



**Universidad**  
Zaragoza

## Trabajo Fin de Grado

Título del trabajo: Modelo paramétrico  
tridimensional del flujo sanguíneo en la aorta  
ascendente

English tittle: Fluid parametric model of the blood  
flow in the ascending aorta

Autor

Marina Casales Murciano

Director

Myriam Cilla Hernández

Codirector

Miguel Ángel Martínez Barca

EINA  
2016/17

## RESUMEN

Las enfermedades cardiovasculares constituyen la principal causa de muerte y discapacidad en todo el mundo, especialmente en los países desarrollados, por lo que resulta de gran importancia aumentar el conocimiento sobre el desarrollo de este tipo de enfermedades, especialmente en las fases iniciales. Dada la estrecha relación que une la fluido-dinámica del sistema cardiovascular con el desarrollo de estas patologías, el análisis hemodinámico desde un enfoque paciente-específico ha resultado de gran interés en los últimos años, puesto que ofrece información muy útil del sistema cardiovascular del paciente mediante un método no invasivo.

Con el objetivo de seguir acrecentando el conocimiento en este campo, se ha propuesto en el presente trabajo analizar la influencia de los principales parámetros geométricos en las propiedades del flujo, y por tanto, en el desarrollo de enfermedades cardiovasculares. Mediante la variación de parámetros como el diámetro de entrada de la aorta ascendente, la anchura del cayado aórtico o el ángulo formado por el cayado y la aorta descendente, se han estudiado las distribuciones de distintas variables fluido-dinámicas, como la tensión tangencial de corte en la pared (Wall Shear Stress), el tiempo de residencia relativo de las partículas (Relative Residence Time), o la distribución de velocidades, entre otras, a lo largo del tramo de la arteria aorta seleccionado: aorta ascendente, cayado aórtico y zona inicial de la aorta descendente.

Para llevar a cabo este análisis, se ha realizado la construcción y simulación computacional de 27 modelos paramétricos tridimensionales del flujo sanguíneo, que incorporan las principales características geométricas y fisiológicas del mismo. Estos 27 modelos son el resultado de combinar los parámetros geométricos mencionados, implementando tres valores distintos para cada uno de ellos (todos ellos dentro del rango fisiológico, de forma que se acerque lo máximo posible a la realidad).

Los resultados obtenidos indican que el diámetro de entrada de la arteria aorta presenta una influencia más notable sobre las variables del flujo, equilibrando las zonas críticas al aumentar su valor, es decir, aumenta la probabilidad de desarrollar arteriosclerosis conforme disminuye este parámetro. En cuanto al ángulo y la anchura del cayado, su influencia sobre el flujo debe observarse en conjunto, obteniendo zonas proclives al desarrollo de ateromas en la zona interior del cayado para ángulos  $20^\circ$  (para las tres anchuras consideradas) y para  $10^\circ$  y la anchura máxima. Además, esta combinación de ángulo y diámetro de entrada mínimos, con una anchura máxima, resulta la más desfavorable, presentando un total de tres zonas propensas a la creación de placa.

Por último, debe destacarse que la zona inicial de la arteria aorta descendente aparece en todos los modelos como zona crítica a presentar estas patologías, aumentando en pequeña medida con el ángulo y la anchura, por lo que se concluye que la influencia de los parámetros geométricos considerados es casi nula al término del cayado aórtico.



## DECLARACIÓN DE AUTORÍA Y ORIGINALIDAD

(Este documento debe acompañar al Trabajo Fin de Grado (TFG)/Trabajo Fin de Máster (TFM) cuando sea depositado para su evaluación).

D./D<sup>a</sup>. MARINA CASALES MURCIANO

con nº de DNI 73.027.438-T en aplicación de lo dispuesto en el art.

14 (Derechos de autor) del Acuerdo de 11 de septiembre de 2014, del Consejo de Gobierno, por el que se aprueba el Reglamento de los TFG y TFM de la Universidad de Zaragoza,

Declaro que el presente Trabajo de Fin de (Grado/Máster)  
Grado de Ingeniería de Tecnologías Industriales, (Título del Trabajo)

"MODELO PARAMÉTRICO TRIDIMENSIONAL DEL FLUJO SANGUÍNEO EN LA  
AORTA ASCENDENTE"

es de mi autoría y es original, no habiéndose utilizado fuente sin ser citada debidamente.

Zaragoza, 24 de noviembre de 2017

Fdo: Marina Casales Murciano

# ÍNDICE

<b>ÍNDICE</b> .....	4
<b>1. INTRODUCCIÓN</b> .....	5
1.1 Contexto. Antecedentes y estado del arte.....	5
1.2 Objeto y alcance del proyecto. Justificación.....	7
<b>2. METODOLOGÍA</b> .....	9
2.1 Modelo .....	9
2.1.1 Geometría .....	9
2.1.2 Malla.....	12
2.1.3 Materiales y fluidos.....	13
2.1.4 Condiciones de contorno .....	15
2.2 Análisis. Variables a estudiar.....	20
<b>3. RESULTADOS</b> .....	24
<b>4. CONCLUSIONES. DISCUSIÓN</b> .....	29
Bibliografía .....	31
<b>ANEXO 1</b> .....	35
<b>ANEXO 2</b> .....	37
<b>ANEXO 3</b> .....	46

# 1. INTRODUCCIÓN

## 1.1 Contexto. Antecedentes y estado del arte.

Las enfermedades cardiovasculares engloban al conjunto de trastornos del corazón y de los vasos sanguíneos, y constituyen la principal causa de muerte y discapacidad en todo el mundo, especialmente en los países desarrollados (Montañés, 2016). El impacto económico de este tipo de enfermedades corresponde en un 62% a costes sanitarios directos, a una pérdida de productividad en un 21%, y en un 17% a otro tipo de cuidados a las personas afectadas (Malvè, 2016); según datos de la Organización Mundial de la Salud (OMS), se calcula que las enfermedades cardiovasculares causan la muerte a más de 17 millones de personas al año en el mundo, y la expectativa es que continúe aumentando esta cifra (Herrera, 2017)

Las enfermedades cardiovasculares se pueden clasificar según el órgano al que afecta; por ejemplo, las enfermedades cerebrovasculares, como el derrame cerebral o el ictus, afectan a los vasos sanguíneos cerebrales. Este proyecto se centra en aquellas enfermedades que afectan a la aorta y al cayado aórtico, como pueden ser la estenosis de las válvulas aórticas, el aneurisma de aorta o el desarrollo de arteriosclerosis en la pared arterial (Criscione, 2013). El tratamiento más común para paliar este tipo de desórdenes consiste en llevar a cabo cirugías invasivas, tanto en el caso del reemplazo de válvulas del corazón como en el tratamiento de deformaciones aórticas. Además, la esperanza y calidad de vida de los pacientes sometidos a dichas intervenciones depende en gran medida de la correcta selección de las válvulas o dispositivos a implantar, decisión que a menudo resulta problemática para los clínicos dada la falta de información (Malvè, 2016).

Muchos pacientes que sufren algún evento cardiovascular no son conscientes de que lo padecen, como es el caso de la arteriosclerosis, una enfermedad silenciosa que causa la formación de placa de ateroma dentro de las arterias. Esta placa está compuesta por grasas, colesterol, calcio y otras sustancias que se encuentran en la sangre. Con el tiempo, estas placas se endurecen y provocan el estrechamiento de la arteria, limitando el flujo de sangre. Cuando estas placas se rompen, se libera su contenido al torrente sanguíneo, provocando taponamiento de las arterias y eventos cardíacos tales como anginas de pecho o infartos (Grasa, 2016).

Por eso mismo, debido al gran impacto social y económico de este tipo de patologías en la sociedad, surge en los últimos años un creciente interés en aumentar el conocimiento sobre las enfermedades cardiovasculares, su diagnóstico y el tratamiento a seguir una vez desarrolladas.

Los modelos numéricos resultan muy útiles en medicina cardiovascular para el estudio del comportamiento de tejidos biológicos, la predicción de aparición de ciertas patologías y problemas derivados de las terapias, así como

para el desarrollo y optimización de tratamientos (Grasa, 2016). Es ya conocida la similitud presentada por la mecánica de fluidos en el sistema cardiovascular con las patologías vasculares (Herrera, 2017). Dada la estrecha relación que guardan las variables del flujo con el desarrollo de enfermedades cardiovasculares, como se explicará más adelante, el estudio del flujo sanguíneo resulta especialmente interesante a la hora de diagnosticar este tipo de enfermedades (Soulis J. , 2011).

La razón de llevar a cabo un análisis fluido-dinámico del cayado aórtico reside en cuantificar la influencia de dicha geometría en el flujo sanguíneo a su paso por esa zona, más concretamente en las principales variables hemodinámicas que caracterizan dicho flujo. Variables como la tensión tangencial de corte en la pared (Wall Shear Stress, WSS) o el tiempo de residencia relativo (Relative Residence Time, RRT), entre otras, presentan una clara conexión con el padecimiento o desarrollo futuro de enfermedades cardiovasculares; valores bajos de la tensión de pared, junto con valores altos del tiempo de residencia de las partículas esa misma zona, hacen más proclive el padecimiento de enfermedades como la arteriosclerosis, por lo que resulta de gran interés estudiar las distintas modificaciones de dichas variables hemodinámicas según las distintas geometrías del cayado aórtico (Soulis J. , 2011).

En los últimos años, los diferentes estudios realizados en este campo presentan un enfoque de “paciente específico”, es decir, tratan de recrear la zona escogida del sistema cardiovascular de un paciente real, basándose en diversas medidas realizadas al mismo. Este tipo de estudios son considerados actualmente una mejor representación de los modelos clínicamente relevantes, y su reproducibilidad ha sido defendida en la literatura, basándose en los resultados obtenidos en simulaciones numéricas de aneurismas cerebrales (Reymond, 2011).

Mediante el modelado específico del flujo sanguíneo del paciente, especialmente a su paso por la zona de la aorta ascendente y el cayado aórtico (suelen ser las zonas más críticas y afectadas en este tipo de enfermedades) podrá determinarse de forma más exacta tanto el diagnóstico como el posterior tratamiento del mismo, siendo posible predecir los diversos problemas derivados del tratamiento adjudicado. De esta forma, al disponerse de más información relativa al sistema cardiovascular y las necesidades del paciente, además de la obtenida con las pruebas médicas rutinarias, podrán mejorarse los resultados clínicos obtenidos (Cilla, 2015).

Debido este gran interés en realizar simulaciones de tipo fluido-dinámico de la arteria aorta realizados desde el enfoque “paciente específico”, encontramos diversos trabajos que han servido como punto de partida; además, el modelo construido ha sido considerado como un gran punto de partida para posteriores investigaciones con la presencia de estas dolencias cardíacas.

Daniel Montañés (Montañés, 2016) determinó en su trabajo fin de grado qué válvula aórtica comercial era la idónea para diferentes geometrías paciente-específico y en qué posición resultaba más eficiente colocarla. Al tratarse de un

proyecto realizado en la Universidad de Zaragoza, se ha tomado como referencia tanto en las medidas realizadas para la construcción de las geometrías como en ciertas consideraciones a tener en cuenta en la definición del modelo.

Además, se han llevado a cabo estudios de este tipo incluso mediante la modificación genética en ratones; en “Análisis hemodinámico en el árbol aórtico de ratón. Correlación con la aparición de placas”, Oswaldo Trigo (Trigo, 2016) toma como modelo el árbol arterial del ratón y realiza un análisis fluido-dinámico del mismo, concluyendo que las zonas más expuestas a la formación de placa arteriosclerótica son la zona interior del arco aórtico, así como el comienzo de las ramificaciones superiores y diversas zonas de la aorta descendente, siguiendo este orden de aparición a medida que avanza la enfermedad. Además, apunta que la distribución de variables como la tensión tangencial de corte se ve alterado por el ángulo formado por el plano que contiene al arco aórtico y el que contiene a la aorta descendente, como se va a observar en el presente trabajo.

Por último, cabe destacar el interés en desarrollar distintas herramientas computacionales en el campo de la bioingeniería (bajo este enfoque paciente-específico), con el fin de mejorar los resultados clínicos y la planificación quirúrgica. Entre estos trabajos resulta relevante el proyecto “DeSSaValve”, de Mauro Malvè (Malvè, 2016), cuyo objetivo es desarrollar una herramienta de ayuda en la toma de decisiones quirúrgicas. “DeSSaValve” realizará un análisis fluido-dinámico a partir de imágenes tomadas a los pacientes, con el fin de evitar los posibles problemas derivados de la intervención.

## 1.2 Objeto y alcance del proyecto. Justificación.

El objetivo principal de este proyecto es determinar la influencia de la geometría del cayado aórtico en el flujo sanguíneo, con el fin de relacionar ciertos parámetros geométricos de dicho tramo de la arteria aorta con el desarrollo de distintas enfermedades cardiovasculares.

Para ello, se ha construido un modelo paramétrico tridimensional en el que se llevan a cabo variaciones de tres parámetros geométricos de la aorta. Dichos parámetros son el diámetro de entrada del cayado aórtico, la anchura del propio arco aórtico (la distancia horizontal entre los dos extremos del arco aórtico) y el ángulo formado por los dos planos que contienen el cayado aórtico y la aorta descendente, respectivamente. Se realizarán tres variaciones de cada uno de los 3 parámetros, estudiando la influencia de dichas modificaciones en el flujo tanto por separado como combinándolas entre ellas, obteniendo un total de 27 ( $3^3$ ) casos de estudio.

Dada la relación existente entre la fluido-dinámica del sistema cardiovascular y el desarrollo de este tipo de patologías, se van a analizar las distribuciones de las variables consideradas como más decisivas en relación a dichas enfermedades, como la tensión tangencial de corte en la pared o su índice de oscilación, determinando la influencia de las distintas variaciones de la

geometría en dichas variables, y en última instancia, en el desarrollo de cardiopatías.

De esta forma, determinar la influencia de la geometría hará posible un diagnóstico más sencillo de las distintas enfermedades cardiovasculares, así como una elección más acertada del tratamiento a seguir, siendo posible predecir los diversos problemas derivados de las intervenciones quirúrgicas. Todo ello permitirá mejorar los resultados clínicos obtenidos al disponerse de una mayor información del estado del sistema cardiovascular del paciente y de las necesidades del mismo (Malvè, 2016).



## 2. METODOLOGÍA

### 2.1 Modelo

Se ha realizado un modelo paramétrico tridimensional del cayado aórtico, al que se le han incorporado las principales características geométricas y fisiológicas de la misma, con el fin de que se acerque lo máximo posible a la realidad, sin perder de vista la complejidad y el coste computacional crecientes que ello conlleva. Cada uno de los modelos que se van a efectuar son de tipo fluido-dinámico, es decir, se va a simular el flujo sanguíneo a su paso por el cayado aórtico durante un ciclo cardíaco completo. Dado el elevado número de modelos a simular y el coste computacional asumido, no se ha realizado la interacción fluido-estructura, abriendo la posibilidad de realizar el estudio de dicho fenómeno en proyectos futuros, incorporando al presente proyecto una visión más fiel a la realidad.

Para la construcción de la geometría de los 27 modelos paramétricos tridimensionales se ha empleado el software comercial de CAD SolidWorks. Una vez realizada dicha geometría, para realizar el análisis fluido-dinámico se va a emplear el software comercial ANSYS CFX. Dicho análisis constará del mallado del modelo (es decir, la elaboración de una malla de elementos finitos para su posterior estudio), de la asignación de las distintas condiciones de contorno, así como de la definición de las propiedades que especifican el comportamiento y naturaleza del fluido (en este caso, sangre), y por último, de la simulación (cálculo de las distintas ecuaciones de Navier-Stokes que rigen el problema) y posterior estudio de las variables consideradas.

#### 2.1.1 Geometría

Como se ha mencionado anteriormente, la finalidad de este proyecto es determinar la influencia de la geometría del cayado aórtico (más concretamente, la influencia del ángulo, anchura y diámetro de entrada del arco aórtico y sus distintas interacciones) en el flujo de sangre y, consecuentemente, en las enfermedades cardiovasculares que un paciente presenta o es propenso a desarrollar según la distribución y propiedades que muestra dicho flujo a su paso por el tramo inicial de la arteria aorta.

El cayado o arco aórtico es la porción de la arteria aorta que presenta forma de U invertida y en la que nacen tres bifurcaciones: el llamado tronco braquiocefálico o arteria anónima, la arteria carótida y la arteria subclavia (Figura 1); en algunos pacientes se produce una cuarta ramificación en el cayado aórtico, denominada arteria carótida B, como puede observarse en la Tabla 1, aunque dicha ramificación no se ha considerado en el presente trabajo.

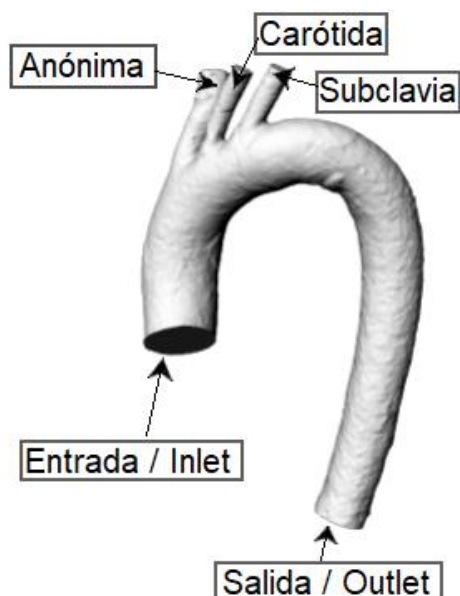


Figura 1– Geometría del cayado aórtico y sus distintas ramificaciones.

El modelo geométrico inicial, así como el rango en el que se encuentran algunos de los parámetros a modificar, se ha elaborado a partir de las medidas realizadas por D. Montañés (Montañés, 2016), que construyó modelos geométricos tridimensionales a partir de imágenes médicas tomadas a 5 pacientes mediante la tecnología de rayos X (Tabla 1).

Se observa que en la Tabla 1 se recogen las diferentes medidas de los diámetros tanto de la arteria aorta (entrada y salida) como de sus distintas ramificaciones. El diámetro de entrada de la arteria aorta, denominado Inlet, es aquel por el que entra el flujo sanguíneo desde el corazón; el diámetro de salida, Outlet, corresponde a la salida del flujo de la arteria aorta, es decir, se trata del diámetro final del tramo a estudiar de dicha arteria. Además, en dicho estudio también se llevaron a cabo mediciones en las arterias coronarias, pero no se van a tener en cuenta en el presente proyecto dado que resulta más interesante analizar principalmente el flujo que atraviesa el cayado aórtico.

	Inlet	Outlet	Anónima	Carótida	Carótida (B)	Subclavia
AORTA 1	21.521	16.4	13.9	7.758	0	6.2945
AORTA 2	24.835	23.54	8.577	8.8025	0	6.7935
AORTA 3	22.233	22.39	11.675	10.9885	0	6.3565
AORTA 4	19.0375	14.06	9.993	2.7865	6.168	6.272
AORTA 5	25.208	16.85	11.4625	7.3645	0	6.884

Tabla 1– Dimensiones (mm) de las distintas ramificaciones de los modelos de aorta

Dado que se van a determinar las dimensiones del modelo a partir de las medidas realizadas por Montañés (Montañés, 2016), el diámetro escogido de las tres ramificaciones superiores para todos los modelos ha sido de 6 milímetros (Figura 1), con el fin de que dichas ramificaciones fueran homogéneas entre sí,

se considerasen los casos más desfavorables y no se incrementase demasiado la complejidad del modelo inicial, así como el coste computacional de cada uno de los 27 modelos a implementar. Para la salida se ha escogido un diámetro de 20 milímetros (Figura 2), constante para todos los modelos, y para la entrada, dado que es uno de los parámetros geométricos a modificar, se utilizarán diámetros de 18 milímetros (diámetro considerado en el modelo inicial), 22 milímetros y 26 milímetros, teniendo en cuenta nuevamente los casos más desfavorables de los medidos en dicho trabajo.

