

Respecto a los esfuerzos en la MAV, en el caso pre tratamiento el esfuerzo máximo encontrado en el nido fue aproximadamente de 23 Pa en diástole y 71 Pa en sístole. La zona de mayor esfuerzo coincide con la zona de velocidad máxima en el instante de diástole y sístole (0.388 m/s y 0.832 m/s respectivamente). En el caso de la MAV post tratamiento, el esfuerzo máximo en los vasos del nido tiene un valor de aproximado de 95 Pa y también coincide con la zona de mayor velocidad (1.627 m/s). Los valores de WSS encontrados anteriormente son considerablemente mayores a los valores calculados en el trabajo de Chang [3] para un grupo de 10 pacientes con MAV, donde el esfuerzo WSS tuvo un promedio de 1.607 Pa en los vasos de alimentación del flujo sanguíneo en la MAV. En la figura 2.13 se observa que el esfuerzo WSS máximo en un paciente llega a los 2.252 Pa. En la imagen anterior aparece una parte del nido de la MAV con valores de esfuerzo mucho menor que 1 Pa en la mayor parte de su región. Una de las limitaciones importantes del trabajo de Chang en el estudio del esfuerzo WSS en distintas MAVs es la construcción de la geometría del nido, debido a que no se modelan con precisión los vasos sanguíneos del nido de la MAV. El estudio CFD de Chang considera en la simulación una gran parte del sistema de vasos sanguíneos del cerebro. En contraste, este trabajo se enfocó solo en la construcción de la arteria de entrada, el nido y la vena de drenaje de la MAV. Por lo tanto, los resultados del estudio CFD y el cálculo de los esfuerzos WSS de este trabajo profundizan el estudio hemodinámico de una MAV.

6. Conclusiones

En este trabajo de título se logró completar exitosamente la extracción la geometría de una MAV desde una imagen médica. La extracción fue mediante segmentaciones utilizando herramientas manuales y automáticas en el software 3D Slicer. Las principales dificultades para construir la MAV fueron, primero, la variabilidad de la forma que tiene una MAV la cual es difícil de caracterizar; segundo la existencia de pequeños vasos sanguíneos difíciles de capturar por la resolución de la imagen médica; y por último, el ruido existente en las imágenes médicas que no permitieron identificar el diámetro real de algunos vasos proyectados. En resumen, gracias a un proceso de ingeniería inversa (ver figura 3.1), se logró construir una MAV con su estructura de vasos compleja y amorfa. Esta metodología puede replicarse para construir cualquier otra red arterial compleja en formato CAD compatible para realizar simulaciones CFD.

El criterio de convergencia de malla permitió estudiar el error relativo entre los resultados de 5 simulaciones CFD con refinamiento sucesivo del mallado del objeto sólido. El refinamiento se realizó hasta obtener una densidad de malla aproximada de 8000 elementos/ mm^3 . Junto con los resultados de los residuos de las simulaciones (ver sección A.1), queda validado el mallado de la geometría en las simulaciones CFD.

Respecto a la simulaciones CFD, se implementó correctamente el pulso sanguíneo como condición de borde de velocidad en la entrada y de presión en la salida. Gracias a esto, las etapas de diástole y sístole del ciclo cardíaco quedaron bien definidas en los resultados de velocidad, presión y esfuerzo. Además, se identificó que el pulso de presión implementado en este trabajo oscila en un rango de valores (82 – 120 mmHg) mucho mayor al pulso de presión calculado en el trabajo de Zhang [10] (23 – 35 mmHg) sobre el estudio flujos sanguíneos en el sistema circulatorio del cerebro.

Los resultados de la velocidad en el nido mostraron el efecto Shunt de una MAV, en donde la velocidad de paso del flujo sanguíneo aumenta en los vasos del nido. Los máximos valores de velocidad fueron bien identificados en los dos casos de estudio, MAV pre y post tratamiento, y además en ambos casos las zonas de mayor velocidad coincidieron con las zonas de mayor esfuerzo. En el caso de la MAV post tratamiento, la remoción de una parte del nido provocó que la velocidad máxima aumente su magnitud al doble.

