



**Universidad
Zaragoza**

Trabajo Fin de Máster

Comparación numérico-experimental de la fluido-dinámica de un filtro antitrombo

Autor/es

Marina Nicolás Chueca

Director/es

Mauro Malvè

Estefanía Peña Baquedano

Escuela de Ingeniería y Arquitectura. Universidad de Zaragoza

2012

Agradecimientos

Me gustaría dar las gracias a todas las personas que de una manera u otra han contribuido a la realización de este trabajo. En primer lugar me gustaría agradecer a Mauro Malvè, director de este trabajo, por su dedicación, por su amabilidad e interés y por su permanente disposición a la hora de ayudarme. También quiero mostrar mi agradecimiento a Miguel Ángel Martínez Barca y a Estefanía Peña por su ayuda e interés.

Del mismo modo me gustaría agradecer al grupo de Tecnología Óptica Láser (TOL) del I3A y en especial a Pilar Arroyo por su colaboración en este trabajo y por su buena disposición en todo momento y a lo largo de estos últimos meses.

Finalmente me gustaría agradecer a mis padres su confianza incondicional depositada en mi y su apoyo absoluto en todo momento.

A todos ellos, gracias.

Resumen

Este trabajo fin de máster lleva a cabo el análisis de la funcionalidad de un filtro antitrombo. El trabajo se centra, primero, en la creación de una serie de modelos numéricos usando herramientas numéricas y después en la comparación de los resultados obtenidos con unos modelos experimentales creados en el laboratorio usando la técnica de velocimetría láser (PIV).

Los filtros antitrombo son los encargados de capturar coágulos en pacientes con trombosis venosa profunda. Esta enfermedad consiste en la migración de un trombo hasta el pulmón y es potencialmente mortal, siendo una de las primeras causas de muerte en el mundo desarrollado. La terapia más habitual es la administración de fibrinolíticos pero en determinadas circunstancias el uso de filtros es necesario ya que los tratamientos con fibrinolíticos se encuentran contraindicados.

Para estudiar la funcionalidad del filtro antitrombo se han llevado a cabo tres modelos numéricos distintos. Cada modelo numérico ha sido comparado con un modelo experimental creado en el laboratorio ya que para poder determinar la validez del modelo creado mediante herramientas numéricas es necesario llevar a cabo una validación experimental del código comercial usado. El modelo experimental está compuesto por un tubo de silicona que simula una vena totalmente idealizada y el filtro antitrombo Gunther-Tulip estándar de cuatro patas. La comparación numérico-experimental ha sido realizada de forma cuantitativa comparando perfiles de velocidades de los dos modelos y también cualitativa comparando patrones de flujo en zonas cercanas y lejanas del filtro.

Los tres modelos numéricos creados han sido los siguientes: una vena cava idealizada, modelada como un cilindro perfecto, un segundo modelo de vena con el filtro Günther Tulip de 4 patas insertado en su interior, y finalmente un tercer modelo que además incluye un trombo modelado como una esfera perfecta.

Para la realización de los tres modelos se han seguido los mismos pasos. En primer lugar se ha modelado la geometría en 3D, sucesivamente la geometría ha sido exportada al programa ANSYS ICEM que permite crear mallas mediante el método de elementos finitos y finalmente la malla ha sido exportada al programa ANSYS CFX para proceder al cálculo del modelo mediante el método de volúmenes finitos. Una vez los cálculos han finalizado se ha pasado a la fase de posproceso donde se ha llevado a cabo un estudio fluido-dinámico del modelo y finalmente se ha realizado una comparación entre los resultados numéricos y los experimentales.

1.	INTRODUCCIÓN	1
1.1	OBJETO DEL TRABAJO	1
1.2	CONTENIDO DEL TRABAJO	1
1.3	CONTEXTO Y TRABAJO PREVIO	2
1.4	JUSTIFICACIÓN DEL PROYECTO	2
2.	ANTECEDENTES Y ESTADO DEL ARTE	3
2.1	INGENIERÍA BIOMECÁNICA	3
2.2	EL SISTEMA CARDIOVASCULAR	3
2.2.1	EL CORAZÓN	5
2.2.2	LOS VASOS SANGUÍNEOS	6
2.2.3	LA SANGRE, PROPIEDADES	7
2.3	TROMBOSIS VENOSA PROFUNDA	8
2.4	FILTRO ANTITROMBO PARA VENA CAVA	10
3.	DESARROLLO DE LOS MODELOS NUMÉRICOS	15
3.1	MODELO DE VENA CAVA	15
3.2	MODELO DE VENA CON FILTRO ANTITROMBO	18
3.3	MODELO DE VENA CON FILTRO ANTITROMBO Y TROMBO	23
4.	TÉCNICA LÁSER PIV	27
4.1	VELOCIMETRÍA LÁSER	27
4.2	DESCRIPCIÓN DEL SISTEMA EXPERIMENTAL	28
5.	RESULTADOS	31
5.1	MODELO EXPERIMENTAL	31
5.2	MODELO DE VENA	33
5.3	MODELO DE VENA CON FILTRO ANTITROMBO	36
5.4	MODELO DE VENA CON FILTRO ANTITROMBO Y TROMBO	41
6.	CONCLUSIONES Y LÍNEAS FUTURAS	45
6.1	CONCLUSIONES	45
6.2	LÍNEAS FUTURAS	46
7.	REFERENCIAS	47

ANEXO A. LOS FILTROS ANTITROMBOS	49
A.1. ORIGEN DE LOS FILTROS ANTITROMBO	49
A.2. EVOLUCIÓN DE LOS FILTROS ANTITROMBO	50
A.2.3 LOS FILTROS RECUPERABLES	52
ANEXO B. ECUACIONES DEL PROCESO DE CÁLCULO	55
B.1. MÉTODOS EMPLEADOS PARA LAS SOLUCIONES NUMÉRICAS	55
B.2. DISCRETIZACIÓN MEDIANTE ELEMENTOS FINITOS	56
B.3 DISCRETIZACIÓN MEDIANTE VOLÚMENES FINITOS	57
ANEXO C. CONCEPTO BÁSICOS DE MECÁNICA DE FLUIDOS	59
C.1. INTRODUCCIÓN	59
C.2 ECUACIONES FUNDAMENTALES	61
ANEXO D. AMPLIACIÓN DE LOS RESULTADOS	67

1. Introducción

1.1 Objeto del trabajo

El objetivo principal de este trabajo es el análisis de la funcionalidad de un filtro antitrombo. Para ello se van a desarrollar distintos modelos numéricos y se va a proceder a una validación experimental en laboratorio mediante técnicas de velocimetría de imágenes de partículas (PIV) y holografía digital. Por otro lado, se pretende evaluar la validez y aplicabilidad de dicho sistema en la mejora del diseño mecánico de un nuevo prototipo de filtro antitrombo para vena cava.

1.2 Contenido del trabajo

Este trabajo es una iniciativa del Grupo de Mecánica Aplicada y Bioingeniería (Applied Mechanics and Bioengineering-AMB) que es uno de los grupos de investigación del Instituto de Investigación de Ingeniería en Aragón (I3A). Las líneas de investigación del grupo AMB están centradas principalmente en el desarrollo de modelos numéricos y computacionales avanzados y técnicas experimentales dentro de la mecánica aplicada, y en muchas ocasiones con una fuerte componente de aplicación hacia la biomecánica y la mecanobiología. Las principales líneas de trabajo dentro del grupo son: desarrollo de métodos numéricos avanzados, biomecánica y mecanobiología aplicada a tejidos biológicos blandos (músculo, ligamentos, vasos sanguíneos, córnea, etc), electrofisiología cardíaca y caracterización experimental de materiales.

Este trabajo forma parte del proyecto de investigación DPI2010-20746-C03-01. Este proyecto tiene como objetivo el desarrollo de una herramienta computacional enfocada a la resolución de problemas de interacción fluido-sólido para el estudio de problemas en el ámbito cardiovascular y pretende aplicar dicha herramienta al diseño y posterior fabricación de un nuevo prototipo de filtro antitrombo. Además, cuenta con la colaboración del grupo de Tecnología Óptica Láser (TOL), perteneciente al I3A, en la Universidad de Zaragoza. La ayuda para la Formación de Personal Investigador (FPI) BES-2011-043471 ha sido concedida para la realización de este proyecto.