En cuanto al resto de dimensiones del modelo, se ha considerado una altura total de la arteria aorta de 176 milímetros, incluyendo la prolongación de 11.06 milímetros las arterias anónima, carótida y subclavia desde la parte superior del arco aórtico. En cuanto a la anchura del cayado aórtico, que también es uno de los parámetros a modificar y analizar, presenta un valor de 75 milímetros (Figura 2). Esta anchura se aumentará o disminuirá en 3 milímetros, según el modelo. Además, el ángulo del modelo inicial se encuentra alrededor de los  $30^\circ$  (Figura 2), y se implementarán ángulos de  $10^\circ$  y  $20^\circ$  en los distintos modelos. Estas variaciones se han decidido con el fin de determinar la influencia de cada uno de ellos, sin dejar de encontrarse en el rango fisiológico.

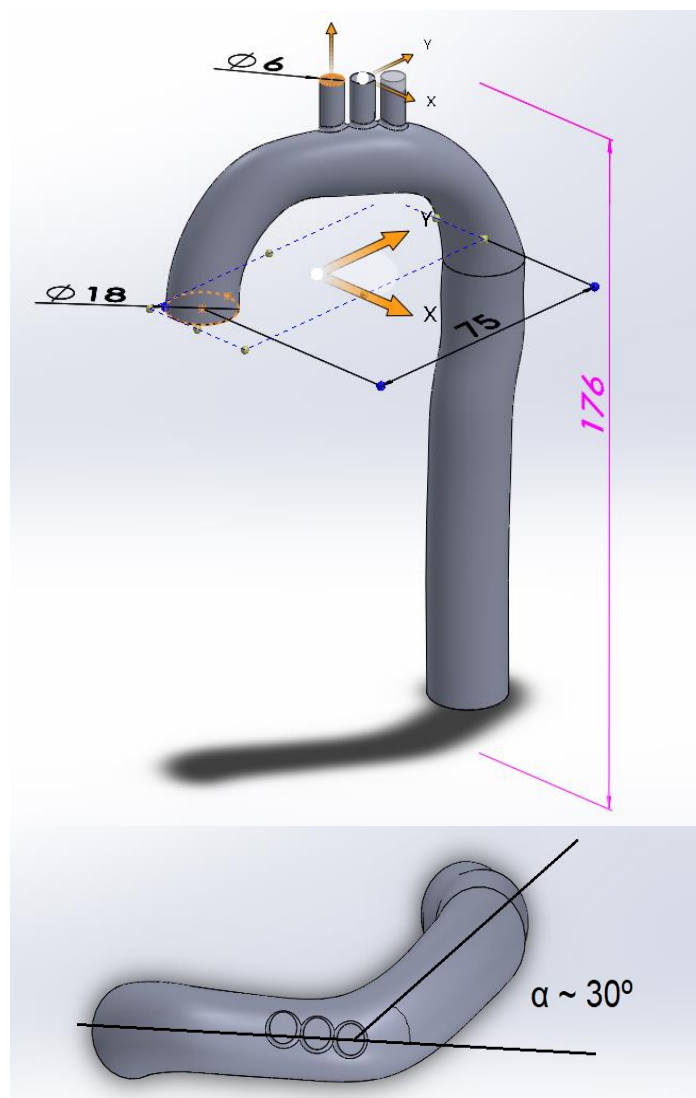


Figura 2- Modelo inicial y sus diferentes medidas. Alzado y planta.

Las distintas geometrías de los 27 modelos a implementar se encuentran recogidos en el ANEXO 1.

### 2.1.2 Malla

El siguiente paso que se debe realizar para calcular un modelo fluido-dinámico es la construcción de la malla, ya que los cálculos se van a llevar a cabo mediante el método de elementos finitos. Para realizar dicho mallado se ha usado el software comercial ANSYS, más concretamente ICEM CFD, que es el módulo encargado de realizar esta parte del estudio fluido-dinámico.

Los principales aspectos a tener en cuenta durante el mallado del modelo es la determinación del número de elementos, la selección de las dimensiones y forma del elemento que compone la malla que resulte más adecuado para la definición del modelo.

El elemento escogido para la construcción de la malla de los 27 modelos fluido-dinámicos a calcular ha sido el tetraedro. El módulo ICEM de ANSYS permite crear estos elementos de forma automática, simplificando considerablemente la tarea del mallado. Además, resulta más sencillo realizar la malla con elementos tetraédricos en este tipo de geometrías dada su complejidad y el número de modelos a calcular que con elementos hexaédricos, pues con este tipo de elementos sería necesario crear bloques y posteriormente ajustarlos a la geometría dada (Montañés, 2016).

En cuanto a las dimensiones del elemento, se ha demostrado que, con el fin de obtener una mejor convergencia de la malla y de ahorrar tiempo durante el proceso de validación de la misma, la malla óptima en este tipo de trabajos consta de dos zonas, según la complejidad de la geometría del modelo (Criscione, 2013). Esto es, resulta más adecuado escoger un elemento de menores dimensiones para las zonas cuya geometría resulte más compleja, siendo de mayor tamaño o incluso un elemento de geometría más sencilla aquel elemento de malla usado en el resto del modelo. Además, ha quedado demostrado en la literatura que el número de elementos óptimo para este tipo de modelos se encuentra alrededor de  $1,1 * 10^6$  elementos puesto que, a partir de esta cifra, aumenta el coste computacional mientras que los resultados obtenidos apenas varían, es decir, el estudio tiende a no ser computacionalmente rentable (Herrera, 2017); esta cifra dependerá del tipo de geometría, puesto que el valor de  $1,8 * 10^6$  también se ha postulado como un número de elementos muy adecuado en diferentes estudios biomédicos (Soulis J. , 2014).

Es por ello que se han empleado tetraedros de distintas dimensiones según la zona del modelo, presentando un lado de  $5 * 10^{-4} m$  (Figura 3) en la zona de la propia arteria aorta, mientras que los elementos tetraédricos que conforman la malla en las arterias anónima, carótida y subclavia, las zonas de unión de las mismas con la arteria principal y las zonas de entrada y salida del flujo (Inlet y Outlet) presentan unas dimensiones de  $3 * 10^{-4} m$  (Figura 3) cada lado. Esto da un total de 1.300.000 elementos y 313.941 nodos en el caso del

modelo inicial (tanto el número de elementos como el de nodos variará de un modelo a otro, aunque en pequeña medida), resultando un número de elementos asumible computacionalmente dada la buena precisión de los cálculos que va a permitir dicha malla.

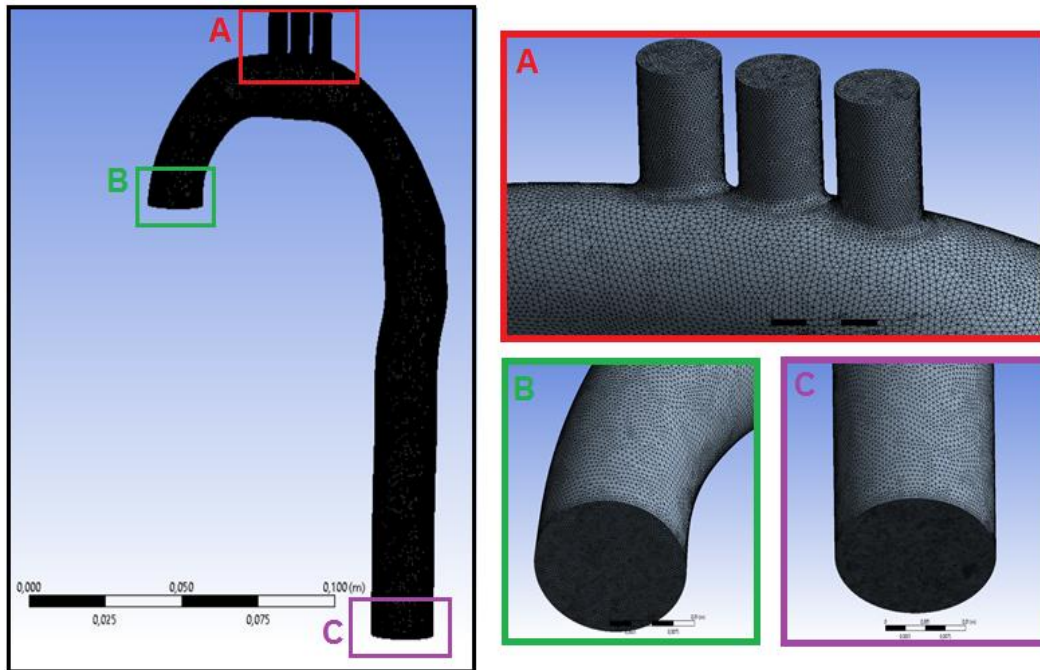


Figura 3– Construcción de la malla para el modelo inicial. Distintas partes.

### 2.1.3 Materiales y fluidos

El fluido estudiado, la sangre, está compuesto por una disolución compleja de partículas (células) disueltas en un líquido (plasma) gracias al cual fluyen (Montañés, 2016). Esta naturaleza corpuscular aumenta considerablemente la dificultad de modelar el flujo sanguíneo, puesto que su comportamiento difiere en varios aspectos del resto de fluidos comunes bien definidos en la literatura. Los aspectos que despiertan un mayor debate a la hora de modelar el flujo sanguíneo y que se van a exponer a continuación son su consideración como fluido continuo o discontinuo y su aceptación como fluido no newtoniano dada sus propiedades no lineales.

La naturaleza bifásica de la sangre ha puesto en duda en la literatura si puede considerarse como un fluido continuo, ya que la composición del plasma provoca un comportamiento de la sangre distinto al resto de fluidos comunes, especialmente en capilares y vasos de pequeño tamaño, donde considerar la sangre como fluido continuo diverge considerablemente de la realidad. Aunque en el presente trabajo se va a considerar la sangre como un fluido continuo, resultaría de gran interés incorporar la propiedad de no continuidad en futuros trabajos (Revellin, 2009).

En cuanto al carácter no lineal de la sangre, se ha demostrado a partir de ciertas investigaciones experimentales su carácter no newtoniano, que incorpora propiedades como viscoelasticidad o tixotropía (cambio de la viscosidad en el tiempo según los esfuerzos a los que se somete al fluido), entre otras (Thruston, 1979). A pesar de que el plasma, formado en más de un 90% por agua, ha sido definido en la literatura como un fluido de carácter newtoniano, las partículas que se encuentran en suspensión en dicho fluido (glóbulos rojos, glóbulos blancos, plaquetas) le confieren dicho carácter no lineal (Criscione, 2013). Esto significa que la relación entre el esfuerzo cortante y la velocidad de deformación es variable a lo largo del tiempo, siendo la viscosidad la variable que las relaciona (Montañés, 2016).

Por todo lo explicado anteriormente, en el presente trabajo se ha considerado la sangre como un fluido no newtoniano, laminar (Figura 4), que no presenta deformación de las paredes ni, por tanto, de la malla (se va a analizar únicamente el fluido, no la interacción con las paredes del vaso sanguíneo), incompresible, isotérmico y continuo. La presión de referencia del modelo será de 13.300 pascales, y la temperatura de referencia 25 °C. La densidad de la sangre empleada va a ser de  $1050 \frac{kg}{m^3}$ , y el peso molar de  $1 \frac{kg}{kmol}$  (Montañés, 2016).

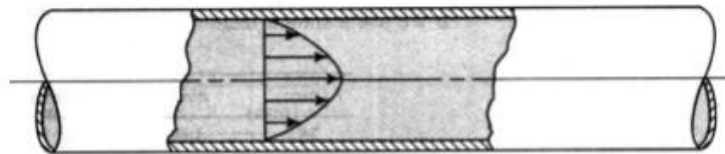


Figura 4 – Distribución del flujo en una tubería en régimen laminar

Para la definición del fluido de la sangre y sus propiedades se va a utilizar el modelo no newtoniano Carreau-Yasuda (Cilla, 2015). Este modelo asume que la viscosidad de la sangre,  $\mu$ , varía siguiendo la ecuación que se muestra a continuación (Ecuación 1):

$$\mu = \mu_{\infty} + \frac{(\mu_0 - \mu_{\infty})}{(1 + (\lambda * \dot{\gamma})^a)^{\frac{1-n}{a}}}$$

Ecuación 1

En la que  $\mu_0$  y  $\mu_{\infty}$  son las viscosidad del fluido para una tasa de deformación nula e infinita respectivamente (Pa·s),  $\lambda$  es la constante temporal,  $n$  es el índice de potencia,  $\dot{\gamma}$  es la velocidad de deformación cortante ( $s^{-1}$ ) y  $a$  es el exponente de Yasuda. Los valores implementados en los 27 modelos fluido-dinámicos son los siguientes:

$\mu_0$	$\mu_{\infty}$	$n$	$\lambda$	$a$
0.16 Pa·s	0.0035 Pa·s	0.2128	8.2 s	0.64

Tabla 2 - Valores empleados en la ley de Carreau-Yasuda



Por último, como ya es sabido, el ciclo cardíaco se corresponde con un ciclo transitorio, cuyo flujo es pulsátil, presentando un pico de máximo flujo en el momento de la sístole y un mínimo en el instante de la diástole (transición sistólica-diastólica) (Montañés, 2016). Es por ello que se debe imponer al flujo la condición pulsátil, es decir, se trata de un flujo no estacionario. Esta condición transitoria aumentará tanto la complejidad del modelo como el coste computacional. Como se explicará más adelante, se impondrá un ciclo cardíaco completo para observar de una forma más realista el comportamiento de la sangre según la variación de la geometría, haciendo especial hincapié en el instante de sístole o flujo máximo, en el que se darán los valores más críticos de las variables a estudiar.

#### 2.1.4 Condiciones de contorno

Como último paso antes de la simulación fluido-dinámica, se deben definir las condiciones de contorno en el modelo. Como se ha mencionado anteriormente, se trata de un modelo en el que solo se realiza el estudio al fluido de trabajo, es decir, no se ha considerado la interacción pared-fluido, dejando vacante dicho estudio tanto con paredes rígidas como considerando su deformación para trabajos futuros.

Para la definición de dichas condiciones de contorno, se ha considerado pulsátil el flujo sanguíneo. Para ello, se van a implementar las medidas llevadas a cabo de forma previa a la realización de este proyecto en el Departamento de Mecánica de este centro para llevar a cabo diversas investigaciones. Estas medidas consistieron en cuantificar el flujo volumétrico de sangre que atraviesa la arteria aorta ascendente durante un ciclo cardíaco completo.

Para las condiciones de contorno tanto de las salidas superiores (arterias anónima, carótida y subclavia) como de la salida inferior (Outlet) se ha usado la ley de conservación de la masa partiendo de la ley de Murray, que define la relación del caudal volumétrico que atraviesa una sección con el radio de la misma, como se va a explicar a continuación.

Hasta hace poco tiempo, se consideraba que una gran parte del sistema cardiovascular y respiratorio de los mamíferos obedecía la ley de Murray (Sherman, *The Meaning of Murray's Law*, s.f.). Dicha ley establece que el cubo del radio de un vaso sanguíneo es igual a la suma de los cubos de los radios de sus distintas ramificaciones o “vasos hijo” (Figura 5, Ecuación 2):

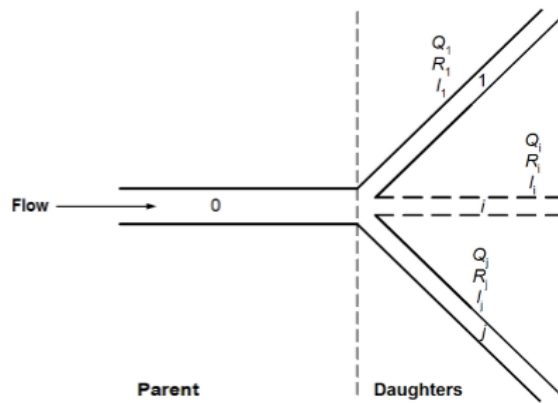


Figura 5– Ley de Murray

$$r^3 = r_1^3 + r_2^3 + \dots + r_n^3 ,$$

Ecuación 2

Siendo n el número de ramificaciones del vaso inicial.

En las zonas que obedecen esta ley existe una relación funcional entre el radio del vaso y el flujo volumétrico que lo atraviesa, así como con el perfil de velocidades, la tensión tangencial de corte en la pared, el número de Reynolds o el gradiente de presión, entre otros (Sherman, On connecting large vessels to small: the meaning of Murray's law., 1981). El análisis de Murray establece una relación cúbica del radio con el flujo volumétrico, es decir,  $Q \propto r^3$ , partiendo de la condición de potencia mínima asumiendo dos términos energéticos: la potencia de bombeo y la energía metabólicamente requerida para mantener el volumen de sangre, también llamada “restricción de volumen” (Revellin, 2009).

Sin embargo, los diferentes avances que se han realizado en el modelado del flujo sanguíneo han limitado la aplicación de la ley de Murray. Como se ha mencionado anteriormente, diversas investigaciones han demostrado que la sangre presenta propiedades no newtonianas, y la ley de Murray, por su parte, no es capaz de describir el comportamiento del flujo sanguíneo desde este nuevo enfoque (Revellin, 2009). Además, como se puede observar en la Tabla 1 en apartados anteriores, las medidas de parámetros geométricos de la arteria aorta en distintos pacientes no cumplen la Ecuación 2, por lo que tampoco sería válida la ley de Murray en esta zona de la aorta.

Con el objetivo de determinar la validez de Murray, se ha propuesto en la literatura definir la relación del caudal volumétrico y el radio del vaso sanguíneo de forma genérica, como  $Q \propto r^c$ , donde c es un parámetro determinado a su vez a partir de la condición de mínima energía (Revellin, 2009). Numerosos estudios han tratado de determinar el valor de c, el cual suele oscilar entre 2 y 3, variando dentro del sistema arterial. Las conclusiones obtenidas puntualizan que c toma un valor de 2 en los vasos sanguíneos más largos cerca del corazón, mientras que toma un valor igual a 3 en arteriolas y capilares (Sherman, On connecting large vessels to small: the meaning of Murray's law., 1981).

Por otra parte, el carácter del flujo cercano al régimen turbulento tanto en la arteria aorta como en el tronco pulmonar explican a su vez la tendencia de



dichos vasos sanguíneos a conservar el flujo volumétrico que los atraviesa con una dependencia con el cuadrado del radio, es decir,  $Q \propto r^2$ . Además, el modelado del flujo pulsátil en la aorta también tiende a limitar la aplicación de la ley de Murray a los vasos de menor tamaño (Sherman, The Meaning of Murray's Law, s.f.).