La construcción de la arteria de entrada en la MAV provocó problemas en el cálculo del esfuerzo WSS en el borde de la superficie de entrada del flujo. El problema fue la aparición de una zona de concentración de esfuerzos en el borde la entrada con un valor mucho mayor al esfuerzo máximo encontrado en el nido de la MAV. En el caso de la MAV sin tratamiento la concentración de esfuerzos tuvo un valor 3.6 veces mayor y en el caso post tratamiento 2.0 veces mayor. Se concluyó que el esfuerzo anterior depende del plano de corte en la entrada.

En este trabajo se obtuvieron esfuerzos WSS en el nido con valores mucho mayor al esfuerzo que aparece en otros trabajos de flujo sanguíneo en el cerebro. El rango normal de WSS en vasos sanguíneos encontrados en la literatura no supera los 3.0 Pa. El esfuerzo de la MAV diseñada desde la imagen médica fue de 71 Pa. Se deduce que esta enorme diferencia aparece debido a la implementación de un pulso sanguíneo incorrecto ya que tiene valores elevados de presión, y un caudal volumétrico menor. Además, la construcción detallada del nido de la MAV genera en el flujo sanguíneo cambios de dirección y velocidad que pueden provocar esfuerzos mayores a los obtenidos en los estudios de MAVs revisados en este trabajo.

La simulación del tratamiento de la MAV permitió conocer que los esfuerzos aumentan al remover una zona de la MAV estudiada, por lo que la intervención propuesta no disminuye el riesgo de hemorragia en este caso.

6.1. Trabajo a futuro

La metodología de diseño puede ser mejorada añadiendo nuevos algoritmos de reconocimientos de bordes para ser aplicado en las segmentaciones de la imagen médica. Los algoritmos utilizados para construir la geometría de la MAV dependen fuertemente de la resolución de la imagen. Si se consigue una imagen médica con mayor resolución, puede construirse una MAV con un mayor nivel de realismo, y por lo tanto, acercarnos a resultados más precisos en la hemodinámica de la MAV en comparación con este estudio.

Este trabajo podría repetirse con las siguientes correcciones: 1- añadir un cilindro de largo considerable en la arteria de entrada para que el flujo se desarrolle correctamente. 2- Adaptar los valores del pulso de presión y velocidad a un rango adecuado a la zona de estudio.

Factores como una alta velocidad del flujo, geometrías complejas, y la presencia de inestabilidades pueden provocar que el modelo de flujo laminar introduzca algunos efectos de turbulencia. Se propone como trabajo a futuro estudiar el número de Reynolds para saber si el flujo sanguíneo puede volverse inestable y transicionar a un flujo turbulento.

La geometría CAD puede usarse para investigar si es factible un estudio FSI de estructuras amorfas.

Bibliografía

- [1] F. Gallardo, C. Martin, L. Chang, and E. Al, “Utilidad de las escalas de gradación en el tratamiento quirúrgico de malformaciones arteriovenosas cerebrales,” *Surgical Neurology International*, vol. 10, no. Suppl 1, pp. S46 – S57, 2019.
- [2] F. Oliveri and E. Al, “Arteriovenous malformation pulmonary (avm) in a post-cesarean woman: Intensive care and urgent surgery operation.,” *European Journal of Molecular Clinical Medicine*, vol. 5, no. 1, pp. 46–50, 2018.
- [3] W. Chang, M. L. Y. Wu, D. Niemann, B. Ciske, B. Aagaard-Kienitz, and et al., “Hemodynamic changes in patients with arteriovenous malformations assessed using high-resolution 3d radial phase-contrast mr angiography,” *AJNR Am. J. Neuroradiol.*, vol. 33, no. 8, p. 1565–1572, 2012.
- [4] R. Spetzler and N. Martin, “proposed grading system for arteriovenous malformations.,” *J Neurosurg*, vol. 65, pp. 476–483, 1986.
- [5] C. Pinter, A. Lasso, and G. Fichtinger, “Polymorph segmentation representation for medical image computing,” *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, vol. 171, pp. 19–26, 2019.
- [6] N. Kaneko, H. Ullman, F. Ali, P. Berg, Y. Ooi, S. Tateshima, and et al., “In vitro modeling of human brain arteriovenous malformation for endovascular simulation and flow analysis,” *World Neurosurg*, no. 141, p. e873–e879, 2020.
- [7] J. Ognard, E. Magro, J. Caroff, D. B. Salem, S. Andouard, M. Nonent, and J.-C. Gentric, “A new time-resolved 3d angiographic technique (4d dsa): Description, and assessment of its reliability in spetzler–martin grading of cerebral arteriovenous malformations,” *Journal of Neuroradiology*, vol. 45, pp. 177–185, 2017.
- [8] F. Solís and A. Valencia, “Hemodinámica e interacción sangre-arteria en casos simulados de aneurismas intracereales,” *Memoria de Título. Universidad de Chile, FCFM Departamento de Ingeniería Mecánica.*, 2005.
- [9] A. Valencia, S. Araya, F. Muñoz, and R. Rivera, “Comparison between computational fluid dynamics, fluid-structure interaction and computational structural dynamics predictions of flow-induced wall mechanics in an anatomically realistic cerebral aneurysm model,” *International Journal of Computational Fluid Dynamics*, vol. 23, no. 9, pp. 649–666, 2009.

