

E.T.S. de Ingeniería Industrial,
Informática y de Telecomunicación

ANÁLISIS FLUIDO-DINÁMICO DE LAS
PRESTACIONES DE DIFERENTES
DISPOSITIVOS MÉDICOS DESVIADORES
DE FLUJO PARA EL TRATAMIENTO DE
ANEURISMAS CEREBRALES



Grado en Ingeniería
en Tecnologías Industriales

Trabajo Fin de Grado

Alumno: Borja Catalán Echeverría

Tutor: Mauro Malvè

Pamplona, junio de 2017

Agradecimientos

Me gustaría agradecer a mis padres y a mi hermana todos sus esfuerzos, sacrificio y apoyo mostrado todos estos años. También quiero agradecer a mis tíos y a mi primo por acogerme en Madrid el año que empecé esta aventura universitaria, que ha durado más de lo previsto.

Este TFG no hubiera sido posible sin mi tutor Mauro, cuya infinita paciencia, dedicación y ayuda han sido vitales para poder completar las simulaciones y la memoria del proyecto. También agradecer personalmente a mi amigo Iván por revisarme la memoria.

Por último quiero agradecer a mis amigos y compañeros de la universidad por hacerme el día a día más ameno, enseñarme que la rutina no tiene porqué ser amarga y por sacarme una sonrisa en los peores momentos.

Índice

Agradecimientos.....	1
Índice de ilustraciones	7
Capítulo 1	11
Introducción, motivaciones y objetivos.....	11
Capítulo 2	15
El sistema cardiovascular	15
2.1. Corazón	16
2.1.1 Ciclo cardíaco.....	18
2.2. Vasos sanguíneos	20
2.2.1 Vasos sanguíneos cerebrales	22
2.3. La sangre como fluido	23
Capítulo 3	27
Enfermedades del sistema cardiovascular: aneurisma cerebral	27
3.1. Factores de riesgo, síntomas, prevención y diagnóstico	28
3.2. Técnicas de tratamiento	31
3.2.1. <i>Clipping</i>	31
3.2.2. Embolización simple mediante coil	32
3.2.3. Remodeling	34
3.2.4. Stent desviador de flujo.....	35
3.2.5. Técnica combinada de stent y coil	39

3.2.6. Embolización con Onyx	40
3.2.7. Técnica combinada de stent y Onyx	41
3.3. Stents comerciales.....	41
3.3.1. Zilver® Flex™	41
3.3.2. WallStent™	42
3.3.3. Enterprise®	43
3.3.4. Silk Stent	44
Capítulo 4	45
El método de los volúmenes finitos	45
4.1. Ecuaciones de la fluidodinámica.....	45
4.2. Método numérico. Discretización y multigrad	47
Capítulo 5	51
Modelo geométrico	51
5.1. Hipótesis del proyecto	51
5.2. Arteria	53
5.3. Stent	55
5.4. Ensamblaje de stent con arteria	57
Capítulo 6	59
Modelo numérico	59
6.1. Discretización espacial. SET-UP de las regiones a mallar.....	59
6.2. Set up del modelo numérico	64

6.2.1. Expresiones, funciones y variables	65
6.2.2. Material	67
6.2.3. Análisis de flujo	68
6.2.4. Solver	69
Capítulo 7	71
Resultados	71
7.1. Streamlines (Línea de Corriente)	71
7.2. Análisis de la velocidad proyectada en un plano cortante.....	73
7.3. WSS (Wall Shear Stress).....	76
7.4. OSI Contour (Oscillatory Shear Index).....	79
7.5. RRT (Relative Residence Time)	83
7.6. TAWSS modulo (Modulo de la media temporal del esfuerzo cortante en la pared).....	86
Capítulo 8	91
Conclusiones	91
Bibliografía.....	93
___Webgrafía	98

Índice de ilustraciones

Figura 1. Modelos realizados	13
Figura 2. Sistema cardiovascular de un cuerpo humano.....	15
Figura 3. Ciclo cardiaco y corazón	16
Figura 4. Capas del corazón.....	17
Figura 5. Ciclo cardiaco.....	19
Figura 6. Esquema de los vasos capilares	20
Figura 7. Polígono de Willis	22
Figura 8. Modelos de no newtoniano.....	24
Figura 9. Diagrama de Carreau-Yasuda.....	26
Figura 10. Aneurismas en función de su forma	27
Figura 11. Clipping [1]	31
Figura 12. Embolización simple mediante coil.....	32
Figura 13. Técnica de Seldinger	33
Figura 14. Remodeling.....	34
Figura 15. Tamaño real de dos stents.....	36
Figura 16. Técnica combina de stent y coil	39
Figura 17. Embolización con Onyx	40
Figura 18. Zilver Flex	41
Figura 19. WallStent	43
Figura 20. Enterprise.....	43
Figura 21. Multigrid.....	49
Figura 22. Corte longitudinal de la arteria	53
Figura 23. Dimensiones de la arteria I.....	54
Figura 24. Dimensiones de aneurisma II	54
Figura 25. Diseños de stent en 2D	56
Figura 26. Obtención del stent.....	56
Figura 27. Ensamblaje arteria-stent	57
Figura 28. Operación booleana en DM de stent PLC	58
Figura 29. Operación booleana de DM de WallStent	58
Figura 30. Operación booleana de DM de ZilverFlex	58
Figura 31. Ensamblaje en ICEM CFD dividido por familias	60

Figura 32. Detalle del mallado en ICEM CFD	61
Figura 33. Malla tras la extrusión de los elementos	62
Figura 34. Sección transversal de volúmenes finitos (Modelo WallStent).....	63
Figura 35. Sección transversal de volúmenes finitos (Modelo PLC)	63
Figura 36. Sección transversal de volúmenes finitos (Modelo ZilverFlex).....	63
Figura 37. Esquema principal de ANSYS WORKBENCH	64
Figura 38. Menú Top-Down de CFX-Pre	65
Figura 39. Ciclo cardiaco de velocidad bibliográfico y el realizado en EXCEL.....	66
Figura 40. Flujo másico respecto el tiempo	66
Figura 41. Modelización genérica de Carreau-Yasuda.....	67
Figura 42. Flow(t)	69
Figura 43. Líneas de corriente en arteria sin tratar	71
Figura 44. Líneas de corriente en arteria con WallStent.....	72
Figura 45. Líneas de corriente en arteria con stent PLC.....	72
Figura 46. Líneas de corriente en arteria con ZilverFlex.....	73
Figura 47. Velocidad en la arteria sin tratar.....	74
Figura 48. Velocidad en arteria con WallStent.....	74
Figura 49. Velocidad en arteria con PLC	75
Figura 50. Velocidad en arteria con ZilverFlex	75
Figura 51. WSS en arteria sin tratar.....	76
Figura 52. WSS en arteria con WallStent	77
Figura 53. WSS medio en arteria con stent PLC	77
Figura 54. WSS en arteria con ZilverFlex	78
Figura 55. Gráfica de WSS	79
Figura 56. OSI en arteria sin tratar	80
Figura 57. OSI en arteria con WallStent.....	80
Figura 58. OSI en arteria con stent PLC.....	81
Figura 59. OSI en arteria con ZilverFlex	81
Figura 60. Gráfica OSI.....	82
Figura 61. RRT Contour en arteria sin tratar	83
Figura 62. RRT Contour en arteria con WallStent	84
Figura 63. RRT Contour en arteria con stent PLC	84
Figura 64. RRT Contour en arteria con ZilverFlex	85

Figura 65. Gráfica RRT	86
Figura 66. TAWSS modulo en arteria sin tratar	87
Figura 67. TAWSS modulo en arteria con WallStent.....	87
Figura 68. TAWSS modulo en arteria con stent PLC.....	88
Figura 69. TAWSS modulo en arteria con ZilverFlex.....	88
Figura 70. Gráfica TAWSS.....	89

Capítulo 1

Introducción, motivaciones y objetivos

Un aneurisma es una enfermedad propia del sistema cardiovascular. Los aneurismas cerebrales son una de las principales causas de muerte e invalidez de los países desarrollados, por lo que mejorar las técnicas de tratamiento es una de las principales motivaciones de los ingenieros involucrados en este campo.

En el pasado para los diseños de nuevos equipos y proyectos debían construirse prototipos de ensayos ante la inexistencia de técnicas computacionales, intentando abaratar el coste que supondría la construcción del diseño inicial. En el campo de la ingeniería biomédica, todos los equipos y fármacos desarrollados debían superar una serie de controles con el fin de concretar los efectos beneficiosos que podían causar a un organismo. Estos efectos no dependen únicamente de la composición química del fármaco o del material de construcción del equipo, sino también de su uso y cómo el organismo asimila al agente externo. Para la obtención de la aprobación por parte de la FDA (Food and Drug Administration), se debe proceder a la experimentación con animales en laboratorios científicos provocando una confrontación ética con los defensores de estas especies perjudicadas por dichas prácticas. Una vez superados estos ensayos con animales, los resultados en pacientes humanos podrían no ser los esperados en los laboratorios. Las nuevas técnicas investigadas con resultados positivos en la experimentación in vivo eran sometidas en pacientes con problemas de salud cuya mejora podía depender de la investigación de un producto aún fuera del mercado.

En la actualidad, el desarrollo de las nuevas tecnologías ha supuesto el acortamiento de plazos de investigación y desarrollo de nuevos equipos cuyo objetivo es mejorar la calidad de vida de la población e incluso en algunos casos, prevenir el riesgo que supone padecer algunas enfermedades. La simulación mediante estas mejoras tecnológicas ha adquirido una dimensión importante dado la rapidez de un primer diseño del equipo, pero no es determinante aún, por lo que posteriormente la experimentación en diferentes organismos no ha podido ser suprimida, pero en todo caso, el número de experimentaciones en animales se ha reducido notablemente. Una de estas herramientas es el software **CFD** (Computational Fluid Dynamics), cuya función consiste en la simulación mediante un método numérico aplicado a la fluidodinámica. A través de este método puede conseguirse una optimización de diseños de los equipos en una innumerable lista de sectores industriales, entre ellos el que concierne a este Trabajo Final de Grado [9]. La evolución del desarrollo de softwares dedicados a la simulación por elementos finitos permite la pre-visualización de los resultados de ensayos de múltiples proyectos para abaratar los costes de construcción y obtener un resultado esperable en un prototipo.

El presente trabajo tiene como objetivo el análisis de las prestaciones de tres stents desviadores de flujo en el interior de una arteria cerebral idealizada afectada por un aneurisma. Se han comparado los resultados propios de la hemodinámica, como pueden ser la variación del flujo y las tensiones resultantes entre los diseños. A su vez, se valorarán el uso de los stents desviadores de flujo como técnica de tratamiento de aneurismas.

Para ello se ha efectuado la geometría tanto de la arteria como del stent con la ayuda de herramientas de CAD, concretamente SOLIDWORKS y DESIGN MODELER, siendo este último el software de diseño predefinido de ANSYS. El mallado de la geometría ha sido ejecutado mediante el programa ICEM CFD de ANSYS. La simulación final ha sido efectuada mediante CFX, una herramienta de simulación de fluidos de ANSYS.

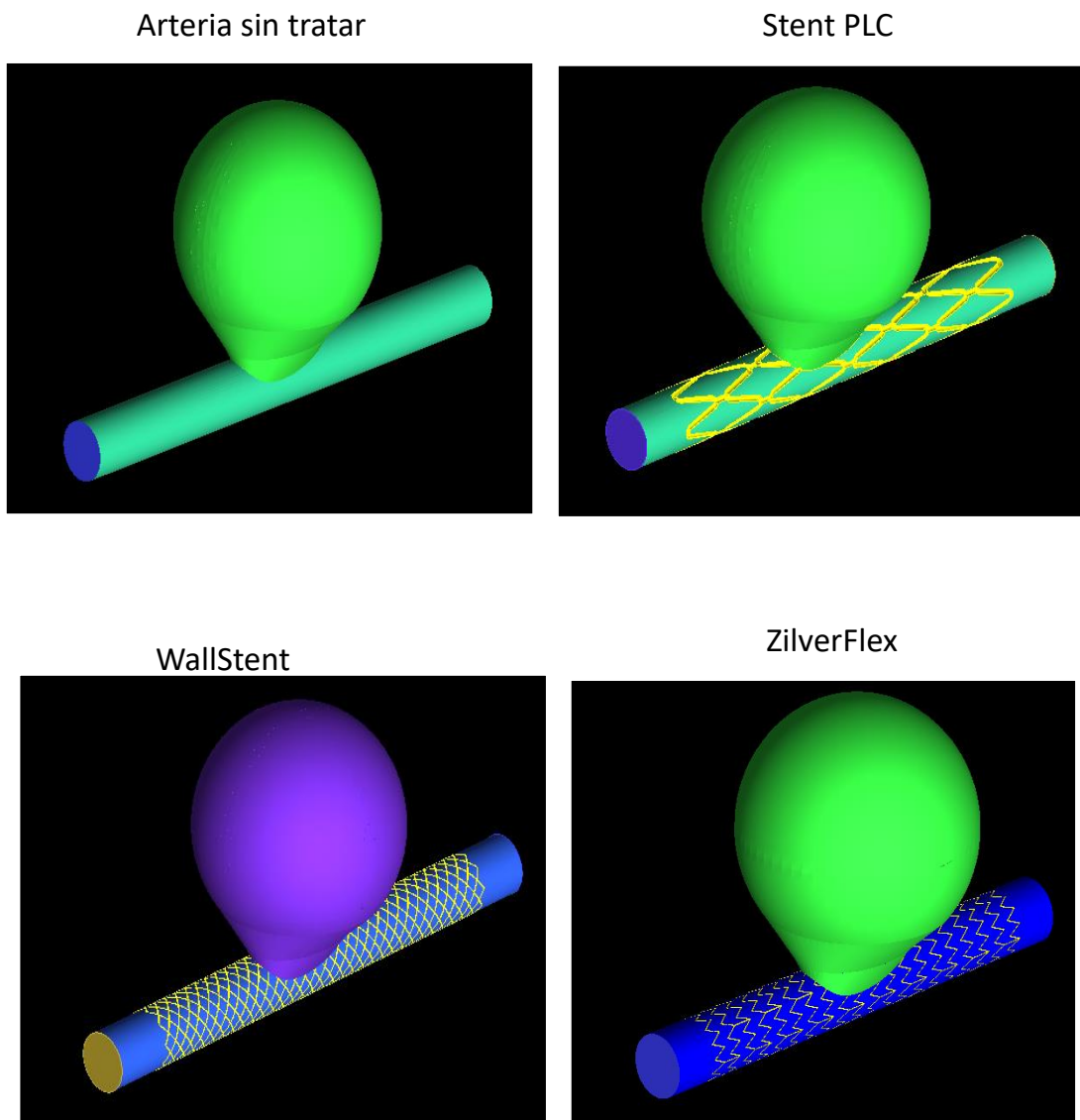


Figura 1. Modelos realizados

Capítulo 2

El sistema cardiovascular

El sistema cardiovascular es el conjunto de elementos encargados de hacer circular la sangre para suministrar al cuerpo de aquellos compuestos necesarios para su correcto funcionamiento y para eliminar los residuos generados.

Este aparato consta del **corazón**, **vasos sanguíneos** y la propia **sangre**. En la figura 2 puede verse el sistema cardiovascular localizado en el tórax de un ser humano.

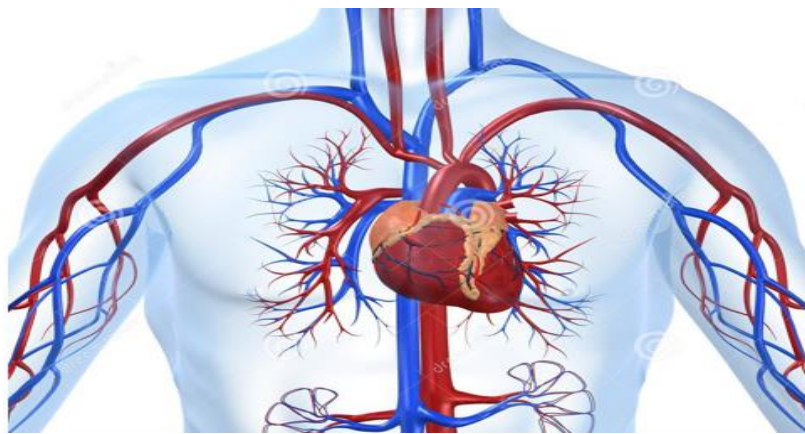


Figura 2. Sistema cardiovascular de un cuerpo humano

Efectuando un símil con una instalación hidráulica, el corazón desempeñaría la misma función que una bomba, impulsando el fluido por toda la instalación. El fluido de esta instalación hidráulica propia de la anatomía animal es la propia sangre. El cuerpo en su conjunto equivale a la instalación en su totalidad y los vasos sanguíneos que distribuyen toda la sangre a cada una de las células del cuerpo serían análogos a la red de tuberías en su totalidad.

2.1. Corazón

El corazón es el órgano encargado de bombear la sangre para que esta llegue a todos los capilares del cuerpo. Se sitúa en el centro de la cavidad torácica rodeado por los dos pulmones.

Consta de dos **aurículas** (izquierda y derecha), dos **ventrículos** (izquierda y derecha) y cuatro válvulas, de las cuales dos de ellas separan las cavidades del lado izquierdo/derecho, mientras que otras dos separan los ventrículos de las arterias. La válvula tricúspide separa el lado derecho y la válvula mitral separa el lado izquierdo. La válvula pulmonar se sitúa entre la arteria pulmonar y el ventrículo derecho y la válvula sigmoidea aortica se ubica entre el ventrículo izquierdo y la arteria aorta.

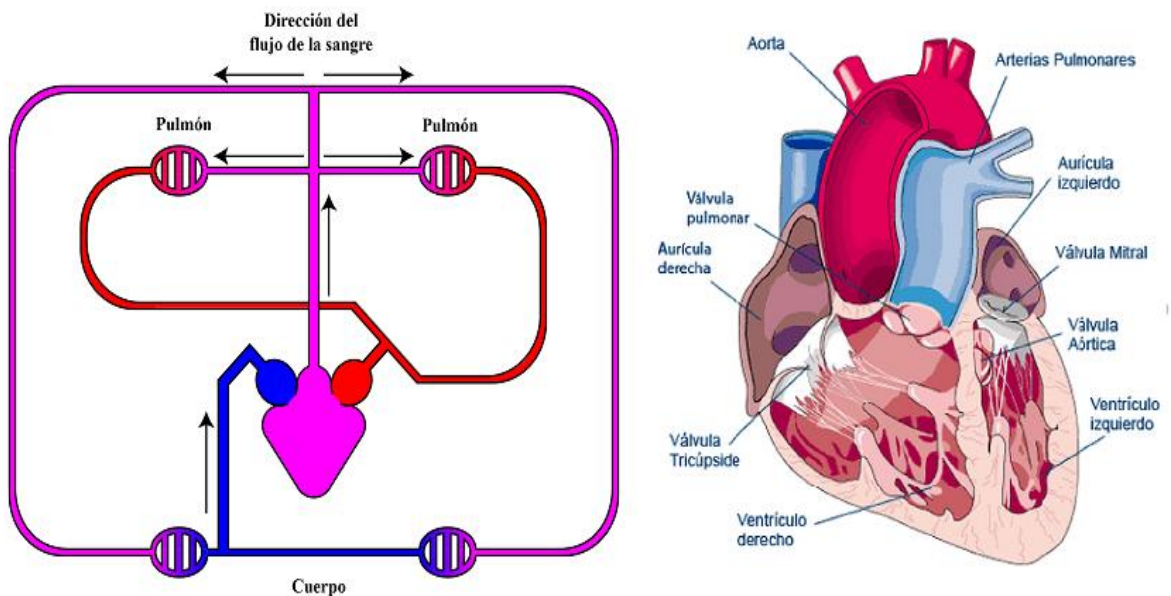


Figura 3. Ciclo cardíaco y corazón

El corazón consta de tres capas principales [6] tal y como puede verse en la figura 4:

- 1) El **miocardio** es el músculo encargado de bombear la sangre mediante señales eléctricas. Esta capa representa la mayor parte del grosor del corazón. La anchura del miocardio no es constante, siendo mayor en el ventrículo izquierdo que en el derecho debido a que el ventrículo del lado izquierdo necesita más presión de impulso para distribuir la sangre por la arteria aorta.
- 2) El **endocardio** es la capa interna del corazón. Está en contacto con la sangre que circula por las aurículas y los ventrículos.
- 3) El **pericardio** es la capa exterior del corazón. Es una membrana fibrosa que envuelve al corazón y lo protege de los demás músculos y órganos, formando una bolsa alrededor del órgano cardiaco.

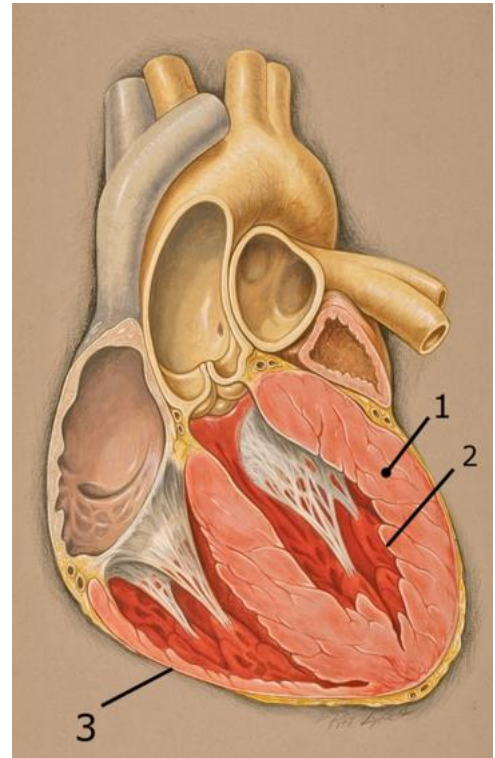


Figura 4. Capas del corazón

2.1.1 Ciclo cardiaco

La sangre en un sistema cardiovascular humano recorre dos ciclos tal y como se ha visto en la Figura 3: el **ciclo pulmonar** o **menor**, donde la sangre es oxigenada por absorción en los pulmones; y la **circulación sistémica** o **mayor**, donde la sangre recorre todos los órganos aportándoles el oxígeno y los nutrientes obtenidos del aparato respiratorio y digestivo respectivamente.

El fluido vital proveniente de los pulmones entra en la aurícula izquierda, por medio de la vena pulmonar. Esta atraviesa la válvula mitral para drenar todo el cuerpo a través de la arteria aorta. Una vez intercambiados los nutrientes y gases necesarios por las células, la sangre carboxigenada proveniente de todo el cuerpo vuelve al corazón, concretamente a la aurícula derecha, a través de las venas cava superior e inferior. La sangre atraviesa la válvula tricúspide para dirigirse a las arterias pulmonares. Una vez que el oxígeno sea absorbido por la sangre en los pulmones mediante los alveolos, el ciclo queda completado. En resumen, la sangre tiene que atravesar dos circuitos cerrados para volver al mismo punto de partida (para completar un ciclo se recorren dos etapas).

El ciclo cardiaco contiene 3 fases: **diástole**, **sístole auricular** y **sístole ventricular** tal y como puede verse en la figura 5. En una persona estándar cada ciclo dura 1 segundo aproximadamente, más comúnmente expresado como 60 pulsaciones por minuto.

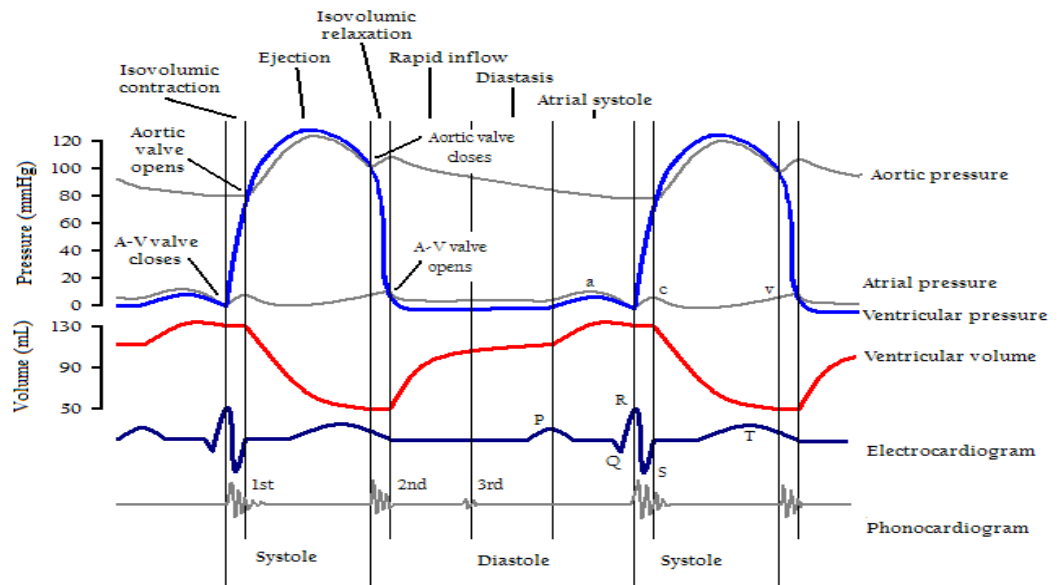


Figura 5. Ciclo cardíaco.

- 1) La **diástole** es la fase de relajación del músculo cardíaco, es decir, cuando el corazón se llena de sangre. Esta etapa es la más larga, ocupando un intervalo de tiempo de $2/3$ del ciclo cardíaco. En la diástole las aurículas se llenan de sangre mientras que la presión del ventrículo desciende considerablemente, consiguiendo ser inferior que la presión sanguínea. Esta bajada de presión tiene como consecuencia el cerrado de las válvulas aórtica y pulmonar, situadas entre las arterias y los ventrículos. Esta *diferencia de presiones* también supone la apertura de las válvulas mitral y tricúspide entre las aurículas y ventrículos, quedando expresado como un ligero llenado de los ventrículos.
- 2) La **sístole auricular** es la fase de contracción de las aurículas debido a los impulsos eléctricos del corazón. Esta disminución del volumen de las aurículas provoca su vaciado en favor del llenado de los ventrículos.
- 3) La **sístole ventricular** es la fase de contracción de los ventrículos provocando un gran aumento de la presión en estas cavidades, esto provoca el sellado de las válvulas mitral y tricúspide y la eyección de la sangre por

las arterias a una gran velocidad, atravesando las válvulas aortica y pulmonar.

2.2. Vasos sanguíneos

Los **vasos sanguíneos** forman la red de distribución de la sangre a través del organismo. Los vasos sanguíneos más próximos al corazón tienden a tener una sección superior y un espesor de pared mayor, debido a que por ellos circula todo el caudal sanguíneo y a medida que atraviesa el organismo se va ramificando en vasos más pequeños con el objetivo de poder intercambiar los nutrientes y gases necesarios con cada una de las células del organismo.