Por todo ello, se va a imponer la condición de contorno de flujo tanto en la entrada como en las cuatro salidas, siendo dicho flujo volumétrico dependiente del cuadrado del radio del vaso sanguíneo que lo atraviesa, es decir, se ha tomado el parámetro  $c$  igual a 2. En cuanto a la ley de conservación de la masa (Ecuación 3), se debe determinar la relación entre el caudal de entrada,  $Q_{entrada}$ , conocido para cada instante de tiempo de un ciclo cardíaco completo (se impone como condición de contorno), y los caudales de las diferentes salidas,  $Q_j$ , tomando  $j$  un valor igual a 4 al tratarse de cuatro salidas.

$$Q_{entrada} = \sum_{j=1}^4 Q_j = Q_1 + Q_2 + \dots + Q_n$$

*Ecuación 3*

Sabiendo que el caudal de las diferentes salidas o bifurcaciones presenta una relación cuadrática con el radio de cada salida atravesada por dicho flujo y que se ha considerado que el área de cada salida corresponde al área de un círculo ( $A \propto r^2$ ), el caudal guardará a su vez una relación con el área del vaso sanguíneo. Además, si el caudal volumétrico que atraviesa una salida es proporcional al área de dicha salida, se puede deducir que los caudales volumétricos de las salidas guardan entre sí la relación de áreas (Ecuación 4):

$$Q_i \propto r^2 \rightarrow A_{vaso\ sanguíneo} = \pi * r^2 \rightarrow \frac{Q_j}{A_j} = cte \rightarrow \frac{Q_1}{A_1} = \frac{Q_2}{A_2} = \frac{Q_n}{A_n}$$

*Ecuación 4*

Una vez conocida la proporción entre los distintos caudales de salida (Ecuación 4), se va a determinar cuál es la relación entre el flujo volumétrico de cada una de las salidas y el caudal de entrada. Para ello, va a estudiarse el caso de este mismo modelo, con una entrada y cuatro salidas, tomando el caudal de la primera salida como referencia, por lo que se dejará el resto de caudales en función del mismo:

$$- \frac{Q_1}{A_1} = \frac{Q_2}{A_2}; \quad Q_2 = \frac{A_2}{A_1} * Q_1$$

*Ecuación 5*

$$- \frac{Q_1}{A_1} = \frac{Q_3}{A_3}; \quad Q_3 = \frac{A_3}{A_1} * Q_1$$

*Ecuación 6*

$$- \frac{Q_1}{A_1} = \frac{Q_4}{A_4}; \quad Q_4 = \frac{A_4}{A_1} * Q_1$$

*Ecuación 7*

A partir de las ecuaciones anteriores se va a plantear la relación con el caudal de entrada siguiendo el mismo patrón que se ha seguido con las salidas entre ellas. En este caso se ha denominado  $x$  al factor a partir del cual hallaremos la proporcionalidad con dicha entrada:

$$\frac{Q_1}{A_1} = \frac{Q_{entrada}}{x} ;$$

Ecuación 8

$$\frac{Q_1}{A_1} = \frac{Q_1 + Q_2 + \dots + Q_n}{x} ; \quad \frac{Q_1}{A_1} = \frac{Q_1 + \frac{A_2}{A_1} * Q_1 + \frac{A_3}{A_1} * Q_1 + \frac{A_4}{A_1} * Q_1}{x} ;$$

$$\frac{Q_1}{A_1} = \frac{A_1 * Q_1 + A_2 * Q_1 + A_3 * Q_1 + A_4 * Q_1}{x} ; \quad \frac{Q_1}{A_1} = \frac{(A_1 + A_2 + A_3 + A_4) * Q_1}{x} ;$$

$$x = (A_1 + A_2 + A_3 + A_4); \quad x = \sum_{i=1}^n A_i$$

Ecuación 9

Sustituyendo el resultado obtenido en la Ecuación 9 en las ecuaciones anteriores podemos concluir que el flujo que atraviesa cada una de las salidas en cada instante de tiempo va a ser igual al caudal de entrada en ese mismo instante de tiempo multiplicado por el término de “relación de áreas”. Dicho término corresponde al cociente entre el área del vaso de salida escogido para calcular el flujo que lo atraviesa y la suma de las áreas de todas las salidas (Ecuación 10):

$$Q_j = \frac{A_j}{\sum_{i=1}^n A_i} * Q_{entrada}$$

Ecuación 10

Por todo ello, el flujo que atraviesa cada una de las 4 salidas del modelo de trabajo, conocidas las dimensiones de todas ellas, vendrá dado por la siguiente expresión:

$$- \quad \emptyset_{Outlet} = 18 \text{ mm} \rightarrow A_{Outlet} = \pi * \frac{\emptyset_{Outlet}^2}{4} = 254,469 \text{ mm}^2$$

Ecuación 11

$$- \quad \emptyset_{Anónima} = 6 \text{ mm} \rightarrow A_{Anónima} = \pi * \frac{\emptyset_{Anónima}^2}{4} = 28,274 \text{ mm}^2$$

Ecuación 12

$$- \quad \emptyset_{Carótida} = \emptyset_{Anónima} = 6 \text{ mm} \rightarrow A_{Carótida} = 28,274 \text{ mm}^2$$

Ecuación 13

$$- \quad \emptyset_{Subclavia} = \emptyset_{Anónima} = 6 \text{ mm} \rightarrow A_{Subclavia} = 28,274 \text{ mm}^2$$

Ecuación 14

$$\dot{Q}_{Outlet} = \frac{A_{Outlet}}{A_{Outlet} + A_{Anónima} + A_{Carótida} + A_{Subclavia}} * \dot{Q}_{Inlet} = \frac{3}{4} * \dot{Q}_{Inlet}$$

Ecuación 15

$$\dot{Q}_{Anónima} = \frac{A_{Anónima}}{A_{Outlet} + A_{Anónima} + A_{Carótida} + A_{Subclavia}} * \dot{Q}_{Inlet} = \frac{1}{12} * \dot{Q}_{Inlet}$$

Ecuación 16

$$\dot{Q}_{Carótida} = \frac{A_{Carótida}}{A_{Outlet} + A_{Anónima} + A_{Carótida} + A_{Subclavia}} * \dot{Q}_{Inlet} = \frac{1}{12} * \dot{Q}_{Inlet}$$

Ecuación 17

$$\dot{Q}_{Subclavia} = \frac{A_{Subclavia}}{A_{Outlet} + A_{Anónima} + A_{Carótida} + A_{Subclavia}} * \dot{Q}_{Inlet} = \frac{1}{12} * \dot{Q}_{Inlet}$$

Ecuación 18

Dado que las medidas realizadas en el Departamento de Mecánica de la Universidad de Zaragoza en proyectos anteriores corresponden a flujo volumétrico (más concretamente, se realizaron en  $cm^3/s$ ) y se va a trabajar en el presente proyecto con flujo másico ( $kg/s$ ), se deberá hacer la conversión correspondiente a la hora de implementar los caudales en cada una de las salidas, quedando de la siguiente forma:

$$\dot{M}[kg/s] = \rho [kg/m^3] * 10^{-6} [m^3/cm^3] * Q [cm^3/s] ; \rho_{sangre} = 1050 kg/m^3 ;$$

$$\dot{M}[kg/s] = 1.05 * 10^{-3} [kg/cm^3] * Q [cm^3/s]$$

Ecuación 19

$$- \dot{M}_{Outlet}[kg/s] = \rho_{sangre} * 10^{-6} * \dot{Q}_{Outlet} = 1.05 * 10^{-3} * \frac{3}{4} * \dot{Q}_{Inlet}$$

Ecuación 20

$$- \dot{M}_{Anónima}[kg/s] = \rho_{sangre} * 10^{-6} * \dot{Q}_{Anónima} = 1.05 * 10^{-3} * \frac{1}{12} * \dot{Q}_{Inlet}$$

Ecuación 21

$$- \dot{M}_{Carótida}[kg/s] = \rho_{sangre} * 10^{-6} * \dot{Q}_{Carótida} = 1.05 * 10^{-3} * \frac{1}{12} * \dot{Q}_{Inlet}$$

Ecuación 22

$$- \dot{M}_{Subclavia} [kg/s] = \rho_{sangre} * 10^{-6} * \dot{Q}_{Subclavia} = 1.05 * 10^{-3} * \frac{1}{12} * \dot{Q}_{Inlet}$$

Ecuación 23

De esta forma, han quedado completamente definidas las condiciones de contorno en cada una de las salidas (Figura 6):

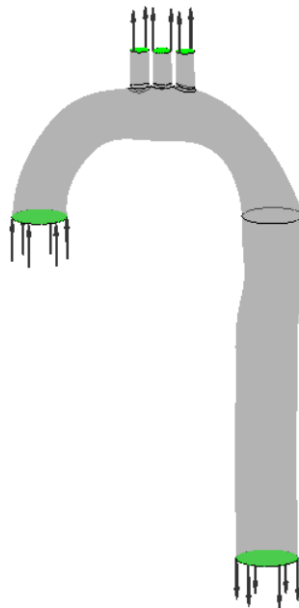


Figura 6 – Condición de flujo impuesta en la entrada y en las 4 salidas.

## 2.2 Análisis. Variables a estudiar.

Como se ha comentado anteriormente, se van a simular y estudiar 27 modelos fluido-dinámicos con el software comercial ANSYS CFD. Puesto que se va a simular en cada uno de los modelos un ciclo cardíaco completo, las variables a estudiar se van a cuantificar en el momento de sístole. En este instante del ciclo el corazón bombea la sangre y el flujo que atraviesa el cayado aórtico es máximo, por lo que las variables del fluido presentarán los valores más críticos y, por ello, más interesantes a la hora de determinar su relación con distintas patologías cardíacas.

El fluido va a estudiarse como flujo pulsátil, es decir, no estacionario: se va a implementar un ciclo cardíaco completo con el fin de hacer más realista el presente proyecto. Puesto que se van a observar diversas variables que se calculan a partir de los valores que toma dicha variable u otra durante un ciclo completo, resulta necesario simular este ciclo cardíaco en su totalidad para definir las correctamente, no siendo suficiente implementar únicamente los valores que toma el flujo en el instante de sístole como si se tratase de régimen estacionario.

En cuanto a los criterios de convergencia fijados para realizar los distintos cálculos fluido-dinámicos en el software comercial ANSYS CFD, se ha implementado un total de 1000 iteraciones por simulación, es decir, el programa va a simular en cada modelo un ciclo cardíaco completo de 1 s de duración calculando cada una de las variables seleccionadas cada 0,001 s en dicho ciclo. Asimismo, se va a fijar un error residual de  $10^{-8}$  en todas las simulaciones llevadas a cabo.

Las variables que resultan interesantes en este tipo de modelos y que, por tanto, se van a analizar son la velocidad de la sangre a su paso por el cayado aórtico, la tensión tangencial de corte en la pared (WSS), la tensión tangencial de corte media en el ciclo (TAWSS), el índice de oscilación de la tensión de corte (OSI) y el tiempo de residencia relativa de las partículas (RRT).

El objetivo de estudiar las variables mencionadas reside en su estrecha relación con el padecimiento presente o futuro de enfermedades cardiovasculares. Por ejemplo, bajos valores de tensión tangencial de corte en la pared (WSS) junto con altos valores de tensión de corte oscilante cuantificados como Oscillatory Shear Index (OSI) han demostrado ser indicativos del riesgo del desarrollo de arteriosclerosis, así como altos valores de la viscosidad de la sangre o bajas velocidades del flujo (Soulis J. , 2011). La validez de la combinación de la tensión de corte y su índice de oscilación con otros parámetros como el tiempo de residencia relativa son discutidos en multitud de investigaciones (Cilla, 2015), por lo que se va a tratar de determinar la influencia que presentan en las enfermedades cardiovasculares tanto individualmente como conjuntamente. En cuanto a la viscosidad de la sangre, se estudiará de forma indirecta implementando el modelo Carreau-Yasuda para su definición, que contempla los cambios de viscosidad en función de la velocidad de

deformación a la que se ve sometido el fluido, como se ha comentado anteriormente.

A continuación se explicará con más detalle tanto el significado como la expresión que sigue cada una de dichas variables.

- Tensión tangencial de corte, WSS

La hemodinámica en el interior de los vasos es la responsable de la aparición de tensiones superficiales en las paredes del vaso sanguíneo. Estas tensiones pueden ser normales, fundamentalmente debidas a las variaciones de presión, y tangenciales, que son consecuencia del flujo de sangre. El Wall Shear Stress se define como la tensión tangencial de corte en la pared, en este caso la pared aórtica, que es ejercida por el fluido y sigue la dirección del flujo en las proximidades de la pared aórtica. Esta variable está relacionada con la velocidad de cizalladura (ratio de movimiento en el que las capas colindantes de fluido se mueven entre sí) (Trigo, 2016), y en el caso de los fluidos considerados no newtonianos viene dada por la siguiente expresión (Ecuación 24):

$$|\overrightarrow{WSS}| = \tau_w = \mu * \dot{\gamma}$$

*Ecuación 24*

Siendo  $\tau_w$  la tensión tangencial de corte en la pared,  $\mu$  la viscosidad dinámica y  $\dot{\gamma}$  la velocidad de cizalladura.

Está suficientemente demostrado que Wall Shear Stress, junto con otros parámetros biomecánicos, puede ser responsable tanto de la localización como la progresión de enfermedades como la arteriosclerosis, entre (Soulis J. , 2014). Es por ello que se ha decidido estudiar esta variable tanto directa como indirectamente, es decir, se cuantificará su módulo, así como los distintos valores que toma durante un ciclo completo mediante las variables TAWSS, RRT y OSI, como se va a explicar a continuación.

- Tensión tangencial de corte media, TAWSS

El Time Average Wall Shear Stress es el valor medio de la tensión tangencial de corte en la pared (WSS) durante un período de tiempo determinado. Esta variable, cuyo módulo va a cuantificarse en cada uno de los modelos, viene dada a partir del vector de Wall Shear Stress, como aparece a continuación (Ecuación 25):

$$\overrightarrow{TAWSS} = \frac{1}{T} \int_0^T |\overrightarrow{WSS}| dt$$

*Ecuación 25*

Siendo T el período de tiempo en el que se va a calcular dicha variable, en este caso el ciclo cardíaco completo (1s), y  $|\overrightarrow{WSS}|$  el módulo de la variable Wall Shear Stress en cada instante, que en adelante se denominará WSS. Se nombrará TAWSS al módulo del vector Time Average Wall Shear Stress.

En diversos estudios realizados en el sistema cardiovascular, especialmente en las arterias coronarias, se ha mostrado que los valores que toma la variable Wall Shear Stress en el momento de la sístole (instante en el que se van a observar las variables mencionadas) son significativamente menores que en el momento de la diástole. Dada la importancia de los valores bajos y oscilantes de esta variable, relacionados con la aterogénesis y posterior arteriosclerosis, parece razonable pensar que el desarrollo de esta enfermedad se ve favorecido en el instante de la sístole. Sin embargo, el notable incremento experimentado por la variable WSS durante la diástole, de mayor duración, compensa el efecto de la sístole, generando un entorno más protegido frente a la arteriosclerosis (Soulis J. , 2014). De esta forma, puede concluirse que se necesita un estudio completo del ciclo que cuantifique los diversos valores que toma la variable WSS en cada instante para determinar la verdadera tendencia del paciente a desarrollar una enfermedad cardiovascular. Así surge el interés en el valor medio de la tensión tangencial de corte.

- Índice de Oscilación de la tensión de corte, OSI

Otro factor empleado para cuantificar la variación de la tensión de corte en la pared a lo largo del ciclo es el llamado Oscillatory Shear Index, o índice de oscilación de la tensión de corte. Esta variable se define como la variación espacial del Wall Shear Stress a lo largo de las paredes de la aorta, y se halla a partir de la siguiente expresión (Ecuación 26):

$$OSI = 0.5 * \left( 1.0 - \frac{\left| \frac{1}{T} \int_0^T \overrightarrow{WSS} dt \right|}{\frac{1}{T} \int_0^T |\overrightarrow{WSS}| dt} \right)$$

*Ecuación 26*

Siendo  $\frac{1}{T} \int_0^T |\overrightarrow{WSS}| dt$  la variable Time Average Wall Shear Stress y  $\left| \frac{1}{T} \int_0^T \overrightarrow{WSS} dt \right|$  su módulo.

La variable OSI está relacionada con las oscilaciones del flujo durante el ciclo estimado, ya que se calcula comparando la relación entre los valores del vector TAWSS y su módulo, obteniendo un valor comprendido entre 0 (para variaciones no cíclicas del vector de WSS), y 0.5 (para desviaciones de 180° de la dirección del mismo); este valor representa la variación vectorial del flujo sanguíneo a lo largo de las paredes de la aorta (Montañés, 2016). De esta forma, valores altos de OSI indican que el promedio de WSS, como vector en la pared, cambia de dirección de forma cuantitativa, tratándose de un flujo complejo y cambiante (Trigo, 2016).

Por todo ello, la variable OSI junto con la variable RRT, que se explica posteriormente, se están convirtiendo en herramientas adecuadas para la localización de enfermedades cardiovasculares (Soulis J. , 2011).

- Tiempo de residencia relativa, RRT

El tiempo de residencia relativo se define como el tiempo de residencia de las partículas en el endotelio, es decir, en la pared de la aorta, y sigue la expresión que se muestra a continuación (Ecuación 27):

$$RRT \sim [(1 - 2 * OSI) * TAWSS]^{-1}$$

*Ecuación 27*

Siendo TAWSS el módulo de la variable Time Average Wall Shear Stress y OSI la variable Oscillatory Shear Index.

Como se puede observar, la variable OSI modifica el efecto de la variable TAWSS en el tiempo de residencia relativo en una región dada del endotelio. Por tanto, la variable RRT incluye tanto los efectos del índice de oscilación de la tensión, OSI, como del valor medio de la tensión de corte en el ciclo cardíaco, TAWSS. De esta forma puede afirmarse que el tiempo de residencia relativo cuantifica el tiempo de incidencia de los efectos de dichas variables en una zona concreta.

Junto con la variable OSI, el tiempo de residencia relativo tiene cada vez más presencia en los estudios realizados en este campo, ya que resulta una variable muy útil para identificar posibles regiones de concentraciones ateromáticas (Soulis J. , 2011).

- Velocidad del flujo

Por último, se va a observar la velocidad de la sangre en cada uno de los modelos (más concretamente, se van a observar su magnitud y las líneas de flujo). De esta forma, resultará interesante observar si ciertas geometrías tienden a generar algún tipo de recirculación o el flujo sanguíneo sigue una trayectoria u otra a su paso por el cayado aórtico, así como determinar las zonas impacta el flujo a una velocidad elevada, con el fin de observar la influencia de todo lo mencionado con los parámetros geométricos que se van a variar en el presente estudio.

### 3. RESULTADOS

Los resultados de los 27 modelos vienen recogidos en el ANEXO 2, donde aparece la distribución de las diferentes variables a estudiar en cada una de las geometrías, así como los rangos de los valores en los que se mueve cada una de ellas. Además, se han incluido las zonas de la arteria aorta que presentan valores de OSI mayores de 0.05 y valores Wall Shear Stress menores de 2 Pa, puesto que serán las zonas más críticas para desarrollar arteriosclerosis.

El estudio e interpretación de todas las variables mencionadas va a centrarse en el arco aórtico y la aorta descendente, obviando los resultados de las tres ramificaciones superiores. Esto se debe a que su diseño se ha realizado de forma más simplificada y no se les ha implementado ninguna variación geométrica, pudiendo centrar estudios futuros en su influencia a la hora de desarrollar distintas enfermedades cardiovasculares.