Dentro de las líneas de investigación del grupo, este trabajo fin de máster posee un doble objetivo. En primer lugar se va a desarrollar un modelo numérico enfocado a la resolución de problemas de interacción fluido-sólido para el estudio de problemas en el ámbito cardiovascular. Este modelo se validará con una serie de medidas tomadas en laboratorio mediante técnicas de velocimetría de imágenes de partículas (PIV) y holografía digital. Por otro lado, se pretende evaluar la validez y aplicabilidad de dicho sistema en la mejora del diseño mecánico de un nuevo prototipo de filtro antitrombo para vena cava.

1.3 Contexto y trabajo previo

El tromboembolismo pulmonar (TEP) sigue constituyendo una enfermedad grave, frecuente y de difícil manejo, a pesar de los avances terapéuticos y de la universalización de las técnicas de profilaxis, de tal forma que es la tercera causa más frecuente de mortalidad si no se trata adecuadamente. La anticoagulación en sus diversas modalidades y la fibrinólisis en los casos graves, constituyen el tratamiento de elección del TEP. En la actualidad el uso de filtros de vena cava inferior es controvertido. No obstante, existen circunstancias en la enfermedad tromboembólica venosa en las que la anticoagulación falla y es necesario recurrir a la utilización de dispositivos de filtro para el tratamiento de la enfermedad.

Los filtros de vena cava fueron diseñados por primera vez en el año 1967 y desde entonces su diseño ha mejorado considerablemente y su uso se ha ampliado [1]. A lo largo de los últimos años han aparecido múltiples diseños de filtro con diferentes materiales de construcción y se han llevado a cabo estudios para analizar la funcionalidad de todos ellos. El filtro Günther Tulip es un filtro recuperable o temporal con un diseño similar a los filtros permanentes pero cuenta con la facilidad de poder ser removido en los primeros 10 a 12 días a su implante, por lo que es uno de los filtros más usados ya que posee un mínimo grado de complejidad en su retiro. Por estas razones este filtro va a ser usado en el desarrollo de este trabajo.

1.4 Justificación del proyecto

Como ya se ha dicho anteriormente, el tromboembolismo pulmonar (TEP) constituye una enfermedad grave, frecuente y de difícil manejo. Ya que el uso de filtros antitrombo es cada vez más común como solución a esta enfermedad, una de las motivaciones de este trabajo es mejorar el diseño y funcionamiento del filtro antitrombo ya que no es una herramienta perfecta y en algunas ocasiones no cumple su función.

Además, otra de las motivaciones por la cual se realiza este trabajo es validar la eficacia de estos filtros llevando a cabo una serie de simulaciones numéricas que ayudan a entender el funcionamiento de los filtros. En particular, se estudiara el filtro comercial Gunther Tulip con el fin de diseñar un nuevo prototipo que mejore las prestaciones de los actuales.

2. Antecedentes y estado del arte

2.1 Ingeniería biomecánica

El presente proyecto está dentro del campo de la biomecánica. El objetivo de esta rama de la ciencia es utilizar el conocimiento de las leyes mecánicas y herramientas matemáticas para elaborar modelos realistas del comportamiento de estructuras biológicas [2]. Por ejemplo: el desarrollo de estructuras óseas o fibras musculares, el estudio del flujo sanguíneo, el flujo pulmonar, o el análisis de los distintos órganos de un ser vivo (corazón, pulmones, etc....).

La biomecánica es una ciencia multidisciplinar. Esta área de conocimiento se apoya en diversas ciencias biomédicas, utilizando los conocimientos de la mecánica, la ingeniería, la anatomía, la fisiología y otras disciplinas, para estudiar el comportamiento del cuerpo humano y resolver los problemas derivados de las diversas condiciones a las que puede verse sometido. Hoy en día, gracias a la potencia de cálculo de los computadores, una de las líneas más interesantes de la biomecánica es la elaboración de modelos matemáticos más complejos a la vez que más realistas, resolviendo dichos modelos numéricamente por medios computacionales.

Una de las áreas de estudio de la biomecánica es el sistema cardiovascular. El sistema cardiovascular se divide en tres subsistemas: corazón, vasos sanguíneos y sangre. Los conceptos físicos necesarios para acometer el estudio se concentran en los campos de la mecánica de sólidos, para el análisis estructural, y mecánica de fluidos, para el análisis de la circulación. Finalmente, se formula una descripción de los fenómenos biomecánicos por medio de modelos matemáticos.

Este proyecto por lo tanto va a combinar el uso de conceptos tanto de la mecánica de sólidos como de la mecánica de fluidos ya que el objeto de estudio es la vena cava inferior, que se encuentra dentro del sistema cardiovascular.

2.2 El sistema cardiovascular

El sistema cardiovascular está formado por el corazón, los vasos sanguíneos y la sangre. La función de éste es dar un suministro continuo de nutrientes y oxígeno a todos los órganos y tejidos del cuerpo a través de la sangre, eliminar los productos residuales y transportar sustancias como las hormonas desde una parte a otra del organismo. La sangre fluye de manera constante a través del sistema circulatorio gracias al impulso que genera el corazón con cada contracción[3]. Desde este punto de vista, se puede comparar el sistema biológico con un sistema de bombeo mecánico. El comportamiento del sistema se puede analizar descomponiéndolo en tres subsistemas: el fluido(la sangre), que es el medio de transporte de masa; la red de conductos (vasos sanguíneos), a través de los cuales se desplaza el fluido; y la

unidad de bombeo (el corazón), que provee la energía necesaria para impulsar el fluido y vencer las pérdidas de presión. La Figura 1 muestra todos los componentes del sistema cardiovascular.

En cada subsistema se debe considerar el comportamiento pasivo (estático), derivado de sus características estructurales y del material del cual está constituido; y el comportamiento activo (dinámico), derivado de las respuestas propias del subsistema aislado y la reacción ante los estímulos de los otros dos subsistemas [4]. El comportamiento pasivo es fácil de modelar, aplicando las leyes físicas y las relaciones biológicas que lo rigen, pero el activo no lo es ya que depende de muchas variables para caracterizar la respuesta de las complejas estructuras de cada subsistema y los efectos derivados de la interacción entre ellos.

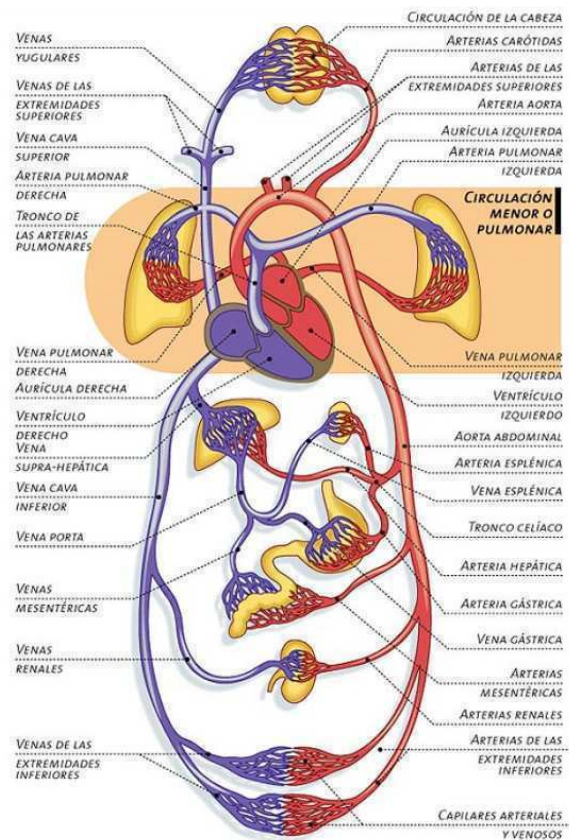


Figura 1. Sistema cardiovascular

2.2.1 El corazón

El corazón es un órgano muscular hueco que posee paredes musculares y que desempeña dos funciones principales: bombear la sangre venosa de los pulmones para que se produzca el intercambio de dióxido de carbono por oxígeno y bombear la sangre oxigenada recibida en los pulmones a todas las partes del cuerpo. Se encuentra situado en el espacio que queda entre los pulmones, el esternón, la columna vertebral y el diafragma, donde se apoya.