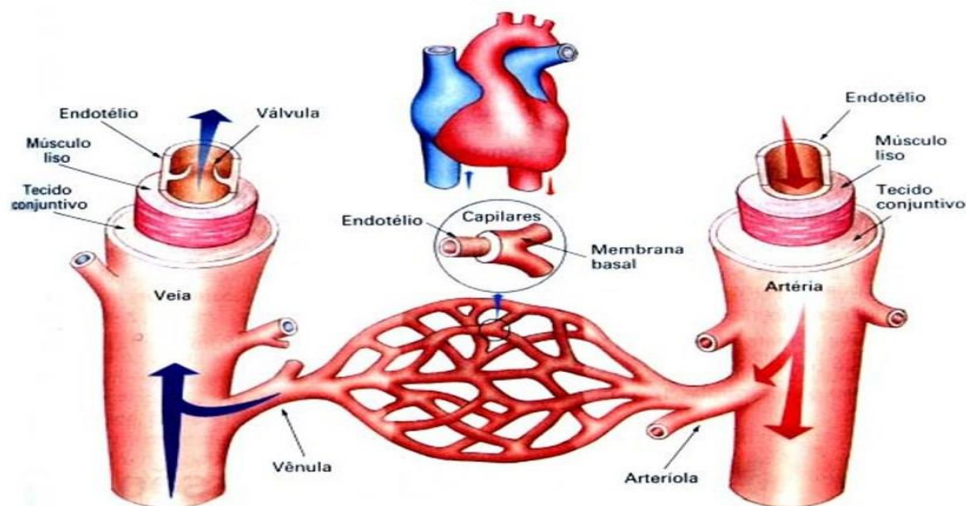


Figura 6. Esquema de los vasos capilares

Los vasos sanguíneos se dividen principalmente en **arterias**, **venas** o **capilares**.

- Las **arterias** tienen como función transportar la sangre del corazón a las distintas partes del cuerpo. La sangre que circula por ellas está oxigenada, excepto la de la arteria pulmonar dado que el siguiente paso de esta será su oxigenación. Las arterias se ramifican en las **arteriolas**, con composición semejante a la arteria pero de un tamaño menor y sección. Las arterias son los vasos capilares con las paredes más resistentes, debido a que deben soportar la presión ejercida por el corazón en la sístole. Por ello el mayor vaso sanguíneo de todo el cuerpo

humano es una arteria (**la arteria aorta**). Las **arteriolas** resultantes de las ramificaciones son el enlace entre las arterias y los capilares. Al reducir su sección, el fluido reduce su velocidad, algo necesario para el correcto el intercambio de nutrientes y gases.

- Las **venas** se encargan de transportar la sangre de las distintas partes del cuerpo al corazón. Todas excepto las pulmonares contienen sangre carboxigenada. Estas se forman por la unión de las ramificaciones, también llamados **vénulas**.
- En los **capilares** tiene lugar el intercambio de nutrientes y gases entre el sistema cardiovascular y las células del organismo. Estas tienen una sección muy pequeña y su espesor es muy fino, favoreciendo la difusión de los elementos necesarios para el correcto funcionamiento del organismo.

Todos los vasos sanguíneos están formado por las siguientes capas o tunicas tal y como podía verse en la ilustración anterior:

- 1) **Túnica interna:** Esta es la capa interna de un vaso sanguíneo. Su parte más importante es el **endotelio**, el cual está en contacto con la sangre, aunque también la lámina basal y una lámina elástica forman parte de esta capa.
- 2) **Túnica media:** Constituye la mayor parte del grosor de un vaso capilar. Consiste en un músculo liso y fibras elásticas rodeando la túnica interna, lo que le aporta al vaso sanguíneo una alta elasticidad para poder variar levemente su sección a lo largo del ciclo cardíaco. En las arterias las fibras elásticas constituyen una parte más importante que en las venas debido a que tienen que soportar una mayor presión.
- 3) **Túnica externa:** Constituye la capa externa de los vasos sanguíneos protegiéndolos del resto de componentes internos del organismo.

2.2.1 Vasos sanguíneos cerebrales

Los vasos sanguíneos cerebrales son los vasos encargados de la circulación sanguínea a la corteza cerebral. Estas arterias y venas tienen una pared relativamente fina y una sección pequeña.

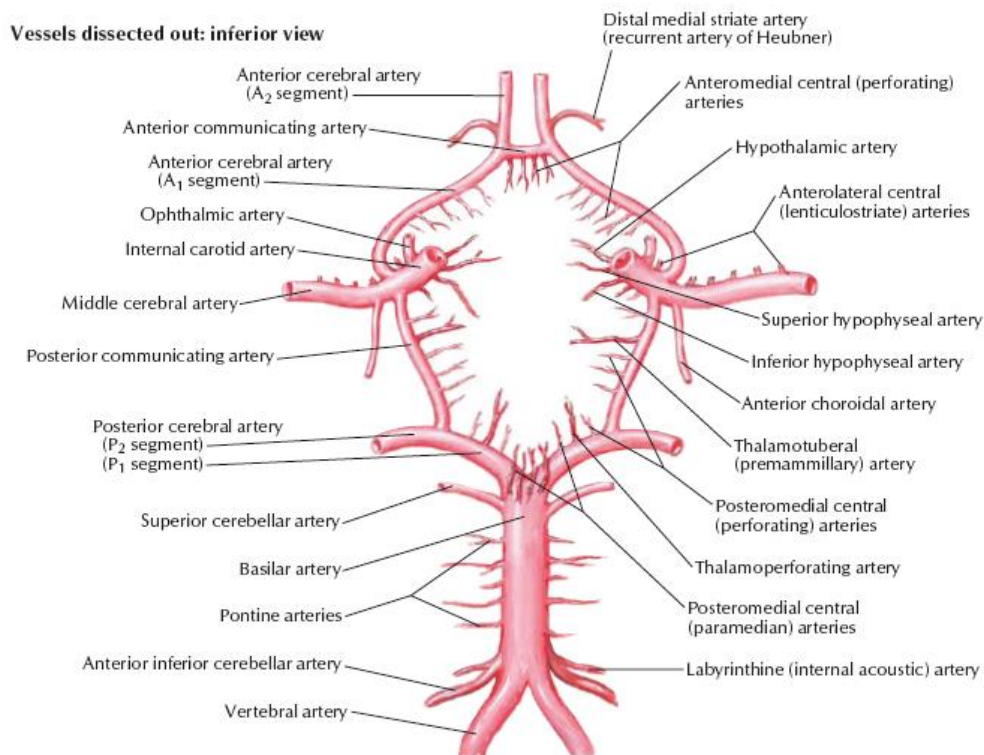


Figura 7. Polígono de Willis

El encéfalo está irrigado por cuatro arterias principales: dos arterias carótidas y otras dos arterias cerebrales. Estos vasos capilares forman parte del espacio subaracnoideo, una región muy importante y crítica del riego sanguíneo. Las arterias carótidas y vertebrales desembocan en el llamado **Polígono de Willis**, cuyas numerosas ramificaciones se encargan de irrigar todo cerebro y cerebelo.

2.3. La sangre como fluido

La sangre es el fluido corporal que circula por las arterias y venas. Está formado por:

- **Plasma sanguíneo:** Un fluido translúcido acelular formado por un 90% de agua, un 7% de proteínas y un 3% de otros componentes como grasa, vitaminas, O₂ o CO₂ entre otros.
- **Elementos figurados:** Son los componentes celulares, es decir, los glóbulos rojos, blancos y las plaquetas. Los **glóbulos rojos** son los encargados de transportar el oxígeno y son los más numerosos. Los **glóbulos blancos** forman parte del sistema inmunológico del cuerpo. Las **plaquetas** se encargan de coagular la sangre para favorecer la cicatrización de heridas.

La sangre de un cuerpo humano es un fluido rojo que tiene una densidad aproximada de $\rho=1060 \text{ kg/m}^3$ [15] constante en el organismo, dado que la temperatura interna del cuerpo es constante ($T=37^\circ\text{C}$) y un calor específico de $c_p=3055 \frac{\text{J}}{\text{kg}\cdot^\circ\text{C}}$, es decir, superior al calor específico del agua. Esto significa que la sangre necesita una mayor energía en forma de calor para conseguir variar de temperatura, lo que explica que la variación de la temperatura de la sangre de un mamífero sea mínima. Otros parámetros del líquido no se consideran constantes. La **viscosidad** es un parámetro no constante al comportarse esta como un fluido **no newtoniano**. Los fluidos no newtonianos se agrupan en las siguientes familias tal y como se ilustra en la tabla 1:

Familia	Denominación	Propiedad	Ejemplos
Viscosidad no newtoniano	Dilatante	La viscosidad aparente aumenta conforme se incrementa la tensión	Maicena en agua
	Pseudoplástico	La viscosidad aparente decrece conforme se incrementa la tensión	Ketchup, latex liquido, pulpa de papel, hielo, sangre
	Generalización a no newtonianos	Viscosidad constante. La deformación depende de la tensión cortante y de la presión aplicada	Plasma sanguíneo, agua, crema
Viscoelásticos (2 modelos)	Materia de Maxwell	Dualidad entre la viscosidad y efectos elásticos en serie	Lubricantes, masilla pensadora, nata montada
	Material de Kelvin	Dualidad entre la viscosidad y efectos elásticos en paralelo	
Viscosidad relativa	Reopéctico	La viscosidad aparente aumenta conforme se incrementa la tensión	Yeso líquido, tinta de impresora, líquido sinovial
	Tixotrópico	La viscosidad aparente disminuye conforme se incrementa la tensión	Yogurt, gelatina

Tabla 1. Tipología de no newtonianos

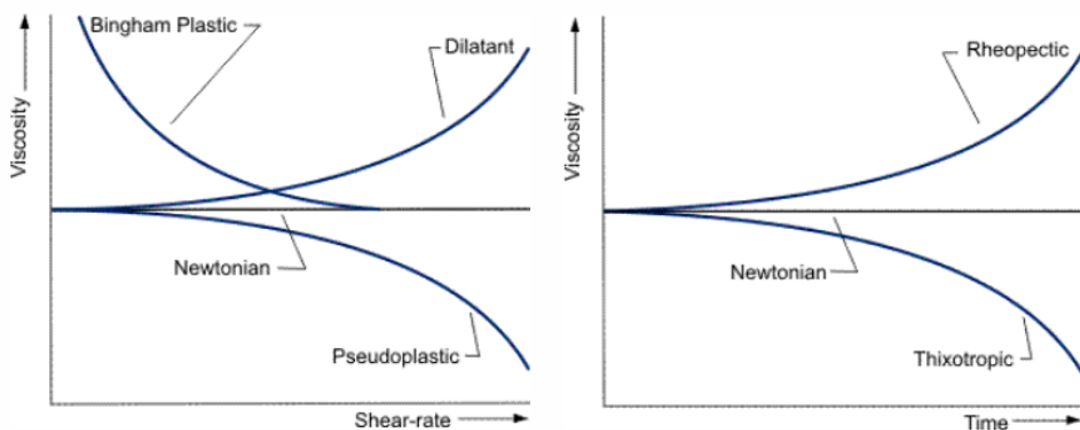


Figura 8. Modelos de no newtoniano

Esta consideración adquiere importancia en la simulación de una arteria cerebral, donde su sección es pequeña. Mediante la toma de datos de distintos fluidos, se han conseguido distintos modelos de generalización. Estos modelos permiten calcular el valor de la viscosidad relativa de un fluido en función de unos parámetros propios [11]. Existen una gran cantidad de modelos matemáticos para idealizar un fluido no newtoniano tal y como puede verse en la tabla 2:

Modelo	Descripción	Parámetros
Bingham	Es un modelo para viscoplásticos. $\mu = \tau_y / \dot{\gamma} + k$	τ_y =esfuerzo de fluencia k=Índice de consistencia $\dot{\gamma}$ =velocidad de deformación cortante
(Bird) Carreau	Es un modelo para una tipología de tixotrópicos (Shear thinning fluids) $\mu = \mu_\infty + \frac{(\mu_0 - \mu_\infty)}{(1 + (\lambda \dot{\gamma})^2)^{\frac{1-n}{2}}}$ Si $\mu_0 = \mu_\infty \rightarrow$ newtoniano para $n=1$ o $\lambda=0$	μ_0 =viscosidad mínima μ_∞ =viscosidad máxima λ = constante de tiempo n= índice de potencia $\dot{\gamma}$ =velocidad de deformación cortante
Carreau Yasuda	Es una generalización de Bird Carreau $\mu = \mu_\infty + \frac{(\mu_0 - \mu_\infty)}{(1 + (\lambda \dot{\gamma})^a)^{\frac{1-n}{a}}}$ Nótese que si $a=2$ la expresión de Carreau Yasuda es la misma que Bird Carreau	μ_0 =viscosidad baja μ_∞ =viscosidad alta λ =constante de tiempo n= índice de potencia $\dot{\gamma}$ =velocidad de deformación cortante a= Exponente Yasuda
Casson	Es una variación de Bingham para viscoplasticos con dependencia de raíces cuadradas $\sqrt{\mu} = \sqrt{\frac{\tau_Y}{\dot{\gamma}}} + \sqrt{K}$	τ_Y =esfuerzo de fluencia k= Índice de consistencia $\dot{\gamma}$ =velocidad de deformación cortante
Cross	Es una alternativa a Carreau $\mu = \frac{\mu_0}{1 + (\lambda \dot{\gamma})^n}$	μ_0 = viscosidad baja μ_∞ =viscosidad alta λ = constante de tiempo n= índice de potencia
Herschel Bulkley	Es un modelo de viscoplasticos que tras la fluencia muestra una ley de comportamiento específica $\mu = \frac{\tau_Y}{(\lambda \dot{\gamma})} + K(\lambda \dot{\gamma})^{n-1}$	λ = constante de tiempo k= Índice de consistencia n= índice de potencia τ_Y =esfuerzo cortante de fluencia $\dot{\gamma}$ =velocidad de deformación cortante

Ostwald de Waele	Es el más sencillo pero presenta limitaciones	λ =constante de tiempo k =Índice de consistencia $\dot{\gamma}$ =velocidad de deformación cortante n = índice de potencia
------------------	---	--

Tabla 2. Modelización de no newtonianos

En la figura 9 puede observarse la diferencia entre un fluido newtoniano y el modelo no newtoniano basado en la generalización de **Carreau-Yasuda**, uno de los más utilizados en la modelización del flujo sanguíneo gracias a su aproximación a los datos experimentales.

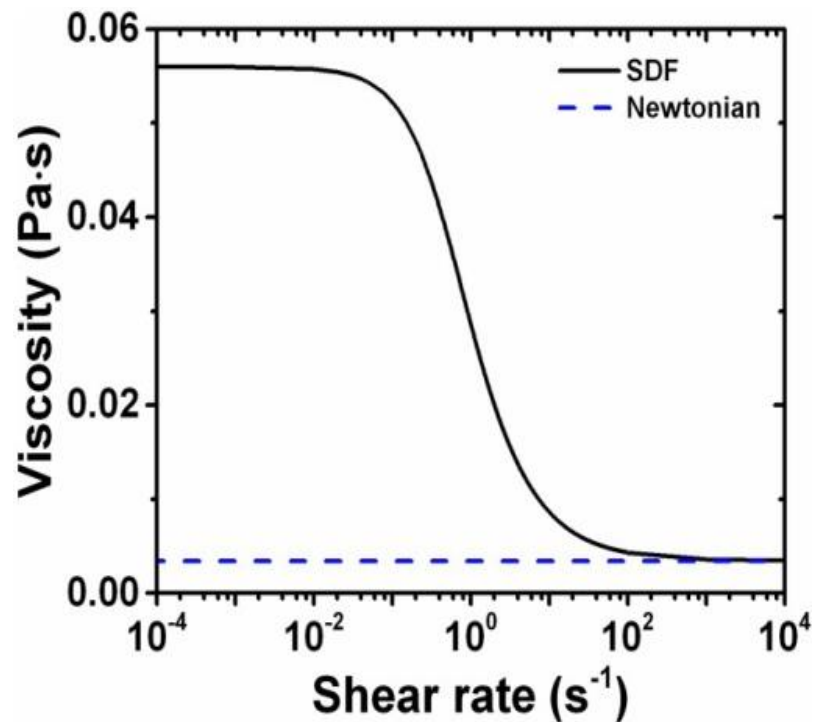


Figura 9. Diagrama de Carreau-Yasuda

Conforme aumenta el esfuerzo cortante, la viscosidad disminuye. En el caso de una arteria afectada por un aneurisma, la relevancia de este modelo aumenta en el propio aneurisma, donde el fluido queda recirculando disminuyendo su esfuerzo cortante y aumentando la viscosidad relativa, tal como puede verse en la figura 9.

Capítulo 3

Enfermedades del sistema cardiovascular: aneurisma cerebral

Un **aneurisma** consiste en la formación de una protuberancia en un vaso sanguíneo, provocando la formación de un globo por el que circula el fluido sanguíneo. Las arterias cerebrales son un grupo de arterias muy susceptibles de padecer esta enfermedad. Además, el pequeño grosor de estos vasos sanguíneos las convierte en un alto factor de riesgo de ruptura, pudiendo causar algunos efectos irreparables en el cuerpo.

Los aneurismas se dividen en función de su morfología y su tamaño. En función de su forma pueden ser sacular, fusiforme o disecante tal y como se muestra en la figura 10; mientras que la división en función del tamaño puede ser pequeño, grande o gigante.

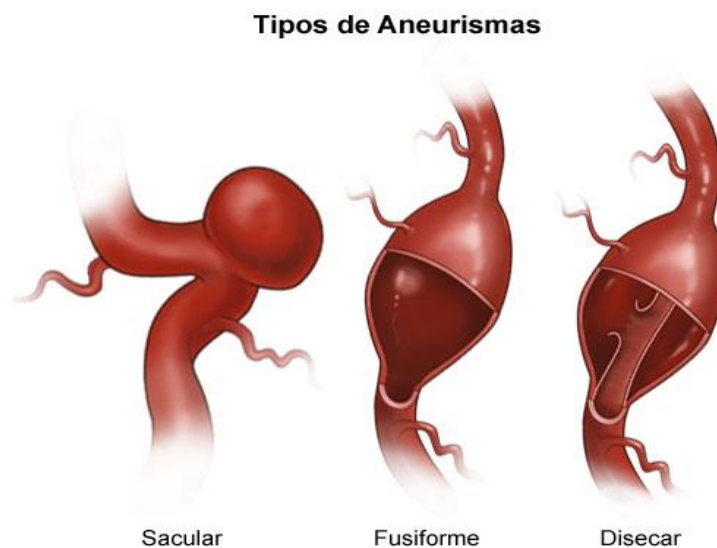


Figura 10. Aneurismas en función de su forma

- 1) **Aneurisma sacular:** Es la manifestación más cotidiana de la enfermedad. La protuberancia adquiere una forma de cereza o saco, quedando bien

diferenciada de la arteria. La arteria y el aneurisma quedan separados por lo que se conoce como el cuello del aneurisma. Esta tipología de la enfermedad tiende a ubicarse en bifurcaciones o recodos de la arteria.

- 2) **Aneurisma fusiforme:** Consiste en una expansión longitudinal de la arteria.
- 3) **Aneurisma disecante:** la sangre consigue perforar la túnica interna o parte de ella, separando las capas del vaso sanguíneo y abombando el contorno.

La división según el tamaño es [24]:

- 1) **Aneurisma pequeña:** El diámetro del aneurisma es inferior a los 10 mm.
- 2) **Aneurisma grande:** El diámetro del aneurisma se encuentra dentro del rango [10-25] mm.
- 3) **Aneurisma gigante:** Este grupo comprende los aneurismas superiores a 25 mm. [29]

3.1. Factores de riesgo, síntomas, prevención y diagnóstico

Los pacientes más propensos a sufrir un aneurisma son las mujeres adultas, aunque pueden producirse a cualquier edad e incluso ser congénitos. Diversos estudios poblacionales han relacionado el tabaquismo, hipertensión, el consumo abusivo del alcohol y drogas con la aparición de aneurismas [8].

El tamaño del aneurisma es un parámetro muy importante y es directamente proporcional al riesgo de rotura del mismo. Algunos estudios también relacionan la capacidad de transmisión de un aneurisma genéticamente, concretamente aquellas personas que tengan algún familiar que haya padecido la enfermedad renal poliquística autosómica y Ehlers-Danlos tipo IV [18].

La mayoría de los aneurismas cerebrales no producen **síntomas** hasta la rotura del vaso, por lo que el médico puede tener complicaciones a la hora de elaborar un diagnóstico [18]. Una rotura de un aneurisma de mayor tamaño muestra síntomas de

manera inmediata, propios de un accidente cardiovascular encefálico. Una **HSA** (hemorragia subaracnoidea) puede ser producido por un aneurisma [23] y es la tercera causa de mortalidad de los países desarrollados [17] y una de las grandes causas de invalidez [27]. Cuando el derrame cerebral no es severo, los síntomas suelen asociarse a una alteración de la meninge, lo que dificulta seriamente el diagnóstico [1]. Entre los principales síntomas de la rotura producido por un aneurisma de menor tamaño se encuentran: cefalea, nauseas, alteración de la conciencia, perdidas de visión y de equilibrio entre otros.

La eliminación del consumo de aquellas sustancias que aumentan el riesgo de padecer un aneurisma (tabaco, drogas, alcohol) no garantizan la no aparición de la enfermedad, pero a aquellas personas que padecen un aneurisma cerebral se les recomienda controlar su tensión reduciendo el consumo de sal y establecerlo dentro de los parámetros normales, así como evitar las sustancias anteriormente citadas [18].

Un aneurisma cerebral no roto puede pasar desapercibido [19]. Es muy probable que muchos de ellos nunca sean diagnosticados. Un aneurisma solo puede verse con un potente equipo médico que consisten en la captura de imágenes. Entre las técnicas más conocidas se encuentran:

- **Angiografía convencional:** consiste en la introducción de un elemento radiante por una vena para así poder observar con detalle aquellos vasos sanguíneos con la ayuda de una radiografía convencional. [14]
- **Tomografía axial computarizada (TAC):** consiste en la extracción de datos de información del paciente y, con la ayuda de un ordenador se tratan y se traduce en imagen. Se consigue mediante rayos X de manera no invasiva [18].
- **Imagen por resonancia magnética (IRM):** Esta técnica no usa radiación, sino que la captura de imágenes de las regiones inaccesibles del cuerpo son consecuencia de la aplicación de un campo magnético para alinear los núcleos del hidrogeno del agua, presente en el cuerpo. Al paciente se le introduce un medio de contraste basado en gadolinio, muy tóxicos para el

organismo. La información es procesada en un ordenador y transformada en imágenes. [1]

En la actualidad este campo contiene una alta inversión en el desarrollo del procesamiento y de las técnicas de extracción de imágenes. Se están investigando equipos de resonancia magnética capaces de modelar una geometría en 3D, lo que permitiría una mayor comprensión de una enfermedad. La gran desventaja de estos equipos es el factor económico, ya que los pocos que se encuentran en el mercado tienen un precio que ronda el millón de euros, lo que se traduce en pérdidas en la rentabilidad actualmente.

El **pronóstico** de un aneurisma cerebral no roto consiste en intentar cambiar los malos hábitos del paciente y, a aquellos pacientes cuyo aneurisma tenga un factor de riesgo importante de causar rotura se les aplica una intervención quirúrgica o tratamiento; si el aneurisma es pequeño y no existen indicios de una futura rotura del vaso, se considera que no hay indicios de aplicar un costoso protocolo de actuación. Solamente se le aconsejará realizar chequeos periódicos para mantener el aneurisma controlado [18].

3.2. Técnicas de tratamiento

Se han desarrollado distintos tratamientos para aneurismas. En caso de que la arteria a tratar no tenga una rotura, la decisión de aplicar el tratamiento caerá en manos del médico. Las técnicas explicadas a continuación disminuyen considerablemente la probabilidad de rotura del vaso sanguíneo, por lo que en aquellos casos que la rotura suponga una posibilidad real deben estudiarse su aplicación, y en aquellos pacientes con un derrame por una abertura del vaso sanguíneo (se considera un estado crítico) deberá aplicarse un tratamiento de manera urgente. Además el médico debe considerar la edad, género, estado de salud y demás parámetros influyentes para elegir la solución adecuada personal de cada paciente.

3.2.1. Clipping

Consiste en una intervención quirúrgica mediante la cual se **pinza** el aneurisma con la ayuda de un clip. Se constriñe el cuello del aneurisma interrumpiendo así todo el flujo sanguíneo por el mismo. Es un método eficaz, aunque también presenta grandes desventajas. Una operación quirúrgica de por sí ya significa un riesgo, y además aunque corte perfectamente el flujo sanguíneo puede romperse el aneurisma si el *clippado* no ha sido excelente [23]. Normalmente esto ocurre cuando se ha dejado parte del cuello del aneurisma sin *clippar*. En la figura 11 puede observarse el *clipping* de un aneurisma sacular y de un fusiforme.

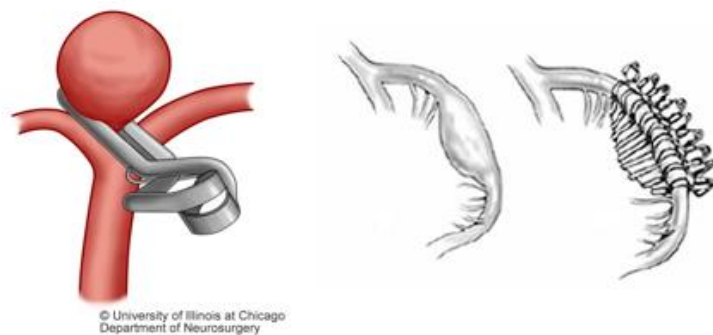


Figura 11. Clipping [1]

El principal problema de usar este método es que algunas arterias son inalcanzables mediante la operación quirúrgica.

3.2.2. Embolización simple mediante coil

Aunque es una técnica invasiva, no se considera una operación quirúrgica. Consiste en el llenado de la pelota del aneurisma mediante un **coil**, que es un dispositivo en forma de alambre muy flexible y maleable normalmente fabricado de platino, con acabado de platino, o los llamados biológicos. Actualmente es una de las técnicas más utilizadas en el tratamiento de aneurismas cerebrales (30% de los casos) y obtiene unos magníficos resultados en pacientes jóvenes, aunque la técnica también es muy útil en los pacientes con mayor edad.

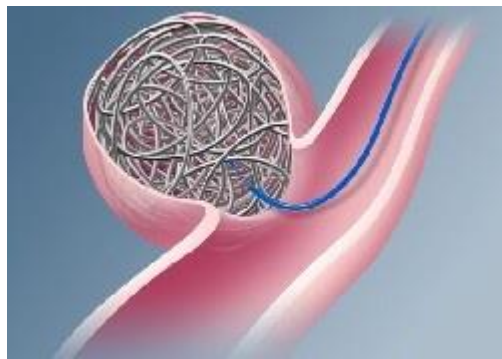


Figura 12. Embolización simple mediante coil

El **objetivo** del coil es el llenado completo del aneurisma como puede observarse en la figura 12, induciendo un coágulo del mismo favoreciendo la cicatrización del cuello del aneurisma y provocando la epitelización, quedando el aneurisma totalmente aislado del vaso sanguíneo [16]. El procedimiento se realiza con la ayuda de una imagen radioscópica. Para embolizar mediante coils se seguirán los siguientes pasos:

- 1) Se ejecuta la perforación. Normalmente este proceso se realiza mediante la **técnica de Seldinger** [18] tal y como puede verse en la figura 13, mediante el cual conseguimos introducir en el cuerpo un catéter que contendrá el coil en su interior a través de una punción con una aguja metálica. El catéter suele contener algunos fármacos entre los que se encuentran un vaso dilatador y suero, para

disminuir el rozamiento entre el catéter y la propia arteria y facilitar el procedimiento.