En primer lugar, se observa que un aumento del diámetro de entrada se traduce en una disminución de los valores de OSI en todos los modelos estudiados, mientras que un aumento del ángulo formado por el cayado aórtico y la aorta descendente conlleva un aumento de dicha variable. En cuanto a la anchura, a medida que aumenta su valor se eleva el valor de OSI para ángulos de  $10^\circ$ . Sin embargo, conforme se aumenta el ángulo se van diferenciando dos zonas: la zona interna del cayado aórtico y el comienzo de la aorta descendente. Puede observarse que a medida que se aumenta el ángulo, la distribución de OSI en la zona inicial de la aorta descendente aumenta con la anchura. La zona interna del cayado, por su parte, presenta valores menores de OSI al aumentar la anchura (la zona de valores máximos se va estrechando) para ángulos de  $30^\circ$ , mientras que para ángulos de  $20^\circ$  se alcanza un OSI más alto para una anchura de 75 milímetros (anchura intermedia), seguida de la anchura de 72 milímetros, y por último de la anchura mayor, por lo que la distribución de esta variable en dicha zona no es uniforme con la anchura para ángulos de  $20^\circ$  (Figura 11).

La distribución de la variable Wall Shear Stress a lo largo de los 27 modelos resulta de gran interés. Los valores bajos tomados por esta variable, que como ya se ha mencionado, pueden ser responsables del desarrollo de ateromas, se encuentran localizados en todos los modelos al comienzo de la aorta descendente, con una distribución casi idéntica, si bien es cierto que se debe destacar la zona interior del cayado aórtico para un diámetro inicial de 18 milímetros, especialmente para ángulos de  $10^\circ$  y  $20^\circ$  (Figura 12).

Se puede afirmar que el valor de WSS disminuye a medida que aumentan tanto el diámetro como la anchura del cayado, siendo esta influencia más pequeña a mayores diámetros, donde las distribuciones son bastante similares entre sí. Llama la atención la distribución de Wall Shear Stress al comienzo del cayado aórtico: para ángulos de  $10^\circ$  y diámetro de 18 milímetros existe una clara zona de valores máximos, en la zona izquierda de la aorta ascendente para anchuras de 72 y 75 milímetros, siendo las distribuciones de ambos modelos muy similares, mientras que para anchuras de 78 milímetros la zona de incidencia de WSS máximo (más pequeña que las anteriores) se encuentra localizada en el lado derecho. Al aumentar a  $20^\circ$ , la distribución de esta variable



se vuelve más homogénea y simétrica al comienzo de la aorta, con concentración de valores mayores en la zona del diámetro de entrada. Al variar el ángulo del cayado a  $30^\circ$ , resulta relevante que la concentración de WSS alto al comienzo de la aorta aparece en el lado contrario al que aparecía para  $10^\circ$ , junto con una zona de gran concentración de valores altos al comienzo de la zona inferior del cayado, y en el caso de anchuras de 72 milímetros, también se localizan estos valores elevados en las zona cercanas a las ramificaciones superiores.

En cuanto a la variable que cuantifica los valores medios de la tensión de corte en la pared en un ciclo cardíaco, Time Average Wall Shear Stress, observamos que su distribución es mucho más homogénea que en el caso de Wall Shear Stress, medida en el momento de sístole, comprobando que el momento de la diástole equilibra los valores dados en dicho instante. Se puede afirmar que los valores tomados por la variable TAWSS, bastante similares en los 27 modelos calculados, presentan variaciones en la zona inicial del cayado aórtico, donde se observan los valores máximos (zona del diámetro inicial) y mínimos (zona inferior del arco). Resulta llamativo que para ángulos de  $10^\circ$  y diámetros de 18 milímetros, que presentaban valores tan altos de Wall Shear Stress en la zona de entrada, vean reducido a la mitad su valor medio, mientras que para  $20^\circ$ , que era una distribución más homogénea, aparezcan valores mayores. Los valores mínimos se comentarán más adelante, junto con los valores mínimos de Wall Shear Stress y los más altos de la variable OSI (Figura 13).

Continuando con la variable Relative Residence Time, o tiempo de residencia relativo de las partículas, se observa que existen zonas con gran concentración de altos valores de esta variable que son iguales en todos los modelos, y se localizan en la zona inicial de la aorta descendente, como se comentará más adelante. En cuanto a su distribución en la aorta ascendente y el cayado aórtico, se puede afirmar que se hace más homogénea al aumentar el diámetro, suavizando tanto los valores máximos como mínimos, mientras que los máximos se ven incrementados al aumentar la anchura. Conforme se aumenta el ángulo, la aorta ascendente no presenta valores tan bajos y la zona de RRT altos localizada en el interior del arco desaparece; por contra, aparecen nuevas zonas de valores máximos cercanas a las ramificaciones superiores, que ven incrementado su valor con la anchura y el diámetro (Figura 14).

En cuanto a las líneas de flujo de sangre y la velocidad del mismo en las proximidades de las paredes, se debe afirmar en primer lugar que, puesto que las condiciones de contorno impuestas en todos los modelos era condición de flujo, la velocidad se verá reducida a medida que aumente el diámetro y, de esta forma, la sección, ya que el caudal es para todos ellos el mismo. Dado que la tensión de corte en la pared es función de la velocidad de deformación, que es la derivada de la velocidad en dirección del flujo, resulta evidente que la distribución de la velocidad sea tan similar a la observada en la variable Wall Shear Stress, tanto en las zonas máximas como en las mínimas; en estas últimas, localizadas en el comienzo de la aorta descendente, aparecen ciertas desviaciones de la trayectoria del flujo (Figura 15).

A continuación, se van a analizar las zonas que resultan críticas para el desarrollo de placas ateromáticas y, en última instancia, arteriosclerosis. Los valores bajos de Wall Shear Stress y de su media ponderada durante un ciclo (TAWSS) y valores altos de Oscillatory Shear Index y del tiempo de residencia relativo (RRT) indican lugares proclives a la creación de placa, debido a que afectan al comportamiento de las células del endotelio (Trigo, 2016). Es por ello que se van a observar las zonas en las que se combinan estos factores, concluyendo que serán las más expuestas a desarrollar este tipo de patología. Las zonas críticas se van a estimar como aquellas que presenten una tensión de corte en el instante de sístole así como un valor medio en el ciclo menores a 2 Pa, y valores de la variable OSI mayores de 0.05.

Como aparece recogido en el ANEXO 2, la zona crítica para desarrollar arteriosclerosis es la misma para todos los modelos, y está localizada al inicio de la aorta descendente (Figura 7); resulta llamativo que, a pesar de presentar una concentración de valores altos de OSI en la zona interna del cayado, los valores más altos se presentan en esta zona. Además, también aparecen valores bastante altos de tiempo de residencia relativo de partículas en esta región de la aorta, por lo que se dan todos los factores necesarios para concluir que, según los cálculos realizados, esta zona es fisiológicamente proclive a desarrollar este tipo de patologías, presentando una influencia pequeña de los parámetros geométricos estudiados.

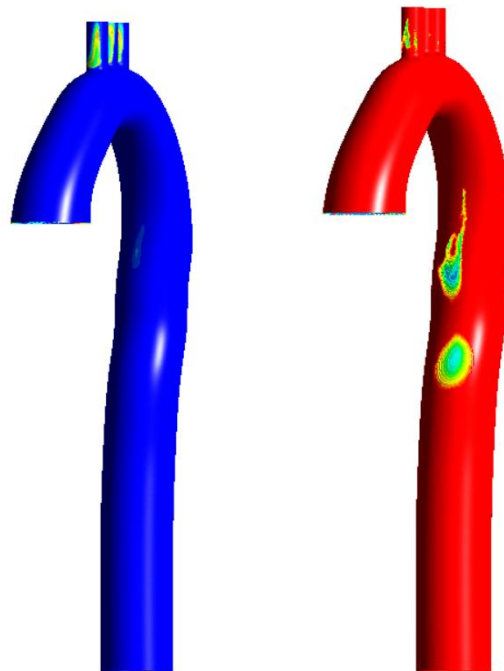


Figura 7 - Zona crítica localizada al comienzo de la aorta descendente para todos los modelos. Izquierda:  $OSI > 0.05$ . Derecha:  $WSS < 2 Pa$ .

Sin embargo, resulta llamativo que en el caso de 20° y 18 milímetros de diámetro de entrada, para las tres anchuras evaluadas, aparezca a su vez como zona crítica la zona interna del cayado aórtico (Figura 8). El riesgo de formación de placas es mayor al aumentar la anchura, pues aumenta el tiempo relativo de

residencia en dicha zona. Además, esta zona aparece también como crítica para ángulos de  $10^\circ$ , anchuras de 78 milímetros y un diámetro de entrada de 18 milímetros, junto con la zona posterior del comienzo de la aorta descendente (Figura 9); en ambas zonas el tiempo de residencia relativo también presenta valores elevados, por lo que estas zonas estarían bastante expuestas a las patologías mencionadas.

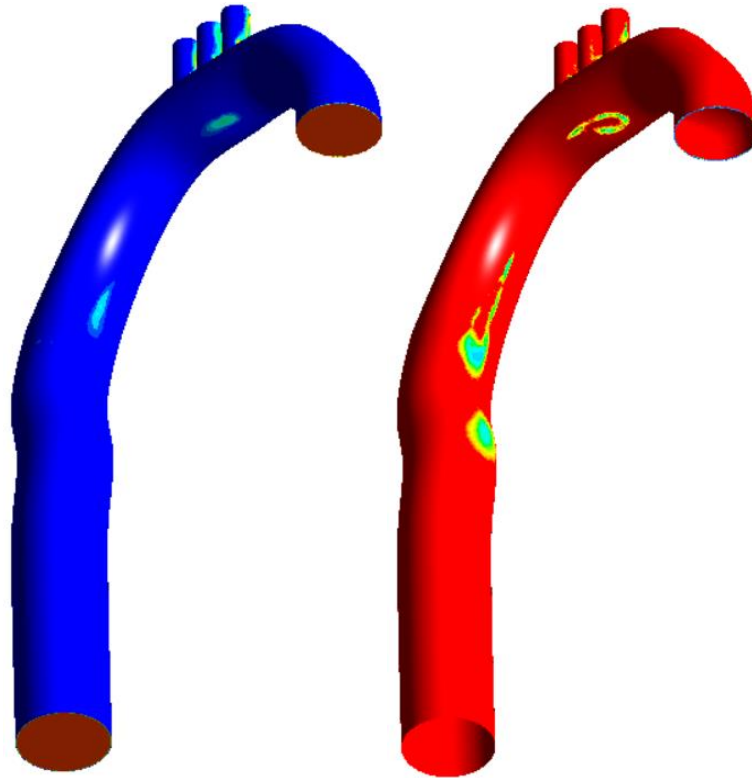


Figura 8- Zona crítica localizada en el interior del cayado aórtico para los 4 modelos mencionados. Izquierda:  $OSI > 0.05$ . Derecha:  $WSS < 2 Pa$ .

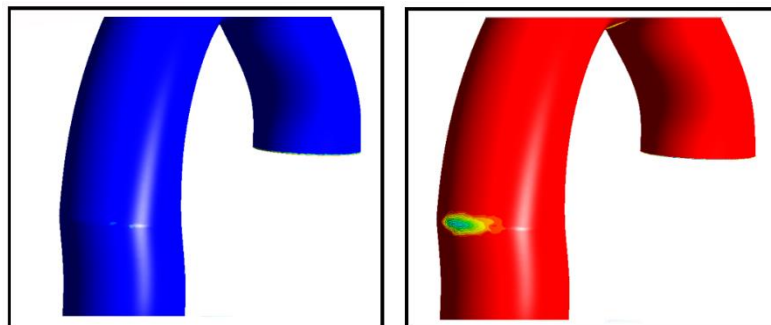


Figura 9 - Zona crítica localizada en la parte posterior del comienzo de la aorta descendente para un ángulo de  $10^\circ$ , diámetro de entrada de 18mm y una anchura de 78 mm.

Por último, va a cuantificarse numéricamente la distribución tanto de la tensión tangencial de corte (WSS) como de la variable OSI en los distintos elementos de los que se compone la malla de cada modelo. Para ello, se ha realizado la distribución en tanto por uno de los valores tomados por cada variable en cada uno de los modelos, que aparecen recogidos en el ANEXO 3. De esta forma, se va a realizar tanto el promedio como la distribución típica de

los valores tomados por dichas variables en los 27 modelos, también recogidos en dicho anexo.

De esta forma, en el Gráfico 10 se observa que el número de elementos con bajos valores de la tensión tangencial de corte en la pared es bastante similar (desviación típica pequeña), mientras que especialmente para valores entre 7.5 y 13 Pa existe una mayor variación. Como puede observarse con más detalle en el ANEXO 3 para cada modelo, presentan un mayor número de elementos con altos valores de esta variable aquellos con un diámetro de 18 milímetros, mientras que al aumentar el diámetro aumenta el número de elementos con menor tensión tangencial. El valor de dicha tensión con mayor presencia en los modelos es de 6 Pa, como ya indicaba las distribuciones de Time Average Wall Shear Stress.

En cuanto a la variable OSI (Gráfico 20), no aporta demasiada información, puesto que la mayor parte de los elementos del modelo presenta valores muy bajos. Se corrobora que al aumentar el diámetro aumenta el número de elementos con valores más bajos de OSI.

## 4. CONCLUSIONES. DISCUSIÓN

El parámetro geométrico que presenta la influencia más notable sobre todas las variables estudiadas es el diámetro de entrada. A medida que aumenta este parámetro, se homogeneizan las distintas distribuciones observadas, minimizando la influencia de los otros dos parámetros estudiados y equilibrando tanto las zonas de valores máximos como los mínimos. Tanto el ángulo como la anchura del cayado han presentado influencias notables, pero esta influencia varía tanto de una variable a otra como en las distintas zonas de la geometría, por lo que deben analizarse según sus combinaciones en diferentes zonas del modelo.

Se ha concluido que las variables más afectadas por los parámetros geométricos modificados son la tensión tangencial de corte en la pared (Wall Shear Stress) y el índice de oscilación de la tensión de corte (Oscillatory Shear Index), siendo esta influencia diferente en la zona inicial de la aorta descendente y en la zona interna del cayado aórtico.

La variable OSI presenta valores mayores al comienzo de la aorta descendente al aumentar tanto el ángulo del cayado como su anchura, incrementando de esta forma la exposición a desarrollar arteriosclerosis. La tensión tangencial de corte presenta una distribución casi idéntica en esta zona; como se ha visto en el análisis cuantitativo de elementos con bajos valores de esta variable, la distribución de los mismos es casi constante en todos los modelos. Por ello y por el elevado tiempo de residencia de partículas localizado en dicha zona para todos los modelos, se concluye que, en función de los cálculos realizados, la zona inicial de la arteria aorta descendente se encuentra fisiológicamente expuesta a desarrollar ateromas, y en última instancia, arteriosclerosis, dado que esta zona se postula como crítica casi independientemente de las variaciones geométricas realizadas. Esta exposición será mayor a mayores ángulos y anchura del cayado aórtico.

En la zona interna del cayado aórtico, los valores mínimos de la tensión tangencial de corte en la pared aparecen a ángulos de  $10^\circ$  y  $20^\circ$  y diámetros de 18 milímetros. Puesto que la variable OSI presenta valores máximos en esta zona para ángulos de  $20^\circ$  y diámetros de 18 milímetros, así como para ángulos de  $10^\circ$  al incrementar la anchura, se obtienen cuatro geometrías para las que esta zona es crítica, puesto que el tiempo relativo de residencia es elevado a su vez en estas zonas: para un ángulo del cayado aórtico de  $20^\circ$  y diámetro de entrada de 18 milímetros, con anchuras de 72, 75 y 78 milímetros, así como para un ángulo del cayado de  $10^\circ$ , diámetro de entrada de 18 milímetros y anchura de 78 milímetros. Además, resulta interesante que en esta última geometría aparece a su vez como zona crítica la zona posterior del inicio de la aorta descendente, convirtiéndose con tres zonas proclives a la creación de placa en la combinación de parámetros geométricos más desfavorable.

En el presente trabajo, dado su elevado coste computacional, no se ha realizado la simulación hemodinámica de los distintos modelos paramétricos tridimensionales con interacción fluido-estructura, por lo que podría realizarse en

estudios futuros para determinar con mayor realismo la influencia de los parámetros geométricos estudiados en el flujo (especialmente si se considera una estructura deformable), y por tanto, las zonas más propensas a desarrollar distintas enfermedades según las variaciones de dichos parámetros. También resultaría interesante la consideración de la sangre como fluido no continuo en estudios futuros.

En cuanto a las arterias anónima, carótida o subclavia, se ha realizado un diseño muy simplificado de las mismas, por lo que podría estudiarse la influencia de la geometría de estas arterias en el desarrollo de diversas enfermedades en proyectos próximos.

Por último, el estudio cuantitativo llevado a cabo para determinar el número de elementos (en tanto por uno) que presentan un valor determinado tanto de tensión tangencial de corte como de índice de oscilación no ha aportado la información que se esperaba al realizarse de manera general para cada modelo construido. Resultaría de gran interés llevar a cabo este análisis de forma local en las zonas asumidas como proclives a desarrollar arteriosclerosis u otras patologías similares.