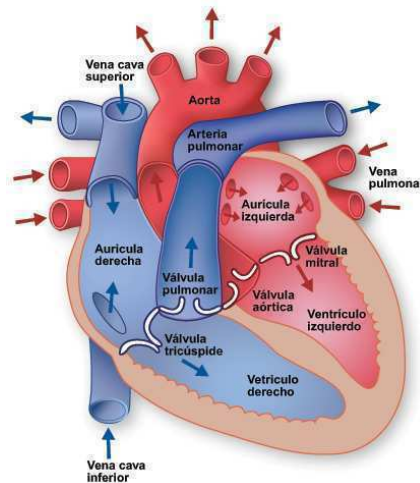


Figura 2. Representación de la estructura del corazón

El corazón es una doble bomba cuyas dos partes funcionan simultáneamente. El lado derecho recibe la sangre venosa y la bombea a los pulmones (circulación menor), y el lado izquierdo recibe la sangre oxigenada de los pulmones y la bombea a todo el cuerpo (circulación mayor).

El corazón posee cuatro cavidades y está dividido en dos mitades que no se comunican entre sí, como muestra la Figura 2: una derecha y otra izquierda. La mitad derecha siempre contiene sangre pobre en oxígeno, procedente de la vena cava superior e inferior, mientras que la mitad izquierda del corazón siempre posee sangre rica en oxígeno y que, procedente de las venas pulmonares, será distribuida para oxigenar los tejidos del organismo a partir de las ramificaciones de la gran arteria aorta. Cada mitad del corazón presenta una cavidad superior, la aurícula, y otra inferior o ventrículo, de paredes musculares muy desarrolladas[5]. Existen, pues, dos aurículas: derecha e izquierda, y dos ventrículos: derecho e izquierdo. El ventrículo izquierdo es la cavidad más grande y fuerte del corazón. Las paredes del ventrículo izquierdo tienen un grosor de un poco más de un centímetro pero tienen la fuerza suficiente para impeler la sangre a través de la válvula aórtica hacia el resto del cuerpo. Entre la aurícula y el ventrículo de la misma mitad cardiaca existen unas válvulas llamadas válvulas auriculoventriculares (tricúspide y mitral, en la mitad derecha e izquierda respectivamente) que se abren y cierran continuamente, permitiendo o impidiendo el flujo sanguíneo desde el ventrículo a su correspondiente aurícula. Cuando las paredes musculares de un ventrículo se contraen (sístole ventricular), la válvula auriculoventricular correspondiente se cierra, impidiendo el paso de sangre hacia la aurícula, con lo que la sangre fluye con fuerza hacia las

arterias. Cuando un ventrículo se relaja, al mismo tiempo la aurícula se contrae, fluyendo la sangre por esta sístole auricular y por la abertura de la válvula auriculoventricular[6].

Como una bomba, el corazón impulsa la sangre por todo el organismo, realizando su trabajo en fases sucesivas. Primero se llenan las cámaras superiores o aurículas, luego se contraen, se abren las válvulas y la sangre entra en las cavidades inferiores o ventrículos. Cuando están llenos, los ventrículos se contraen e impulsan la sangre hacia las arterias. El corazón late unas setenta veces por minuto gracias a su marcapasos natural y bombea todos los días unos 10.000 litros de sangre.

2.2.2 Los vasos sanguíneos

Los vasos sanguíneos son conductos musculares elásticos que se encargan de distribuir la sangre que bombea el corazón a los tejidos del cuerpo y luego regresan a la válvula cardíaca. Hay tres tipos de vasos sanguíneos: arterias, venas y capilares. Se denominan arterias a aquellos vasos que llevan la sangre desde el corazón hasta los distintos órganos. Las arterias son vasos por los que circula la sangre del corazón a los tejidos. Las arterias elásticas (de gran calibre) nacen en el corazón y se ramifican en arterias musculares de diámetro intermedio que se distribuyen en las diferentes regiones del cuerpo. Estas arterias musculares se dividen a su vez en otras más pequeñas llamadas arteriolas. Una vez entran en los tejidos, las arteriolas se ramifican en incontables vasos microscópicos llamados capilares[7]. La Figura 3 muestra un esquema de la estructura de los vasos sanguíneos. El intercambio de sustancias entre la sangre y los tejidos ocurre a través de las delgadas paredes de estos conductos los cuales antes de salir de las estructuras tisulares se unen en grupos de capilares para formar pequeñas venas llamadas vénulas. Éstas se fusionan para dar origen a vasos sanguíneos de calibre cada vez mayor llamados venas. Las venas llevan la sangre de regreso al corazón. Las venas cavas son las dos venas mayores del cuerpo y ambas desembocan en la aurícula derecha del corazón. La vena cava superior es la encargada de recibir la sangre de la mitad superior del cuerpo mientras que la vena cava inferior se encarga de recoger la sangre de los órganos situados por debajo del diafragma [3].

Los vasos sanguíneos también requieren oxígeno y nutrientes, como cualquier estructura del cuerpo.

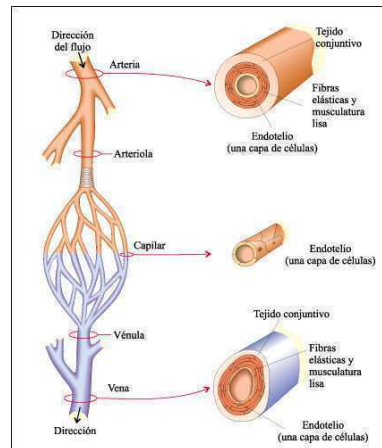


Figura 3. Representación de la estructura de los vasos sanguíneos

2.2.3 La sangre, propiedades

La sangre es un fluido fundamental para el aparato circulatorio. Circula por las venas y las arterias del cuerpo humano gracias a la actividad coordinada del corazón, los pulmones y las paredes de los vasos sanguíneos [7].

Las principales funciones de la sangre consisten en el transporte de oxígeno, desde los pulmones hasta cada uno de los elementos celulares, el transporte de las sustancias alimenticias desde los órganos de digestión hasta los tejidos con necesidades energéticas, el transporte de sales minerales y de vitaminas, la conducción de las hormonas desde sus glándulas de origen hasta sus centros de reacción, el suministro de agua a todas las células, la creación y transporte de los anticuerpos, la eliminación de dióxido de carbono y otros productos tóxicos y el mantenimiento de la temperatura corporal a un nivel óptimo para la vida [8].

El fluido sanguíneo es una solución de células y elementos formes suspendidos en un medio acuoso, el plasma. El contenido celular está conformado por eritrocitos, leucocitos y plaquetas. Por su parte, el plasma está conformado en casi su totalidad por agua, y el resto por proteínas y otras sustancias. El componente acuoso le confiere a la sangre un coeficiente de compresibilidad muy bajo, por lo que la densidad específica de la sangre se mantiene constante en el rango de presiones fisiológicas. La densidad de la sangre es de 1.1 g/mL, mientras que la del plasma es de 1.03 g/mL [4]. Cuando la sangre fluye por vasos pequeños cuyo diámetro es igual o incluso menor que el de los eritrocitos el flujo no es homogéneo; las células pasan una a una, mientras el plasma fluye entre uno y otro componente celular. En este caso se consideran dos fases: una sólida, dada por las células sanguíneas, y otra líquida, dada por el plasma. Cuando la sangre fluye por vasos sanguíneos amplios, aunque conserva características de no homogeneidad, al hacer un análisis seccional se puede simplificar el comportamiento como si fuera un fluido uniforme.

El análisis del plasma ha mostrado que tiene un comportamiento viscoso constante, por lo que se denomina fluido newtoniano; sin embargo, la sangre completa se comporta como un fluido no newtoniano debido a su contenido celular [4]. La viscosidad de la sangre varía con tres factores: el hematocrito, la temperatura y la velocidad de flujo. Como la viscosidad también depende del esfuerzo aplicado, que es proporcional a la velocidad, se observa que cuando el gradiente de esfuerzos es alto la sangre presenta un comportamiento newtoniano.

La sangre, en líneas generales, puede considerarse como un fluido incompresible, viscoso y homogéneo, cuando se analiza la macrocirculación.

Es importante definir el régimen del flujo, laminar o turbulento, en el sistema cardiovascular. El flujo sanguíneo a través de las cámaras del corazón y los vasos mayores, se caracteriza por fuerzas inerciales mayores que las fuerzas viscosas, por lo que resultan número de Reynolds altos y tendencia a la turbulencia. Por otro lado, en los vasos menores, que tienen baja velocidad de flujo y proporcionalmente más longitud que radio, las fuerzas viscosas son mayores que las inerciales, y se presenta el efecto contrario, tendencia al flujo laminar, con número de Reynolds que alcanzan valores de uno y menores [4]. Exceptuándose las condiciones de alto débito cardíaco y flujos en las cámaras, se puede concluir que en condiciones normales en el sistema cardiovascular el flujo laminar es la norma, y que la presencia de flujo turbulento es patológica.