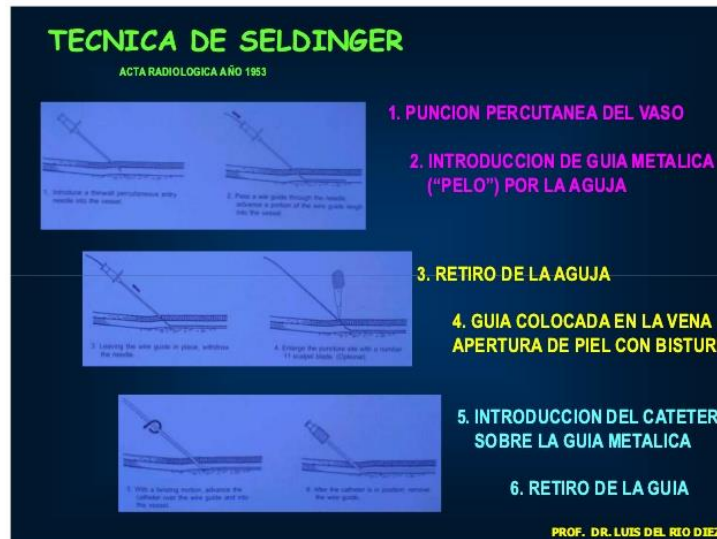


Figura 13. Técnica de Seldinger

- 2) Se guía el catéter hacia el aneurisma y se introduce el coil a través del cuello del mismo hasta conseguir provocar la trombosis.

La gran desventaja de esta técnica es su uso en aneurismas cuyo cuello sea grande o cuando el ratio de cuello-cúpula sea mayor a 1:2. Si la trombosis no se ha efectuado correctamente puede darse el caso de que el coil se salga del aneurisma y provoque la trombosis en la propia arteria, produciendo una insuficiencia de riego sanguíneo a una zona del cerebro, causando daños que pueden ser irreparables.

Los trabajos actuales de simulación de esta técnica radican en el diseño de nuevos equipos de inyección, que mejoran la inyección del coil e incluso disponen de dos cabezales de inyección, mejorando la técnica.

3.2.3. Remodeling

La técnica de **remodeling** consiste en una “*embolización asistida con balón*”. Es una mejora de la embolización asistida con coils. La diferencia entre las dos técnicas radica en la colocación de un balón rodeando el aneurisma y provocando el corte del flujo a través del cuello del aneurisma. También el balón amplía ligeramente la sección de la arteria mejorando el flujo. El balón viene adherido al catéter mediante un dispositivo cuyo nombre es **catéter-balón**.

El balón está fabricado de un material de distensibilidad mínima, alta resistencia y pared extrafina. Existen unas indicaciones de la correcta colocación para hinchar el balón a la presión idónea.

El *remodeling* reduce el riesgo de una mala embolización cuando el cuello del aneurisma es grande, debido a que el balón aísla por completo la región interna del aneurisma.

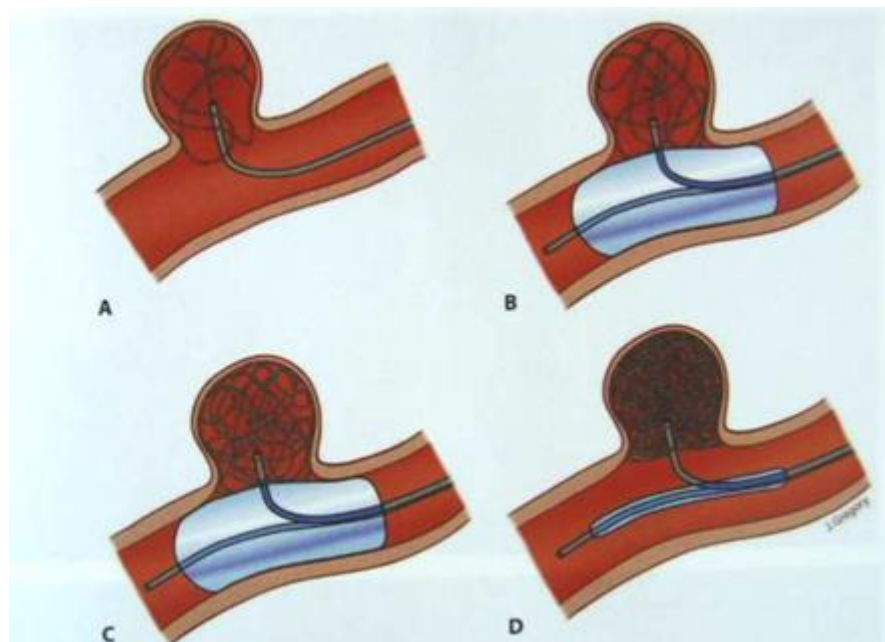


Figura 14. Remodeling

Finalmente el cateter-balón se retirará tras haber introducido el coil correctamente en el aneurisma quedando la arteria completamente intacta y el aneurisma totalmente cerrado.

3.2.4. Stent desviador de flujo

Los **stents** se definen como dispositivos con forma cilíndrica formada por un alambre con un alto grado de porosidad que permiten desviar al flujo de la arteria reduciendo considerablemente la circulación por el aneurisma.

Esta técnica se patentó en el año 1856 por el cirujano **Charles Thomas Stent** que inventó una pasta formada por un material biodegradable con un uso odontológico. No fue hasta el siglo XX cuando se implementó a la medicina del sistema cardiovascular. Tras varios ensayos experimentales en animales, en **1986**, se realizó la primera intervención de un paciente humano mediante la técnica del stent. Los desviadores de flujo usados actualmente distan mucho de aquellos modelos de la década de los 80.

Existen distintos stents registrados en la **FDA** (Food and Drug Administration) todos ellos con la misma función: desviar el flujo, aunque cada uno está diseñado para la optimización de su función en las arterias de las distintas zonas del cuerpo. Todos los stents cumplen unas características comunes para el tratamiento de aneurismas:

- 1) El tratamiento debe cumplir su función de desviar el flujo a través de la arteria y reducir el flujo en el aneurisma.
- 2) El dispositivo debe estar fabricado de un material biocompatible con el cuerpo humano, de manera que sea minimizada la interacción entre el stent y el cuerpo.
- 3) Debe ser radiopaco, es decir, debe mostrarse opaco a los rayos X con el motivo de poder introducir el stent mediante una angiografía.
- 4) El dispositivo debe ser impermeable al tejido sanguíneo, para evitar la epitelización alrededor del stent, lo que impediría la retirada del mismo.
- 5) El stent debe adecuarse a la geometría de la arteria de manera que permanezca fijo en una posición quedando en contacto con las paredes arteriales.

- 6) Debe tener un coste relativamente bajo.
- 7) Debe tener fácil colocación, reposicionamiento y retirado en la arteria.

a) *Estructura de los stents*

Dado la enorme cantidad de stents desarrollados, se pueden hacer varios tipos de divisiones [6]:

1) Según su **grado de empaquetamiento** los stents se pueden dividir en:

- Stent de celda grande (grado de empaquetamiento bajo).
- Stent de celda pequeña (grado de empaquetamiento alto).

2) Según la **forma del alambre** que compone el stent:

- Helicoidal.
- Circular.

3) Según la **geometría del alambre** que compone el stent:

- Alambre circular.
- Alambre prismático.

4) Según la **forma de la celda** del stent:

- Stent de celda abierta.
- Stent de celda cerrada.

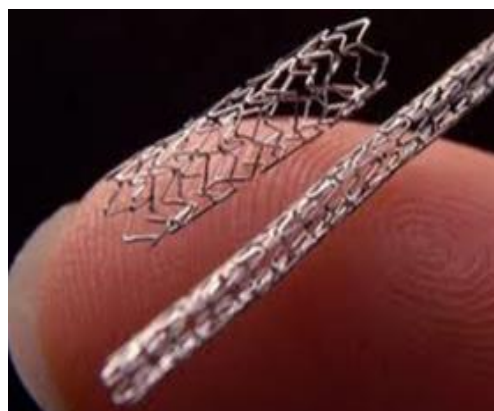


Figura 15. Tamaño real de dos stents

Cada tipo de desviador de flujo tiene sus ventajas y desventajas publicadas en innumerables artículos de revistas científicas. Pero en esta década se está tendiendo a aumentar la porosidad mediante la creación de celdas más grandes, motivados por diversos estudios que abalan dichos diseños en stents [4]. El diseño de estos stents consigue unos grandes resultados en la desviación del flujo y una rápida trombosis en el aneurisma, es decir, el cierre del cuello del aneurisma aislando por completo la arteria del aneurisma [10] [12]. Además un stent con menor parte sólida se traduce en mayor maniobrabilidad del dispositivo, pudiendo adquirir la forma exacta de la arteria incluso en los codos más angulosos.

b) Materiales

Los stents no pueden ser fabricados de cualquier material. Debe cumplir una compatibilidad biológica para evitar una inflamación del vaso sanguíneo. La situación y el estado de la arteria es otro factor importante, porque algunos materiales permiten una mayor maniobrabilidad. Cada material tiene unas propiedades específicas.

i) Stent metálico

Esta familia de stents está constituido por aquellos metales inertes, es decir, que el cuerpo no los identifica como una sustancia extraña. Los stents pueden ser **autoexpandibles**. Esta tipología de stents está fabricados de **nitinol**, una aleación de níquel-titanio que aporta al dispositivo la capacidad de poder trabajar a una gran tensión sin entrar en la zona plástica, lo que le permite adaptarse a cualquier forma. A estos stents se les aplica el adjetivo de “**memoria de forma**” ya que a temperatura ambiente son muy deformables, pero a una temperatura de 37°C (la temperatura humana) el stent intenta recuperar sus dimensiones originales, quedando perfectamente acoplado a la arteria [5]. Este material cumple la condición de **biocompatibilidad**, por lo que *este material* es muy recomendado para la fabricación de un stent metálico.

La otra tipología de los stent engloba a otros materiales de fabricación más convencionales. Esta agrupación suele estar fabricado de distintas **aleaciones inertes**, pero no tienen la propiedad de memoria de forma. En este grupo entran los stents fabricados de aleaciones de acero recubiertos de **tántalo** para darle el necesario comportamiento inerte y para mejorar la colocación mediante una angiografía. Otra aleación metálica usada comúnmente es la **aleación de cobalto cromo** [3], con unas propiedades mejores que el acero.

ii) Stent polimérico

Estos tipos de stents son menos usuales para el tratamiento de aneurismas cerebrales. La mayor parte de estos stents son fabricados con **silicona** y proporcionan unas propiedades ventajosas, como su manejabilidad, su precio económico y la fácil mecanización en el proceso de fabricación.

Por el contrario, estos dispositivos requieren una gran dimensión de alambre y tienen más probabilidad de causar una trombosis en la arteria, lo que dificulta mucho su uso en las cerebrales, las cuales tienen una sección milimétrica. Los plásticos tienen gran resistencia al deslizamiento con la arteria, que junto a su baja flexibilidad dificulta el proceso de introducción del stent.

iii) Stent con fármacos. Drug Eluting Stent (DES)

Estos novedosos stents **segregan fármacos** facilitando y mejorando el comportamiento del dispositivo en el cuerpo evitando la aparición de células alrededor del stent, como puede ocurrir con los stents fabricados de manera convencional. [6]

El principal inconveniente de esta tipología de dispositivos radica en una mala administración de la droga, afectando al funcionamiento de la arteria y pudiendo causar algunos efectos secundarios.

iv) Stent biodegradable

Estos stents es la **última generación** que ha salido al mercado. Estas unidades se degradan automáticamente en la arteria, por lo que se soluciona el problema de la posible trombosis y es evitada la extracción del dispositivo [6]. Además estos stents pueden combinar sus características con las liberadoras de fármacos de tal manera que se consigue evitar la formación de células del vaso sanguíneo alrededor del mismo durante su vida en el cuerpo. Con este tipo de stents se considera que se ha eliminado todas las limitaciones de las anteriores generaciones de stents. Un ejemplo de material

utilizado para esta tipología de stents es el plástico **PLC** (policaprolactona), un poliéster alifático biodegradable.

3.2.5. Técnica combinada de stent y coil

Aunque parece una mejora de la técnica de stent, su interés está cayendo en desuso. Este tratamiento consigue unos resultados que pueden lograrse actualmente con un único stent y con una buena elección de su diseño [9]. Aún y todo esta técnica se sigue usando en aquellos casos con un cuello de aneurisma grande o con un sáculo relativamente grande con respecto a la arteria. Su procedimiento puede observarse en la figura 16.

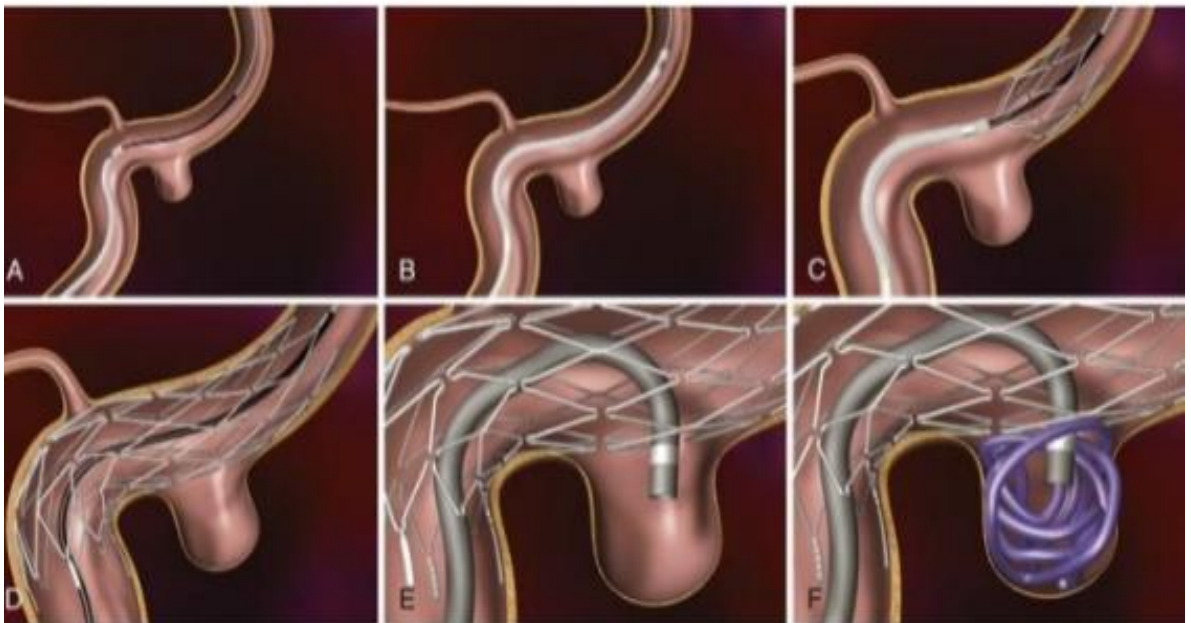


Figura 16. Técnica combina de stent y coil

3.2.6. Embolización con Onyx

Es la técnica de embolización más utilizada en el último lustro. El Ónix es un **copolímero** formado por **EVOH** (etinel-Vinil-Alcohol) disuelto en **DMSO** (dimetilsulfóxido), mezclado con polvo de tántalo para permitir la visualización angiográfica de la intervención quirúrgica. Se obtienen distintos Onyx en función de la concentración de la disolución y sus propiedades cambiarán ligeramente, aunque mantendrán unas características comunes: lenta polimerización y su escasa capacidad adhesiva.



Figura 17. Embolización con Onyx

Cuando el Onyx entra en contacto con la sangre, esta precipita y forma un molde semilíquido que se solidifica en poco tiempo provocando una rápida trombosis. Para que esta técnica tenga unos buenos resultados, la embolización se ejecuta directamente desde el catéter a través del cuello del aneurisma, de manera similar a la embolización mediante el coil.

Según diversos estudios, la embolización con Onyx obtiene una **mayor tasa de oclusión completa** (79%) frente a los procesos convencionales (59%). Con esta novedosa técnica se consigue una excelente tasa de embolización del saco por las propiedades del copolímero y una eficiente visualización de la imagen angiográfica debido al tántalo. La rápida solidificación del molde dificulta la supuesta trombosis de la arteria que podía ocurrir en la utilización de coil.

Los principales inconvenientes de esta tipología radican en la **complejidad técnica** respecto al resto de embolizaciones. Puede darse el caso de que al inyectar la sustancia parte de esta intente seguir la trayectoria de la línea de corriente del flujo sanguíneo, quedando el molde a formar imperfecto al estar situado en una posición menos conveniente.

Al igual que con el coil, esta técnica de embolización también se aprovecha de los avances de inyección, mejorando considerablemente el tratamiento.

3.2.7. Técnica combinada de stent y Onyx

Del mismo modo que el stent y coil pueden ser combinados en un único tratamiento, el stent y el onyx se pueden combinar para formar un tratamiento mixto. Numerosos autores afirman que este tratamiento combinado es muy válido para aneurismas grandes y gigantes, consiguiendo una reconstrucción arterial perfecta.

3.3. Stents comerciales

Existen una innumerable cantidad de empresas dedicadas a la fabricación de stents, por lo que la lista ha sido reducida a algunos de los modelos más conocidos y a aquellos stents involucrados en el presente Trabajo Final de Grado.

3.3.1. Zilver[®] Flex[™]

Este modelo de stent diseñado por **Cook Medical** (Indiana, U.S.A.) es un stent de **nitinol**, es decir, **autoexpansible** y con alta flexibilidad. Su mecanización se realiza con tecnología láser. Esta empresa utiliza proporciones aproximadas de níquel-titanio de 55%-45% correspondientemente.

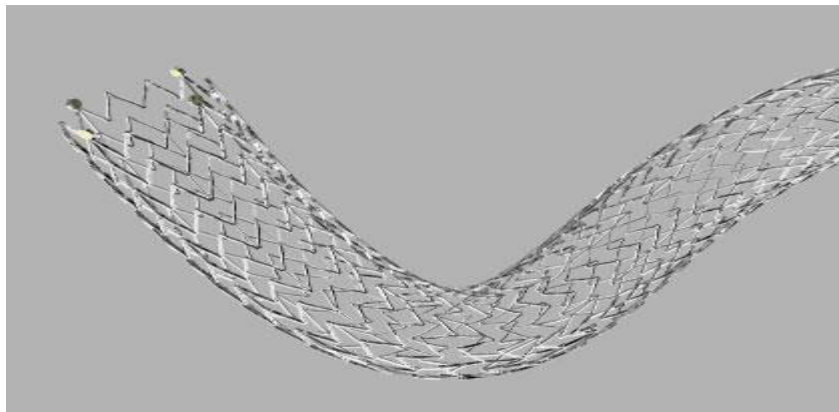


Figura 18. Zilver Flex

Está formado por alambres de nitinol de 0.1mm constituyendo coronas en forma de zigzag unidas entre sí.

Cook Medical pone a disposición del consumidor en su página web una gran variedad de Zilver® Flex™, desde 5mm de diámetro y 20 mm de longitud hasta 10 mm de diámetro y 140 mm de longitud.

El gran diámetro respecto a la sección de las arterias del cuerpo humano delimita el uso de este tipo de stent a otras arterias no cerebrales, en particular a la arteria femoral superficial ilíaca y la arteria poplítea en casos de arteriosclerosis, aunque en las arterias cerebrales más grandes pueden llegar a usarse los dispositivos más pequeños aprovechando el efecto memoria del nitinol.

3.3.2. WallStent™

El WallStent™ de **Boston Scientific** (Massachusetts, U.S.A) es un stent **helicoidal** compuesto por alambres de 0.1mm formando una geometría tubular. El número de alambres varía en cada diseño, aunque normalmente se encuentra entre 20-24 entrecruzándose continuamente. Los puntos de cruces no están fijos en una posición dada, sino que pueden deslizarse para aportar al diseño una gran flexibilidad y una gran capacidad de compresión y tracción, por lo que puede adaptarse a una gran cantidad de geometrías.

Al poder adaptarse a las arterias, estos stents no suelen ser fabricados de nitinol porque significaría una gran inversión económica para conseguir una leve ventaja competitiva en el aspecto económico respecto otras empresas del mismo campo que utilicen nitinol para su fabricación. Por este motivo, los WallStent™ suelen ser de aleaciones de acero o de aleación de cobalto-cromo, como es el caso del **elgiloy**, una aleación de aproximadamente 40% de cobalto, 20% cromo, 15% níquel entre otros, con unas propiedades químicas bastante aceptables para aplicaciones biomédicas.

El rango de tamaños de estos stents se encuentra entre 5 mm de diámetro y 20 mm de longitud hasta 14 mm de diámetro y 70 mm de longitud, por lo que su uso en el sistema del riego cerebral prácticamente se centra en la arteria carótida y las otras arterias cerebrales de mayor tamaño.

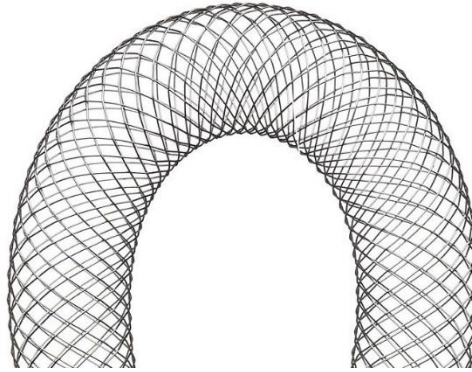


Figura 19. WallStent

3.3.3. Enterprise®

Este dispositivo desarrollado por **Codman Neuro** (Massachusetts, U.S.A.) [25] está fabricado de **nitinol** con marcadores de vinilo, se compone de celdas cerradas y está mecanizado mediante láser. Tiene **memoria de forma** y una gran **flexibilidad**. Su porosidad si la comparamos con los dispositivos explicados anteriormente es baja, pero sus resultados son muy buenos debido a su diseño. Es apto para vasos arteriales de 2 mm a 4 mm, por lo que algunas de las arterias cerebrales pueden ser tratadas con esta marca.

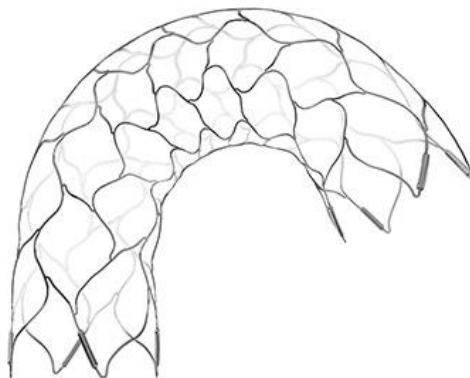


Figura 20. Enterprise

3.3.4. Silk Stent

Esta es una familia de stents de alta densidad cuya empresa fabricante (BALT) tiene sede en Francia. Tiene un diseño helicoidal y unas celdas muy pequeñas. Consta de unos marcadores de titanio que facilitan su uso generando una imagen angiográfica más clara. Su rango de tamaños es muy variado, incluyendo la gran mayoría de arterias cerebrales que son propensas a aneurismas.

Capítulo 4

El método de los volúmenes finitos

El método de los volúmenes finitos es un método numérico que consiste en la **discretización** y resolución numérica de **ecuaciones diferenciales**. Con este método conseguimos discretizar el flujo continuo de un volumen en varios puntos tridimensionales llamados nodos.

4.1. Ecuaciones de la fluidodinámica

Las **leyes de la mecánica de fluidos** están escritas para sistemas, es decir, para cantidades arbitrarias de masa de identidad fija. Un sistema está influido por un entorno, separado de este por la frontera; las leyes de la mecánica de fluidos se encargan de modelar la interacción entre el sistema y el entorno. [26]

En un sistema, **la masa ni se crea ni se destruye**, es decir, $m_{\text{sist}}=\text{cte.}$, o lo que es lo mismo, su variación temporal es nula.

$$\frac{dm}{dt}=0$$

$$\int_{CV} \frac{\partial \rho}{\partial t} dY + \sum_i (\rho_i A_i v_i)_{\text{sal}} - \sum_i (\rho_i A_i v_i)_{\text{ent}} = 0$$

El volumen de control de nuestro sistema permanece **fijo** a la arteria, entrando un flujo másico por el inlet y saliendo otro flujo másico equivalente por el outlet, en un régimen transitorio. Por otra parte, los líquidos se consideran **incompresibles** y la

sección de entrada y de salida es la misma, por lo que el primer término de la ecuación puede despreciarse. [26]

$$(Av)_{sal} = (Av)_{ent} \rightarrow Q_{sal}=Q_{ent}$$

Siendo “Q” el **caudal o flujo volumétrico** que atraviesa la sección de manera perpendicular, como es el caso de la arteria a estudiar, “A” la sección que atraviesa el flujo y “v” la velocidad del fluido.

En la mayoría de las arterias la sangre se comporta como un fluido newtoniano e incompresible. En estos casos se puede aplicar las leyes de conservación del fluido obteniendo las **ecuaciones de Navier-Stokes** para un fluido incompresible.

- Continuidad $\rightarrow \nabla \cdot \vec{v}=0$ [23]
- Ecuación de Navier-Stokes $\rightarrow \rho_f(\partial\vec{v}/\partial t + (\vec{v}-\vec{v}_g) \cdot \nabla)\vec{v} = -\nabla p + \mu \nabla^2 \vec{v}$ [23]

Donde ρ_f es la densidad del fluido sanguíneo (**1060 kg/m³**), p es la presión, \vec{v} es el vector velocidad, μ es la viscosidad dinámica y \vec{v}_g es el vector velocidad del sistema. Por tanto $(\vec{v}-\vec{v}_g)$ es la velocidad relativa del fluido sanguíneo.

El problema descrito son ecuaciones diferenciales en derivadas parciales no lineales de segundo orden. El sistema contiene **cuatro incógnitas** (las tres componentes de la velocidad y p) y **cuatro ecuaciones** (una de continuidad y tres de Navier-Stokes)

La viscosidad no es constante en la sangre al ser considerado un fluido **no newtoniano**, por lo que este modelo no es del todo válido. En la simulación, los cálculos son requeridos en cada paso y en cada uno de estos el valor de la viscosidad varía. En ANSYS esto se traduce en la **pérdida de linealidad entre el esfuerzo cortante y la velocidad de deformación** debido a ese esfuerzo. Para la sangre se ha utilizado el modelo de **Carreau-Yasuda** (figura 8) que expresa la viscosidad en función del esfuerzo cortante.

4.2. Método numérico. Discretización y multigrid

Un método numérico debe caracterizarse por ser fiable, rápido y preciso. Para resolver un problema de dinámica de fluidos por ordenador (**CFD**) es muy importante que la ecuación de Navier-Stokes se resuelva con la mayor fiabilidad, rapidez y precisión posible aprovechando la tecnología a disposición. Actualmente, en diseños en el campo de la ingeniería pueden usarse mallas grandes en simulaciones ingenieriles, o pequeñas, usadas en iteraciones de diseño. La optimización del diseño de un método numérico eficiente consiste en el procesamiento de unos tiempos de ejecución más bajos, lo que induce a la obtención del modelo final más rápido.

La discretización en **ICEM CFD** puede ejecutarse con cualquier tipología de malla (tetrahedral, hexahedra, piramidales, etc.), lo que permite poder usar varios tipos de elementos en un mismo modelo.

CFX permite la resolución del mismo mediante *Finite Volume Method*, el cual evalúa ecuaciones parciales diferenciales referidas al volumen diferencial alrededor de cada nodo.

ANSYS emplea **multigrid** con la ayuda del método de factorización LU incompleto (ILU) para resolver un sistema linealizado de ecuaciones discretas. Se trata de un *solver* iterativo mediante el cual se aborda la solución exacta de las ecuaciones durante el curso de varias iteraciones.

Un **sistema linealizado** de ecuaciones discretas presenta la siguiente forma:

$$[A] [\varphi] = [b]$$

En la ecuación, $[A]$ es la matriz de coeficientes, $[\varphi]$ es el vector solución y $[b]$ es el vector de términos independientes.

Para abordar la ecuación se puede resolver **iterativamente**, empezando con una aproximación de la solución, $[\varphi^n]$, que es consecuencia por corrección de $[\varphi']$ para alcanzar una mejor solución $[\varphi^{n+1}]$ que se expresa como:

$$\varphi^{n+1} = \varphi^n + \varphi'$$

Donde φ' es solución de :

$$A \varphi' = r^n$$

Siendo r^n el residuo obtenido de:

$$r^n = b - A \varphi^n$$

Repetiendo este algoritmo se obtiene una solución con la precisión que el usuario crea conveniente, ya que éste podrá cuantificar el residuo máximo que crea conveniente.