- [10] C. Zhang, N. Chau, and H. Ho, “Patient-specific blood flow analysis for cerebral arteriovenous malformation based on digital subtraction angiography images.,” *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, vol. 8, no. 775, p. 11 pages, 2020.
- [11] N. Amigo and A. Valencia, “Caracterización morfológica y estudio de la hemodinámica de aneurismas cerebrales humanos mediante simulaciones computacionales,” *Tesis para optar al grado de Doctor en Ciencias de la Ingeniería Mecánica mención Fluidodinámica. Universidad de Chile, FCFM Departamento de Ingeniería Mecánica.*, 2018.
- [12] E. Marchandise, J.-F. Remacle, and C. Geuzaine, “Optimal parametrizations for surface remeshing.,” *Engineering with Computers*, no. 30, pp. 383–402, 2012.

Anexo A

Simulaciones

A.1. Residuos

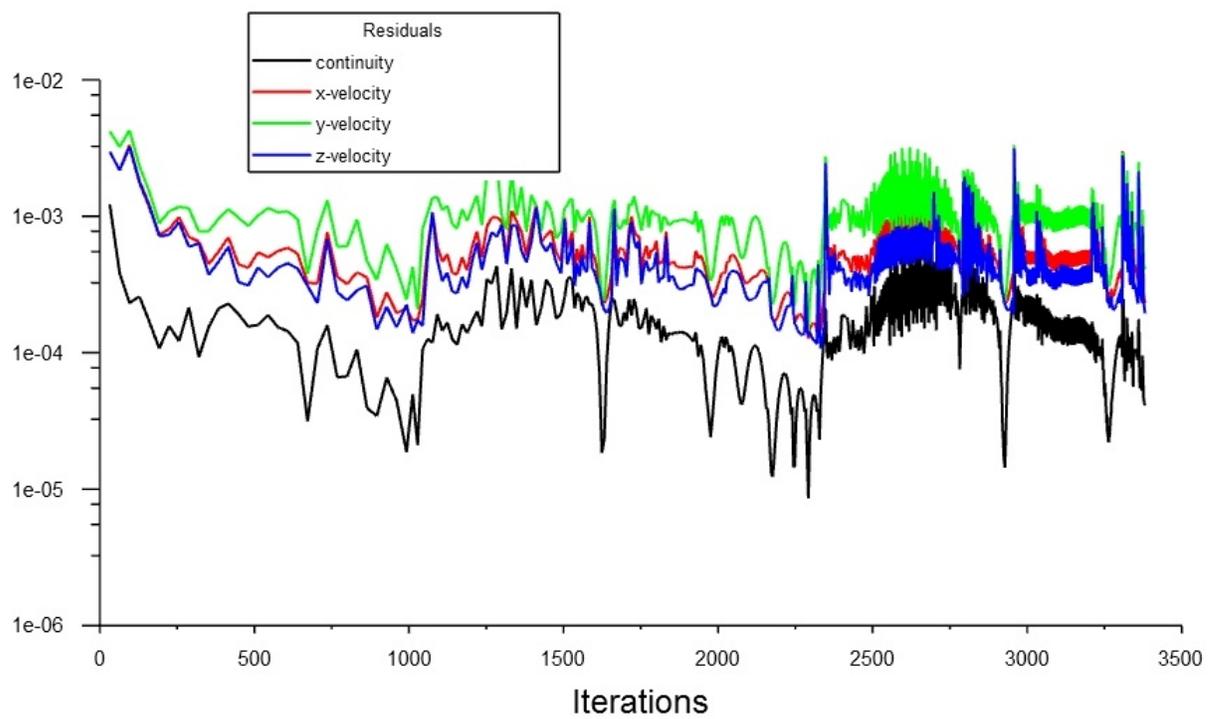


Figura A.1: Residuos de la simulacion CFD para el caso de la MAV pre tratamiento.

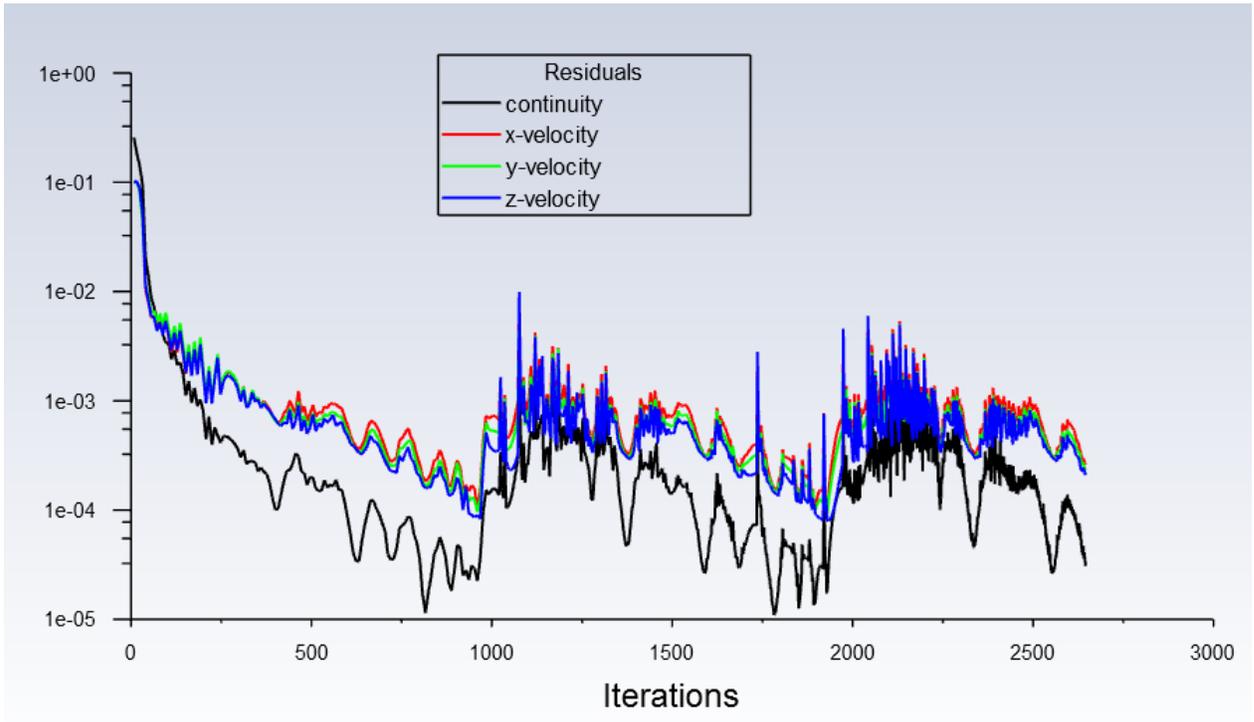


Figura A.2: Residuos de la simulacion CFD para el caso de la MAV post tratamiento.