2.3 Trombosis venosa profunda

La trombosis venosa profunda (TVP) es un serio trastorno vascular que puede ocasionar graves complicaciones, como por ejemplo la embolia pulmonar, que puede ser fatal y provocar la muerte. Se presenta cuando se desarrolla un trombo (ver Figura 4) o una masa de sangre en las venas profundas del cuerpo, usualmente en las venas de los miembros inferiores, impidiendo total o parcialmente la circulación de la sangre. Se presentan, espontáneamente, acompañando enfermedades crónicas, en postoperatorios, en reposos prolongados, como consecuencia de traumatismos, etc. Los coágulos de sangre o trombos pueden formarse cuando la sangre se espesa y se agrega formando grupos que son los coágulos de sangre. La mayoría de los coágulos se forman en venas profundas de la pierna, el muslo y la pelvis, pero esto no quiere decir que no pueden formarse en venas profundas de otras regiones del cuerpo[9].

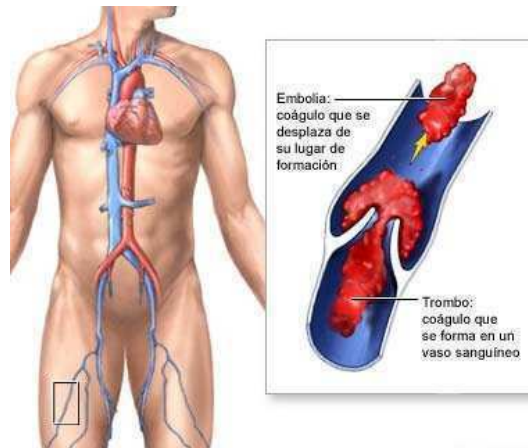


Figura 4. Coágulo sanguíneo

El tromboembolismo pulmonar (TEP) es el resultado de la obstrucción de la circulación arterial pulmonar debido a un émbolo (ver Figura 5) y sigue constituyendo una enfermedad grave, frecuente y de difícil manejo, a pesar de los avances terapéuticos y de las técnicas, de tal forma que es la tercera causa más frecuente de mortalidad si no se trata adecuadamente. La enfermedad tromboembólica venosa (ETV) es un grave y complejo problema sanitario con una incidencia superior a 1 por 1000 habitantes al año. Todavía se producen en EEUU 300.000 nuevos casos de ETV al año y el 30% de los pacientes con ETV fallecerán en los siguientes 30 días y 1 de cada 5 será por embolismo pulmonar. De los supervivientes, el 30% desarrollará tromboembolismo recurrente en los próximos 10 años.

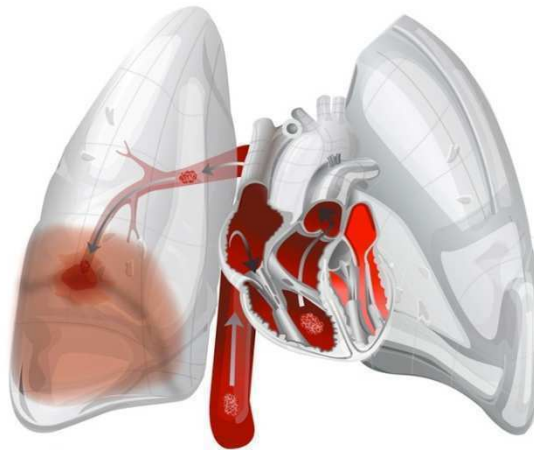


Figura 5. Embolia pulmonar

Un estudio reciente de Paul Stein del hospital Saint Mercy Joseph en Oakland (EEUU) [10] demuestra que cerca del 1% de los pacientes ingresados en un hospital general por cualquier causa e independientemente de profilaxis con heparinas de bajo peso molecular tendrán trombosis venosa profunda de extremidades y de ellos el 21% sufrirán episodio embólico en el pulmón [11].

La trombosis venosa profunda no tratada puede ser peligrosa, producir una embolia pulmonar y hasta la muerte si no es diagnosticada tempranamente y tratada correctamente. Si los coágulos o trombos se desprenden de las paredes interiores de las venas donde se crean y comienzan a viajar o migrar por el torrente sanguíneo, a este coágulo o parte del mismo se le denomina émbolo. El émbolo puede migrar desde las piernas hacia el pulmón produciéndose una embolia pulmonar o tromboembolismo pulmonar. El coágulo bloquea la circulación sanguínea dentro de la arteria pulmonar o una de sus ramas, dañando el pulmón e impidiendo o dificultando la respiración. La embolia pulmonar puede tener consecuencias fatales y si es masiva puede producir la muerte [12].

La anticoagulación en sus diversas modalidades y la fibrinólisis en los casos graves, constituyen el tratamiento de elección del TEP. Existen circunstancias en las que la anticoagulación falla o está contraindicada. Tradicionalmente, para salvar la vida del paciente se recurrió a la interrupción del flujo en vena cava inferior, inicialmente a través de técnicas quirúrgicas y posteriormente mediante dispositivos de filtraje introducidos percutáneamente [13].

Estos filtros han demostrado ser seguros y efectivos para la prevención y el tratamiento de la TEP cuando el tratamiento mediante anticoagulantes está contraindicado o ha fallado [14].

2.4 Filtro antitrombo para vena cava

Los filtros antitrombo de vena cava fueron diseñados por primera vez en 1967 y desde entonces su diseño ha mejorado considerablemente y su uso se ha ampliado [13]. El principio básico de estos dispositivos se inspira en el concepto de una sombrilla hecha de materiales variados (por lo general acero, níquel o titanio) en forma de cono, red, nido de pájaro etc., que se implanta a nivel de la vena cava inferior por debajo de las venas renales mediante una inserción percutánea. Las vías de acceso para el implante pueden ser femoral, yugular o subclavia. Estos dispositivos son capaces de detener trombos de tamaño considerable en su recorrido hacia el pulmón, provenientes principalmente de la circulación venosa profunda de pelvis y extremidades inferiores [15].

Mayoritariamente, los materiales que componen estos filtros son acero o aleaciones de níquel y titanio [16, 17]. En general, se trata de dispositivos cónicos, con un vértice cefálico y patas equidistantes entre sí, dejando un espacio en el centro, de tamaño tres veces menor, que el que queda en la base, de forma que debido al flujo laminar sanguíneo llegarán al ápex los émbolos mayores de un determinado tamaño, habitualmente de 3 mm, donde quedarán atrapados, siendo posteriormente disueltos por el sistema fibrinolítico endógeno [16]. En el extremo de las patas hay unos ganchos o garfios, que sirven para la fijación del filtro dentro de la pared de la vena cava inferior. La Figura 6 muestra algunos de los modelos de filtro que existen para prevenir la trombosis pulmonar.

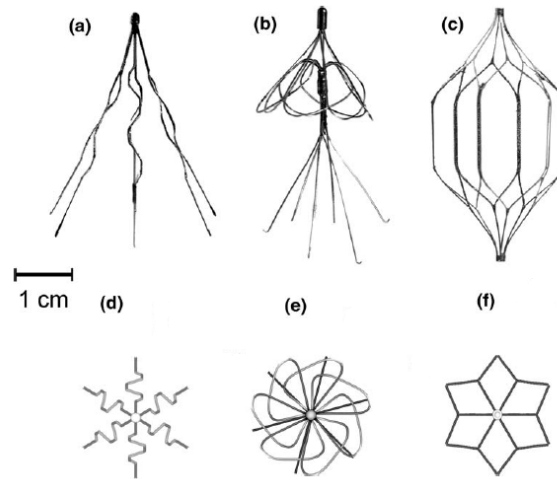


Figura 6. Distintos filtros usados para prevenir TEP: (a) Greenfield; (b) Simon Nitinol; (c) TrapEase. Vista frontal: (d) Greenfield; (e) Simon Nitinol; (f) TrapEase

Los filtros de vena cava pueden ser definitivos, temporales y recuperables. Los filtros definitivos se liberan y permanecen de por vida en su lugar de ubicación en la vena cava. Los filtros temporales conectados a través de un catéter o guía con el exterior, permanecen en la vena cava durante un periodo de tiempo (un máximo de 14 días para el filtro Gunther Tulip), pero siempre es necesario extraerlos[18]. La prolongación del tiempo de permanencia del filtro en la vena cava puede llevarse a cabo haciendo una reposición del filtro vía yugular[19]. Los filtros recuperables tienen una morfología similar a los temporales. Si las condiciones clínicas lo aconsejan se pueden extraer, y en caso contrario, pueden permanecer indefinidamente en el organismo.