Una característica de ANSYS CFX es la tecnología de **escalabilidad**, que significa que el tiempo de solución por nodo debe ser constante. El coste computacional es definido por el esfuerzo de la CPU, el tiempo de solución y los requerimientos de la CPU. Esta característica no es propia de los sistemas convencionales de CFD; es conseguido mediante la obtención de las ecuaciones de un sistema hidrodinámico completo de todos los tipos de simulaciones. Otra clave de la escalabilidad es la estrategia de multimallado (multigrid) usado para resolver una pareja de ecuaciones lineales acoplados. El multimallado genera una exitosa cascada de mallas robustas que permite propagar la información rápidamente al dominio computacional. El rastreo del *solver* que actúa en la malla gruesa requiere mucha menos capacidad de memoria que la de una malla fina. El *solver* lineal multimallado está basado en la aglomeración y adaptabilidad para obtener la solución del sistema de ecuaciones linealizadas. Generalmente se usa matrices de datos con la mayoría de sus componentes vacíos que sirve de apoyo a las mallas en todos los niveles y con un grado arbitrario de acoplamiento de cada nodo.

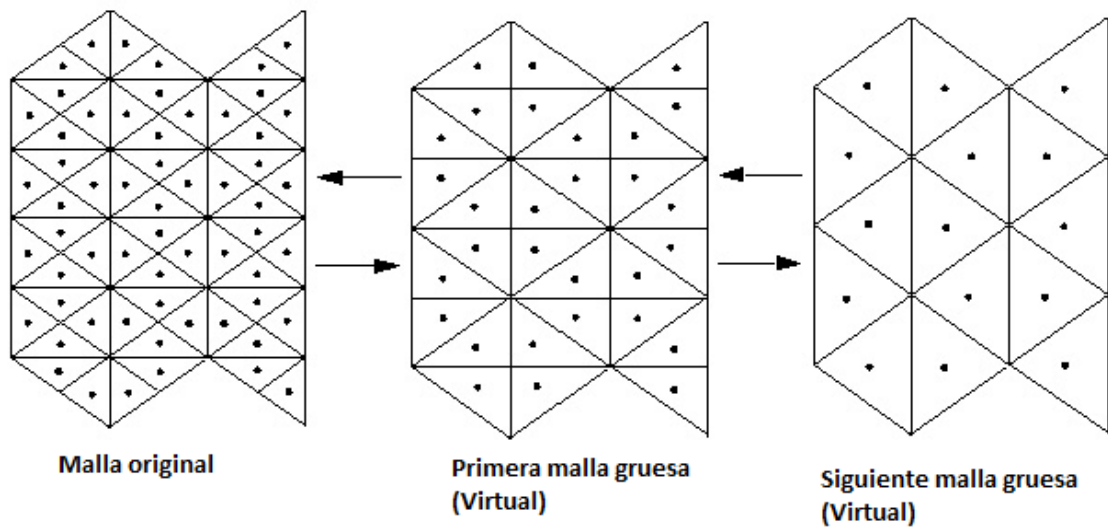


Figura 21. Multigrid

Para una mayor rapidez de simulación, es posible la **paralelización** del programa. La paralelización consiste en la descomposición de la malla en tantas piezas como número de núcleos tenga el procesador de el/los ordenadores. Esto permite obtener una solución más rápida de los problemas a gran escala.

Una de las características de ANSYS CFX es la gran eficiencia de la memoria. Una malla de un millón de elementos puede correr con una RAM de 400 MB, lo que permite trabajar con ordenadores con una capacidad limitada.

Capítulo 5

Modelo geométrico

La geometría de la arteria y de los distintos stents ha sido desarrollada con la ayuda de los softwares **SOLIDWORKS** y **DESIGN MODELER**. Este último es el diseñador geométrico predeterminado de ANSYS.

5.1. Hipótesis del proyecto

El modelo geométrico ha sido efectuado basándose en una **idealización** de la anatomía humana, por lo que se han considerado los siguientes puntos:

- 1) Se ha despreciado la interacción entre el stent y la arteria debido a que la simulación efectuada implica únicamente el estudio del análisis fluido CFD frente a una interacción **FSI** (Fluid-Structure Interaction). Se han considerado **WSS** (Wall Shear Stress) y la velocidad los parámetros más importantes de la simulación. Por ello el material de stent y arterial son irrelevantes.
- 2) Se ha considerado una arteria idealizada de 4.75 mm con un aneurisma sacular de tamaño grande. La arteria es recta para facilitar el modelo geométrico.
- 3) La simulación efectuada no tiene en cuenta los factores quirúrgicos de implantación y retirada del stent, solamente se estudia el comportamiento del fluido con distintos desviadores de flujo.

- 4) Durante el estudio del tipo de flujo se ha considerado **flujo laminar** [15] como consecuencia de un número de Reynolds inferior a 2300 [20] (en torno a 575); esto se debe a la pequeña sección arterial (4.75 mm de diámetro). En un flujo laminar, las líneas de corriente son ordenadas y los remolinos producidos por las turbulencias son inexistentes. Esto es debido a que la arteria tiene una sección pequeña, lo que disminuye bruscamente el número de Reynolds.
- 5) El fluido sanguíneo se ha considerado **no newtoniano** para modelizar la viscosidad de la sangre, lo que significa que esta depende del valor del esfuerzo cortante que sufra. Esta consideración adquiere gran relevancia en el aneurisma, donde la viscosidad alcanza su valor máximo y existe una recirculación del fluido.
- 6) El flujo sanguíneo se ha considerado en **régimen transitorio** con **condiciones de contorno pulsátiles** [15]. Esto significa que en todo momento por la entrada del volumen de control entra un flujo másico que coincide con el de salida. Esto significa que no hay retraso en la forma de onda de expansión. El valor del flujo másico de ambas condiciones de contorno ha sido insertado en la simulación consultando bibliografía sobre un ciclo cardíaco, donde el valor máximo de flujo sanguíneo coincide con la sístole. El flujo pulsátil no influye sobre las geometrías al ser un estudio CFD. En un **FSI** (Fluid-Structure Interaction) podría haberse observado la variación del diámetro arterial.
- 7) Los stents utilizados se basan en **modelos comerciales**, por lo que se han intentado mantener sus geometrías todo lo posible. Algunas dimensiones han resultado imposibles de conservar, aunque estas desviaciones dimensionales son despreciables.

5.2. Arteria

Para este cuerpo propio de la anatomía humana se han elegido con la ayuda de los parámetros medios de la bibliografía consultada. Por las medidas de la arteria se podrían atribuir a la arteria basilar situada en el **Polígono de Willis** y que se encarga de regar una parte del cerebelo. Esta arteria se ha construido mediante la herramienta SOLIDWORKS y su elaboración se ha llevado a cabo con superficies. La arteria tiene una **sección de 4,75 mm** de diametro constante [10]. La longitud de la arteria es irrelevante en este estudio dado que este dato no influye en la toma de datos. De todas formas, se ha considerado que la longitud total seleccionada para la simulación es un valor suficientemente grande como para que el flujo se desarrolle completamente antes de entrar en contacto con el stent.

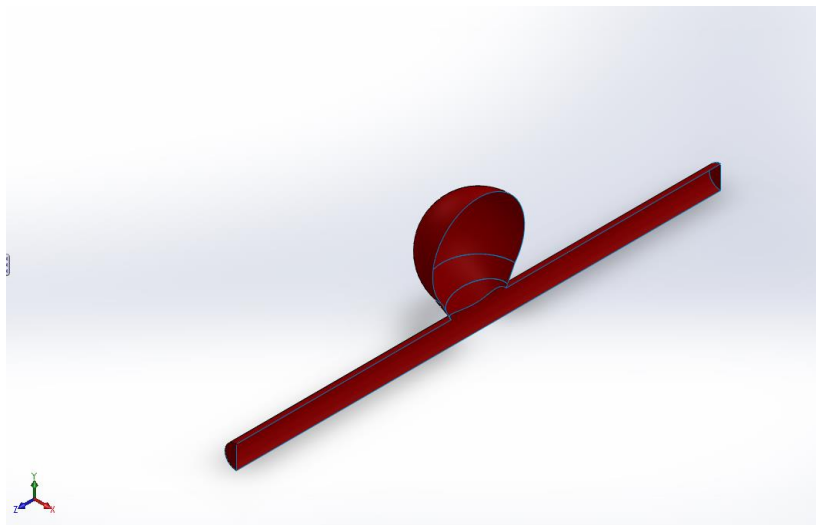


Figura 22. Corte longitudinal de la arteria

El **cuello del aneurisma** seleccionado está constituido por el barrido de dos croquis con forma elipsoidal tal y como puede verse en la imagen. La elipse de mayor tamaño se encuentra en un plano paralelo a la planta (coincidente con el centro de la arteria) a una distancia de 3 mm de este, tiene un diámetro superior de 12 mm y un diámetro menor de 8 mm. El croquis de menor tamaño tiene unos diámetros de 10 mm y 3.5 mm respectivamente como puede verse en la figura 23. Gracias a este diseño del cuello del aneurisma, se ha conseguido obtener un cuello de aneurisma grande.

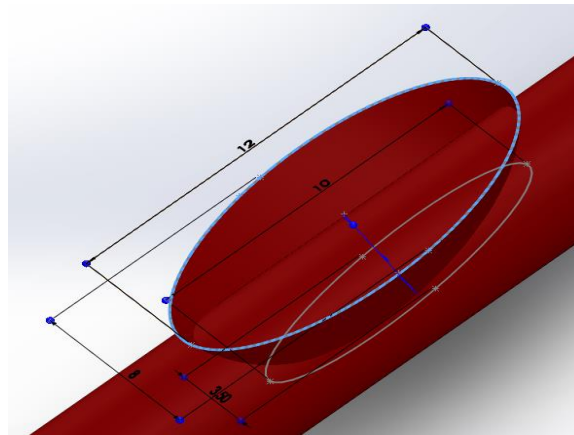


Figura 23. Dimensiones de la arteria I

Para la elaboración del aneurisma del aneurisma se ha recurrido a una revolución de una superficie para obtener así una geometría esférica. Para adecuar la operación, se ha creado una superficie desde la elipse de mayor tamaño de la anterior operación hasta un croquis circular de 15 mm a una distancia de 3 mm . Posteriormente se efectúa la operación de revolución de un arco de 19 mm de diámetro como puede observarse en la figura 24. Finalmente se aplicaron los cortes internos del cuello para tener elaborada la geometría final.

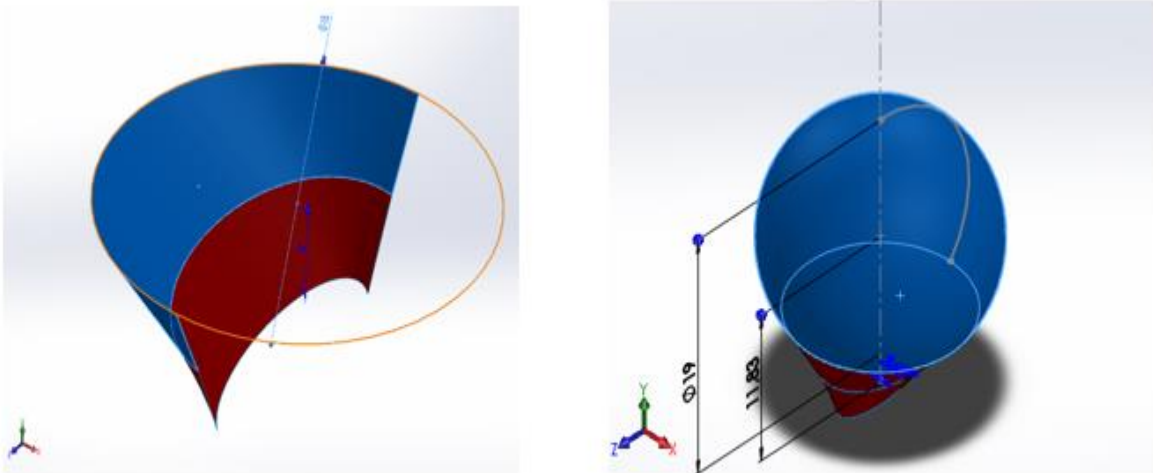


Figura 24. Dimensiones de aneurisma II

5.3. Stent

Los stents han sido diseñados basándose en algunos de los dispositivos salidos al mercado. El primer stent de la imagen se ha basado en el diseño de la tesis de fabricación y optimización de diseño de un stent biodegradable para el tratamiento de aneurismas de la **Universidad de Saskatchewan [Canadá]** [7]. Se han intentado respetar los parámetros de diseño, con un **diámetro de alambre de 0.41 mm** y una longitud total de 40 mm. El diseño de este stent biodegradable de **PLC** (policaprolactona) se basa en unas celdas grandes con el mayor diámetro de alambre de los stents analizados. El segundo stent está basado en un **Zilver® Flex™**, con un **diámetro de alambre de 0.1mm** y una longitud de 40 mm [2]. El tercer stent se basa en el diseño **WallStent™** con un **diámetro de alambre de 0.1mm** y una longitud de 40 mm [2]. Todos los diámetros del stent están adecuados a las medidas de la arteria escogida (4.75 mm de diámetro). Tanto el stent Zilver® Flex™ como el stent WallStent™ diseñados por Cook Medical y Boston Scientific respectivamente.

Para elaborar los diseños de los stents se ha seguido el mismo procedimiento. En primera instancia, se han elaborado en 2D los diseños de los stents mediante superficies, tal y como puede verse en la figura 25. El principal inconveniente de este procedimiento es la conversión de un conjunto de superficies en 2D a 3D, pero una vez solucionada esta operación el diseño de la geometría resulta simple; es importante obtener una única superficie continua para la elaboración de la malla en el siguiente apartado, por ello se ha ejecutado la operación recortar superficies siempre y cuando se entrecruzaran superficies en el diseño.

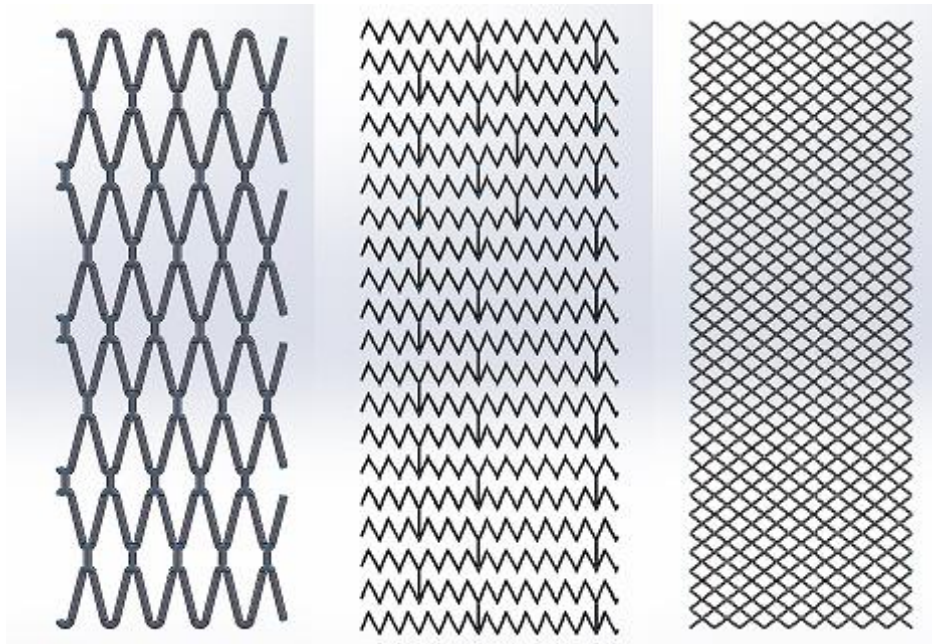


Figura 25. Diseños de stent en 2D

El siguiente procedimiento que debía llevarse a cabo era la conversión de una geometría efectuada por superficies en 2D a 3D. Se ha conseguido mediante la operación flexionar que se muestra en la siguiente imagen para obtener finalmente el cuerpo cilíndrico como puede observarse en la figura 26. Aunque solo se muestra la ilustración de un stent, el resto se han efectuado de manera similar.

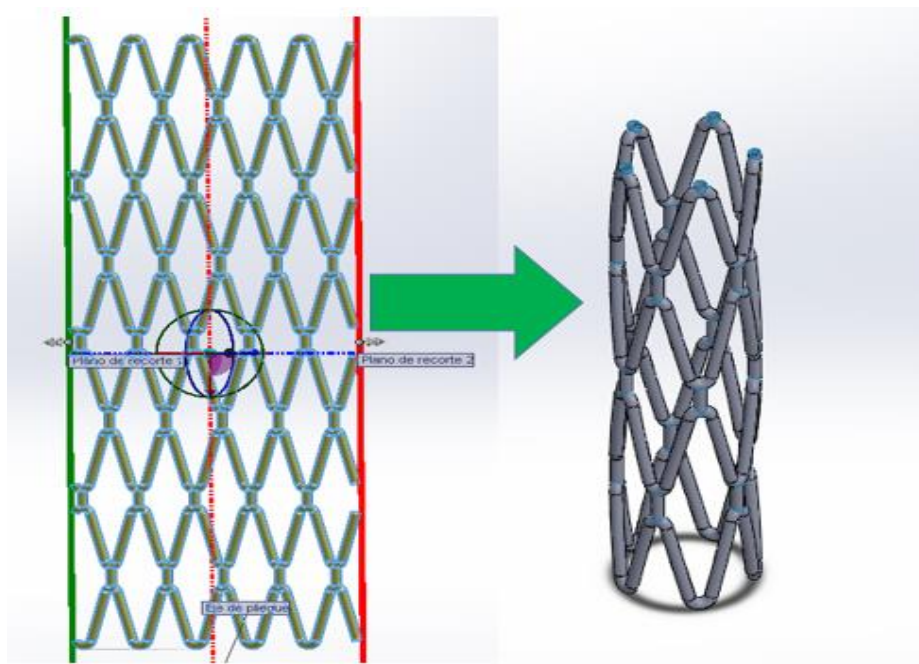


Figura 26. Obtención del stent

5.4. Ensamblaje de stent con arteria

No se ha considerado la simulación estructural del ensamblaje stent-arteria para centrarse en el análisis fluidodinámico CFD. Por ello, el ensamblaje se ha elaborado en **una única pieza**, importando la arteria en el archivo del stent y con la operación mover/girar se han realizado los giros y movimientos necesarios para la colocación. Esto puede observarse visualmente en la siguiente figura.

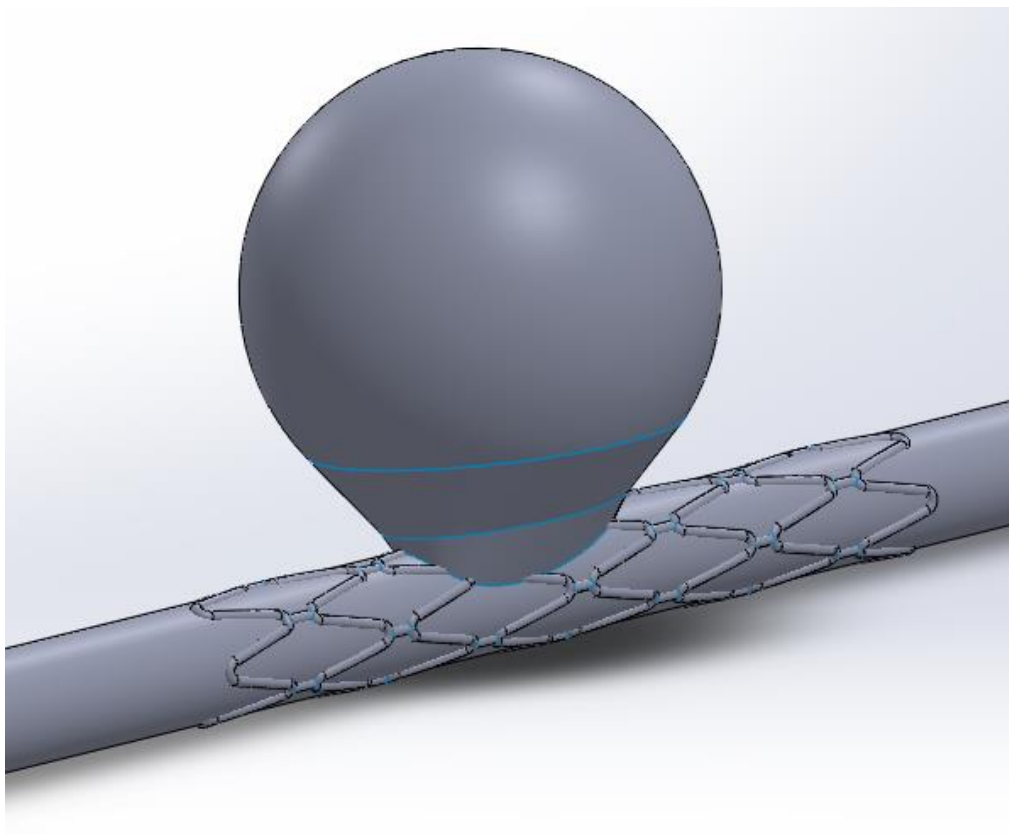


Figura 27. Ensamblaje arteria-stent

La operación booleana ejecutada mediante DesignModeler permite la formación de una única superficie mediante la intersección de dos. En este caso se ha realizado entre la arteria y el stent y como resultado se ha obtenido una única superficie referenciada desde la parte interna de la arteria, de modo que la superficie resultante se compone de la arteria con aneurisma y la parte del stent en contacto con la sangre. En figuras 28,29,30 se observan los resultados con los tres stents estudiados.

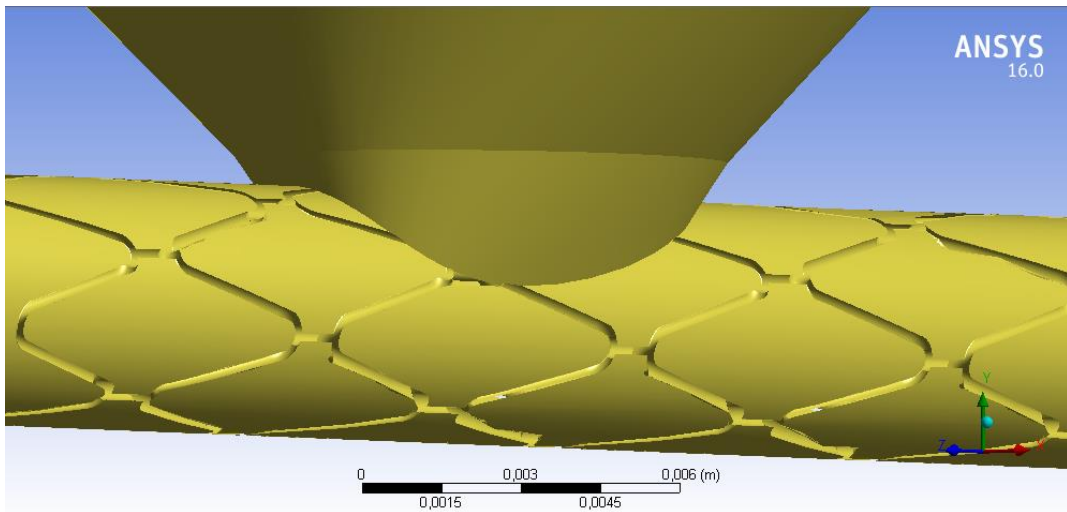


Figura 28. Operación booleana en DM de stent PLC

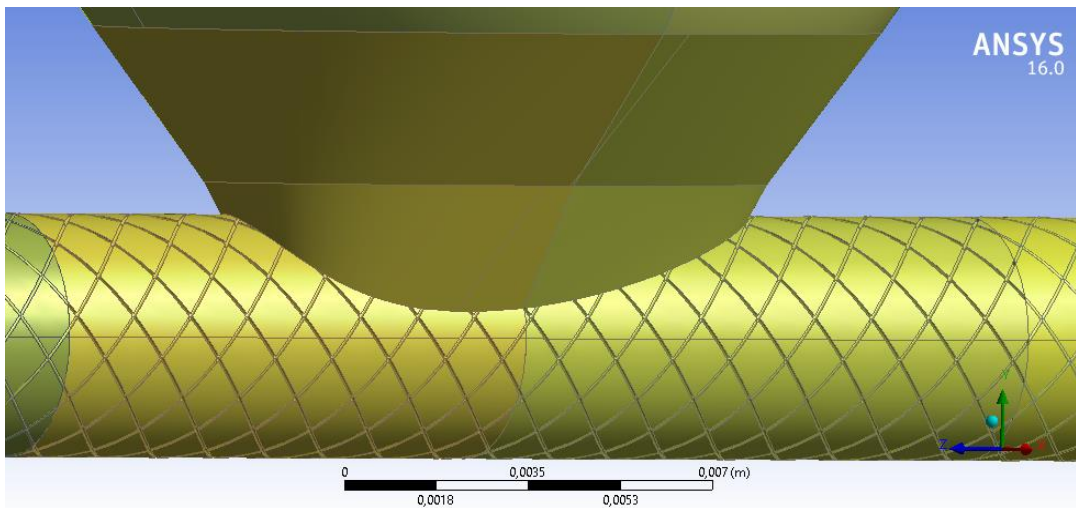


Figura 29. Operación booleana de DM de WallStent

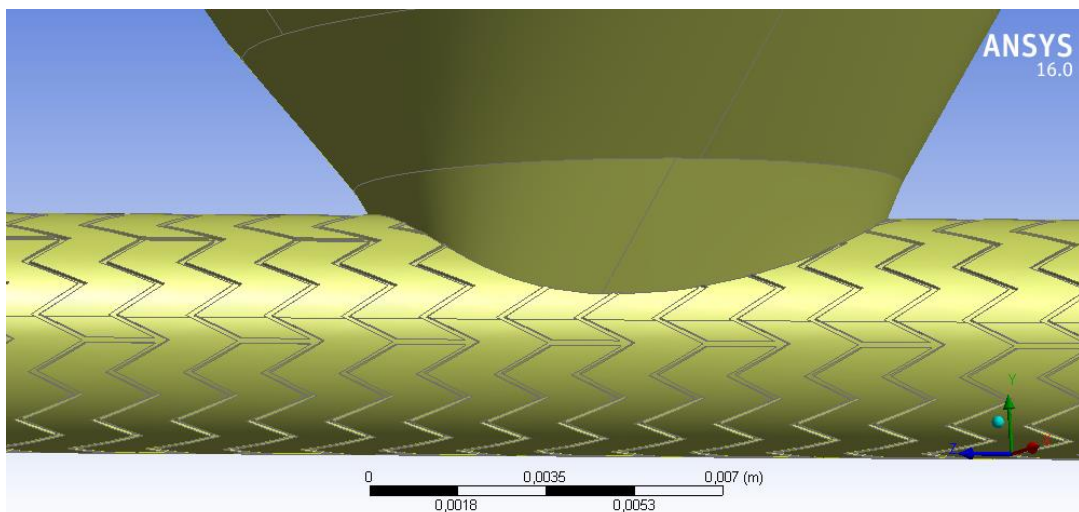


Figura 30. Operación booleana de DM de ZilverFlex

Capítulo 6

Modelo numérico

El siguiente apartado tiene como objetivo la **discretización espacial y volumétrica** de la geometría obtenida en el apartado anterior y el **set-up** del dominio y las **condiciones de contorno**.

6.1. Discretización espacial. SET-UP de las regiones a mallar

El **mallado** ha sido realizado con la herramienta ICEM CFD. Para ello se debe exportar la geometría desde DESIGN MODELER a un formato compatible, como es el caso de .igs o .stp entre otros, los cuales han sido elegidos en este proyecto.