## Bibliografía

- Cilla, M. (2015). *A parametric model for analysing atherosclerotic arteries: On the FSI coupling.*
- Criscione, R. (2013). *ASCENDING AORTA PARAMETRIC MODELING AND FLUID DYNAMICS ANALYSIS IN A CHILD PATIENT WITH CONGENITAL BAV AND ASCENDING AORTA ANEURYSM.*
- Grasa, J. (2016). *Desarrollo de una herramienta paramétrica para el análisis computacional de válvulas aórticas.*
- Herrera, A. (2017). *Patient specific thoracic aorta simulation under fluid-structure interaction approach: healthy, pathologic, and aortic valve replacement. .*
- Malvè, M. (2016). *Patient-Specific Modelling of the Aortic valve replacement: Advance towards a Decision Support System.*
- Montañés, D. (2016). *Análisis de la fluido-dinámica de las aortas de varios pacientes: diferenciación según tipo y orientación de diferentes válvulas, incluidas patológicas. .*
- Revellin, R. (2009). *Extension of Murray's law using a non-Newtonian model of blood flow.*
- Reymond, P. (2011). *Physiological simulation of blood flow in the aorta: Comparison of the hemodynamic indices as predicted by 3D FSI, 3D rigid wall and 1D models. .*
- Sherman, T. (1981). *On connecting large vessels to small: the meaning of Murray's law.*
- Sherman, T. (s.f.). *The Meaning of Murray's Law.*
- Soulis, J. (2011). *Relative Residence Time and Oscillatory Shear Index of NonNewtonian Flow Models in Aorta.*
- Soulis, J. (2014). *Wall Shear Stress Oscillation and its gradient in the normal left coronary artery tree bifurcations.*
- Thruston, G. (1979). *Rheological parameters fort he viscosity, viscoelasticity and thixotropy of blood.*

## Índice de Figuras

Figura 1– Geometría del cayado aórtico y sus distintas ramificaciones. ....	10
Figura 2- Modelo inicial y sus diferentes medidas. Alzado y planta. ....	11
Figura 3– Construcción de la malla para el modelo inicial. Distintas partes. ....	13
Figura 4 – Distribución del flujo en una tubería en régimen laminar.....	14
Figura 5– Ley de Murray .....	16
Figura 6 – Condición de flujo impuesta en la entrada y en las 4 salidas. ....	19
Figura 7 - Zona crítica localizada al comienzo de la aorta descendente para todos los modelos. Izquierda: OSI > 0.05. Derecha: WSS < 2 Pa.....	26
Figura 8- Zona crítica localizada en el interior del cayado aórtico para los 4 modelos mencionados. Izquierda: OSI > 0.05. Derecha: WSS < 2 Pa.....	27
Figura 9 - Zona crítica localizada en la parte posterior del comienzo de la aorta descendente para un ángulo de 10°, diámetro de entrada de 18mm y una anchura de 78 mm. ....	27
Figura 10- Geometrías de los 27 modelos calculado .....	36
Figura 11- Distribución OSI de los 27 modelos calculados. ....	39
Figura 12- Distribución WSS de los 27 modelos calculados. ....	40
Figura 13- Distribución TAWSS de los 27 modelos calculados.....	41
Figura 14 - Distribución RRT de los 27 modelos calculados. ....	42
Figura 15 - Distribución de la velocidad de los 27 modelos calculados.....	43
Figura 16 - Distribuciones de OSI > 0.05 (izquierda) y WSS < 2 Pa (derecha).44	
Figura 17- Zona crítica para un ángulo de 10°, diámetro de entrada de 18 mm y anchura de 78 mm. ....	45

## Índice de Tablas

Tabla 1– Dimensiones (mm) de las distintas ramificaciones de los modelos de aorta .....	10
Tabla 2 - Valores empleados en la ley de Carreau-Yasuda .....	14



## Índice de Gráficos

Gráfico 1-Distribución cuantitativa de los valores de WSS en los elementos del modelo en función del diámetro, con un ángulo de 10° y una anchura de 72 milímetros.....	47
Gráfico 2- Distribución cuantitativa de los valores de WSS en los elementos del modelo en función del diámetro, con un ángulo de 10° y una anchura de 75 milímetros.....	48
Gráfico 3- Distribución cuantitativa de los valores de WSS en los elementos del modelo en función del diámetro, con un ángulo de 10° y una anchura de 78 milímetros.....	48
Gráfico 4- Distribución cuantitativa de los valores de WSS en los elementos del modelo en función del diámetro, con un ángulo de 20° y una anchura de 72 milímetros.....	48
Gráfico 5- Distribución cuantitativa de los valores de WSS en los elementos del modelo en función del diámetro, con un ángulo de 20° y una anchura de 75 milímetros.....	49
Gráfico 6– Distribución cuantitativa de los valores de WSS en los elementos del modelo en función del diámetro, con un ángulo de 20° y una anchura de 78 milímetros.....	49
Gráfico 7 - Distribución cuantitativa de los valores de WSS en los elementos del modelo en función del diámetro, con un ángulo de 30° y una anchura de 72 milímetros.....	49
Gráfico 8– Distribución cuantitativa de los valores de WSS en los elementos del modelo en función del diámetro, con un ángulo de 30° y una anchura de 75 milímetros.....	50
Gráfico 9– Distribución cuantitativa de los valores de WSS en los elementos del modelo en función del diámetro, con un ángulo de 30° y una anchura de 78 milímetros.....	50
Gráfico 10 - Promedio y desviación típica de la distribución cuantitativa de los valores de WSS en los elementos del modelo. ....	50
Gráfico 11– Distribución cuantitativa de los valores de OSI en los elementos del modelo en función del diámetro, con un ángulo de 10° y una anchura de 72 milímetros.....	51
Gráfico 12– Distribución cuantitativa de los valores de OSI en los elementos del modelo en función del diámetro, con un ángulo de 10° y una anchura de 75 milímetros.....	52
Gráfico 13-Distribución cuantitativa de los valores de OSI en los elementos del modelo en función del diámetro, con un ángulo de 10° y una anchura de 78 milímetros.....	52
Gráfico 14– Distribución cuantitativa de los valores de OSI en los elementos del modelo en función del diámetro, con un ángulo de 20° y una anchura de 72 milímetros.....	52
Gráfico 15– Distribución cuantitativa de los valores de OSI en los elementos del modelo en función del diámetro, con un ángulo de 20° y una anchura de 75 milímetros.....	53
Gráfico 16– Distribución cuantitativa de los valores de OSI en los elementos del modelo en función del diámetro, con un ángulo de 20° y una anchura de 78 milímetros.....	53

Gráfico 17 – Distribución cuantitativa de los valores de OSI en los elementos del modelo en función del diámetro, con un ángulo de 30° y una anchura de 72 milímetros.....	53
Gráfico 18– Distribución cuantitativa de los valores de OSI en los elementos del modelo en función del diámetro, con un ángulo de 30° y una anchura de 75 milímetros.....	54
Gráfico 19– Distribución cuantitativa de los valores de OSI en los elementos del modelo en función del diámetro, con un ángulo de 30° y una anchura de 78 milímetros.....	54
Gráfico 20– Promedio y desviación típica de la distribución cuantitativa de los valores de OSI en los elementos del modelo. ....	54

# ANEXO 1

En el presente anexo se recogen las geometrías de los 27 modelos paramétricos tridimensionales implementados, en los que se especifica su ángulo, diámetro de entrada y anchura, es decir, los parámetros geométricos a modificar.

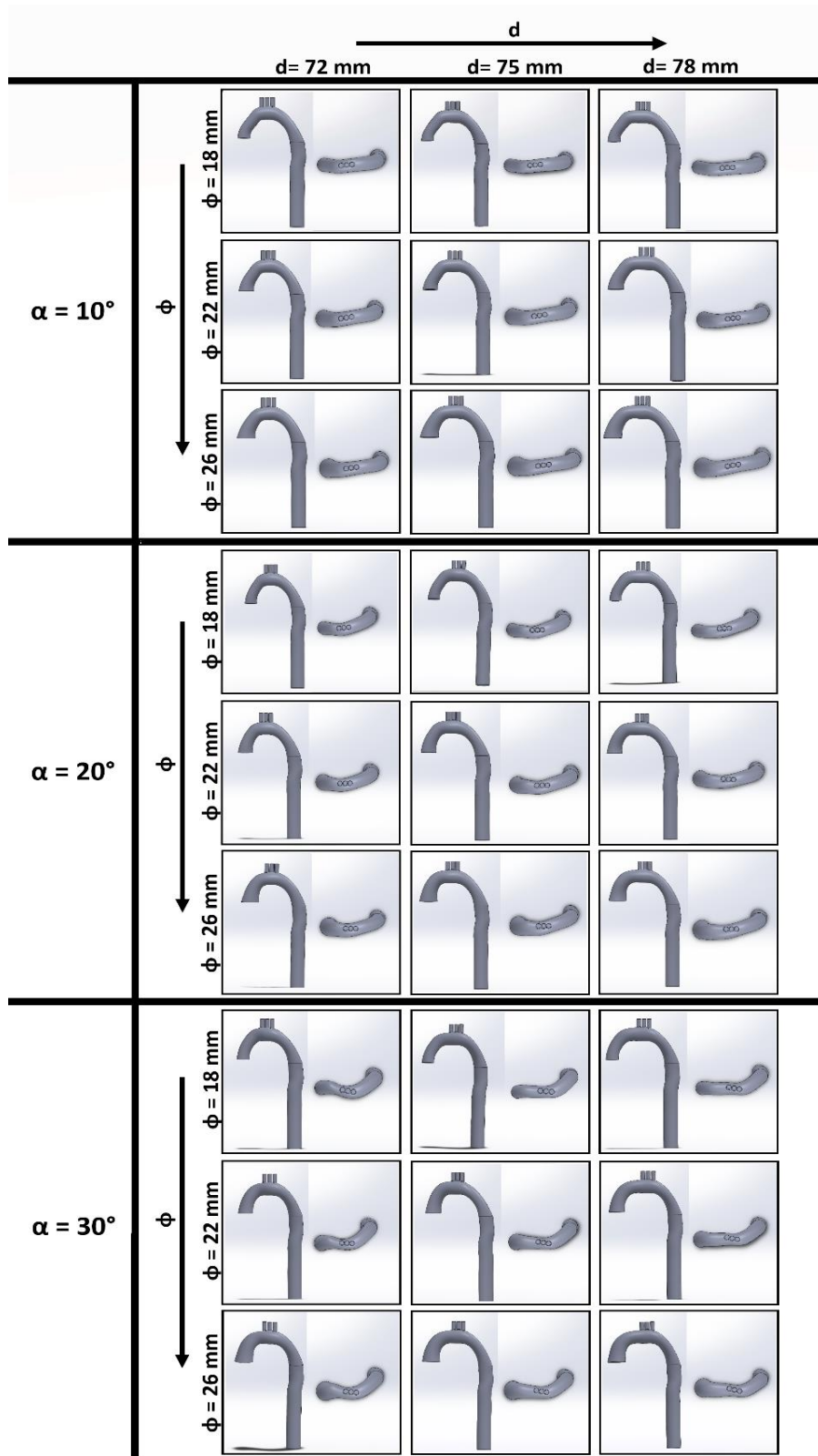


Figura 10- Geometrías de los 27 modelos calculado

# ANEXO 2

En el presente anexo se recogen las distribuciones de las variables a estudiar de los 27 modelos paramétricos tridimensionales implementados: índice de oscilación de la tensión de corte, tensión tangencial de corte en la pared, valor medio de la tensión tangencial de corte en un ciclo, tiempo de residencia relativa de las partículas y velocidad del flujo.

Además, al final del anexo se recogen las llamadas “zonas críticas”, que son aquellas que se muestran proclives a la creación de placas ateromáticas y más adelante, a desarrollar arteriosclerosis. Estas zonas críticas son aquellas en las que la tensión tangencial de corte en la pared, tanto en el momento de sístole (WSS) como su valor medio en el ciclo (TAWSS) presenta valores menores a 2 Pa, y el índice de oscilación relativa es mayor a 0.05.

- Índice de oscilación, Oscillatory Shear Index (OSI)

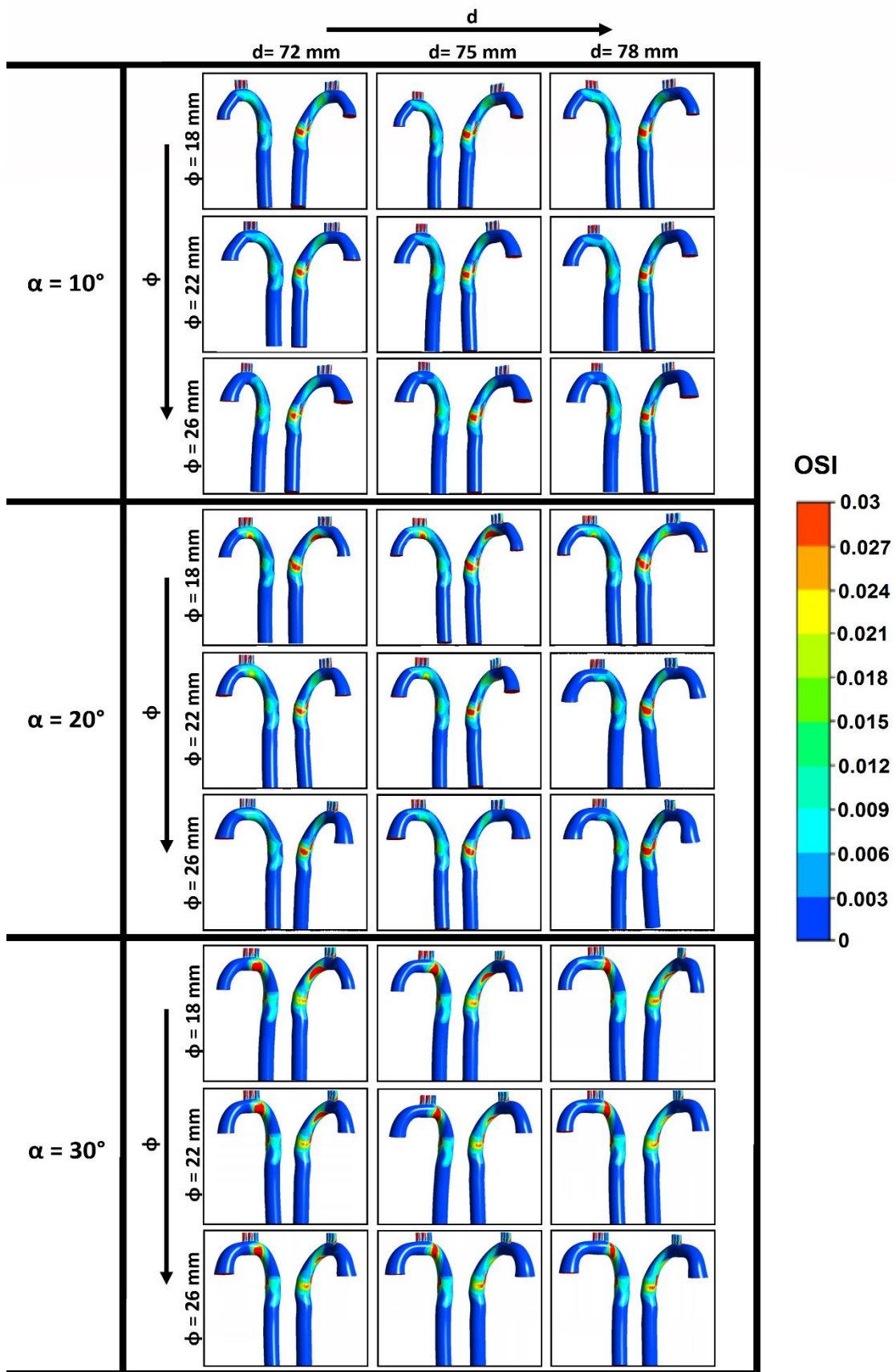


Figura 11- Distribución OSI de los 27 modelos calculados.

- Tensión tangencial de corte en la pared, Wall Shear Stress (WSS)

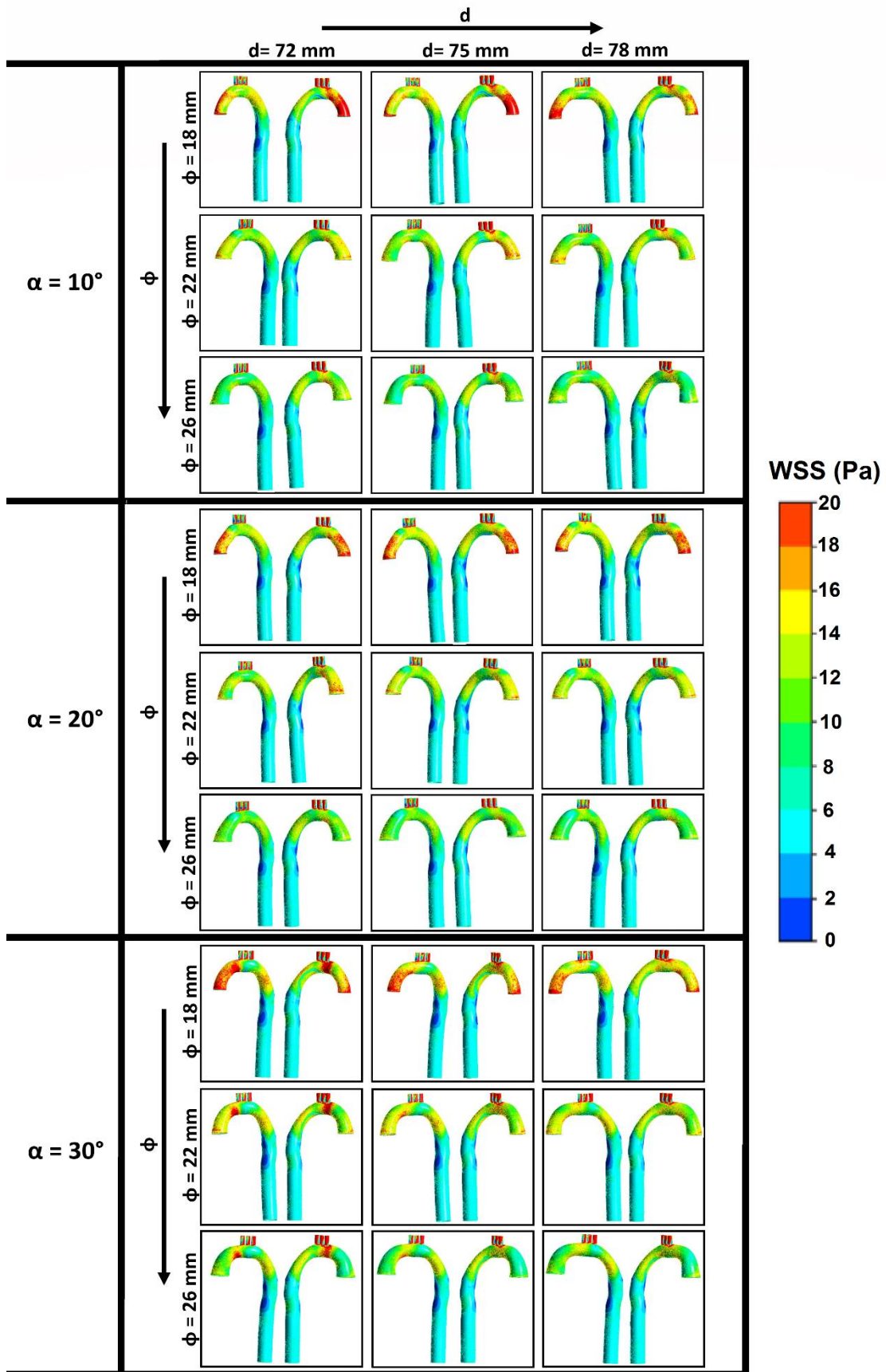


Figura 12- Distribución WSS de los 27 modelos calculados.