El primer filtro creado para VCI fue el filtro Mobin-Uddin. Su aparición en 1967 supuso un gran avance para el tratamiento de la trombosis venosa profunda. Desde entonces, los filtros de vena cava inferior han sido utilizados en pacientes con TVP de miembros inferiores con contraindicaciones para la anticoagulación o recurrencia de embolia pulmonar bajo adecuados niveles de anticoagulación[20]. Con el tiempo, estos dispositivos han continuado evolucionando, pudiendo realizarse el procedimiento por vía femoral, yugular o subclavia. La protección que brindan los filtros de vena cava, varían entre 98 y 99% para embolismo mortal [21].

Poco después de la introducción del filtro de Mobin-Uddin, apareció el filtro de Kimray-Greenfield o filtro de Greenfield de acero inoxidable. Se trata de un filtro cónico de 4.6 cm de longitud, con un vértice cefálico y 6 patas de acero inoxidable equidistantes entre sí que dejan un espacio de 2 mm en el centro y de 6 mm en la base, ya que el flujo laminar sanguíneo llevaría los émbolos de tamaño igual o superior a 3 mm hacia el ápex donde quedarían atrapados, siendo posteriormente disueltos por el sistema fibrinolítico endógeno. Al igual que el paraguas de Mobin-Uddin, el filtro de Greenfield fue originalmente implantado por vía yugular o femoral[22]. Posteriormente se consiguió su colocación por vía percutánea de manera más fácil y con gran seguridad. Los filtros de Mobin-Uddin y de Greenfield de acero

inoxidable son los prototipos del concepto actual de filtro para la interrupción del flujo de la vena cava inferior [23].

Desde el filtro de Mobin-Uddin desarrollado en 1967 hasta el momento han aparecido múltiples diseños con diferentes materiales de construcción. Todos los autores coinciden en que el filtro ideal debería mostrar tras un seguimiento largo y objetivo una serie de condiciones [23]:

- Atrapar todos los émbolos sin impedir el flujo sanguíneo en la VCI
- Deberá ser construido con material biocompatible no trombogénico y de larga duración
- Debe tener pequeño tamaño para facilitar su introducción
- Debe liberarse mediante un mecanismo sencillo y controlable
- Debe poder ser reposicionado
- Debe presentar una fijación segura en las paredes de la VCI
- No debe ser ferromagnético
- Debe ser posible su recuperación
- Debe seguirse de nula mortalidad y una baja morbilidad
- Debe tener bajo costo

Hasta la aparición del filtro Gunther-Tulip no existía en el mercado un filtro que cumpliera exactamente todas las características deseadas. Este filtro presenta tanto de forma experimental como en el ser humano una serie de características técnicas que podrían aproximarse a las condiciones ideales [23].

El filtro Gunther Tulip (GTF) fue inicialmente introducido en 1992 usando acero inoxidable aunque en 1993 fue modificado y pasó a estar formado por una combinación de cobalto, níquel, cromo y otros metales para mejorar su durabilidad. Fue aprobado en Europa para ser usado como un filtro temporal y permanente en 1992, posteriormente fue introducido en Canadá en 1998 y finalmente fue aprobado en U.S.A en el año 2000 para su uso como filtro permanente. Desde su desarrollo este filtro ha protegido a miles de pacientes alrededor de todo el mundo de los efectos del embolismo pulmonar [24].

El GTF tiene una longitud de 45 mm y un diámetro de 40 mm. Este filtro está indicado para ser usado en venas cavas de hasta 30 mm de diámetro. Tiene un diseño cónico con 4 patas principales y 4 patas secundarias. Posee 12 alambres para filtrar, lo que supone el doble de la mayoría de otros filtros cónicos. Los trombos de sangre que son atrapados por el filtro son arrastrados hasta el centro de éste mientras que la sangre fluye sin problemas a través del filtro. Para garantizar la fijación del filtro a la pared de la vena todas sus patas poseen unos ganchos que facilitan el agarre, pero siempre sin causar la perforación o el desgarro de la pared de la vena. El gancho en la parte superior del filtro está diseñado de manera que su colocación o retiro sea fácil. La pelota que el gancho posee en la parte final está hecha para prevenir a la vena de un posible daño o desgarro [24].

Los filtros de vena cava presentan varias ventajas sobre otros tratamientos para el TEP. Su uso permite evitar efectos secundarios de los anticoagulantes y además su colocación no

necesita incisión quirúrgica, solo un pequeño corte en la piel que no necesita suturas para cerrarse [25].

Por otro lado, existen varias complicaciones asociadas al uso de filtros para VCI, como las lesiones vasculares durante su colocación, la trombosis en el sitio de inserción, la migración del filtro, la obstrucción de la vena cava, el embolismo pulmonar recurrente, y la fractura del dispositivo en la colocación, o en su retiro [24] . Todos los filtros recuperables disponen de unos pequeños ganchos de sujeción que penetran en la pared de la vena cava. La agresión del endotelio condiciona una reacción fibrosa que tiende a englobar las patas del filtro en la propia pared de la vena cava y dificulta o impide su extracción [16]. Otro de los riesgos o complicaciones, también relacionado con los ganchos de sujeción es la posibilidad de perforación de la pared venosa por los ganchos que se encuentran en las patas y que puede afectar a estructuras adyacentes con repercusión clínica más o menos grave. Un sistema de fijación muy firme, así como una excesiva y rápida endotelización van a impedir la recuperación del filtro temporal [26, 27].

3. Desarrollo de los modelos numéricos

Se van a llevar a cabo tres modelos numéricos distintos. Con los tres modelos se va a realizar el mismo proceso. Primero, utilizando el programa Rhinoceros se creará la geometría. Después esta geometría será exportada al programa ANSYS ICEM para proceder al diseño de la malla de elementos finitos. Una vez la malla haya sido creada serán exportadas al programa ANSYS CFX el cual permite proceder a su cálculo mediante el método de elementos finitos y volúmenes finitos una vez las condiciones de contorno hayan sido establecidas y el dominio de trabajo haya sido creado. Finalmente, una vez el cálculo numérico haya finalizado se pasará a la fase de posproceso donde se llevará a cabo un estudio del modelo.

A pesar de que todas las geometrías pretenden simular un modelo de vena cava real y se pretende estudiar el comportamiento del filtro antitrombo en la vena cava humana los modelos han tenido que ser modificados respecto al modelo real humano y han tenido que ser diseñados en unas condiciones idealizadas debido a la limitación del modelo experimental.

3.1 Modelo de vena cava

En primer lugar se ha creado un modelo numérico que pretende simular una vena cava idealizada. La principal razón por la que se ha creado este modelo simple es para validar el funcionamiento del software usado en el modelo numérico y además también se pretende hacer una primera comparación con el modelo experimental.

En este proyecto se va a estudiar la vena cava inferior. Como primera aproximación se va a modelar la vena cava como un cilindro perfecto con paredes rígidas.

El tamaño de la vena cava varía para cada paciente ya que depende del volumen de fluido circulante en su interior, de las fases de la respiración y de la función cardíaca. Un diámetro de vena cava medio es 20 mm, pero debido a que el aparato utilizado en la parte experimental solo puede usar un diámetro máximo de 12 mm, este valor será utilizado para el modelo numérico.

La longitud de la vena modelada es de 46mm y el material usado para simular la vena es silicona. Las razones por las que se han elegido estas características son debido a que son condiciones impuestas por el modelo experimental. La geometría ha sido modelada usando el programa comercial Rhinoceros. Este programa permite modelar geometrías en 3D y exportarlas a un programa que permita su discretización espacial.