ICEM CFD es una herramienta de discretización espacial de ANSYS en el que el usuario puede seleccionar varias opciones de mallado, como pueden ser la geometría de la malla, el tamaño máximo de cada elemento por familias, etc. Las superficies han sido las geometrías más esenciales de la malla, pero también se han primado a las líneas y puntos de interés. A la hora de un mallado automático por CFD, las curvas sirven de guía para la selección de nodos y los puntos se traducen como un propio nodo tras el proceso. Por esa razón las curvas del stent, de la entrada y salida y del cuello del aneurisma no han sido borradas, por considerarse que en esas regiones se necesitaba una mayor precisión y calidad del mallado.

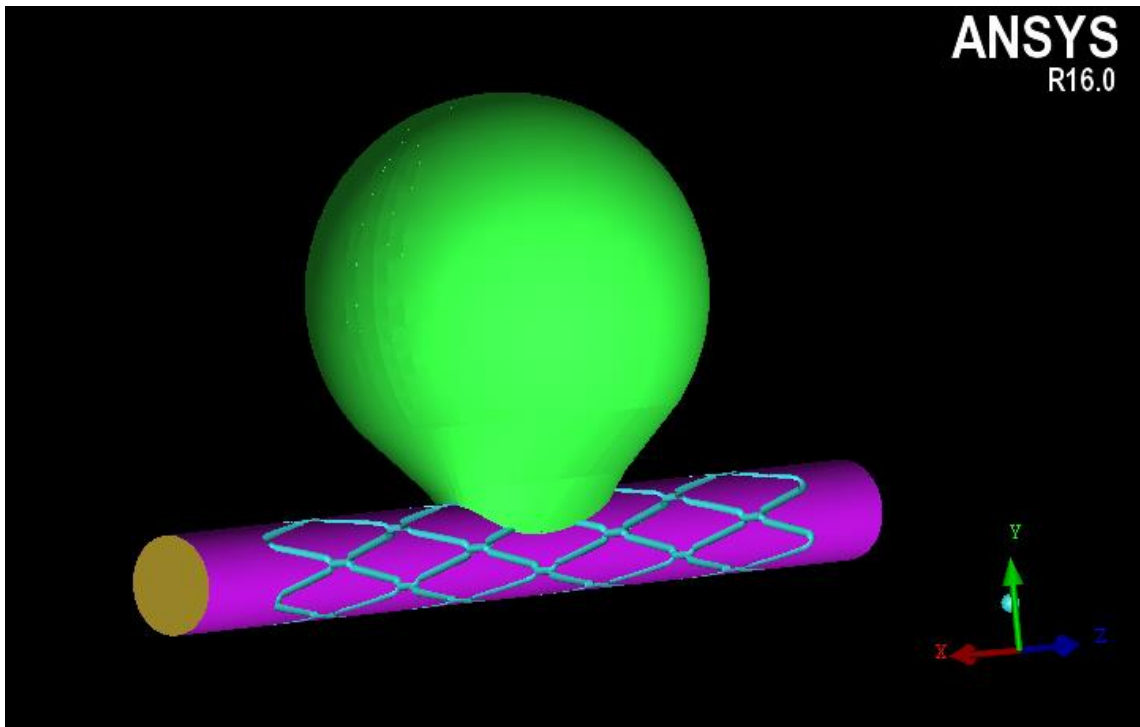


Figura 31. Ensamblaje en ICEM CFD dividido por familias

El objetivo de este proceso en este caso ha sido obtener una malla con una calidad aceptable para poder obtener unos resultados fiables. Para ello han sido separados cada cuerpo en una familia, quedando como resultado la familia **ANEUR** (el aneurisma), **ARTERY** (la arteria resultante de la booleana), **INLET/OUTLET** (la entrada/salida respectivamente) y **STENT** (el stent resultante de la booleana). A cada familia se han agregado los siguientes tamaños máximos de cada elemento:

Part	Max. Size (mm)
ANEUR	0.9
ARTERY	0.3
INLET	0.3
OUTLET	0.3
STENT	0.03

Tabla 3. Tamaño máximo de cada familia

La justificación de cada familia radica en la importancia de un mallado de calidad en cada parte. El aneurisma se ha considerado que es una geometría simple, por lo que no hay necesidad de realizar un mallado muy fino. La entrada y salida se han decidido efectuarlas con la misma calidad que la arteria por intentar mantener la continuidad de la malla. Además tras varios ensayos se consideró que la calidad de los mismos era la adecuada. El stent es el elemento con la geometría más complicada, por lo que el orden de magnitud del tamaño máximo de malla ha sido relevante en este proyecto [10]. Una vez efectuado este paso se llevó a cabo el mallado.

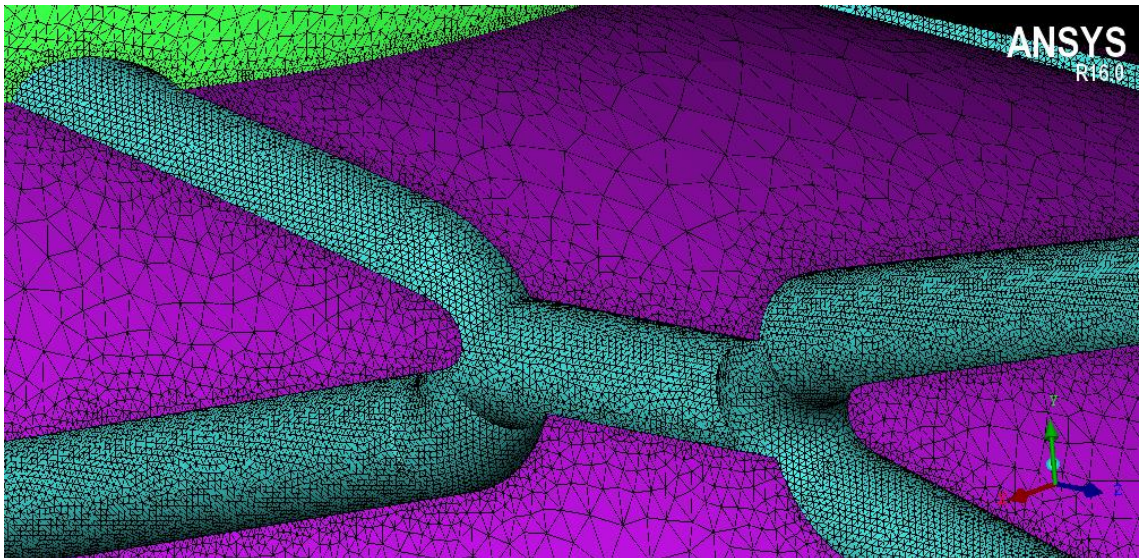


Figura 32. Detalle del mallado en ICEM CFD

Ha sido necesaria la creación de elementos en la entrada y en la salida de la arteria mediante una extrusión con respecto a las familias INLET y OUTLET. Esta nueva familia tiene una longitud **que supera en cinco veces el diámetro arterial**. El objetivo de esta parte creada no es el análisis de las variables hemodinámicas, sino permitir el desarrollo completo del flujo antes de llegar a las inmediaciones del stent.

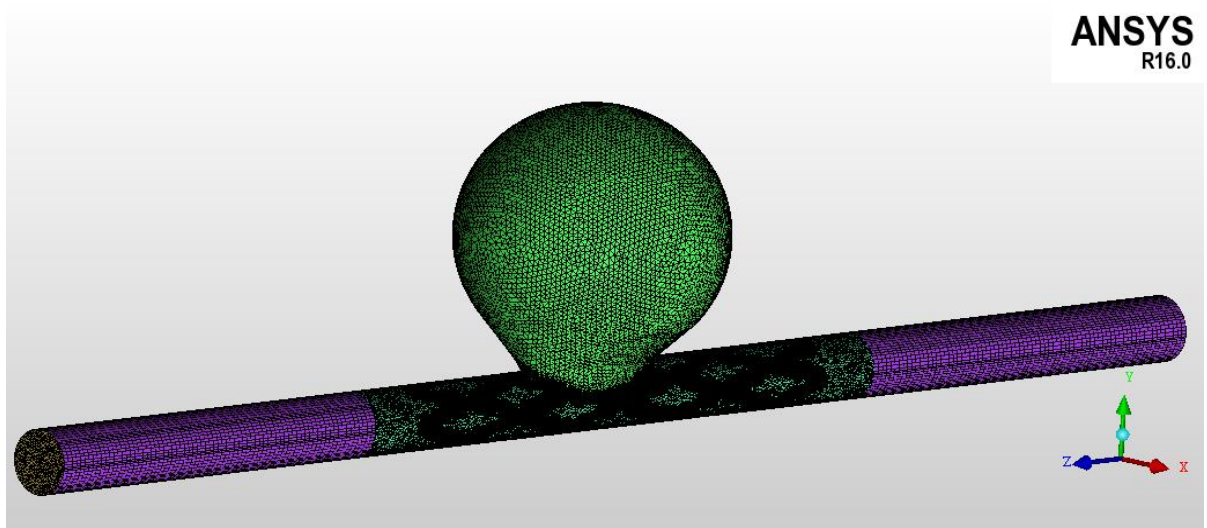


Figura 33. Malla tras la extrusión de los elementos

Según tipo de elementos				
	Stent PLC	WallStent	ZilverFlex	Sin Stent
NODE	1.281	5.534	2.802	0
LINE_2	64.162	192.405	123.055	227
TETRA_4	10.358.558	10.653.424	8.660.811	236.933
TRI_3	1.273.800	1.422.618	950.634	32.776
PENTA_6	111.300	73.100	110.325	67.050
QUAD_4	10.500	6.700	10.575	8.400
TOTAL	11.819.601	12.353.781	9.858.202	345.386
Según familia				
	Stent PLC	WallStent	ZilverFlex	Sin Stent
ANEUR	25.368	21.341	25.228	10.786
ARTERY	184.345	483.163	308.275	21.323
CREATED MATERIAL	10.469.858	10.726.524	8.771.136	303.983
INLET	892	880	731	441
OUTLET	732	716	884	453
SIDE	10.500	6.700	10.575	8.400
STENT	1.127.906	1.114.457	741.373	0
TOTAL	11.819.601	12.353.781	9.858.202	345.386

Tabla 4. Número de elementos de cada tratamiento

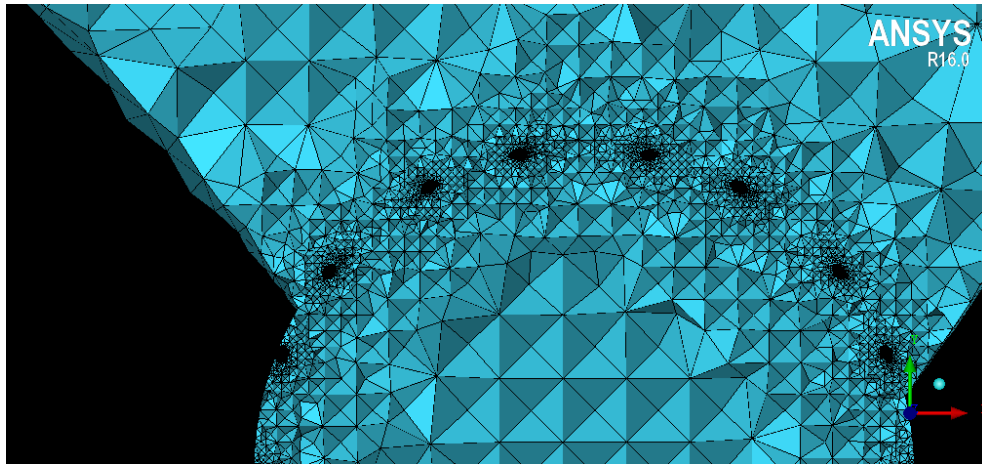


Figura 34. Sección transversal de volúmenes finitos (Modelo WallStent)

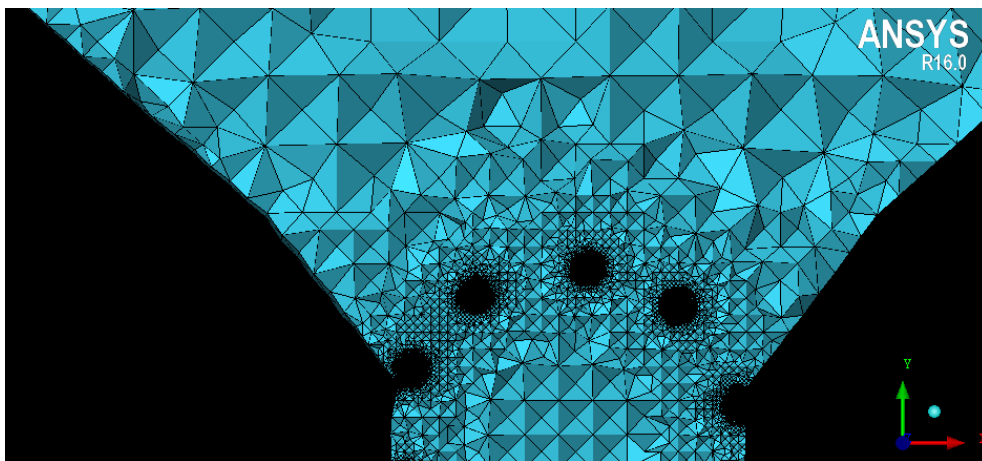


Figura 35. Sección transversal de volúmenes finitos (Modelo PLC)

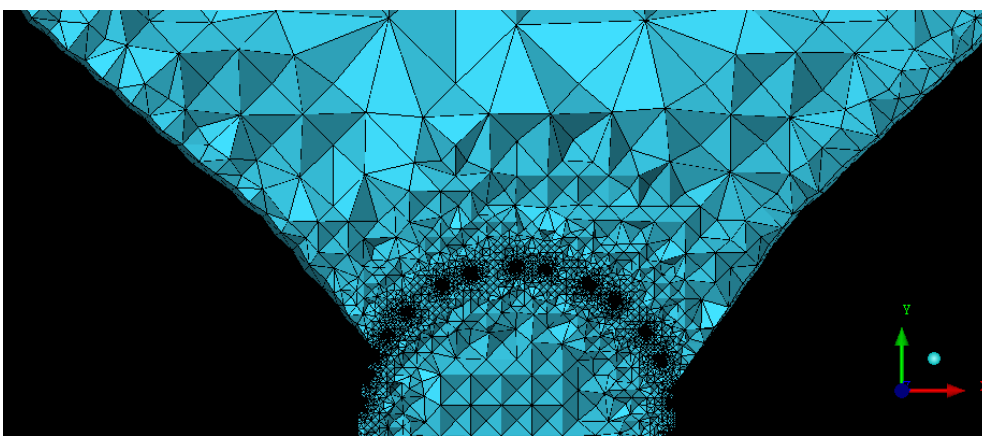


Figura 36. Sección transversal de volúmenes finitos (Modelo ZilverFlex)

6.2. Set up del modelo numérico

Tras la realización del mallado volumétrico, se ha realizado el *set-up* del estudio hemodinámico mediante el software **CFX-Pre**. Este es un pre-procesador de ANSYS que opera **top-down**, mediante el cual se inicializan las condiciones de contorno y se prepara los parámetros necesarios para llevar a cabo la simulación.

La mportación de malla en CFX ha sido efectuada mediante la herramienta **WORKBENCH** de ANSYS, un sub-programa útil cuando se ha trabajado con distintos sub-programas de ANSYS, como es el caso. La malla de ICEM CFD se configura como parte del Set-up de CFX.

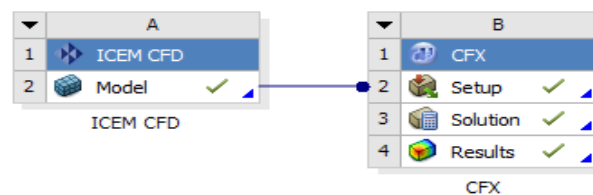


Figura 37. Esquema principal de ANSYS WORKBENCH

Al abrir CFX-Pre el menú esquemático mostrado es el siguiente:

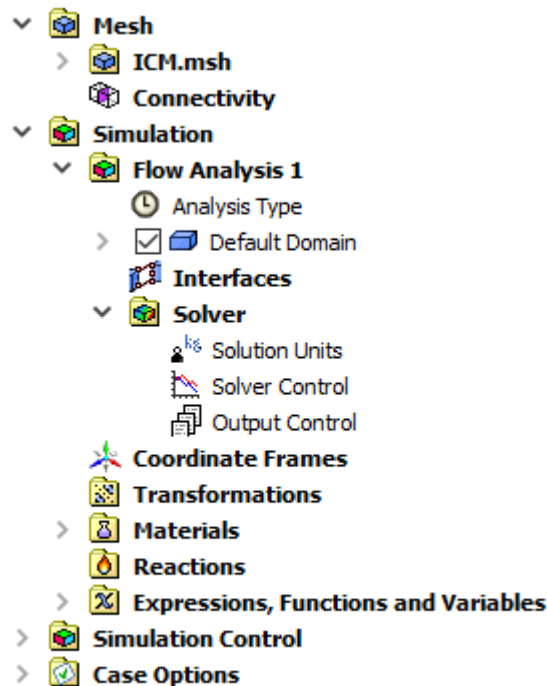


Figura 38. Menú Top-Down de CFX-Pre

La malla al estar conectada a CFX por WORKBECH de ANSYS no ha precisado de ninguna modificación.

6.2.1. Expresiones, funciones y variables

En este sub-apartado se procede a la **inicialización de nuevas variables a medir** y de las funciones necesarias para el análisis.

Previamente a proceder al set-up, se obtuvo una simplificación del flujo másico del ritmo cardíaco. Partiendo de datos bibliográficos y mediante la aproximación de puntos, incluyendo los más críticos, obtenemos las gráficas de la figura 39 (a la izquierda la bibliográfica [22] a la derecha la obtenida):

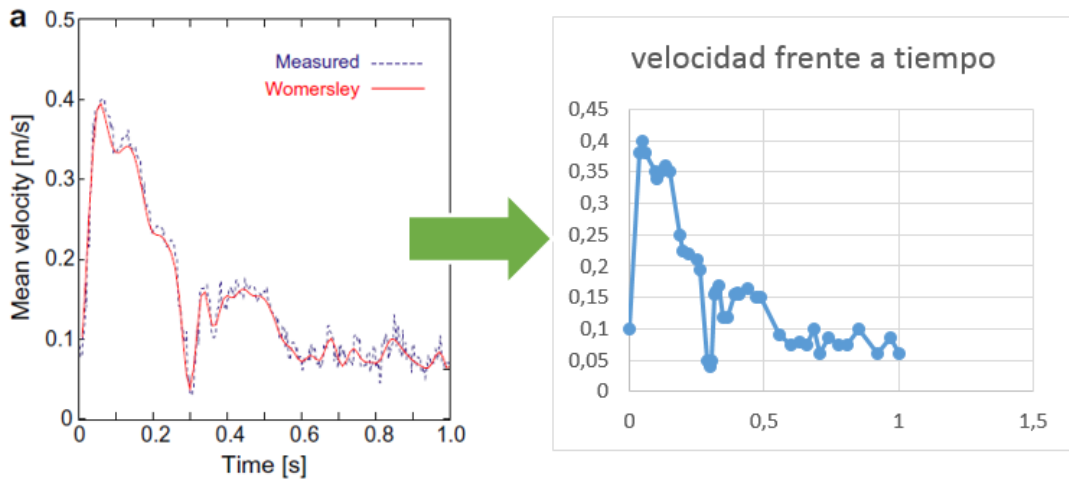


Figura 39. Ciclo cardíaco de velocidad bibliográfico y el realizado en EXCEL

Conociendo la velocidad, sección arterial y las propiedades del fluido sanguíneo se ha obtenido el **flujo másico** respecto el tiempo de un ciclo cardíaco, que queda representado en la gráfica de la figura 40.

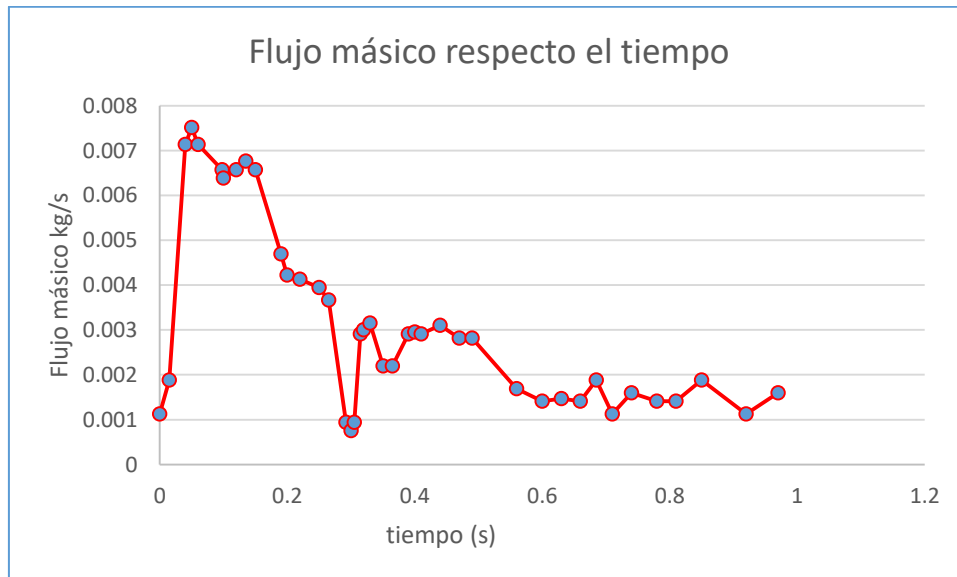


Figura 40. Flujo másico respecto el tiempo

Para poder utilizarla en el set-up se exportó a un archivo **.txt**, el cual recogía los puntos utilizados. Estos puntos son introducidos como flujo en una función llamada **flow** en el pre-procesador de CFX.

Es necesario introducir unas nuevas variables específicas **WSS modulo, WSSX, WSSY, WSSZ** para poder mostrar los resultados de la tensión en la pared. Estas componen el vector tensión de cizalla (WSS) en cada uno de las componentes espaciales y el valor de su modelo. Se han inicializado en Pascales [Pa].

6.2.2. Material

Ha sido necesaria la introducción de un nuevo material: La sangre. La sangre como se explicó en el apartado 3.3, es un líquido con un comportamiento no newtoniano y una densidad de 1060 kg/m³ constante, con motivo de la temperatura corporal constante (37°C). El modelo no newtoniano está basado en la **modelización de Carreau-Yasuda**.

La sangre al tratarse de un no newtoniano, se ha tenido que introducir una subrutina de usuario que calcula una viscosidad en función de la velocidad en cada step. Esta subrutina aplicaba la modelización de Carreau-Yasuda cuya fórmula y parámetros introducidos pueden observarse en la figura 41 y tabla 5:

Parámetros	Valor
μ_0	0.16
μ_{inf}	0.035
λ	8.2
n	0.2128
a	0.64

Tabla 5. Parámetros de Carreau-Yasuda de la sangre

$$\frac{\eta - \eta_{\infty}}{\eta_0 - \eta_{\infty}} = \left[1 + (\lambda \dot{\gamma})^a \right]^{(n-1)/a}$$

μ_0 = viscosity at zero shear rate (Pa.s)

μ_{inf} = viscosity at infinite shear rate (Pa.s)

λ = relaxation time (s)

n = power index

a = Yasuda exponent

Figura 41. Modelización genérica de Carreau-Yasuda

6.2.3. Análisis de flujo

En este apartado se introducen el **estado**, el **dominio** y las **condiciones de contorno** de la simulación.

El análisis de la arteria es un **transitorio**, donde el flujo másico no es constante. Se ha elegido un análisis de una simulación de **1.97 s**, correspondiente a dos ciclos cardíacos completos, con un **step time de 0.01 s** y un tiempo inicial de 0 s.

En el dominio se configura la simulación, es decir, se introduce la sangre anteriormente creada y algunos parámetros propios, como la **presión relativa** [21] (se ha introducido **10667 Pa**, es decir, la presión diastólica media de un paciente adulto) y se ha especificado que el flujo es **laminar** como consecuencia del pequeño diámetro del vaso sanguíneo. En este apartado también **se definen las variables** creadas anteriormente (WSS) mediante expresiones matemáticas.

Las condiciones de contorno que se han tenido que crear se aplican a la entrada (**INLET**) y a la salida (**OUTLET**) del volumen de control de nuestra arteria. En ambas se ha impuesto como condición de contorno el **flujo másico** de manera **pulsátil** igual a entrada y a la salida.).

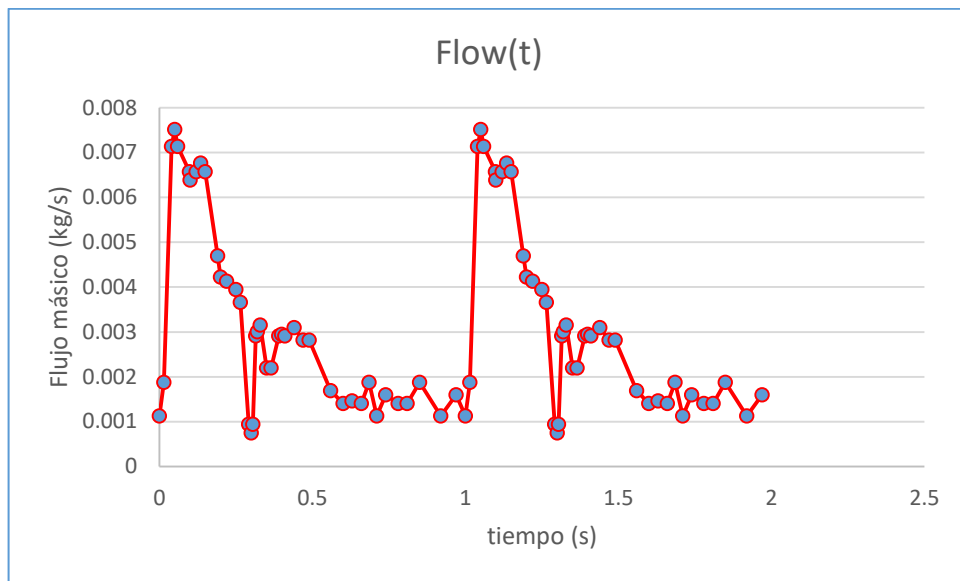


Figura 42. Flow(t)

6.2.4. Solver

En este apartado se introduce el método numérico que va a realizar el ordenador en la iteración de cada step.

Las unidades de la solución son las unidades en las que se expresan los resultados. Se han dejado las predefinidas al estar ya configurado el sistema internacional.

El controlador de la solución es el método numérico que sigue cada una de las iteraciones. En este apartado se ha reducido el residuo de cada iteración a un RMS de $1 \cdot 10^{-4}$.

El control de salida muestra los parámetros de la simulación que serán mostrados en los resultados, por lo que deben ser especificados los resultados y datos del transitorio. En este apartado es donde se deben indicar las variables creadas (WSS modeler, WSSX, WSSY, WSSZ) y las involucradas en ellas (Wall Shear).

Capítulo 7

Resultados

7.1. Streamlines (Línea de Corriente)

En este apartado están representadas las líneas de corriente en el aneurisma, por lo que las figuras 43,44,45 y 46 solo muestran una parte de la circulación sanguínea. Los datos se han analizado durante la sístole, al ser el máximo caudal y el que permite obtener los datos más significativos [13].