- Tensión tangencial de corte media, Time Average Wall Shear Stress (TAWSS)

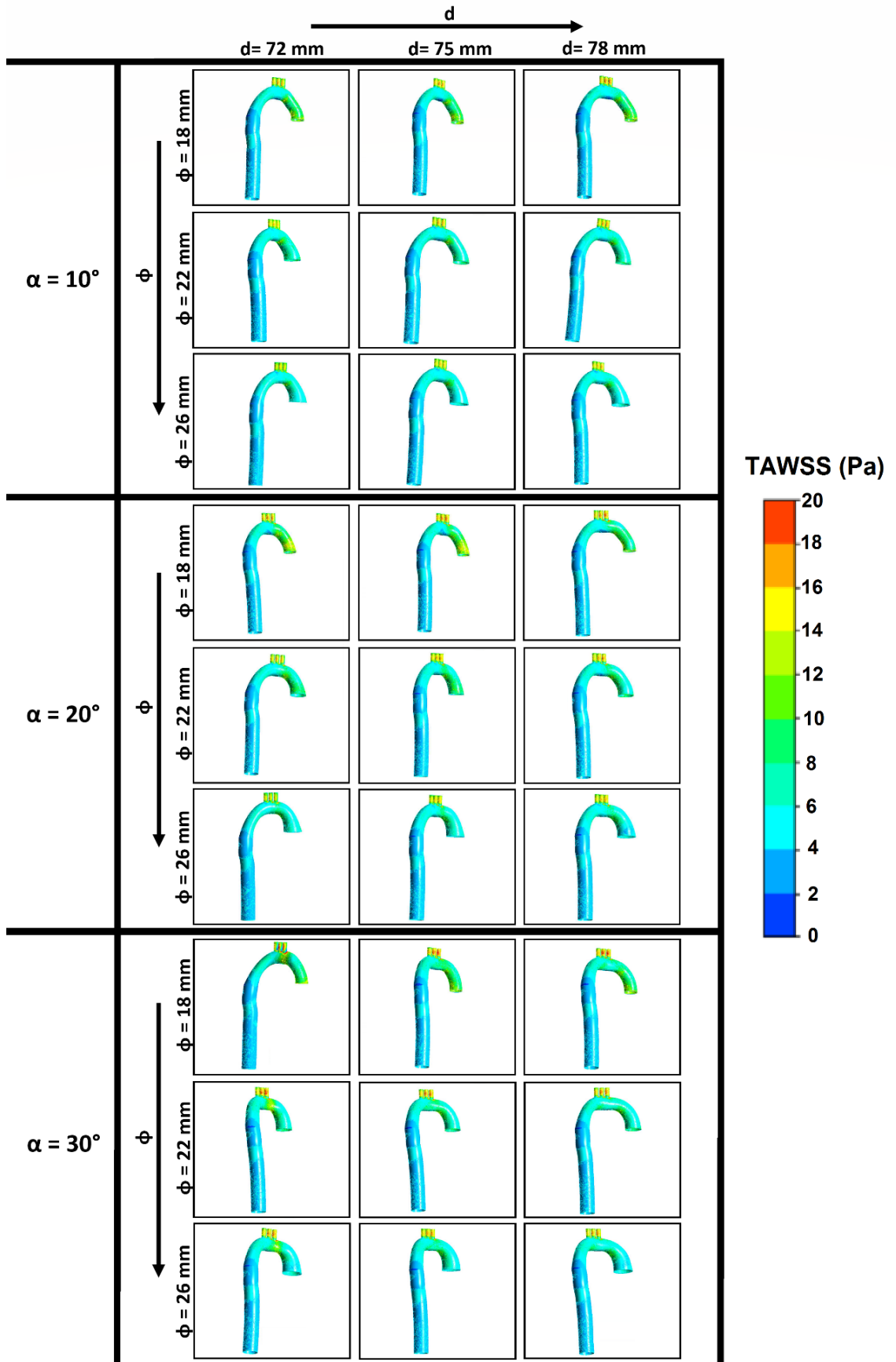


Figura 13- Distribución TAWSS de los 27 modelos calculados.

- Tiempo de residencia relativa, Relative Residence Time, RRT

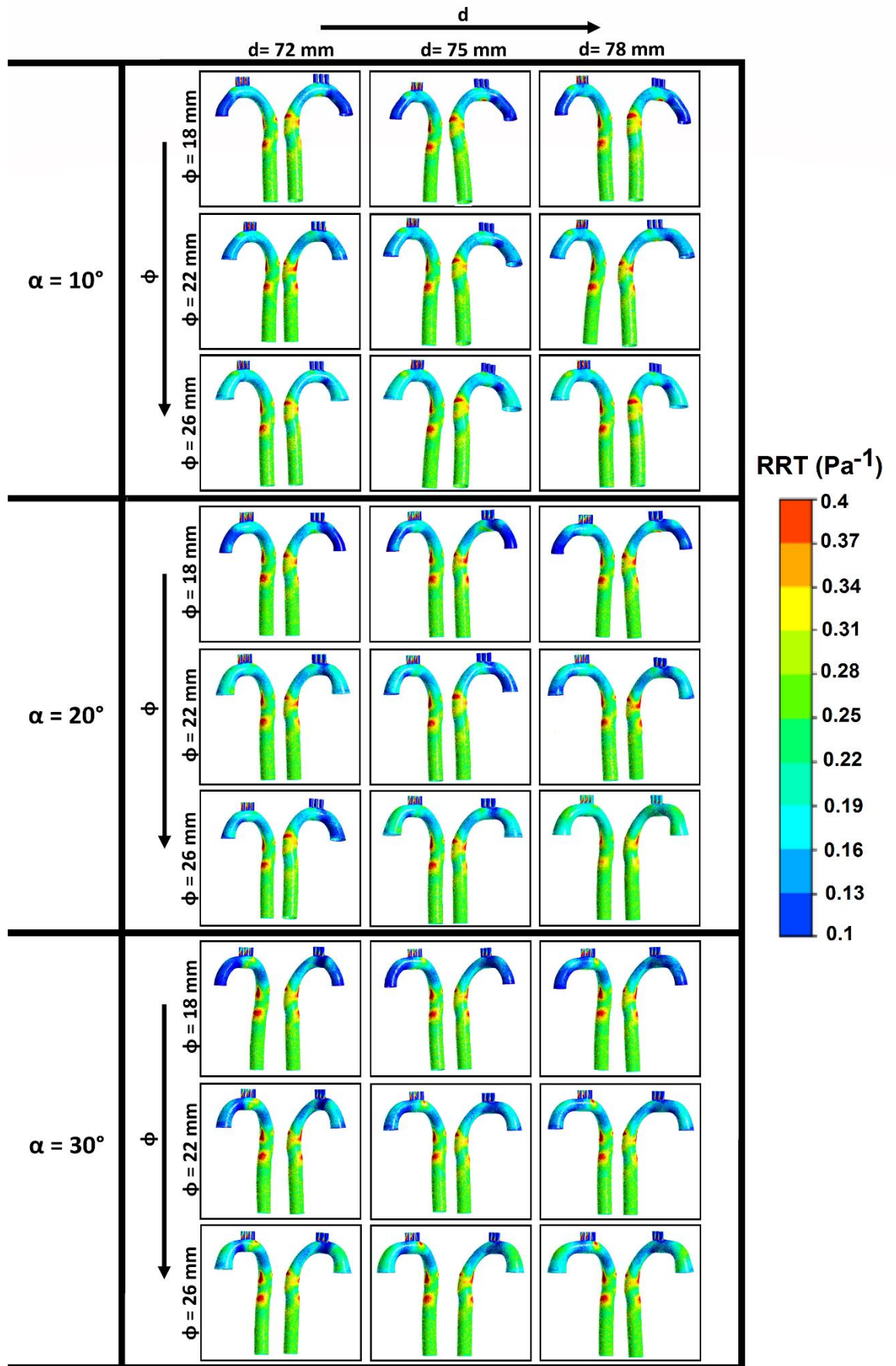


Figura 14 - Distribución RRT de los 27 modelos calculados.

- Velocidad del flujo sanguíneo

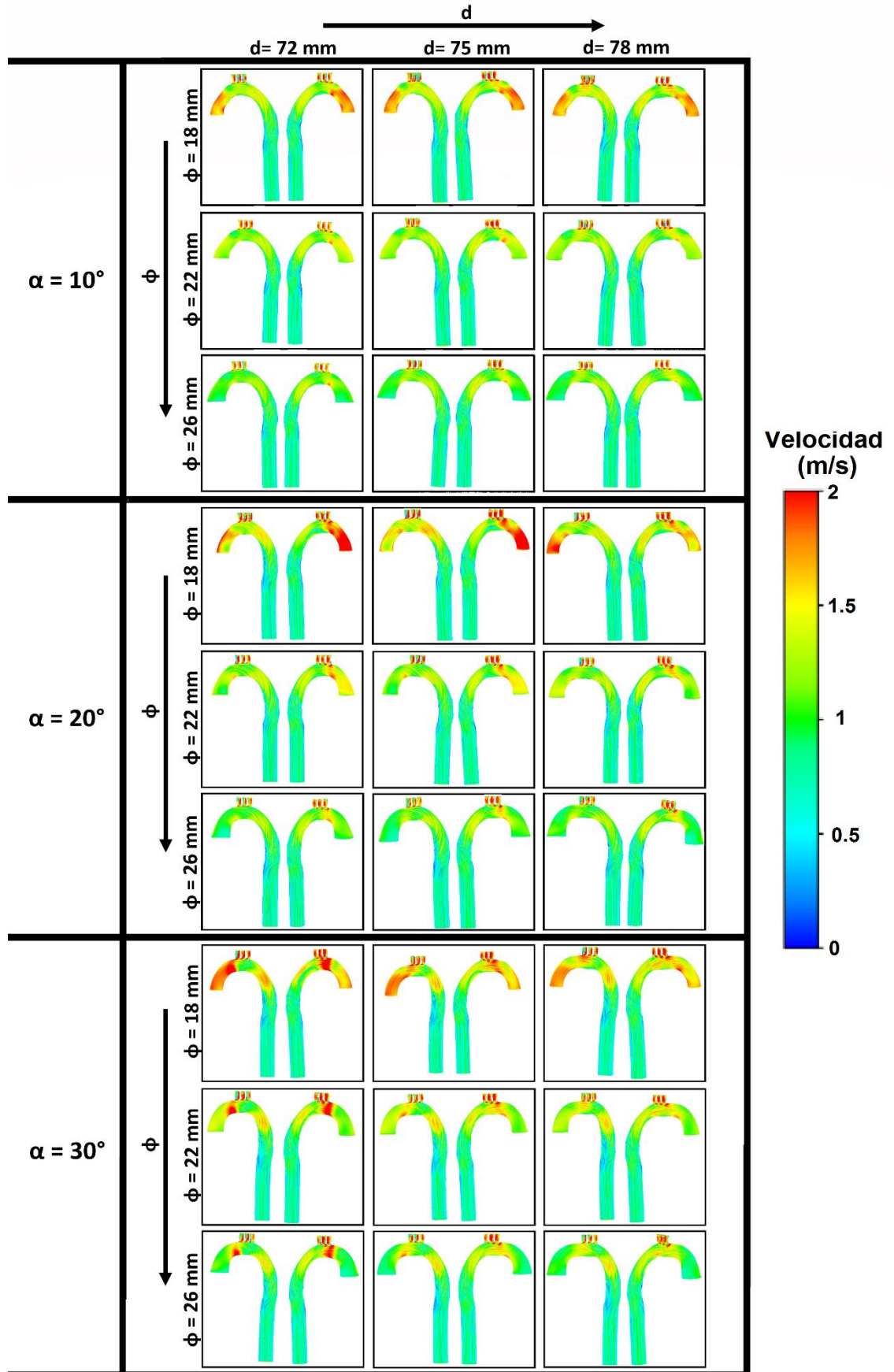


Figura 15 - Distribución de la velocidad de los 27 modelos calculados.

- Localización de zonas críticas: OSI > 0.05 (izquierda), WSS > 2 Pa (derecha).

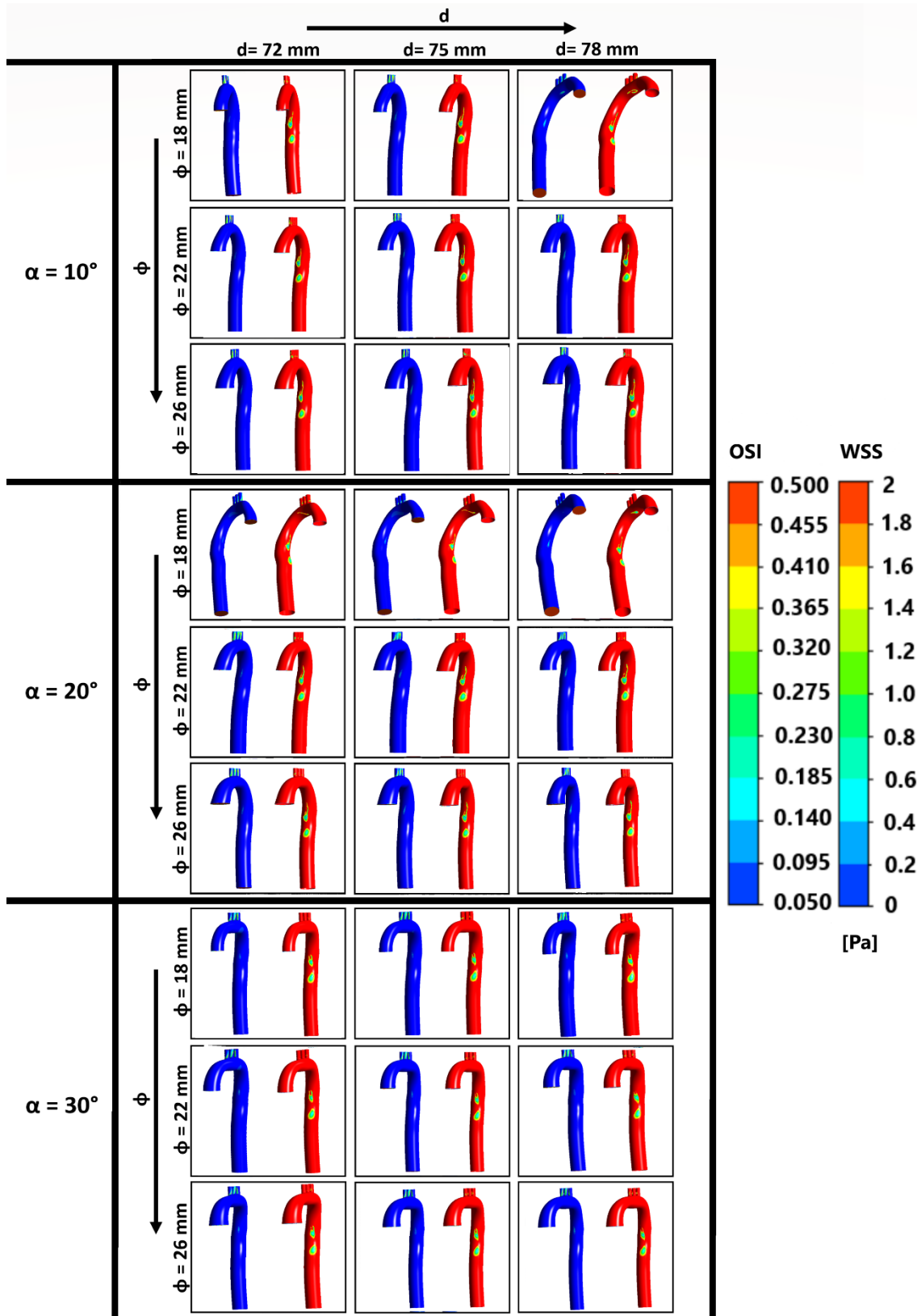
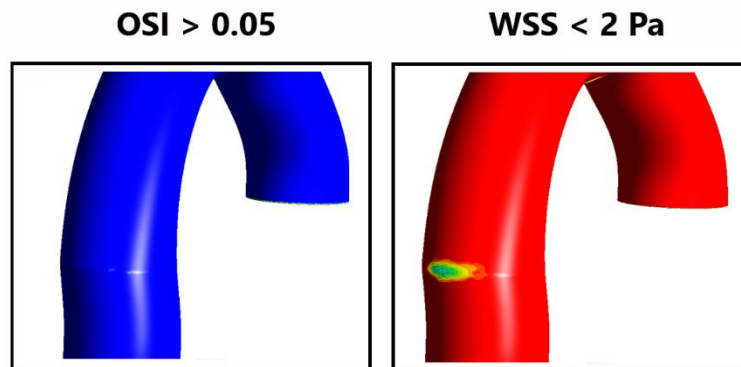


Figura 16 - Distribuciones de OSI > 0.05 (izquierda) y WSS < 2 Pa (derecha).

Además de las zonas estimadas como críticas en la figura anterior, se debe destacar la aparición de otra zona proclive a desarrollar placas ateromáticas en el modelo con un ángulo del cayado de  $10^\circ$ , un diámetro de entrada de 18 milímetros y una anchura de dicho cayado de 78 milímetros.



*Figura 17- Zona crítica para un ángulo de  $10^\circ$ , diámetro de entrada de 18 mm y anchura de 78 mm.*

# ANEXO 3

En el presente anexo se recoge el análisis cuantitativo de las variables Oscillatory Shear Index (OSI) y Wall Shear Stress (WSS), mostrando el número de elementos de la malla de cada modelo (en tanto por uno) que presentan un valor determinado de cada una de las variables en el rango seleccionado; dicho rango será el mismo que se ha escogido en el ANEXO 2 para su distribución tridimensional.

Esta cuantificación se va a realizar para cada uno de los 27 modelos, y se van a agrupar en 9 grupos en función del ángulo y anchura del cayado, obteniéndose en la misma gráfica las distribuciones de la variable seleccionada en los tres diámetros (18, 22 y 26 milímetros) para un ángulo y anchura dados. La razón de agrupar de esta forma las diferentes distribuciones es la determinación, a partir de los resultados observados anteriormente, del diámetro de entrada como el parámetro geométrico más influyente en las variables del flujo estudiadas, por lo que se observará la variación en función del diámetro de entrada del número de elementos que presentan unos valores determinados de índice de oscilación o tensión de corte.

- Tensión tangencial de corte en la pared, o Wall Shear Stress (WSS).

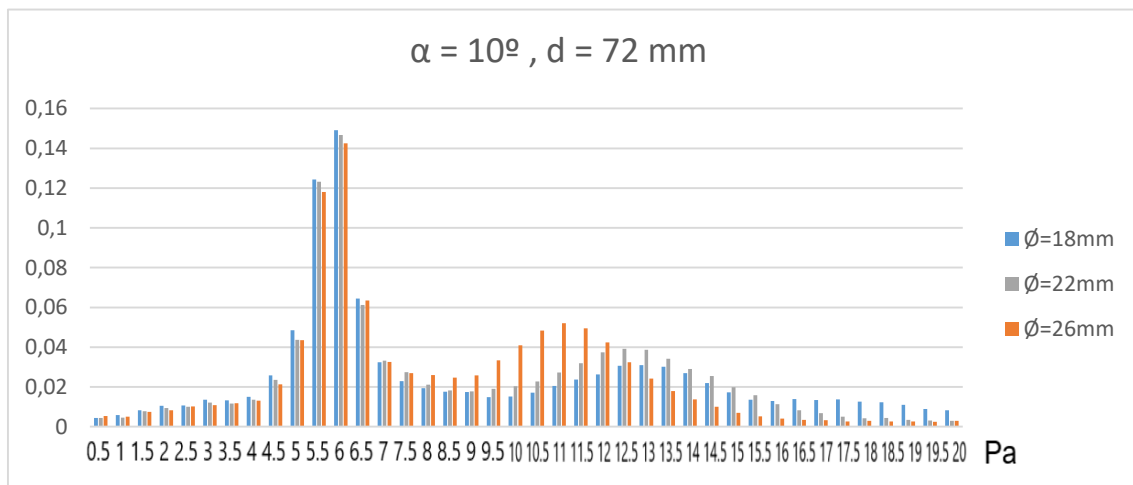


Gráfico 1-Distribución cuantitativa de los valores de WSS en los elementos del modelo en función del diámetro, con un ángulo de  $10^\circ$  y una anchura de 72 milímetros.