Una vez la geometría ha sido modelada se va a proceder al diseño de la malla de elementos finitos mediante el programa ANSYS ICEM CFD. La malla va a estar formada por elementos tetraédricos ya que ANSYS ICEM permite crearlos de manera automática a partir de las superficies de la geometría y posteriormente permite su refinamiento. Al llevar a cabo un análisis fluido, los elementos tetraédricos proporcionan buenos resultados, mientras que si se realizase un análisis sólido sería conveniente utilizar elementos hexaédricos.

La malla ha sido realizada de manera que el tamaño de elementos es más pequeño en las zonas de interés. Por el contrario, en las zonas que son menos relevantes para el cálculo la densidad de elementos es menor agilizando de esta manera el proceso de cálculo. Para poder elegir el tamaño de los elementos en distintas zonas de la vena la geometría ha sido dividida en diversas curvas y superficies a las que se han asignado diferentes tamaños de elementos. La Tabla 1 muestra cuales han sido las partes creadas y el tamaño que se ha utilizado para cada una de ellas. En la Figura 7. Partes que componen la geometría del cilindro se pueden ver las partes en las que ha sido dividido el tubo.

Tabla 1. Resumen de las partes creadas para generar el mallado del cilindro.

Parte	Tamaño [mm]
inlet	0.15
outlet	0.15
curvas	0.1
vena	0.2

Para poder simular la situación de flujo desarrollado a la entrada de la vena se ha creado una extensión de la vena. En la salida, también es necesario crear otra extensión. Para realizar las extensiones se ha extruido la malla creada una longitud de 20mm tanto en la zona de entrada como en la de salida como muestra la Figura 7. El número total de elementos que forman la malla es de 2, 703,193. La Figura 8. Detalle del mallado del cilindro muestra la malla generada.

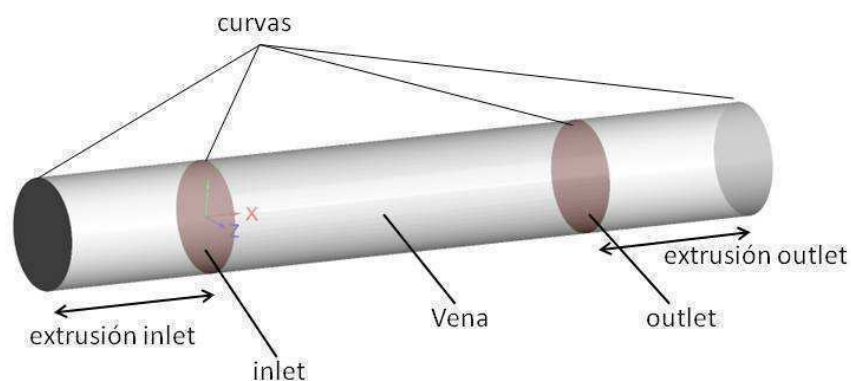


Figura 7. Partes que componen la geometría del cilindro

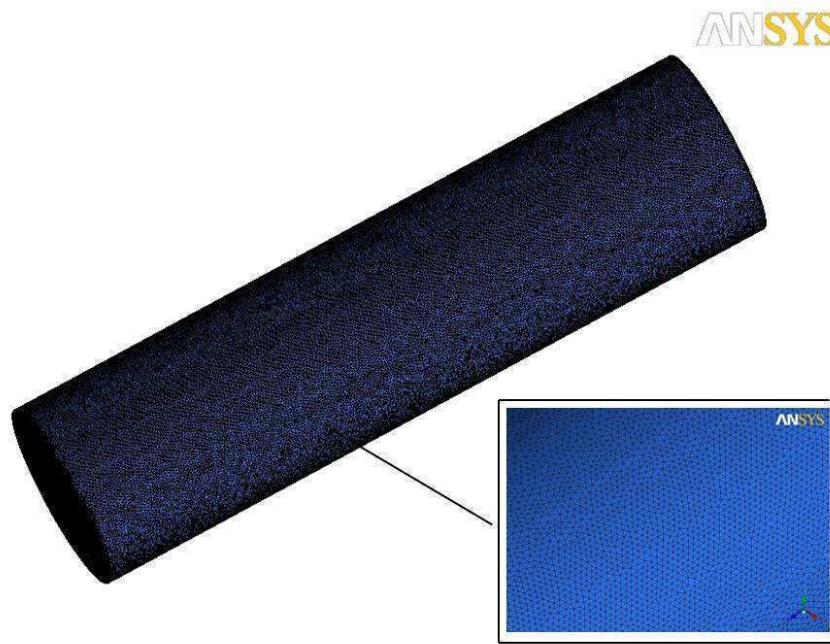


Figura 8. Detalle del mallado del cilindro

Una vez la malla ha sido creada, se exporta al programa ANSYS CFX el cual nos permite proceder a su cálculo mediante el método de elementos finitos y volúmenes finitos. Para ello es necesario definir unas condiciones de contorno y las propiedades del fluido usado.

El programa ANSYS CFX nos permitirá proceder al cálculo mediante el método de elementos finitos bajo las hipótesis establecidas anteriormente. CFX es un programa comercial que permite simular un flujo fluido en un entorno virtual.

El proceso de cálculo se divide en tres partes. La primera parte consiste en crear el dominio de trabajo, imponer las condiciones de contorno para poder resolver el problema y establecer los criterios de convergencia.

El dominio de trabajo usado es un dominio fluido en régimen laminar y estacionario. Las condiciones de contorno que se van a imponer son un caudal de 383 ml/min tanto a la entrada como a la salida. Se asume que no hay pérdidas a lo largo del recorrido y por lo tanto la velocidad es constante. Además, también se va a imponer la condición de pared no deslizante tanto en la superficie del cilindro como en la superficie del filtro.

Los criterios de convergencia que se van a imponer son 150 iteraciones y un error de $1e-12$.

La segunda parte consiste en la resolución del problema fluido mediante el código comercial ANSYS CFX. Este código permite la resolución de las ecuaciones fluidas mediante el método de los volúmenes finitos. Este código transforma las ecuaciones de Navier-Stokes en

un conjunto de ecuaciones algebraicas que lleva a cabo una aproximación de la función incógnita.

Por último, una vez el cálculo haya finalizado se procederá a la fase de postproceso donde se analizarán los resultados obtenidos. El software nos permite visualizar los resultados obtener las líneas de flujo, los perfiles de velocidad, la tensión cortante sobre la pared del vaso y otras cosas de gran interés

3.2 Modelo de vena con filtro antitrombo

El segundo modelo numérico que se ha creado está formado por un filtro antitrombo junto con la vena cava. El filtro usado ha sido el Gunther Tulip estándar formado por cuatro patas principales. Este modelo pretende estudiar cómo se comporta el fluido, en este caso la sangre, al pasar a través del filtro antitrombo.

Para la realización de este segundo modelo numérico se va a partir del modelo real del filtro y mediante el programa Rhinoceros se va a realizar la geometría. La geometría del filtro Gunther Tulip estándar se basa en una forma cónica que le permite atrapar los trombos. Además está formado por 4 patas equidistantes entre sí acabadas en un pequeño gancho, lo que le permite agarrarse a la vena cava, una cabeza cilíndrica que agrupa todas las patas y un pequeño gancho colocado en la cabeza cilíndrica que permite la extracción del filtro. La geometría de este filtro se ha realizado teniendo en cuenta que el filtro se encuentra insertado en una vena cava de 12 mm de diámetro por lo que el ángulo de apertura ha sido ajustado de manera que las patas del filtro queden en contacto con la pared de la vena. Para crear la geometría se han tomado las dimensiones de una de las patas del modelo real y se ha utilizado Rhinoceros para dibujar una de las patas. Como todas las patas son idénticas, solamente ha sido necesario dibujar una de ellas y luego el resto han sido modeladas copiando la primera pata y girándola un ángulo de 90 grados, de manera que las patas se encuentran dispuestas de forma equidistante. Posteriormente se ha dibujado la parte superior del filtro utilizando un cilindro de 1.5 mm de diámetro y 3mm de altura y finalmente se ha modelado el gancho que permite la extracción del filtro. La Figura 9 muestra las dimensiones del filtro. Una vez el filtro ha sido creado, se ha modelado la vena cava, de forma idealizada, de la misma manera que se ha hecho en el modelo anterior (ver Figura 10). El diámetro de la vena es de 12 mm y la longitud es de 94mm.