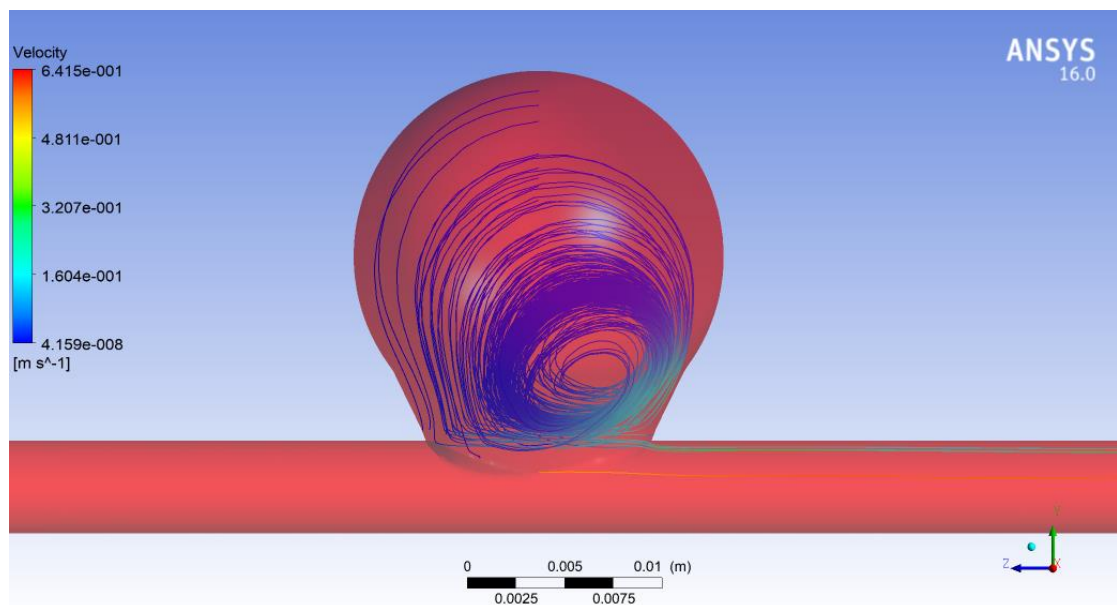


Figura 43. Líneas de corriente en arteria sin tratar

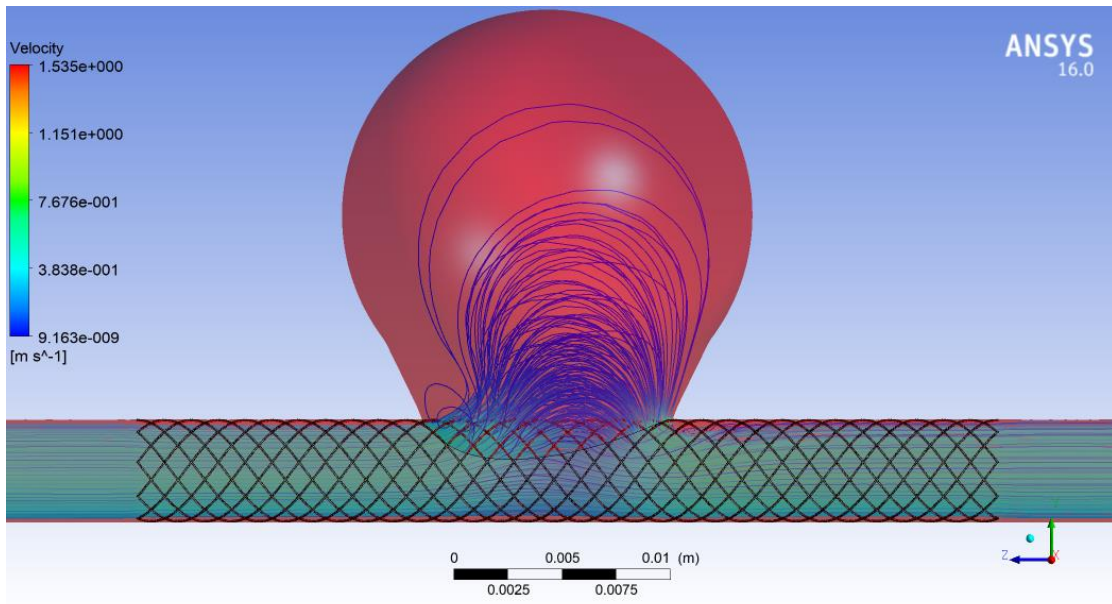


Figura 44. Líneas de corriente en arteria con WallStent

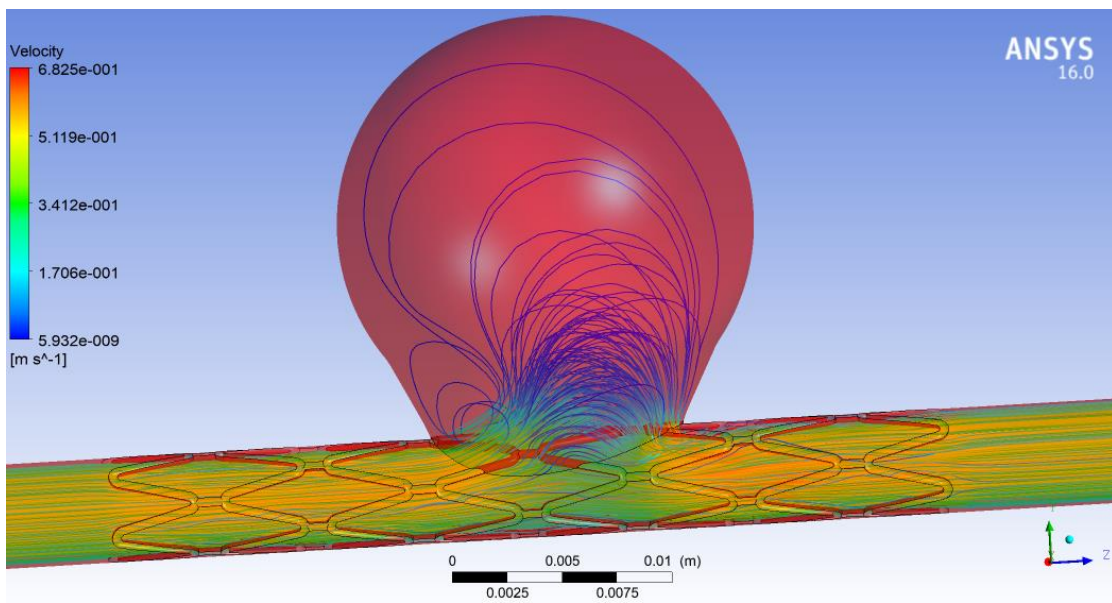


Figura 45. Líneas de corriente en arteria con stent PLC

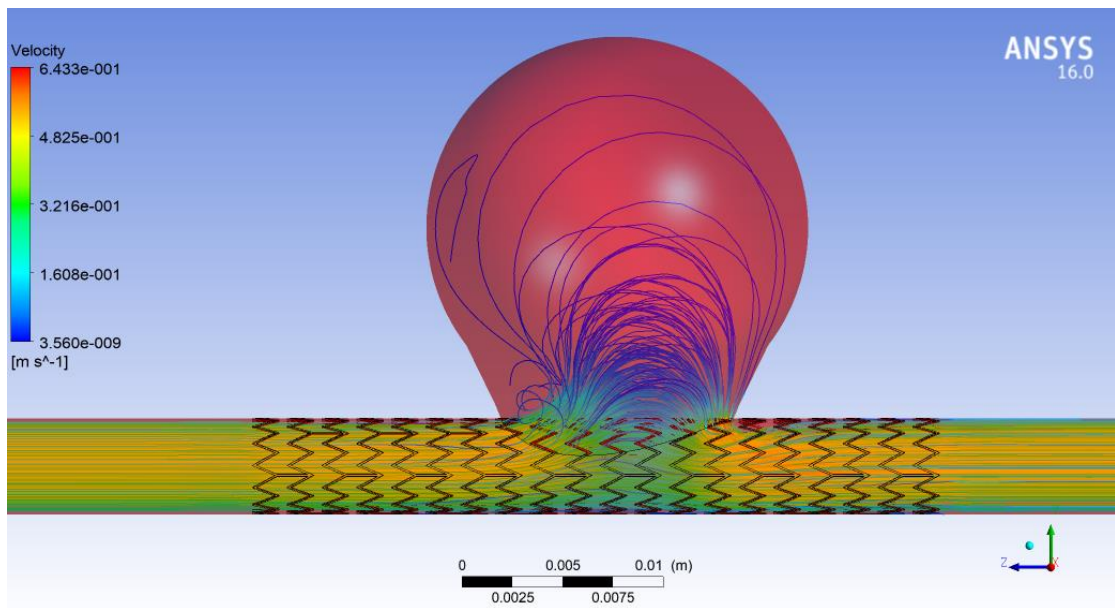


Figura 46. Líneas de corriente en arteria con ZilverFlex

Puede observarse cómo en la arteria sin tratar (figura 43) la mayor parte de la sangre queda recirculando por todo el aneurisma. En las arterias a las que se han aplicado un stent desviador de flujo (figura 44, 45, 46) la recirculación de la sangre no ha sido suprimida por completo debido a la existencia de celdas. Sin embargo, parte de la sangre ha sido desviada hacia la arteria (la velocidad se reduce de un orden la magnitud desde 10^{-8} a 10^{-9}), la vorticidad y el volumen de sangre de la recirculación.

7.2. Análisis de la velocidad proyectada en un plano cortante

Para la obtención de este parámetro se ha creado un plano transversal de manera que corte tanto a la arteria como al aneurisma. Gracias a ello se ha podido analizar la velocidad del flujo sanguíneo en la zona del aneurisma. Los datos se han analizado durante la sístole, al ser el máximo caudal y el que permite obtener los datos más significativos [13].

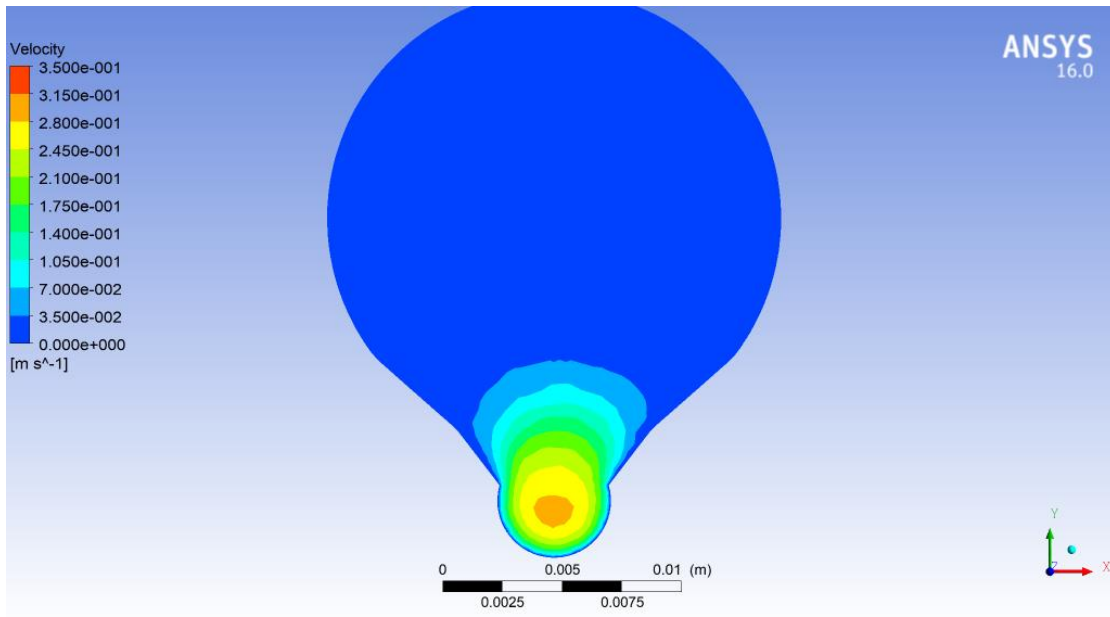


Figura 47. Velocidad en la arteria sin tratar

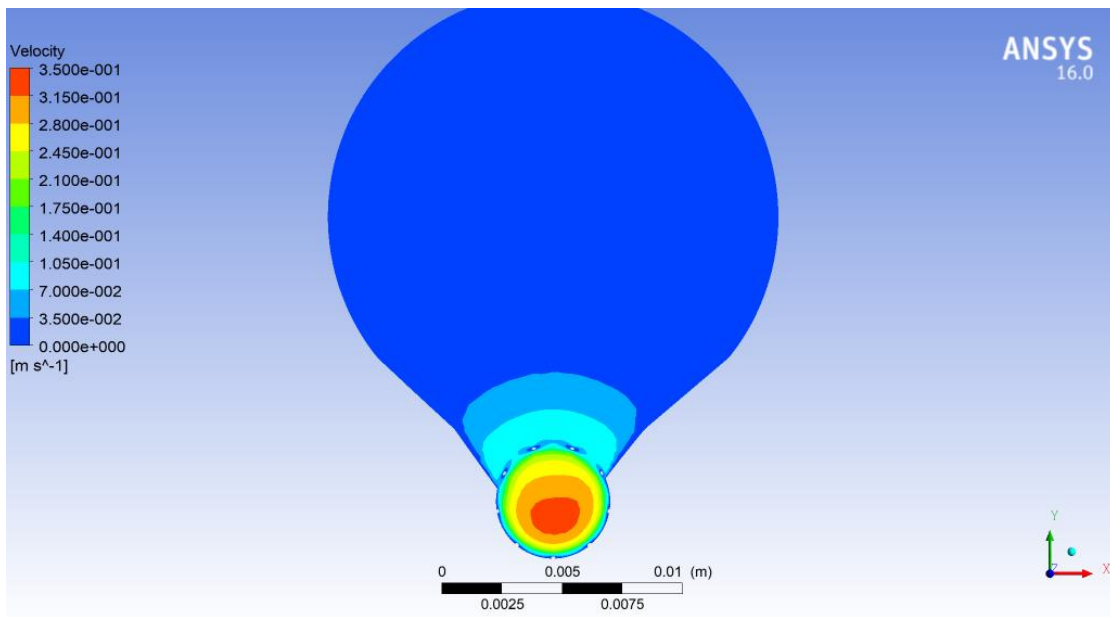


Figura 48. Velocidad en arteria con WallStent

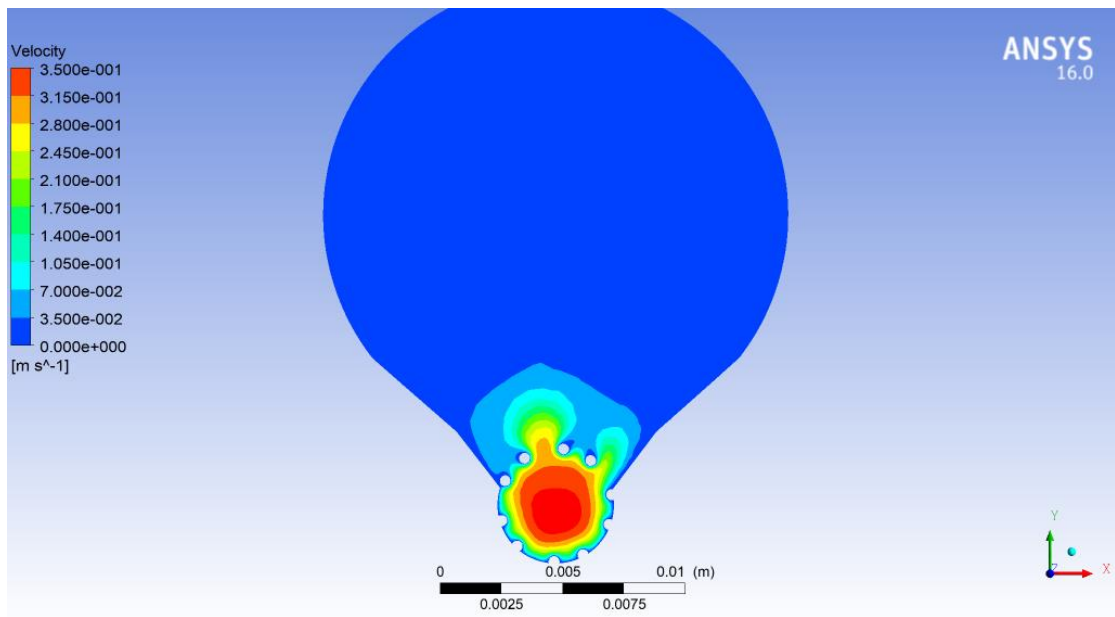


Figura 49. Velocidad en arteria con PLC

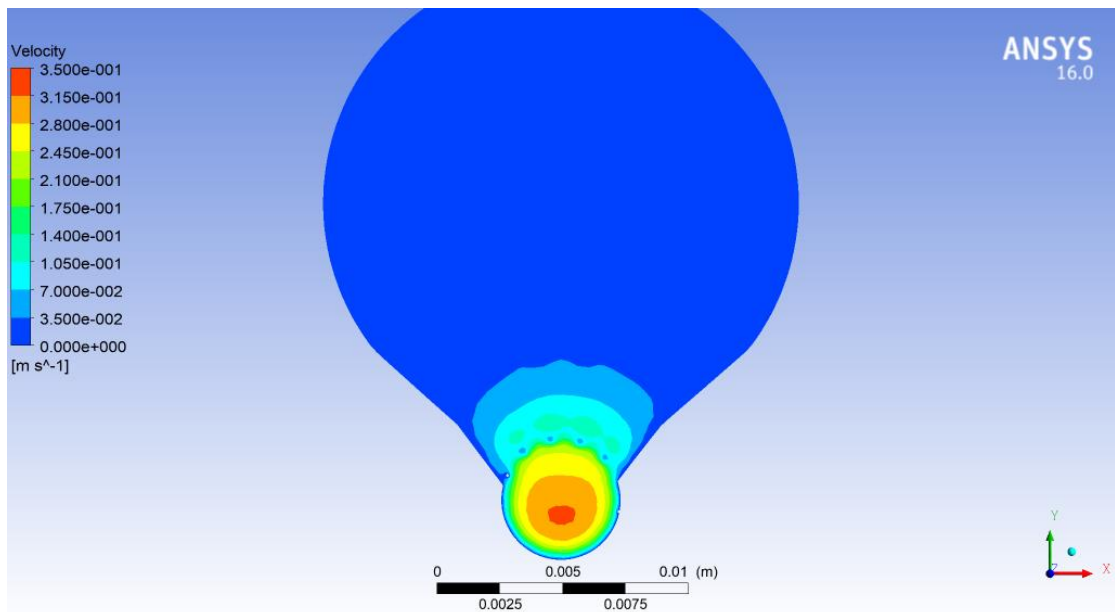


Figura 50. Velocidad en arteria con ZilverFlex

Puede observarse en la arteria sin tratar (figura 47) como la localización de la máxima velocidad es más amplia que en las arterias tratadas. Tanto el WallStent como el ZilverFlex consiguen reducir la velocidad del flujo sanguíneo en el aneurisma (Figura 48 y 50). En cambio, en el stent PLC no consigue que la disminución de la velocidad sea tan brusca, lo que implica que la sangre entrante en el aneurisma sea más rápida (Figura 49).

En la propia arteria, la velocidad del flujo sanguíneo en la arteria en presencia del stent PLC es mayor que en con el resto de stent, algo lógico debido a la disminución de la sección. Esto también ocurre con el resto de stents, aunque de manera más moderada debido al diámetro del dispositivo.

7.3. WSS (Wall Shear Stress)

Wall Shear Stress (WSS) es la tensión tangencial entre el fluido sanguíneo y una superficie, ya sea el endotelio arterial o el stent y viene definido por la siguiente expresión [10] [22]:

$$\tau_w = \mu \left(\frac{\partial v}{\partial y} \right)_{y=0}$$

Este parámetro es uno de los más importantes relacionados con la ruptura del aneurisma [20], por lo que conseguir una disminución en el cuello del aneurisma supondría una ventaja. Los datos se han analizado durante la sístole, al ser el máximo caudal y el que permite obtener los datos más significativos.

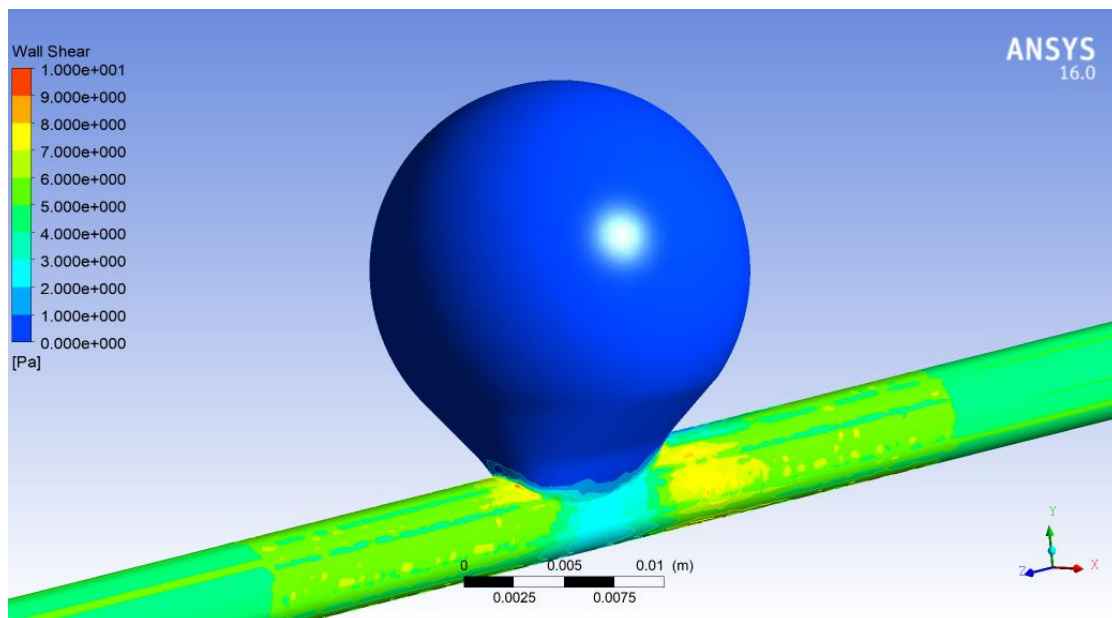


Figura 51. WSS en arteria sin tratar

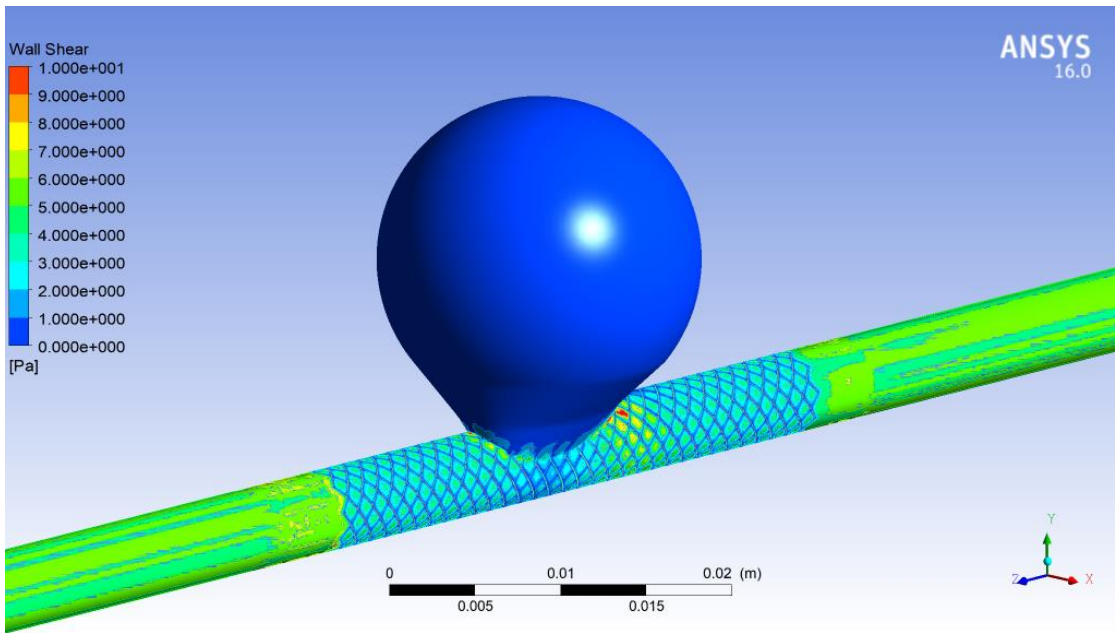


Figura 52. WSS en arteria con WallStent

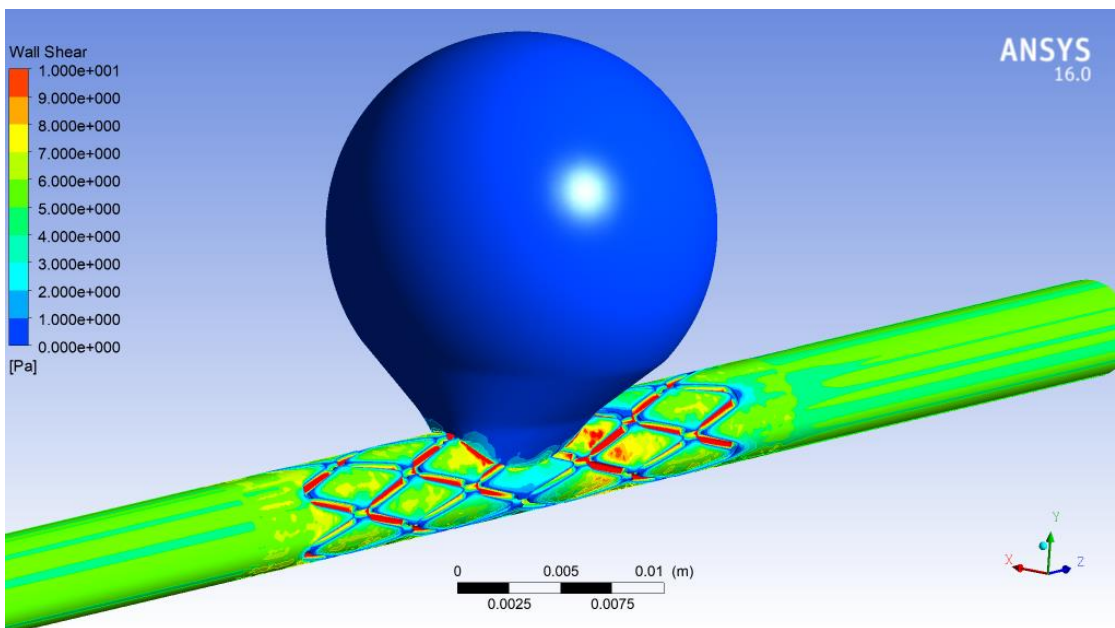


Figura 53. WSS medio en arteria con stent PLC

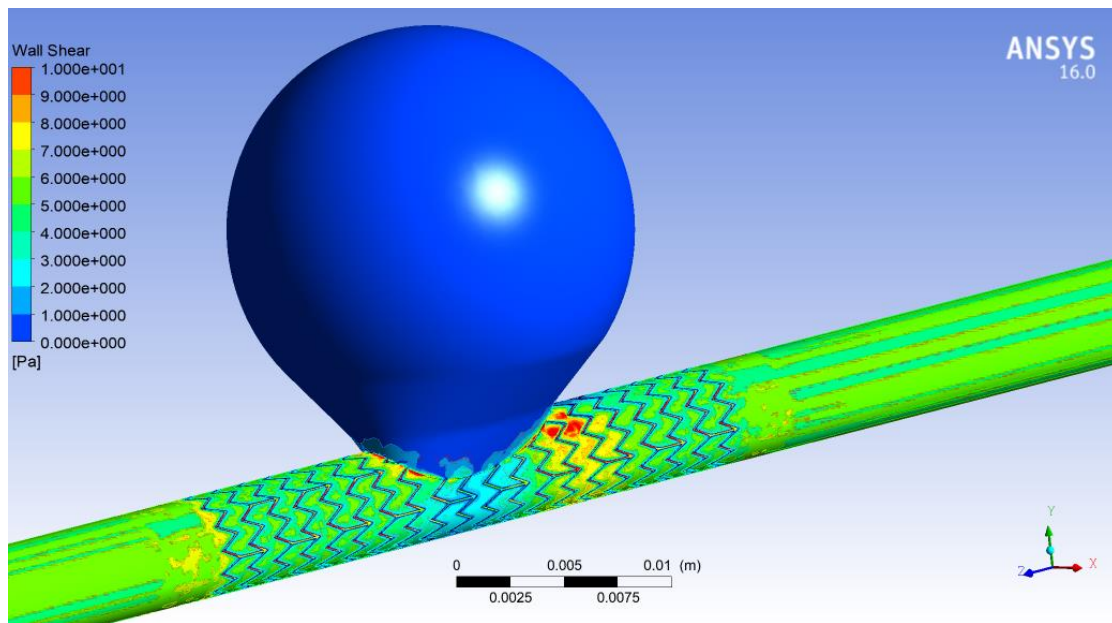


Figura 54. WSS en arteria con ZilverFlex

En las figuras 52, 53 y 54 puede observarse cómo en las arterias tratadas se obtiene un WSS superior a la arteria sin stent en el cuello del aneurisma. Los stents además inducen a la aparición de 10 Pa de WSS en el cuello del aneurisma frente a 4 Pa que aparecen en la arteria sola. Las arterias tratadas disminuyen el WSS en la pared arterial, pero por el contrario el propio dispositivo sufre un considerable esfuerzo cortante debido a la recirculación local del fluido sanguíneo que tiene lugar tras atravesar el alambre del stent. El flujo sanguíneo queda recirculando provocando un bajo valor de WSS sobre la arteria.