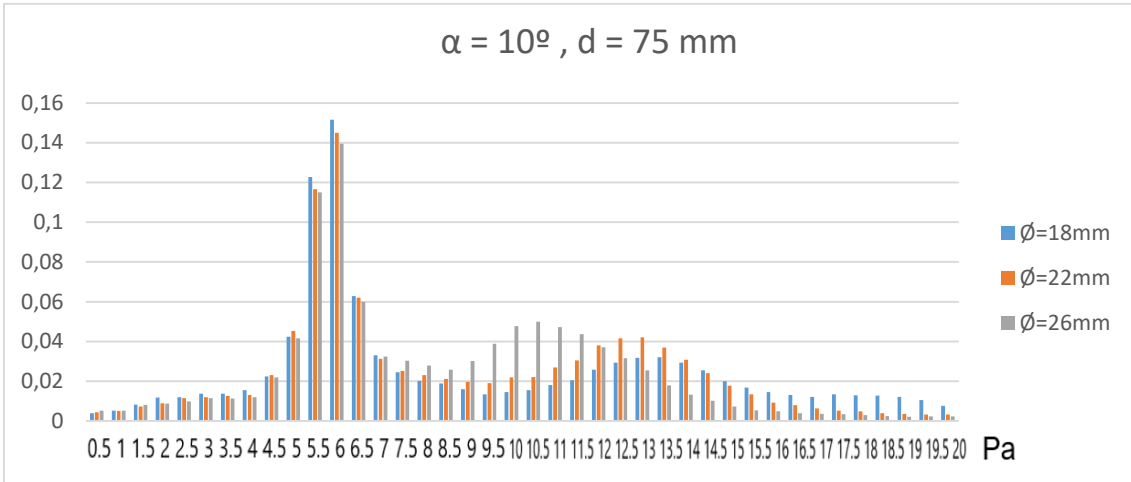


Gráfico 2- Distribución cuantitativa de los valores de WSS en los elementos del modelo en función del diámetro, con un ángulo de  $10^\circ$  y una anchura de 75 milímetros.

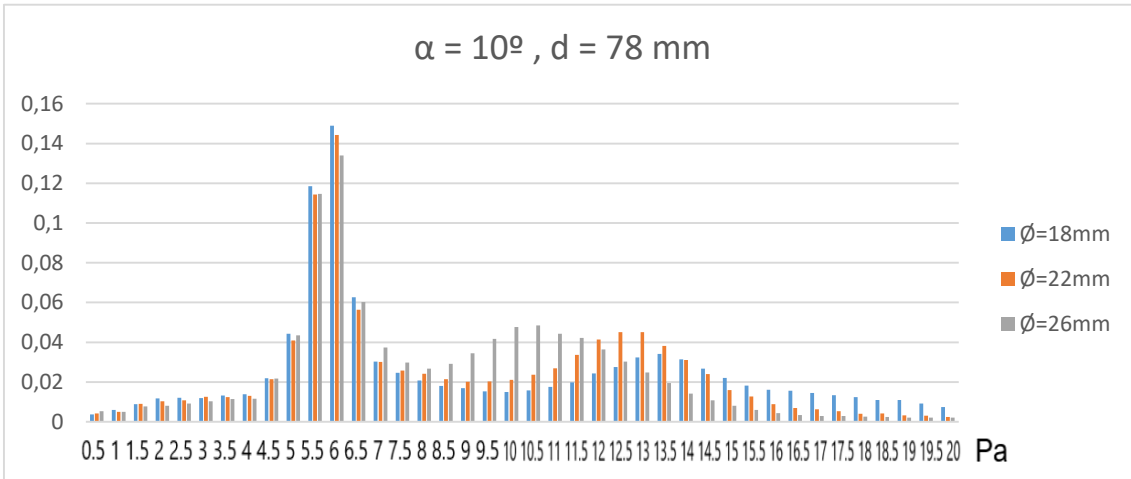


Gráfico 3- Distribución cuantitativa de los valores de WSS en los elementos del modelo en función del diámetro, con un ángulo de  $10^\circ$  y una anchura de 78 milímetros.

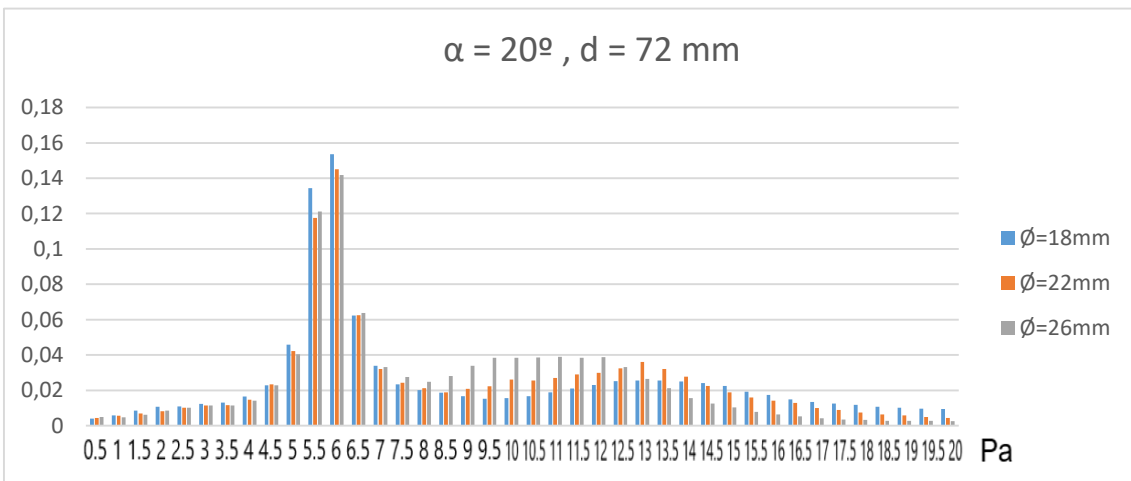


Gráfico 4- Distribución cuantitativa de los valores de WSS en los elementos del modelo en función del diámetro, con un ángulo de  $20^\circ$  y una anchura de 72 milímetros.



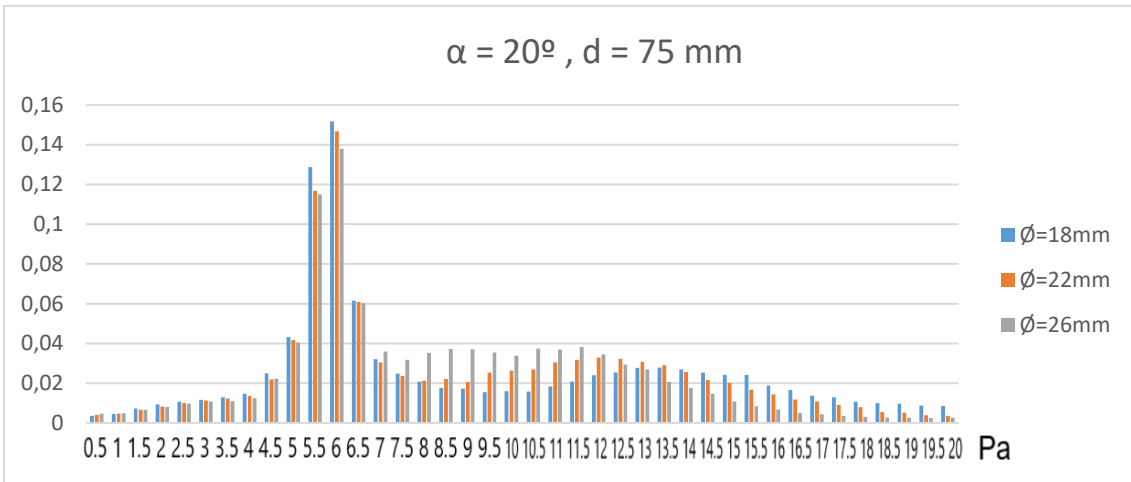


Gráfico 5- Distribución cuantitativa de los valores de WSS en los elementos del modelo en función del diámetro, con un ángulo de  $20^\circ$  y una anchura de 75 milímetros.

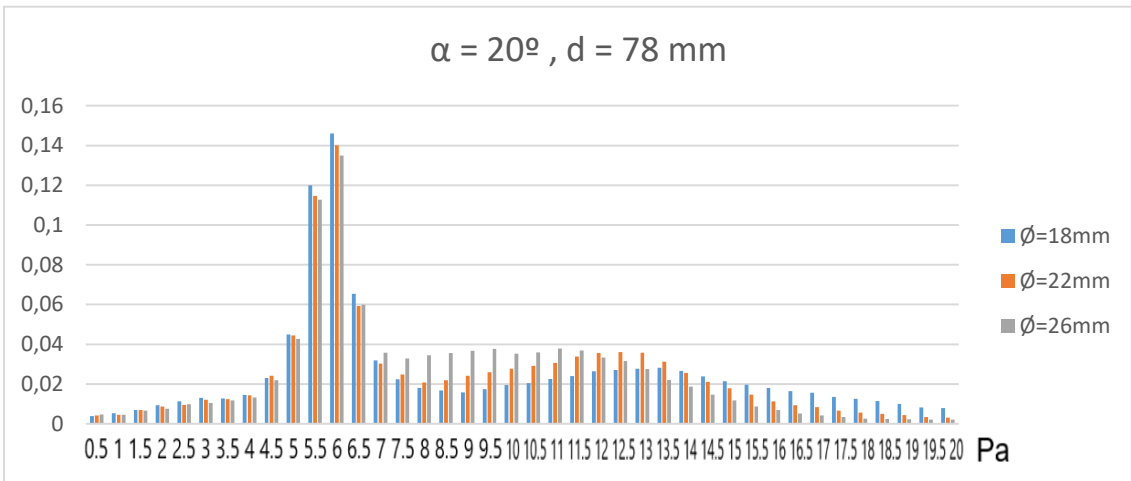


Gráfico 6- Distribución cuantitativa de los valores de WSS en los elementos del modelo en función del diámetro, con un ángulo de  $20^\circ$  y una anchura de 78 milímetros.

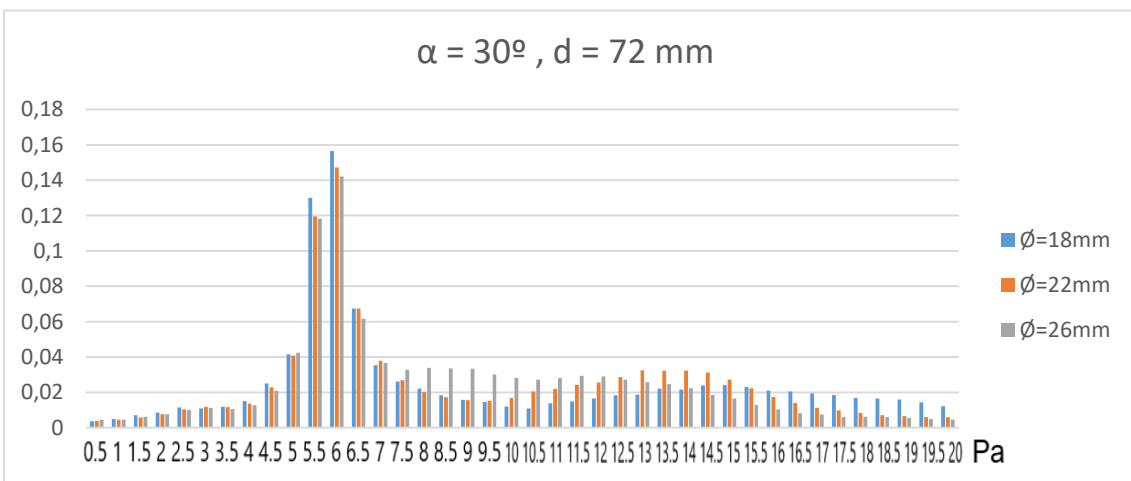


Gráfico 7 - Distribución cuantitativa de los valores de WSS en los elementos del modelo en función del diámetro, con un ángulo de  $30^\circ$  y una anchura de 72 milímetros.

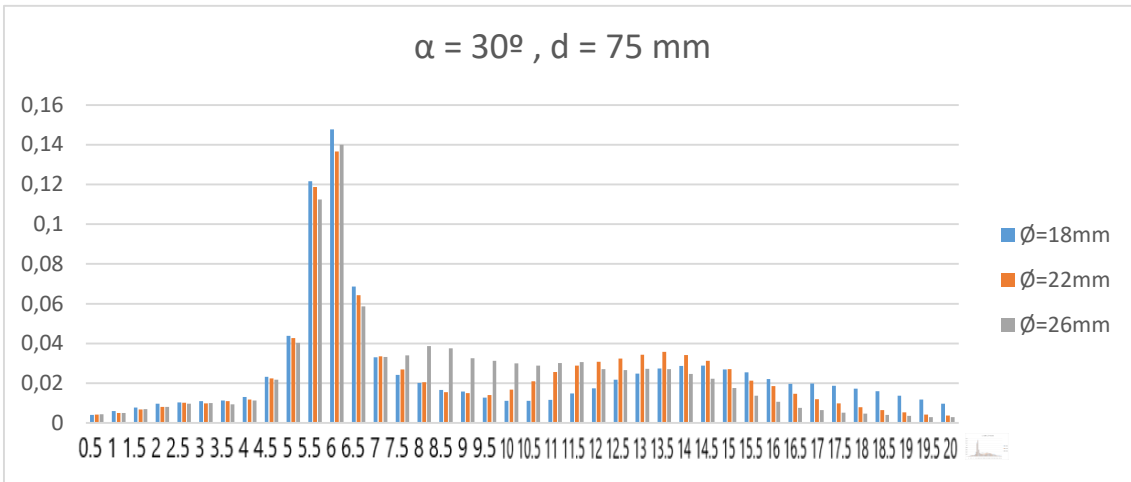


Gráfico 8– Distribución cuantitativa de los valores de WSS en los elementos del modelo en función del diámetro, con un ángulo de  $30^\circ$  y una anchura de 75 milímetros.

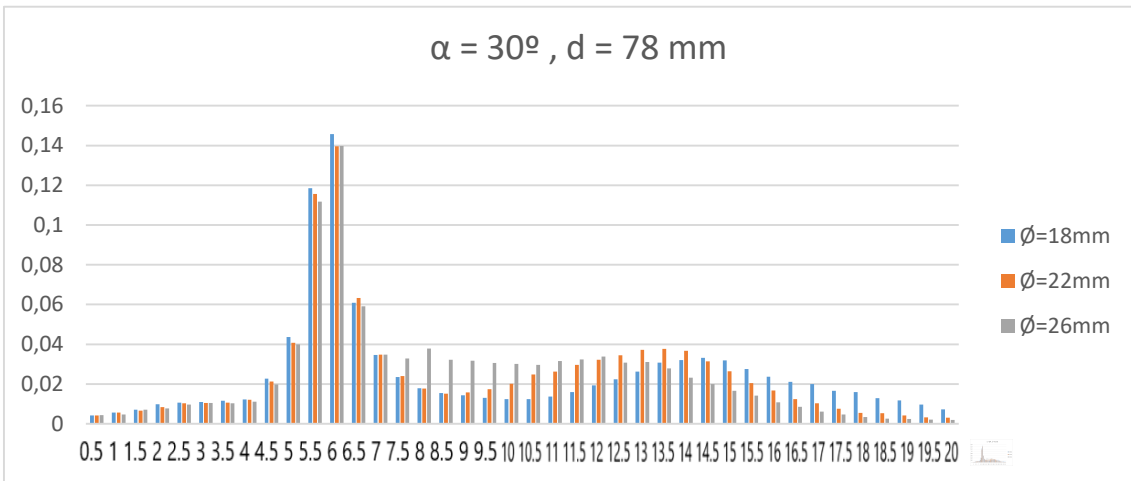


Gráfico 9– Distribución cuantitativa de los valores de WSS en los elementos del modelo en función del diámetro, con un ángulo de  $30^\circ$  y una anchura de 78 milímetros.

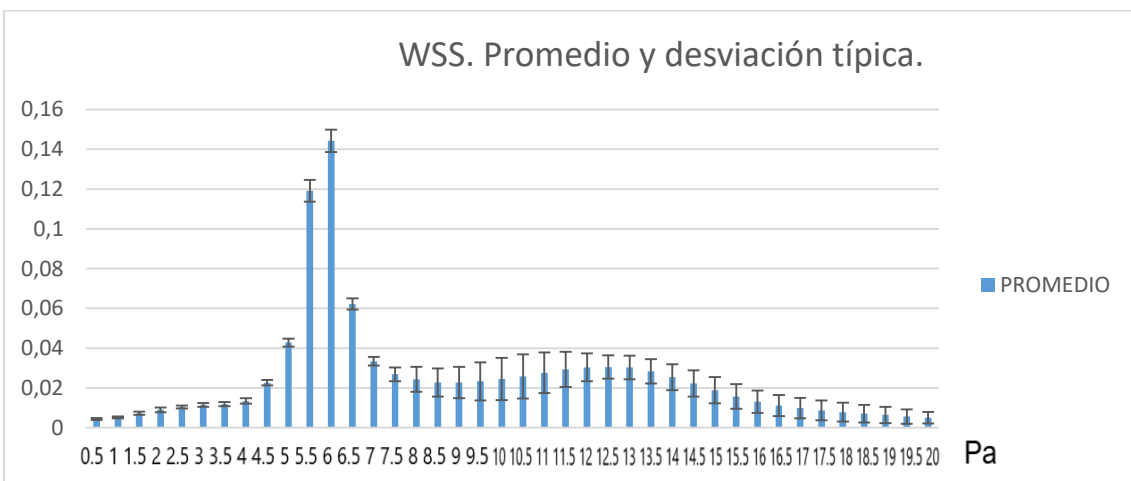


Gráfico 10 - Promedio y desviación típica de la distribución cuantitativa de los valores de WSS en los elementos del modelo.

Puede observarse que el número de elementos que presentan valores altos de la tensión tangencial de corte en la pared van disminuyendo en todos los gráficos a medida que aumenta el diámetro. A bajos valores de esta variable, la distribución en número de elementos es bastante similar, con lo que se explica que las zonas observadas como críticas en el Anexo 2 ( $WSS < 2 \text{ Pa}$ ) presenten prácticamente la misma distribución en todos los modelos calculados.

La distribución numérica a seguir por esta variable es casi homogénea a bajos valores de WSS, experimentando una fuerte subida de 4 a 6 Pa (mayor a menores diámetros), una bajada en el número de elementos hasta 9 Pa, seguida de otra pequeña subida alrededor de 15 Pa y una bajada suave hasta los valores de WSS más altos, presentando un 1% de elementos con 20 Pa. A medida que se aumenta el diámetro de entrada, la distribución a bajos valores de esta variable es muy similar, pero a partir del máximo (6 Pa) aparece una clara tendencia a aumentar el número de elementos con menores valores de WSS, llegando a homogeneizar en el caso de diámetros de 26 Pa la depresión producida alrededor de 9 Pa. El número de elementos que presentan valores máximos de tensión tangencial de corte son mínimos al aumentar este diámetro.

Resulta llamativo que, a pesar del gran cambio que sufría la distribución de la variable estudiada tanto con el ángulo del cayado como con su anchura, no se observan grandes variaciones en el número de elementos que presentan unos valores de tensión de corte determinados. Esto indica que aunque su localización varíe, el número de elementos que presentan un cierto valor de esta variable es casi constante, a excepción del rango de valores de esta variable comprendido entre 7.5 y 13, en la que la variación es mayor, como indica la desviación típica en el Gráfico 10.