A.2. Calidad del mallado

A.2.1. Estudio MAV pre tratamiento

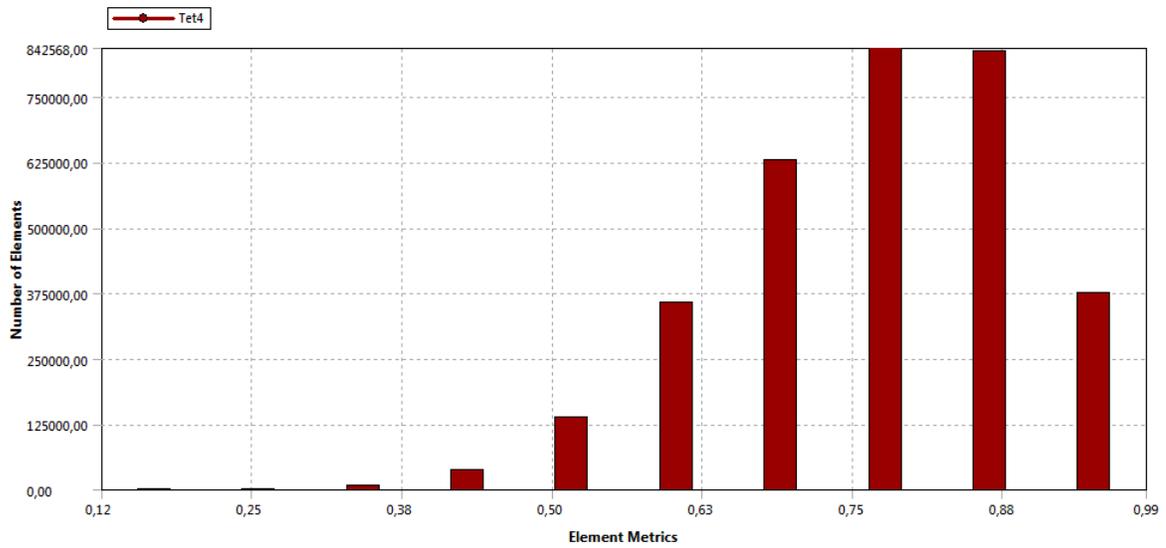


Figura A.1: Métrica de calidad ortogonal de los elementos. Caso de estudio de una MAV pre tratamiento.

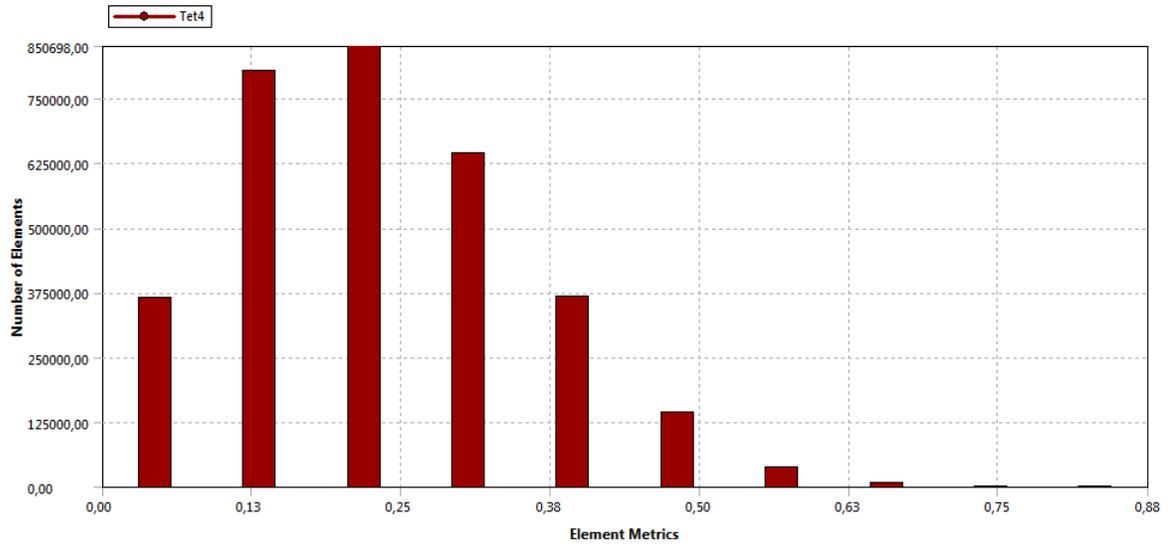


Figura A.2: Métrica de oblicuidad (skewness) de los elementos. Caso de estudio de una MAV pre tratamiento.