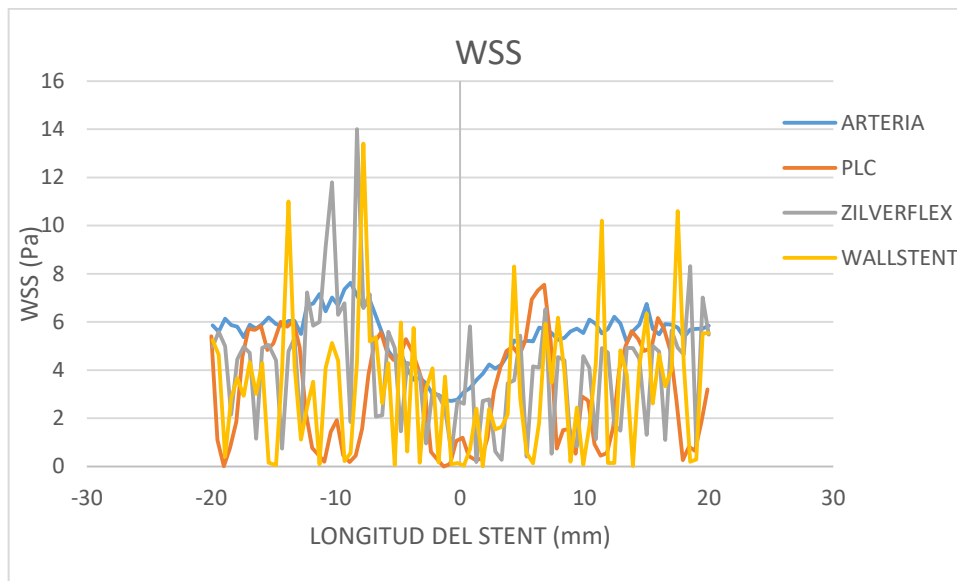


Figura 55. Gráfica de WSS

En la figura 55 puede observarse la variación de la tensión cortante en la longitud del stent. Está medido en la parte inferior de la arteria.

La arteria sin tratar muestra un valor medio mayor que las simulaciones de las arterias con los dispositivos médicos. En las gráficas de las arterias con los stents (figuras 55) pueden observarse picos en la medida de WSS. Los picos se corresponden con la tensión cortante en los propios dispositivos médicos, mientras que los valles contiguos se asocian con el valor de WSS de la propia arteria.

7.4. OSI Contour (Oscillatory Shear Index)

Este parámetro muestra el ratio de variación espacial de la tensión cortante. Un valor de cero implica un esfuerzo cortante constante, mientras que un valor de 0.5 (su valor máximo) implica la máxima oscilación de WSS, es decir, es el vector direccional de WSS frente a su módulo, por lo que indica la variación vectorial del mismo y viene expresada por la siguiente fórmula [13]:

$$0.5 \cdot \left[1 - \frac{\left| \frac{1}{T} \int_0^T \tau_w dt \right|}{\frac{1}{T} \int_0^T \tau_w dt} \right]$$

Siendo τ_w la tensión cortante superficial (WSS) y T el periodo del ciclo. Los datos se han analizado durante la sístole, al ser el máximo caudal y el que permite obtener los datos más significativos.

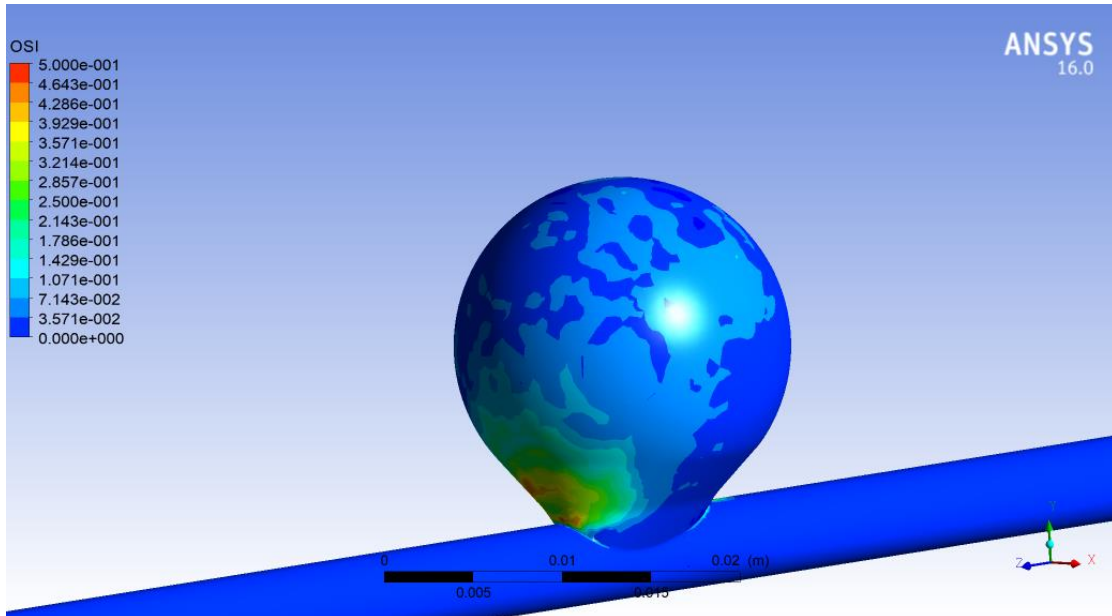


Figura 56. OSI en arteria sin tratar

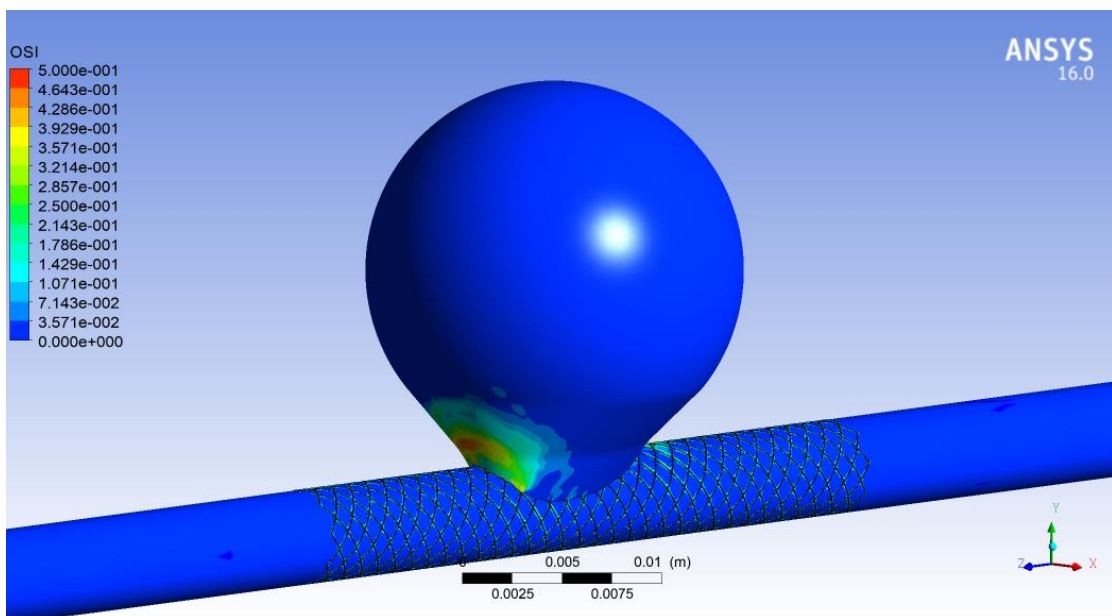


Figura 57. OSI en arteria con WallStent

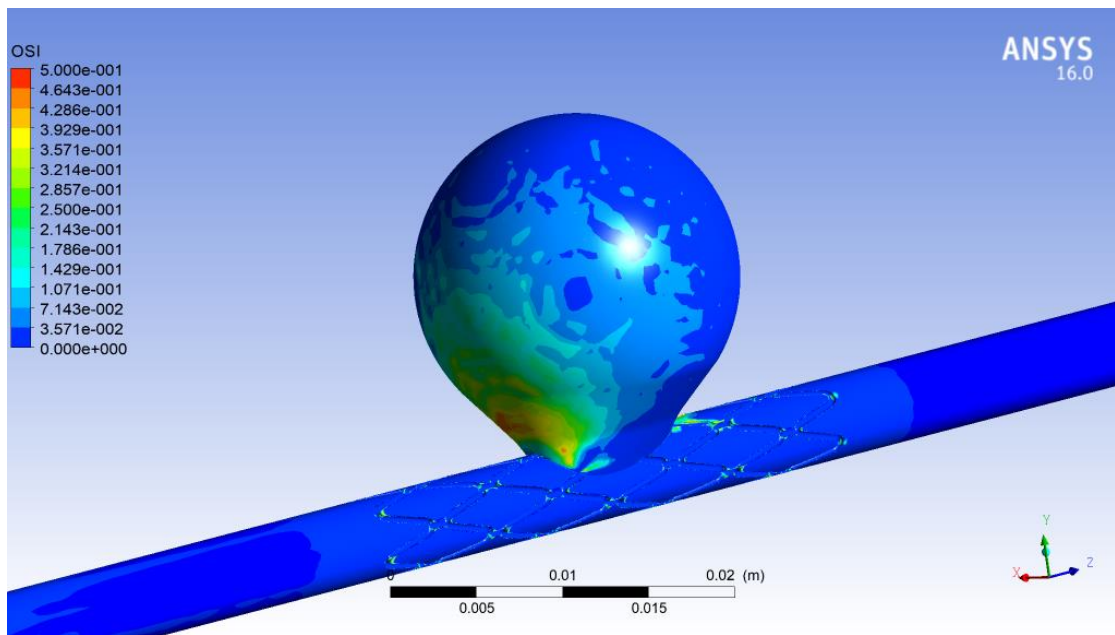


Figura 58. OSI en arteria con stent PLC

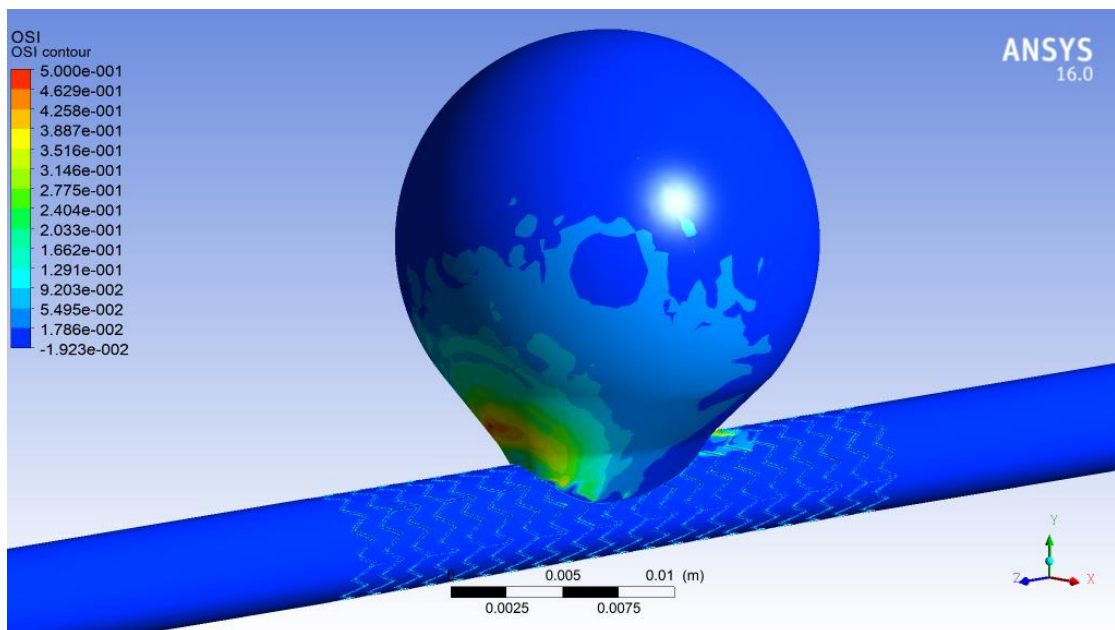


Figura 59. OSI en arteria con ZilverFlex

En la figura 56 puede observarse como el aneurisma sin tratamiento en general se obtiene un OSI de 10%, con una región crítica del 50% en la región más cercana al INLET (se vea la figura 56).

En las arterias tratadas (figuras 57, 58 y 59) la región crítica se mantiene, pero la zona de influencia disminuye considerablemente, obteniendo un valor de 0.15 únicamente en el 25% del aneurisma frente a la totalidad del aneurisma sin tratar. Del mismo modo también puede observarse la inexistencia del ratio de esfuerzo cortante en el cuello del aneurisma.

Entre los stents estudiados, los que consiguen unas menores variaciones de esfuerzos cortantes son el WallStent y ZilverFlex, debido a sus alambres de menor tamaño.

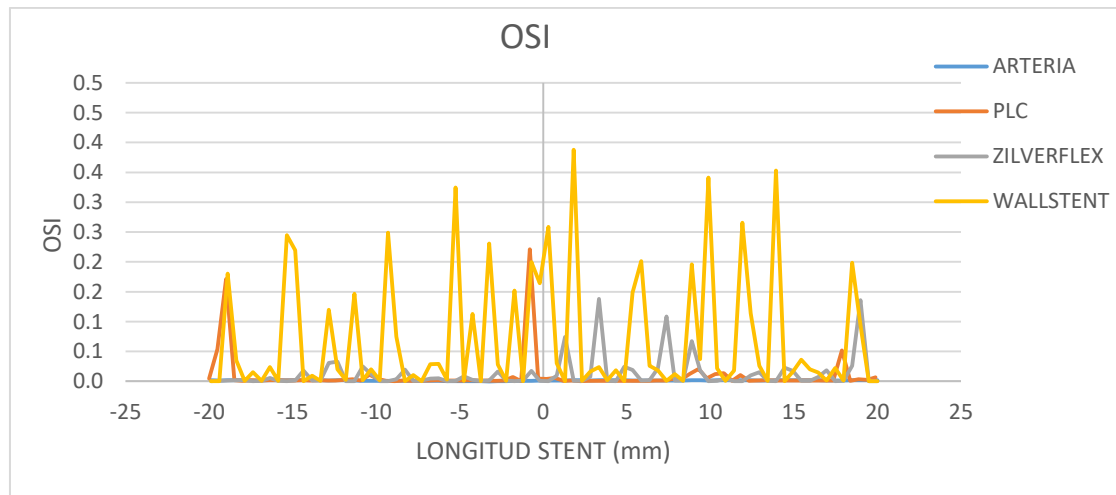


Figura 60. Gráfica OSI

En la gráfica representada en la figura 60 puede observarse la variación de OSI a lo largo de la longitud del stent. Está medido en la parte inferior de la arteria.

La arteria sin tratar muestra un valor bajo a lo largo de la longitud debido a la idealización en el modelo geométrico, provocando unas líneas de corriente longitudinales, que traducido en OSI, es un valor nulo. Los modelos con stent muestran una gran fluctuación a lo largo de su longitud. Esto se debe a la recirculación del flujo sanguíneo entre el alambre del stent y el endotelio arterial tras el dispositivo. La vorticidad es determinada por la magnitud del flujo másico sanguíneo. Cabe destacar el modelo WallStent, en el cual puede observarse unos valores puntuales altos localizados en el propio dispositivo médico, que indica la variación de flujo en el dispositivo (figura 60).

7.5. RRT (Relative Residence Time)

Este parámetro muestra el tiempo de residencia relativo y su fórmula es [13]:

$$\frac{1}{(1 - 2 \cdot OSI) \cdot TAWSS}$$

Es un parámetro importante porque muestra el estacionamiento de la sangre en el aneurisma y está asociado a la residencia de partículas cerca de la pared. Es un parámetro relevante de los fluidos no newtonianos, ya que un alto valor de residencia implica una viscosidad alta en aquellas partículas sanguíneas. Los datos se han analizado durante la sístole, al ser el máximo caudal y el que permite obtener los datos más significativos.

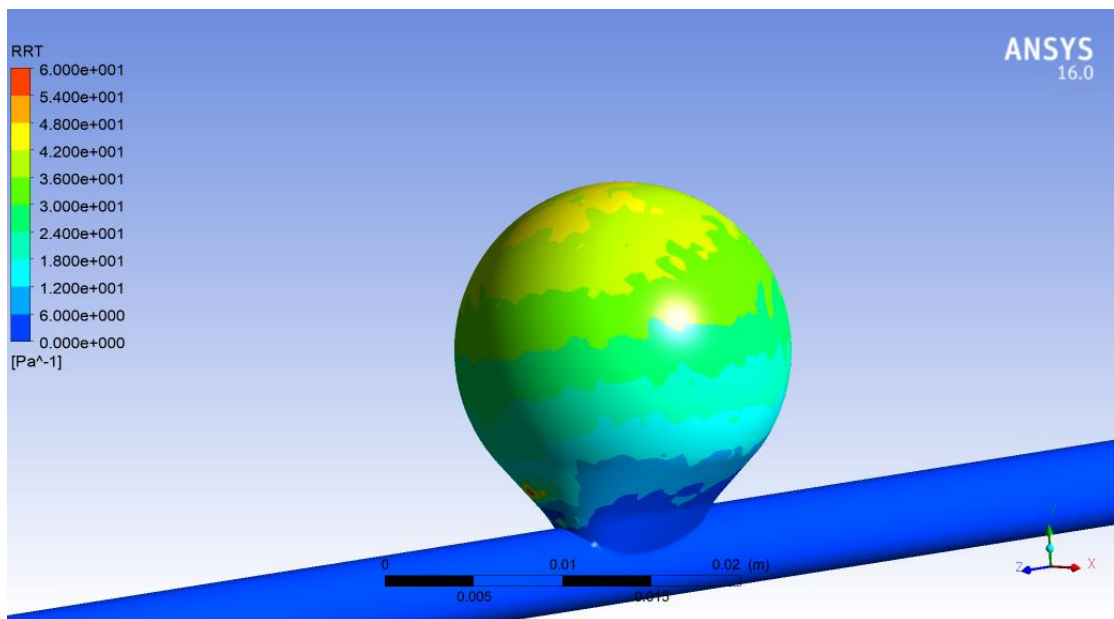


Figura 61. RRT Contour en arteria sin tratar

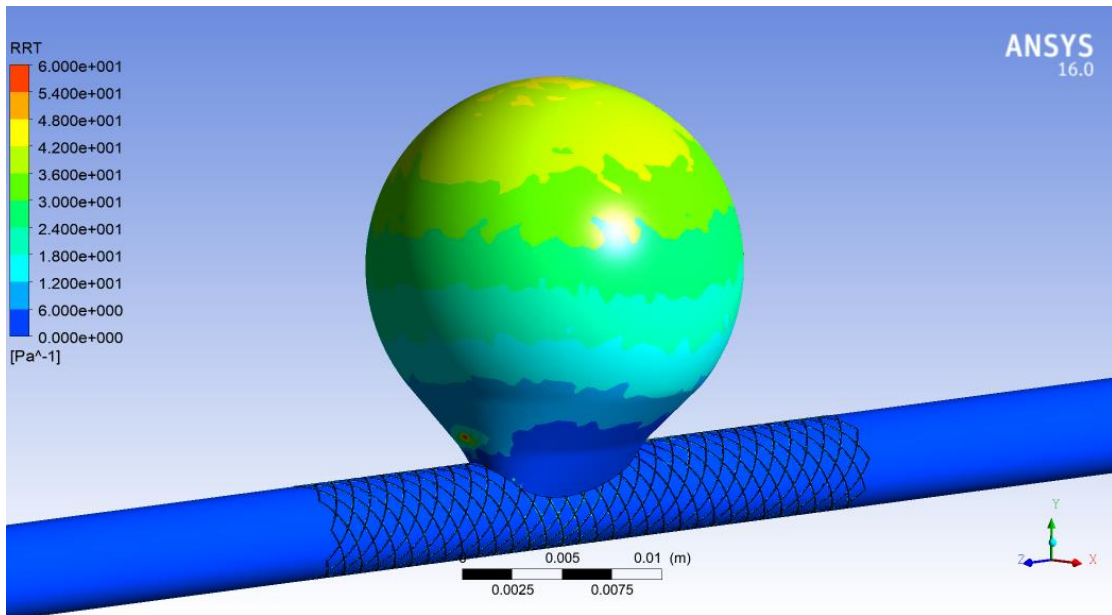


Figura 62. RRT Contour en arteria con WallStent

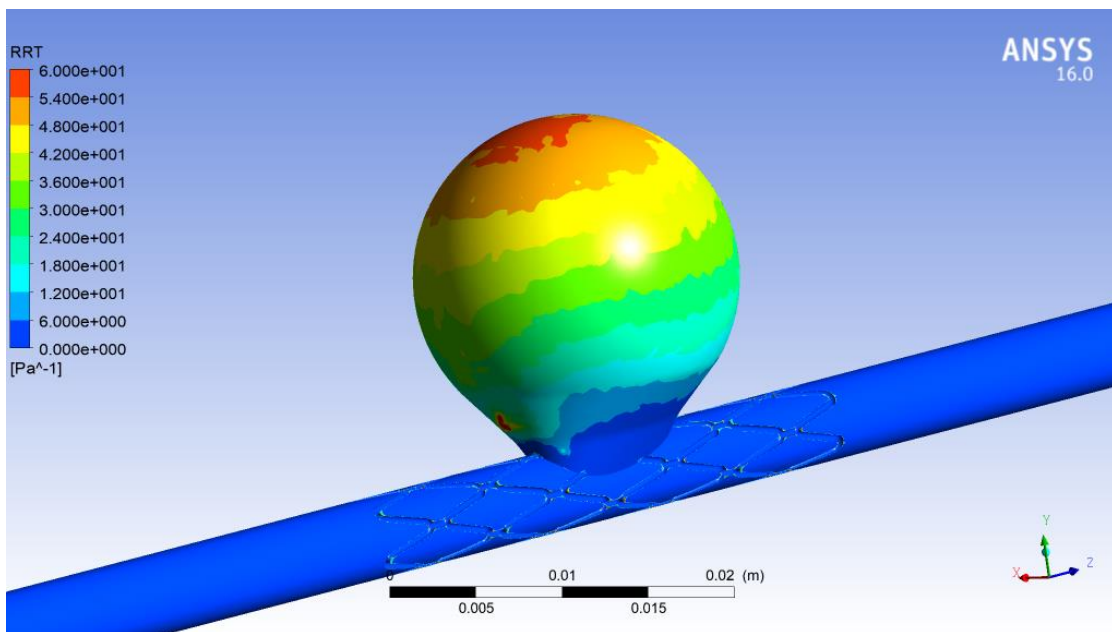


Figura 63. RRT Contour en arteria con stent PLC

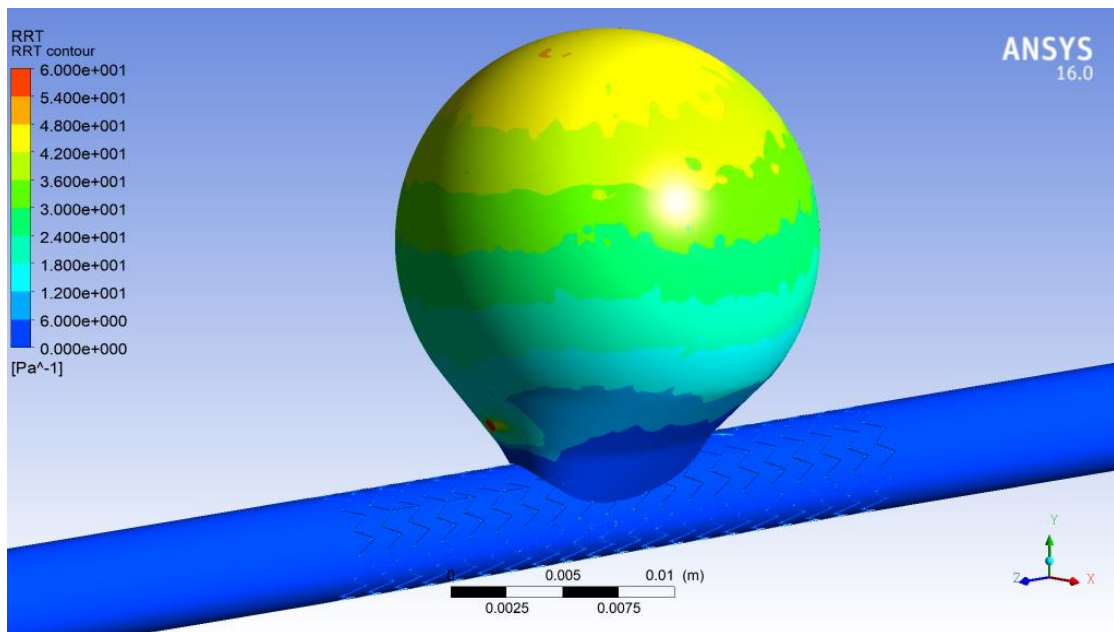


Figura 64. RRT Contour en arteria con ZilverFlex

En todas las simulaciones puede observarse que la tasa de tiempo de residencia más altos se encuentra en el aneurisma, tal y como se ilustra en las figuras 61, 62, 63 y 64. También se observa en todos los casos un tiempo de residencia crítica en la zona anterior del aneurisma debido a recirculación del flujo, coincidiendo con los valores más altos de OSI.

Cogiendo la arteria sin tratamiento como referencia, tanto WallStent como ZilverFlex consiguen unos tiempos de residencia ligeramente menores siendo más pequeños en este último. El stent de celda grande consigue unos tiempos de residencia mayores que el resto.