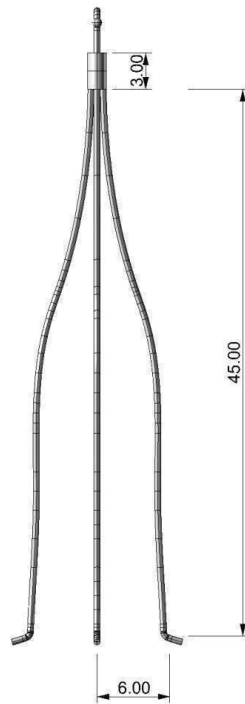


Figura 9. Geometría del filtro Gunther Tulip

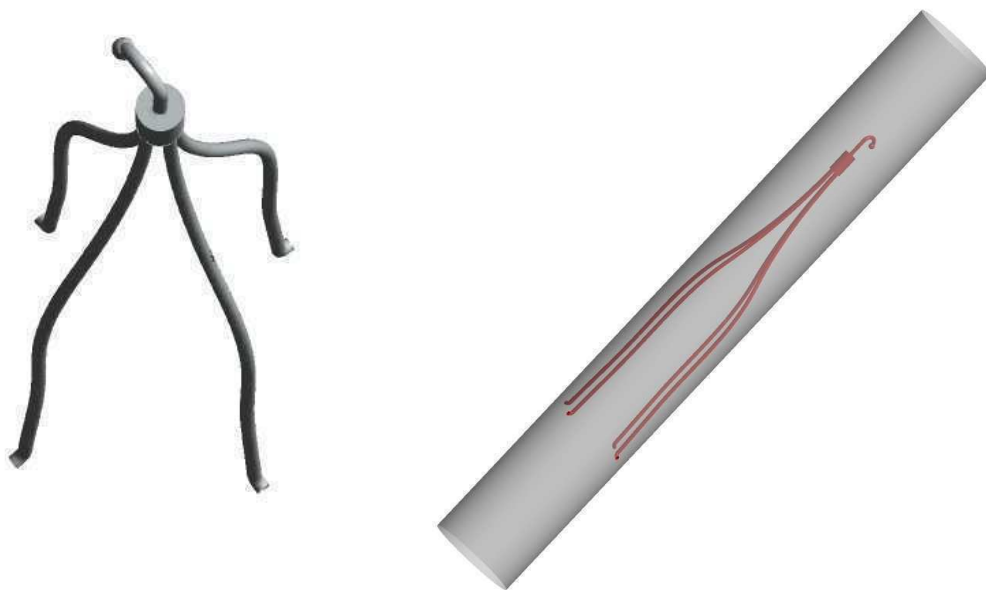


Figura 10. Vista del modelo generado en Rhinoceros

Como se ha hecho con el primer modelo, una vez modelada la geometría 3D se procede al diseño de la malla de elementos finitos usando el programa ANSYS ICEM CFD. La malla ha sido creada de la misma manera, usando elementos tetraédricos. En los lugares en los que se necesita mayor precisión de cálculo, como por ejemplo la zona de contacto de las patas con la pared del vaso, la malla tiene una mayor densidad de elementos. Por el contrario, en las zonas que son menos relevantes para el cálculo, como las zonas de entrada y de salida del flujo, la densidad de los elementos es menor agilizándose de esta forma el proceso de cálculo.

Por esto, la geometría ha sido dividida en diversas curvas y superficies a las que se le han asignado diferentes tamaños de elementos dependiendo del interés que se tenga por cada zona. Las superficies por las que está compuesto este modelo y el tamaño de elementos usados para cada zona queda recogido en la Tabla 2. Además la Figura 11 muestra las superficies en las que ha sido dividida la geometría:

Tabla 2. Resumen de las partes creadas para generar el mallado del modelo de vena con filtro.

Parte	Tamaño [mm]
filtro	0.2
inlet	0.15
outlet	0.15
Intersección patas con vena	0.1
vena	0.3
Tapas de las curvas	0.1

Igual que se ha hecho en el primer modelo, se ha creado una extrusión de 60 mm de la vena en la entrada para poder simular las condiciones de flujo desarrollado. El número total de elementos que forma este modelo es de 8,646,874. La Figura 12 muestra el filtro antitrombo mallado.

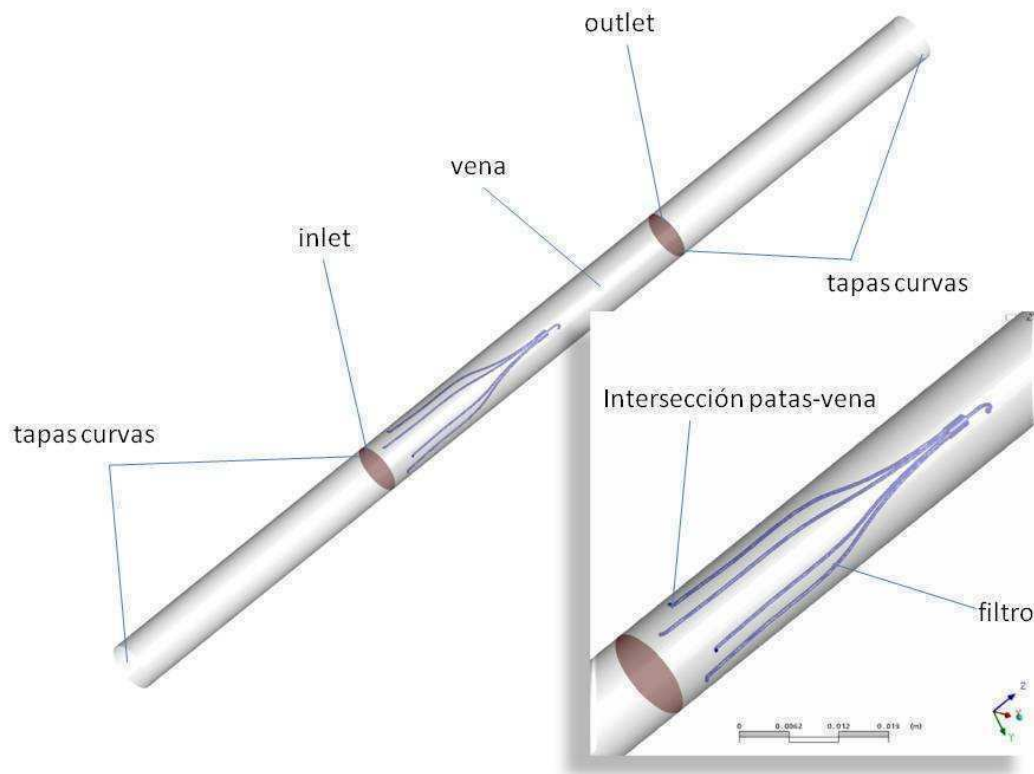


Figura 11. Partes que componen la geometría del cilindro con el filtro

Una vez la malla ha sido creada, se exporta al programa ANSYS CFX el cual nos permite proceder a su cálculo mediante el método de volúmenes finitos. Para ello es necesario definir unas condiciones de contorno y las propiedades del fluido usado.



Figura 12. Malla generada en ICEM para el filtro antitrombo

Una vez más, el programa ANSYS CFX nos permitirá proceder al cálculo mediante el método de elementos finitos bajo las hipótesis establecidas anteriormente. El dominio del trabajo usado y las condiciones de contorno serán las mismas que ya han sido definidas anteriormente en el apartado 3.1. La única diferencia que existe entre ambos modelos es que para éste se va a imponer un caudal de 352ml/min tanto a la entrada como a la salida del tubo.

Por último, una vez el cálculo haya finalizado se procederá a la fase de postproceso donde se analizarán los resultados obtenidos. El software nos permite visualizar los resultados obtener las líneas de flujo, los perfiles de velocidad, la tensión cortante sobre la pared del vaso y otras cosas de gran interés.

3.3 Modelo de vena con filtro antitrombo y trombo

Finalmente, se ha creado un tercer modelo numérico que pretende simular la interacción de un trombo con el filtro antitrombo que está colocado en la vena cava inferior. Para ello, se ha hecho lo mismo que en los dos modelos anteriores para modelar la vena cava y el filtro antitrombo. La novedad que presenta este modelo numérico es la incorporación de un trombo sanguíneo.

Este modelo no va a ser comparado con ningún modelo experimental pero se van a utilizar las mismas dimensiones, mismas propiedades del fluido y mismas condiciones de contorno que en los casos anteriores para que la comparación entre los tres modelos tenga algún significado analítico.