- Índice de oscilación o Oscillatory Shear Index, (OSI)

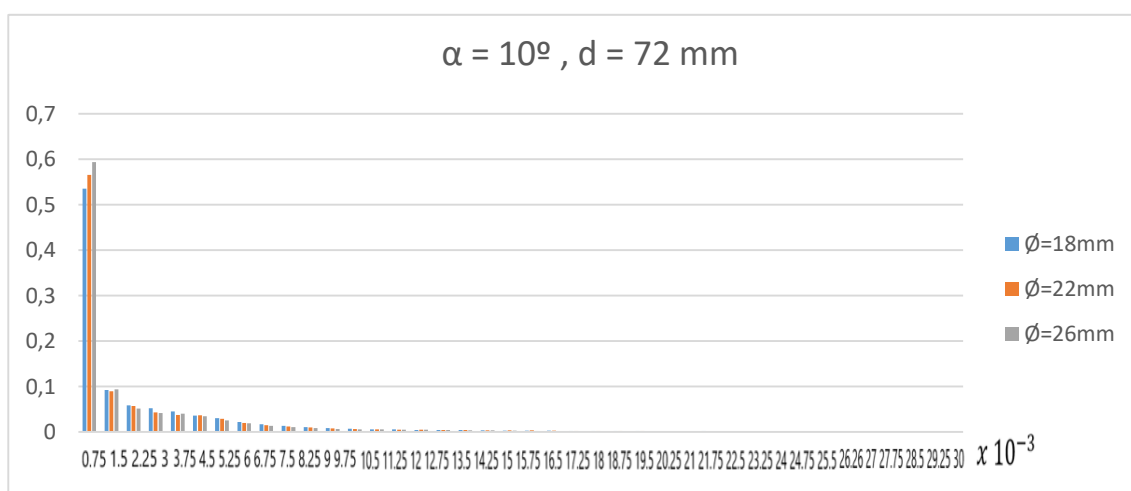


Gráfico 11– Distribución cuantitativa de los valores de OSI en los elementos del modelo en función del diámetro, con un ángulo de  $10^\circ$  y una anchura de 72 milímetros

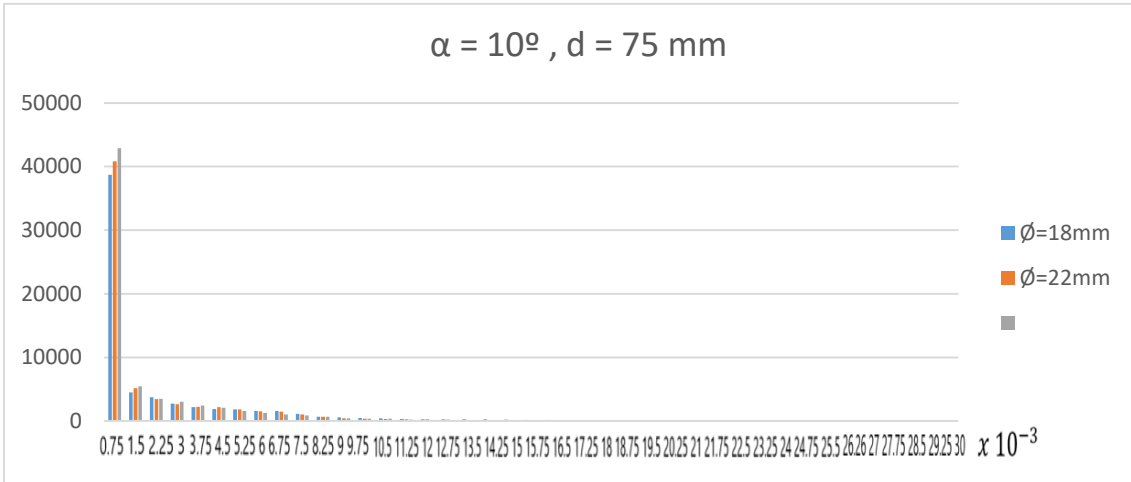


Gráfico 12- Distribución cuantitativa de los valores de OSI en los elementos del modelo en función del diámetro, con un ángulo de 10° y una anchura de 75 milímetros.

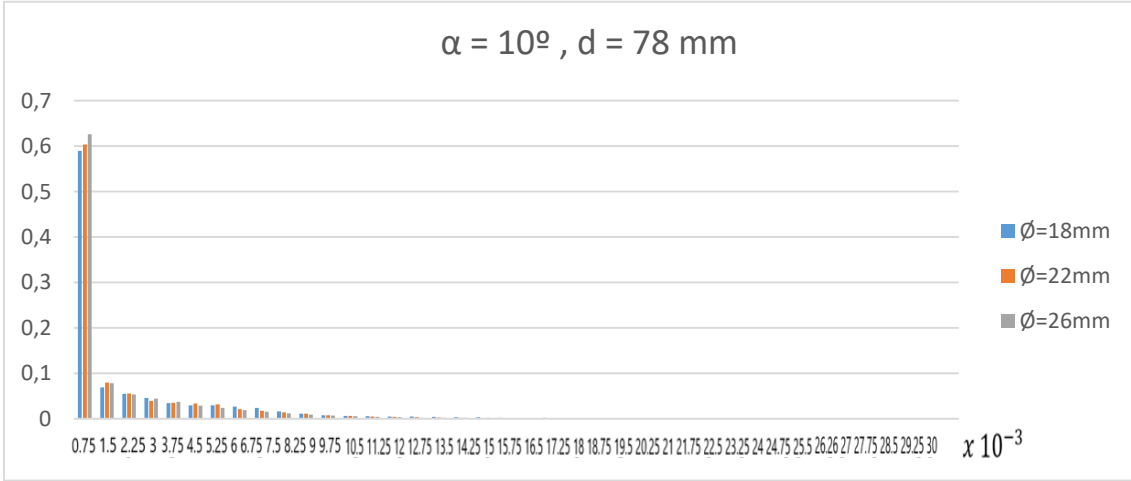


Gráfico 13- Distribución cuantitativa de los valores de OSI en los elementos del modelo en función del diámetro, con un ángulo de 10° y una anchura de 78 milímetros.

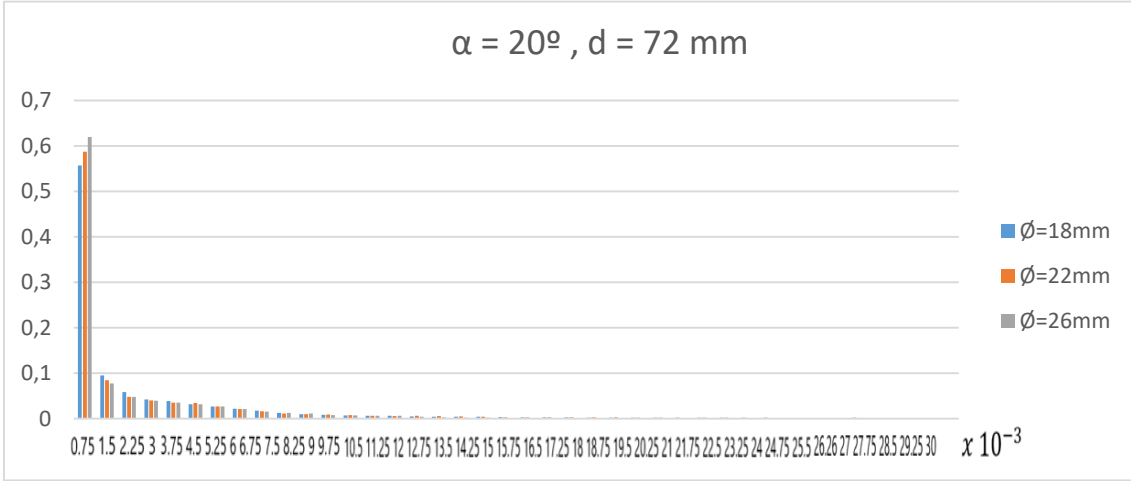


Gráfico 14- Distribución cuantitativa de los valores de OSI en los elementos del modelo en función del diámetro, con un ángulo de 20° y una anchura de 72 milímetros.

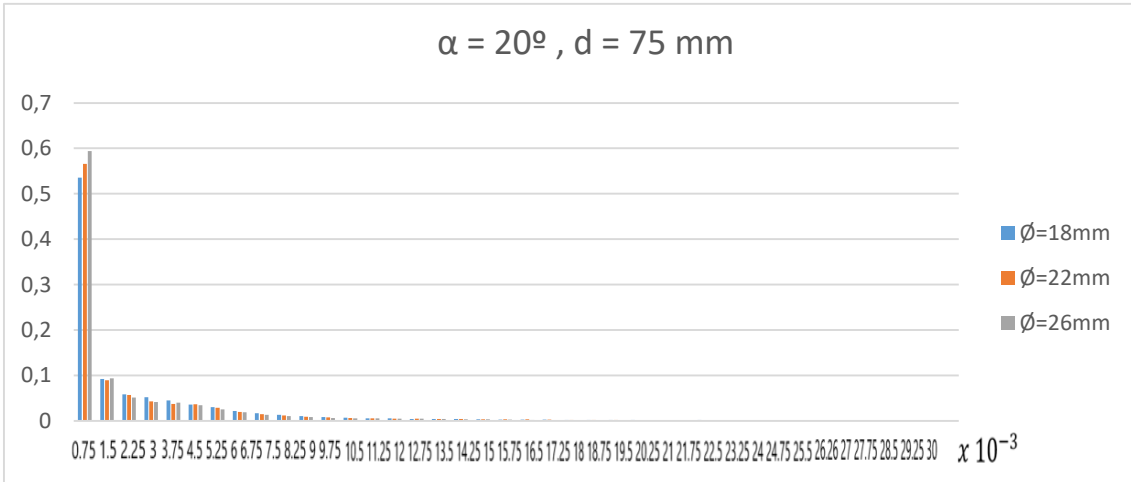


Gráfico 15– Distribución cuantitativa de los valores de OSI en los elementos del modelo en función del diámetro, con un ángulo de  $20^\circ$  y una anchura de 75 milímetros.

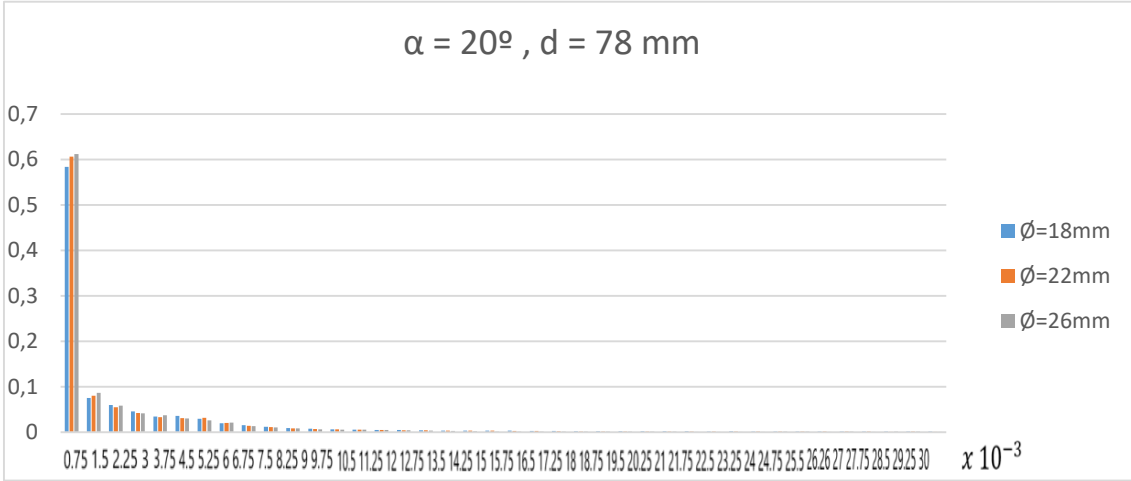


Gráfico 16– Distribución cuantitativa de los valores de OSI en los elementos del modelo en función del diámetro, con un ángulo de  $20^\circ$  y una anchura de 78 milímetros.

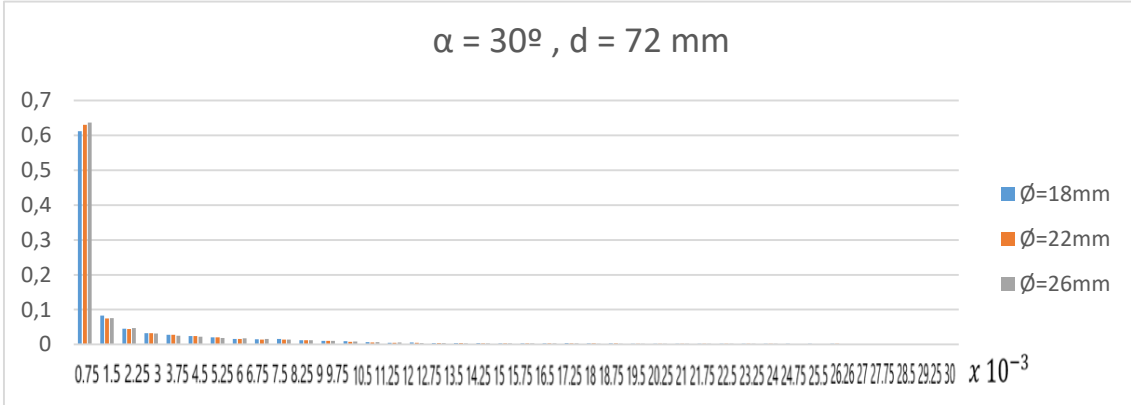


Gráfico 17 – Distribución cuantitativa de los valores de OSI en los elementos del modelo en función del diámetro, con un ángulo de  $30^\circ$  y una anchura de 72 milímetros.

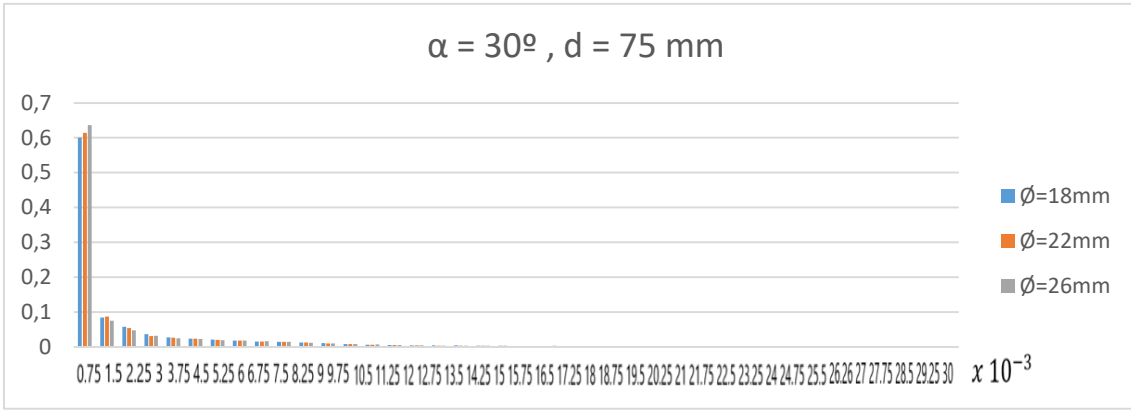


Gráfico 18– Distribución cuantitativa de los valores de OSI en los elementos del modelo en función del diámetro, con un ángulo de  $30^\circ$  y una anchura de 75 milímetros.

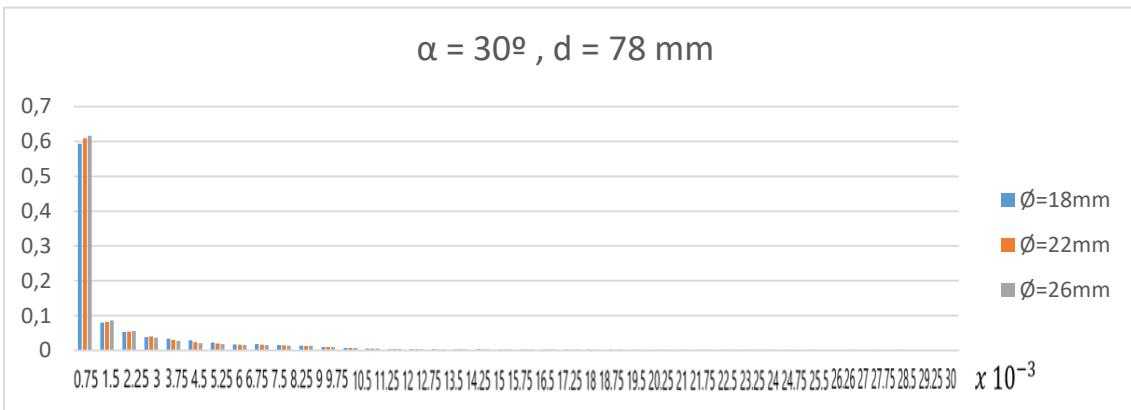


Gráfico 19– Distribución cuantitativa de los valores de OSI en los elementos del modelo en función del diámetro, con un ángulo de  $30^\circ$  y una anchura de 78 milímetros.

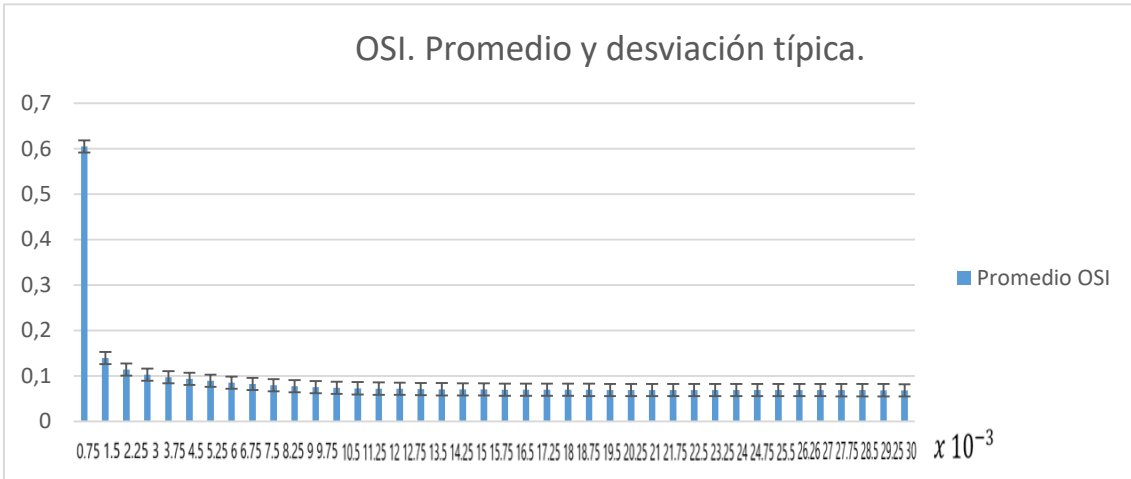


Gráfico 20– Promedio y desviación típica de la distribución cuantitativa de los valores de OSI en los elementos del modelo.

En cuanto a la distribución del índice de oscilación de la tensión de corte en la pared, no son apreciables las distintas variaciones con el ángulo y la anchura del número de elementos que presentan un determinado valor, ya que la mayor parte de los elementos de todos los modelos estudiados presentan un índice de oscilación pequeño: el 60% de los elementos que componen la malla de los distintos modelos presenta un valor de OSI de 0.75.

Dado que el análisis cuantitativo no ha sido de gran ayuda para observar el comportamiento de las variables más relevantes para el desarrollo de enfermedades cardiovasculares, se propone para proyectos futuros la realización de un análisis cuantitativo de ámbito local, en las zonas determinadas como críticas en el presente trabajo, para observar de un modo más preciso cómo varía la distribución de estas variables en los distintos elementos del sistema.