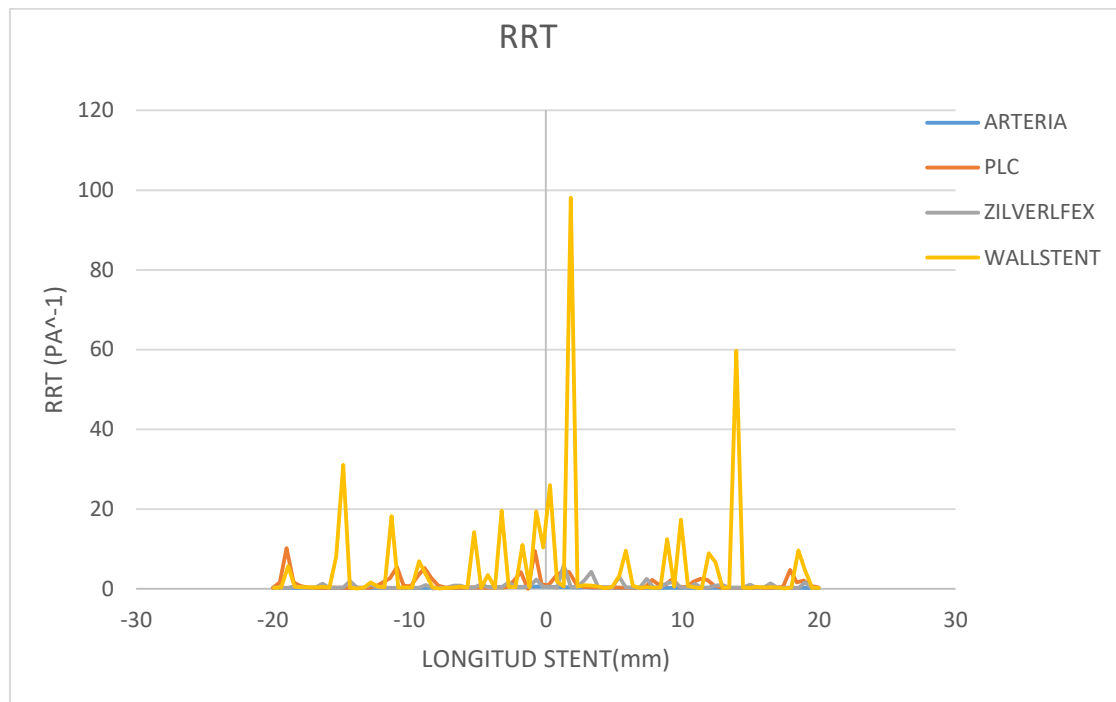


Figura 65. Gráfica RRT

En la gráfica de la figura 65, puede observarse la variación de RRT a lo largo de la longitud del stent. Está medido en la parte inferior de la arteria.

WallStent es el modelo que presenta los valores más significativos. Estos tienen lugar en la zona del aneurisma y en la parte posterior del mismo provocando en dicha zona un aumento de la viscosidad relativa del flujo sanguíneo. El resto de modelos en general obtienen unos valores bajos.

7.6. TAWSS modulo (Modulo de la media temporal del esfuerzo cortante en la pared)

Este parámetro muestra el valor de la tensión cortante media a lo largo de un ciclo cardiaco y viene definido por la siguiente expresión [13]:

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

Este parámetro es muy importante ya que un valor alto induce a una rotura del aneurisma [23].

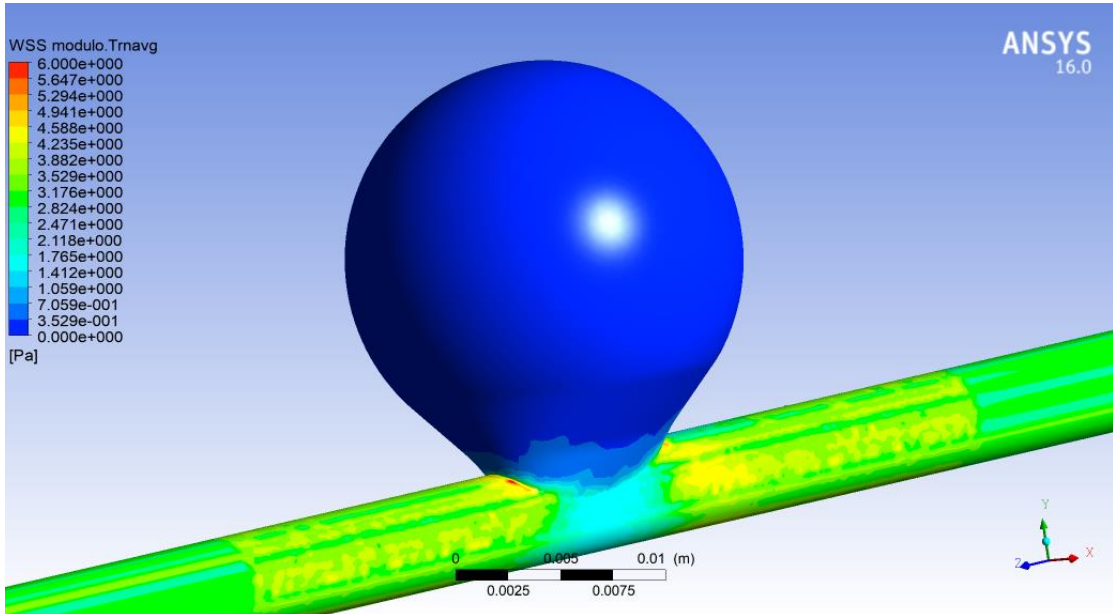


Figura 66. TAWSS modulo en arteria sin tratar

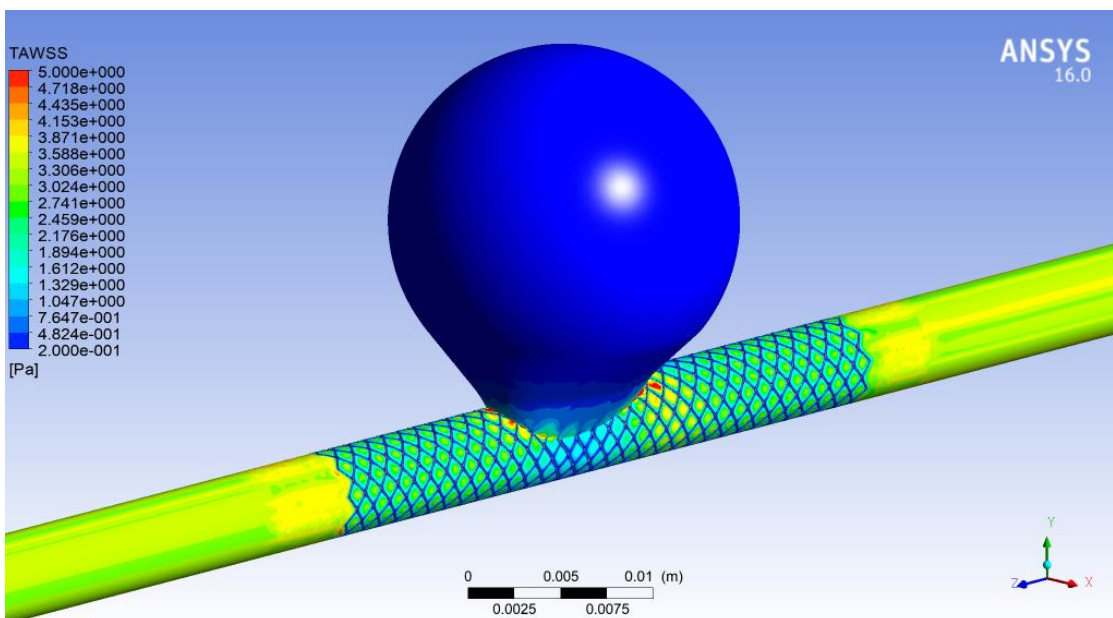


Figura 67. TAWSS modulo en arteria con WallStent

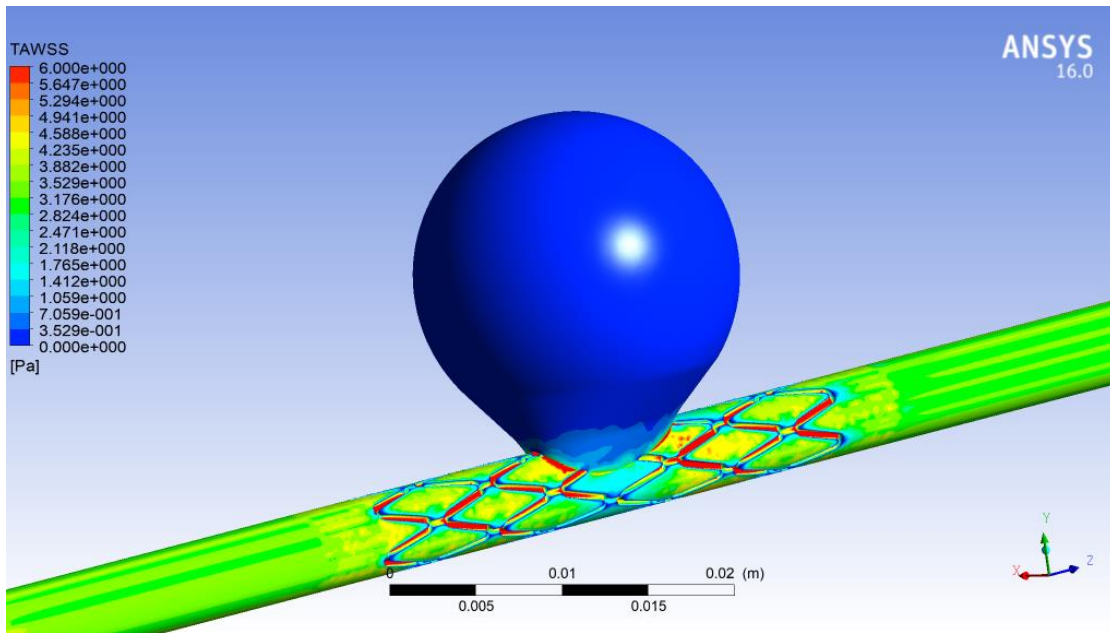


Figura 68. TAWSS modulo en arteria con stent PLC

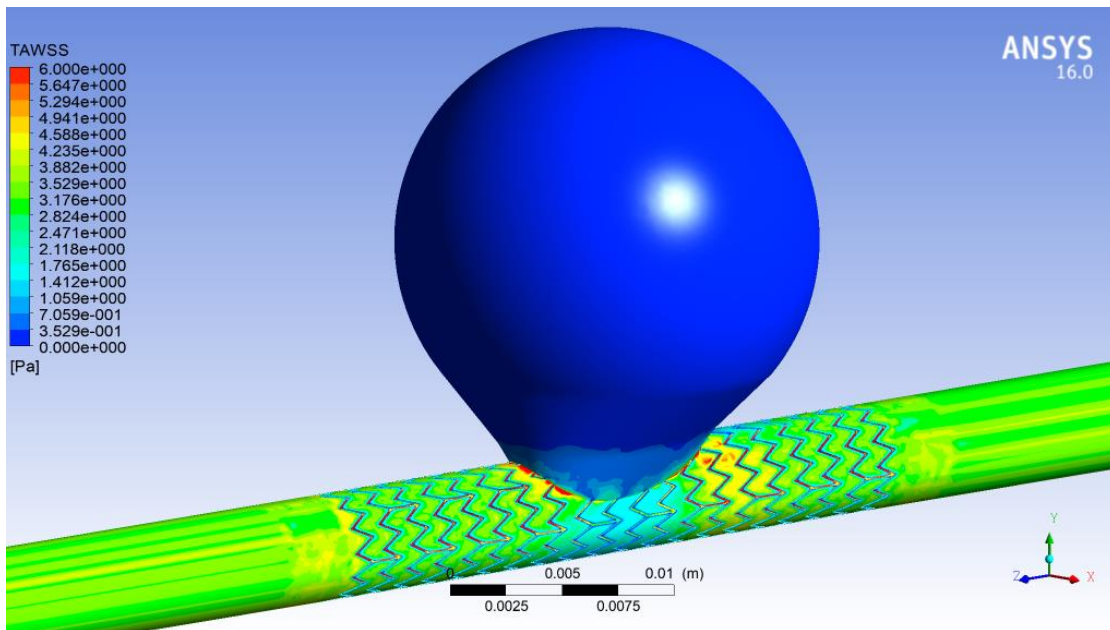


Figura 69. TAWSS modulo en arteria con ZilverFlex

En la arteria sin tratamiento (figura 66) se han obtenido unos valores bajos, con respecto el resto de simulaciones, aunque hay que destacar una pequeña localización cerca del cuello del aneurisma cuyos valores son elevados.

En las arterias tratadas (figura 67, 68, 69) se obtienen unos valores significativos en el cuello del aneurisma, siendo el tratamiento con el stent de celda grande el que obtiene los valores más altos. Los propios stents en general obtienen unos valores de esfuerzo cortante medio superiores a la arteria, sobretodo en el caso del stent de mayor diámetro de alambre (stent de PLC). Esto es debido a la recirculación local del fluido cerca de los alambres del stent.

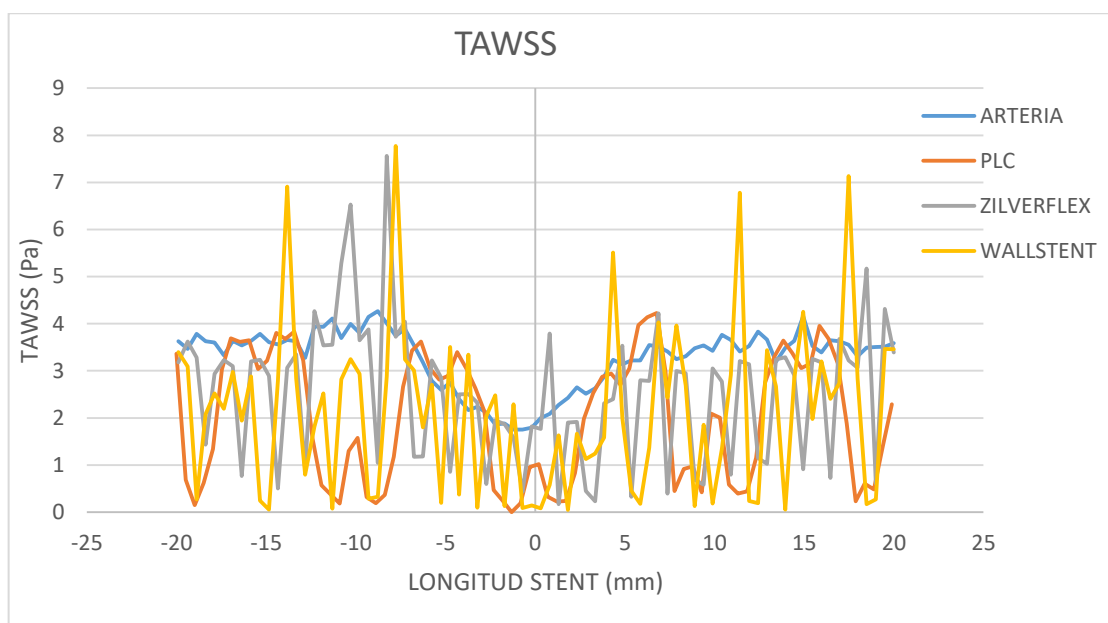


Figura 70. Gráfica TAWSS

En la gráfica de la figura 70 puede observarse la variación de la tensión cortante media a lo largo de un ciclo en la longitud del stent. Está medido en la parte inferior de la arteria.

La arteria sin tratar presenta unos valores medios más elevados con respecto a las arterias tratadas. Los picos de los stents se corresponden a los alambres del propio dispositivo. Los picos del WallStent son más pronunciados que el resto debido a su pequeño grosor y su geometría de alambre. Los picos del PLC son menos frecuentes y pronunciados por ser de celda grande y estar formado por un alambre más grueso.

Los mínimos de los modelos con los dispositivos médicos tienen lugar en la arteria y es causa de la recirculación sanguínea en la parte posterior de los alambres del stent.

Capítulo 8

Conclusiones

En el presente Trabajo Final de estudios se han analizado los resultados de los parámetros más importantes de las simulaciones fluidodinámicas arteriales elaboradas con CFD, como son WSS, líneas de flujo con su velocidad y las variables transitorias, como son OSI, TAWSS, RTT.

Los stents seleccionados pertenecen a familias totalmente distintas: dos de ellas son stents de celda pequeña con un diámetro de alambre pequeño, uno con forma circular y el otro prismático; mientras que el otro stent es de celda grande y su diámetro de alambre es mayor.

Se ha procedido a las simulaciones de los modelos arteriales con los distintos stents desviadores de flujo y se ha comprobado la influencia del diseño de los dispositivos en los resultados fluidodinámicos obtenidos.

En general se ha visto que todos los dispositivos consiguen reducir considerablemente la vorticidad del flujo dentro del aneurisma aunque como cabe esperar no pueden bloquearlo del todo.

Además se observa un aumento leve de las tensiones de cizalla en el cuello del aneurisma. El mejor comportamiento de los dispositivos analizados ha sido el WallStent, debido a que el inevitable aumento de WSS y TAWSS en el cuello del aneurisma es relativamente bajo. Del mismo modo el RRT, OSI de este dispositivo es inferior al del modelo sin tratamiento.

Los stents de celda pequeña (WallStent, ZilverFlex) consiguen reducir el tiempo de residencia de la sangre dentro de la cavidad del aneurisma (expresado como RRT). También se consigue reducir la velocidad de la sangre en recirculación en el aneurisma y las fluctuaciones de WSS a lo largo del ciclo (expresado como OSI).

El stent de celda grande (PLC) reduce la velocidad de la sangre en el aneurisma, pero obtiene un alto valor de RRT respecto a la arteria sin tratamiento, lo que provoca un aumento de viscosidad del fluido sanguíneo al tratarse de un no newtoniano. Esto puede ser debido por la presencia de un alambre grueso en la oquedad existente entre la arteria y el aneurisma dificultando la salida del flujo sanguíneo. Por otro lado, se consigue mitigar parte de las oscilaciones de WSS presentes en el cuello del aneurisma, aunque el valor de WSS medio aumenta con respecto a la arteria sin tratamiento.

Se ha observado que el valor de WSS en el cuello del aneurisma en todos los tratamientos es mayor que el del modelo sin tratar. Esta es una consecuencia inevitable de los dispositivos médicos de este tipo. Por lo que existe siempre un cierto riesgo bajo este punto de vista.

Los stents acoplados a los vasos sanguíneos disminuyen el esfuerzo de cizallas en la arteria y todos los parámetros dependientes de este, como es el caso de OSI y TAWSS, debido a la recirculación localizada en la parte trasera de cada alambre. Esto implica que el stent sufre los esfuerzos tangenciales con una gran variación direccional a lo largo del ciclo cardíaco. Por lo tanto, la distribución espacial de WSS a lo largo de una arteria tratada es por lo general no uniforme.

El cuello del aneurisma, una de las zonas más críticas de la enfermedad, disminuye considerablemente las oscilaciones vectoriales de la tensión de cizalla, por lo que los tratamientos consiguen disminuir el riesgo de ruptura. Por el contrario los stents aumentan el WSS en el cuello del aneurisma obteniendo unos valores mayores en el PLC y ZilverFlex por su tamaño y geometría de alambre respectivamente. El WallStent es el que consigue unos mejores resultados de WSS en el cuello del aneurisma.

Bibliografía

- [1] Calvo Plaza, F. J. (2006). *Simulación de flujo sanguíneo y su interacción con la pared arterial mediante modelos de elementos finitos*. (Tesis doctoral). Escuela Técnica superior de Ingenieros de Caminos, Canales y Puertos, Universidad politécnica de Madrid, Madrid.
- [2] Chaure, J., Serrano, C., Fernández-Parra, R., Peña, E., Lostale, F., De Gregorio, M. A., and Malvè, M. (2015). On studying the interaction between different stent models and rabbit tracheal tissue: Numerical, endoscopic and histological comparison. *Annals of Biomedical Engineering*, doi:10.1007/s10439-015-1504-3
- [3] De Vries, J., Boogaarts, J., Van Norden, A., & Wakhloo, A. K. (2013). New generation of flow diverter (surpass) for unruptured intracranial aneurysms. *Stroke*, 44, 1567-1577. doi:10.1161/STROKEAHA.111.000434
- [4] Dholakia, R., Sadasivan, C., Fiorella, D. J., Woo, H. H., & Lieber, B. B. (2016). Hemodynamics of flowdiverters. *Journal of Biomechanical Engineering*,
- [5] Domingo, S., Puértolas, S., Sánchez, F., Gracia-Villa, L. y Puértolas, J.A. (2002). Aplicación de la superelasticidad del niti a los stents: consideraciones termomecánicas. Gandía, 8(Congreso Nacional de Propiedades Mecánicas de Sólidos) 417-424.
- [6] Goikoetxea Triana, Z., & Malvè, M. (2016). *Análisis fluido-dinámico del rendimiento de stents cardiovasculares con liberación de fármacos*. (Trabajo Fin

- de Máster). Máster en Ingeniería biomédica, Universidad Pública de Navarra, Pamplona.
- [7] Han, X. (2016). *Fabrication and optimal-design of biodegradable stents for the treatment of aneurysms*. (Unpublished University of Saskatchewan, Saskatoon, Saskatchewan.
- [8] Jing, L., Liu, J., Zhang, Y., Paliwal, N., Meng, H., Wang, S., & Yang, X. (2016). Analysis of multiple intracranial aneurysms with different outcomes in the same patient after endovascular treatment. *World Neurosurgery*, *91*, 399-408.
- [9] Jing, L., Zhong, J., Liu, J. Y., Xinjian, Paliwal, N., Meng, H., . . . Zhang, Y. (2016). Hemodynamic effect of flow diverter and coils in treatment of large and giant intracranial aneurysms. *World Neurosurgery*, *89*, 199-207.
doi:10.1016/j.wneu.2016.01.079
- [10] Kim, M., Taulbee, D. B., Tremmel, M., & Meng, H. (2008). Comparison of two stents in modifying cerebral aneurysm hemodynamics. *Annals of Biomedical Engineering*, *36*(5), 726-741. doi:10.1007/s10439-008-9449-4
- [11] Kim, Y. H., Xu, X., & Lee, J. S. (2010). The effect of stent porosity and strut shape on saccular aneurysm and its numerical analysis with lattice boltzmann method. *Annals of Biomedical Engineering*, *38*(7), 2274-2292.
- [12] Larrabide, I., Geers, A. J., Morales, H. G., Bijlenga, P., & Rüfenacht, D. A. (2016). Change in aneurysmal flow pulsatility after flow diverter treatment. *Computerized Medical Imaging and Graphics*, *50*, 2-8.
-

- [13] Lee, S. W., Antiga, L., & Steinman, D. A. (2009). Correlations among indicators of disturbed flow at the normal carotid bifurcation. *Journal of Biomechanical Engineering*, 131 doi:10.1115
- [14] Liang, F., Liu, X., Yamaguchi, R., & Liu, H. (2016). Sensitivity of flow patterns in aneurysms on the anterior communicating artery to anatomic variations of the cerebral arterial network. *Journal of Biomechanics*, 49(15), 3731-3740.
- [15] Liu, J., Jing, L., Zhang, Y., Song, Y., Wang, Y., Li, C., Yang, X. (2017). Successful retreatment of recurrent intracranial vertebral artery dissecting aneurysms after stent-assisted coil embolization: A self-controlled hemodynamic analysis. *World Neurosurgery*, 97, 344-350.
- [16] Liu, J., Jing, L., Wang, C., Paliwal, N., Wang, S., Zhang, Y., . . . Yang, X. (2016). Effect of hemodynamics on outcome of subtotally occluded paraclinoid aneurysms after stent-assisted coil embolization. *J Neurointerv Surg.*, 8(11), 1140-1147. doi:10.1136/neurintsurg-2015-012050
- [17] Mena, F. (2013). Tratamiento endovascular del accidente vascular encefálico agudo. *Revista Médica Clínica Las Condes*, 24(1), 131-138.
- [18] Murias Quintana, E. (2009). *Tratamiento endovascular de los aneurismas cerebrales rotos en el principado de asturias (2004-2009)*. (Unpublished Tesis Doctoral). Universidad de Oviedo, Oviedo.
- [19] Perdikaris, P., Insley, J. A., Grinberg, L., Yu, Y., Papka, M. E., & Karniadakis, G. E. *. (2016). Visualizing multiphysics, fluid-structure interaction phenomena in intracranial aneurysms. *Parallel Computing*, 55, 9-16.
-

- [20] Shishir, S. S., Miah, A. K., Islam, S., & Hasan, T. (2015). Blood flow dynamics in cerebral aneurysm - A CFD simulation. , *BSME International Conference on Thermal Engineering*(6) 919-927.
- [21] Suzuki, T., Takao, H., Suzuki, T., Kambayashi, Y., Watanabe, M., Shinohara, K., .. Murayama, Y. (2015). Fluid structure interaction analysis reveals facial nerve palsy caused by vertebral-posterior inferior cerebellar artery aneurysm. *Computers in Biology and Medicine*, 66
- [22] Torii, R., Oshima, M., Kobayashi, T., Takagi, K., & Tezduyar, T. E. (2009). Fluid–structure interaction modeling of blood flow and cerebral aneurysm: Significance of artery and aneurysm shapes. *Comput. Methods Appl. Mech. Engrg.*, 198, 3613-3621.
- [23] Valencia, Á. A., & Solis, F. (2006). Blood flow dynamics and arterial wall interaction in a saccular aneurysm model of the basilar artery. *Computers & Structures*, (August 2006), 1326-1337.
- [24] Vlak, M. H. M., Algra, A., Brandenburg, R., & Rinkel, G. J. E. (2011). Prevalence of unruptured intracranial aneurysms, with emphasis on sex, age, comorbidity, country, and time period: A systematic review and meta-analysis. *Lancet Neurol*, 10, 626-636.
- [25] Wang, C., Tian, Z., Liu, J., Jing, L., Paliwal, N., Wang, S., . . . Yangand, X. (2016). Flow diverter effect of LVIS stent on cerebral aneurysm hemodynamics: A comparison with enterprise stents and the pipeline device. *Wang Et Al. J Transl Med*, , 14(1) 199. doi:10.1186/s12967-016-0959-9

- [26] White, F. M. (2008). In García J. L., Sánchez C. (Eds.), *Mecánica de fluidos* [FLUID MECHANICS] (C. Paz Penín, A. Eirís Banca & E. Suárez Porto Trans.). (6th ed.). España: McGRAW-HILL.
- [27] Zhao, L., Chen, D., Chen, Z., Wang, X., Paliwal, N., Xiang, J., . . . Xu, J. (2016). Rapid virtual stenting for intracranial aneurysms. *Proc SPIE Int Soc Opt Eng*, 9786 doi:10.1117/12.2216123

Webgrafía

<https://www.sharcnet.ca/my/front/>

[http://www.anflux.com/design/default/images/cfx-
numerics.pdf?PHPSESSID=b22ede649b5063c6e804c276a82c1ade](http://www.anflux.com/design/default/images/cfx-
numerics.pdf?PHPSESSID=b22ede649b5063c6e804c276a82c1ade)

www.wikipedia.com

www.Cfd-online.com

<http://neurocorsa.com/stent-enterprise/>

[https://www.medgadget.com/2015/05/codman-enterprise-2-intracranial-vascular-
stent-released-in-europe.html](https://www.medgadget.com/2015/05/codman-enterprise-2-intracranial-vascular-
stent-released-in-europe.html)

<https://www.cookmedical.com/>

<http://iopscience.iop.org/>

<http://www.medwave.cl/link.cgi/Medwave/Revisiones/RevisionClinica/4776>

[http://www.mayoclinic.org/medical-professionals/clinical-updates/digestive-
diseases/plastic-metal-stents-for-malignant-biliary-obstruction](http://www.mayoclinic.org/medical-professionals/clinical-updates/digestive-
diseases/plastic-metal-stents-for-malignant-biliary-obstruction)