A.2.2. Estudio MAV post tratamiento

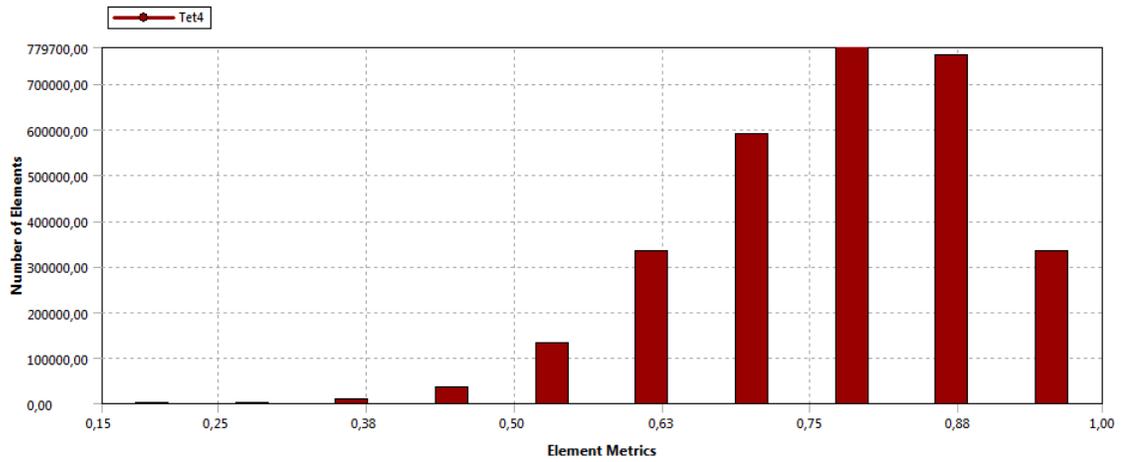


Figura A.3: Métrica de oblicuidad (skewness) de los elementos. Caso de estudio de una MAV post tratamiento.

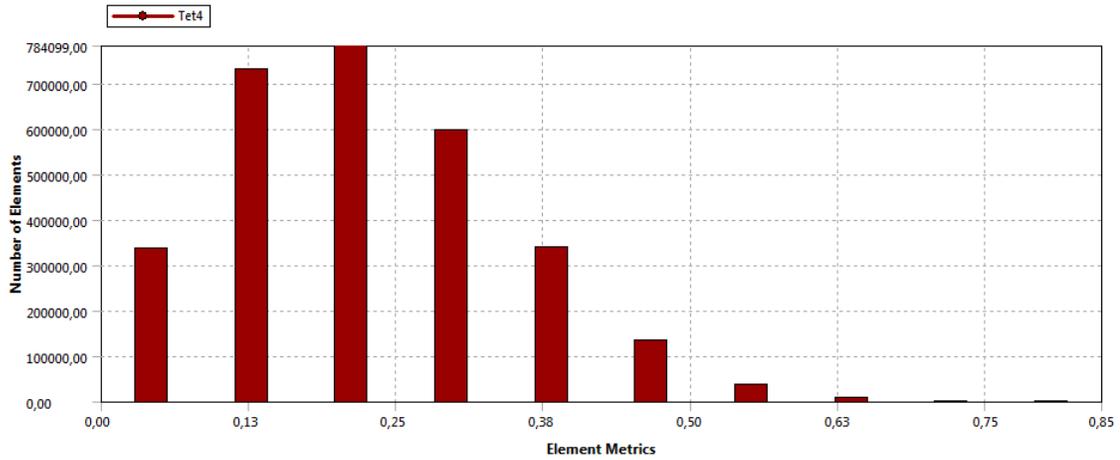


Figura A.4: Métrica de oblicuidad (skewness) de los elementos. Caso de estudio de una MAV post tratamiento.

A.3. UDF para condiciones de borde del pulso sanguíneo

A continuación se presenta el código de programación en C implementado para aplicar las condiciones de borde de velocidad y presión mediante un pulso.

```

1 #include "udf.h"
2
3 /* Funcion Presion */
4 float Fp(float t)
5 {
6
7 float a0 = 93.95;
8 float a1 = 13.42; float a2 = 6.441; float a3 = 2.896;
9 float a4 = 1.403; float a5 = 0.9555; float a6 = 0.5342;
10 float a7 = 0.1408; float a8 = 0.1222;
11 float b1 = 5.995; float b2 = 1.764; float b3 = -0.1543;
12 float b4 = -1.361; float b5 = -1.452; float b6 = -1.22;
13 float b7 = -1.073; float b8 = -0.7642;
14 float w = 7.704;
15
16 float salida;
17
18 salida = a0+a1*cos(t*w)+b1*sin(t*w)+a2*cos(2*t*w)+b2*sin(2*t*w)+a3*cos(3*t*w) \
19 + b3*sin(3*t*w)+a4*cos(4*t*w)+b4*sin(4*t*w)+a5*cos(5*t*w)+b5*sin(5*t*w) \
20 + a6*cos(6*t*w)+b6*sin(6*t*w)+a7*cos(7*t*w)+b7*sin(7*t*w)+a8*cos(8*t*w) \
21 +b8*sin(8*t*w);
22
23 return salida*133.3224; /* Convierte a mks*/
24
25 }

```

```

26
27 DEFINE_PROFILE(BCpresion, thread, nv)
28 {
29 float t; /* variable para tiempo */
30
31 face_t f; /* variable para las caras de las celdas */
32
33 /* Loop sobre todas las caras f */
34 begin_f_loop(f, thread)
35 {
36 t = CURRENT_TIME;
37
38 /* Aplica presion a la cara f */
39 F_PROFILE(f, thread, nv) = Fp(t);
40 }
41
42 end_f_loop(f,thread)
43 }
44
45 /* Funcion Velocidad */
46 float Fv(float t)
47 {
48
49 /* t = t + 0.49; Desplazamiento para comenzar en la sistole */
50 float aa0 = 32.60;
51 float aa1 = -6.01; float aa2 = 0.28; float aa3 = 0.59;
52 float aa4 = -0.26; float aa5 = 0.77; float aa6 = -0.93;
53 float aa7 = 0.87; float aa8 = -0.56;
54 float bb1 = -10.29; float bb2 = 5.41; float bb3 = -2.28;
55 float bb4 = 1.57; float bb5 = -1.19; float bb6 = 0.55;
56 float bb7 = -0.17; float bb8 = -0.28;
57 float ww = 7.704;
58
59 float salida;
60
61 salida = (aa0+aa1*cos(t*ww)+bb1*sin(t*ww)+aa2*cos(2*t*ww)+bb2*sin(2*t*ww)+aa3*cos(3*t*ww) \
62 + bb3*sin(3*t*ww)+aa4*cos(4*t*ww)+bb4*sin(4*t*ww)+aa5*cos(5*t*ww)+bb5*sin(5*t*ww) \
63 + aa6*cos(6*t*ww)+bb6*sin(6*t*ww)+aa7*cos(7*t*ww)+bb7*sin(7*t*ww)+aa8*cos(8*t*ww) \
64 +bb8*sin(8*t*ww))*0.01;
65
66 return salida; /* Convierte a mks*/
67
68 }
69
70 DEFINE_PROFILE(BCvelocidad, thread, nv)
71 {
72 float t; /* variable para tiempo */
73
74 face_t f; /* variable para las caras de las celdas */

```

```
75
76 /* Loop sobre todas las caras f */
77 begin_f_loop(f, thread)
78 {
79 t = CURRENT_TIME;
80
81 /* Aplica velocidad a la cara f */
82 F_PROFILE(f, thread, nv) = Fv(t+0.49);
83 }
84
85 end_f_loop(f,thread)
86 }
87
```