Como primera aproximación, se ha utilizado una esfera perfecta y sólida para simular el trombo sanguíneo y se ha colocado en la vena cava intentando simular el momento en el que el trombo interactúa con las patas del filtro. Los trombos reales tienen geometrías irregulares y aleatorias pero los trombos esféricos representan de alguna manera una media de todas las formas irregulares [28]. El trombo simulado tiene un diámetro de 8 mm y un volumen de 0.268 mL.

Como en los otros dos modelos, el primer paso ha sido diseñar el modelo usando el programa Rhinoceros para luego ser exportado al programa ANSYS ICEM CFD donde se lleva a cabo la creación de una malla de elementos finitos. La Figura 13 muestra la geometría creada para el modelo de filtro con trombo.

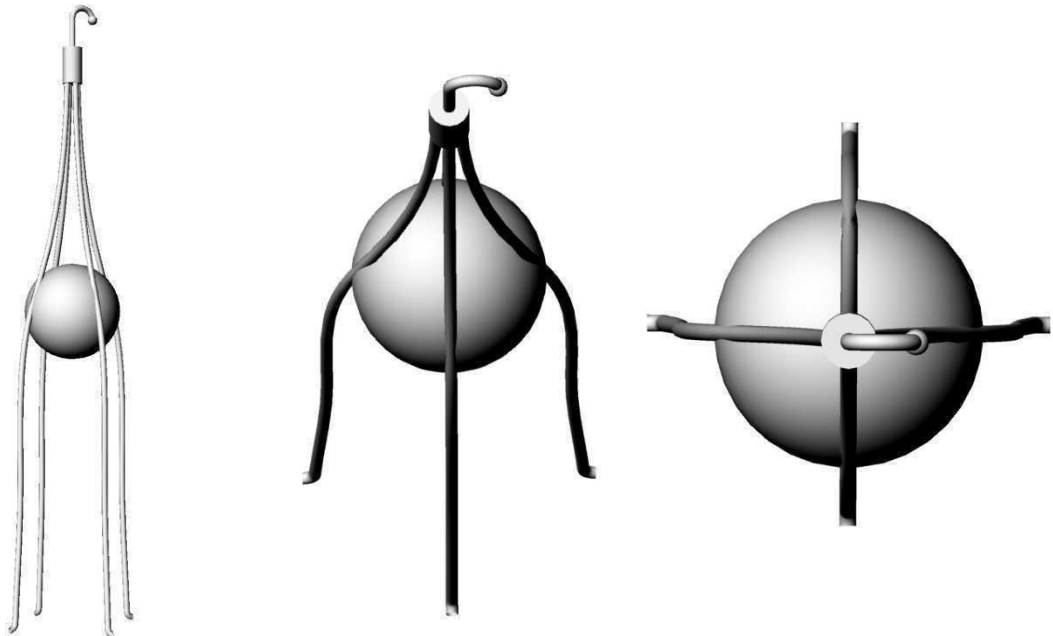


Figura 13. Distintas vistas de la geometría del modelo de filtro con trombo sanguíneo

Una vez más, se dividirá la geometría en distintas partes para poder utilizar distintos tamaños de elementos y poder refinar la malla en las zonas que requieran mayor precisión

para el cálculo. Las superficies por las que está compuesto este modelo y el tamaño de elementos usados para cada zona quedan recogidas en la Tabla 3. Además la Figura 14 muestra las partes en las que ha sido dividida la geometría.

El número total de elementos que forman el modelo es de 5,549,121.

Tabla 3 .Resumen de las partes creadas para generar el mallado del modelo de vena con filtro y trombo.

Parte	Tamaño [mm]
filtro	0.1
inlet	1
outlet	1
Intersección patas con vena	0.07
Intersección pelota	0.05
Tapas de las curvas	0.2
vena	0.3

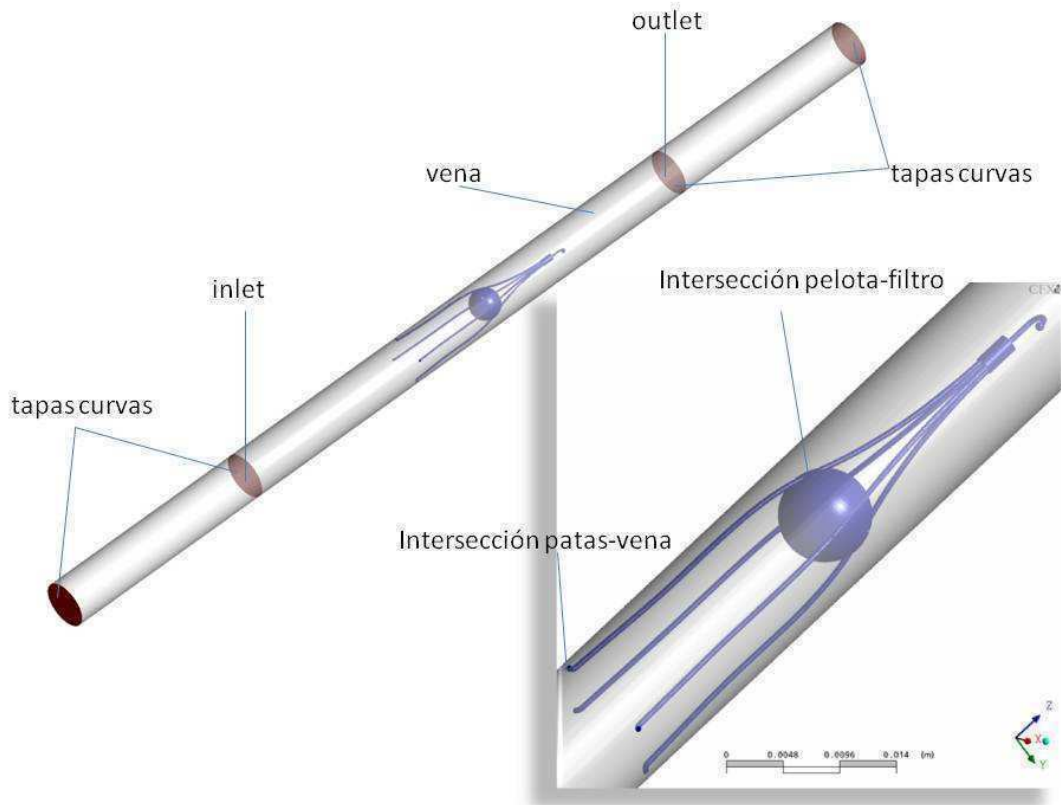


Figura 14. Partes que componen la geometría del cilindro con el filtro y el trombo

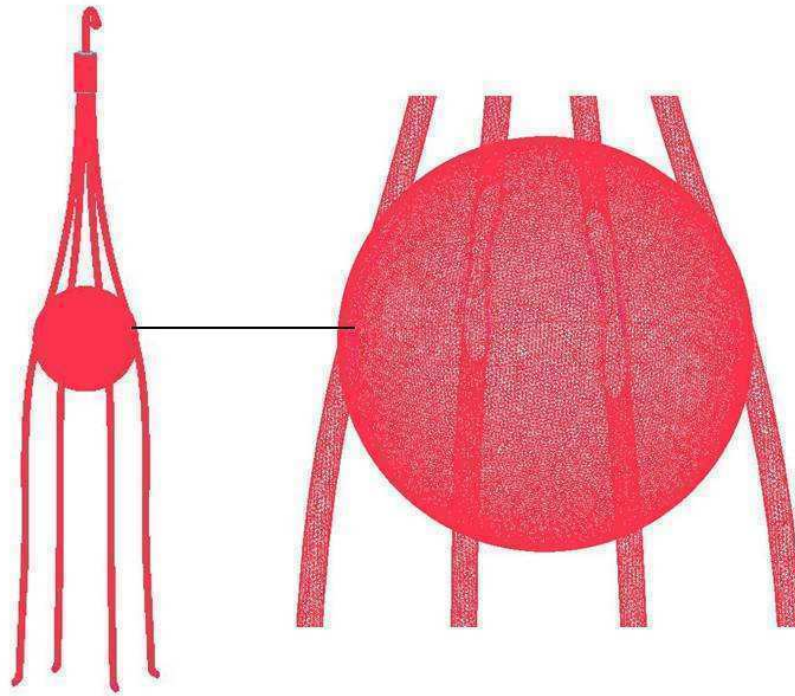


Figura 15. Detalle del mallado del filtro con trombo

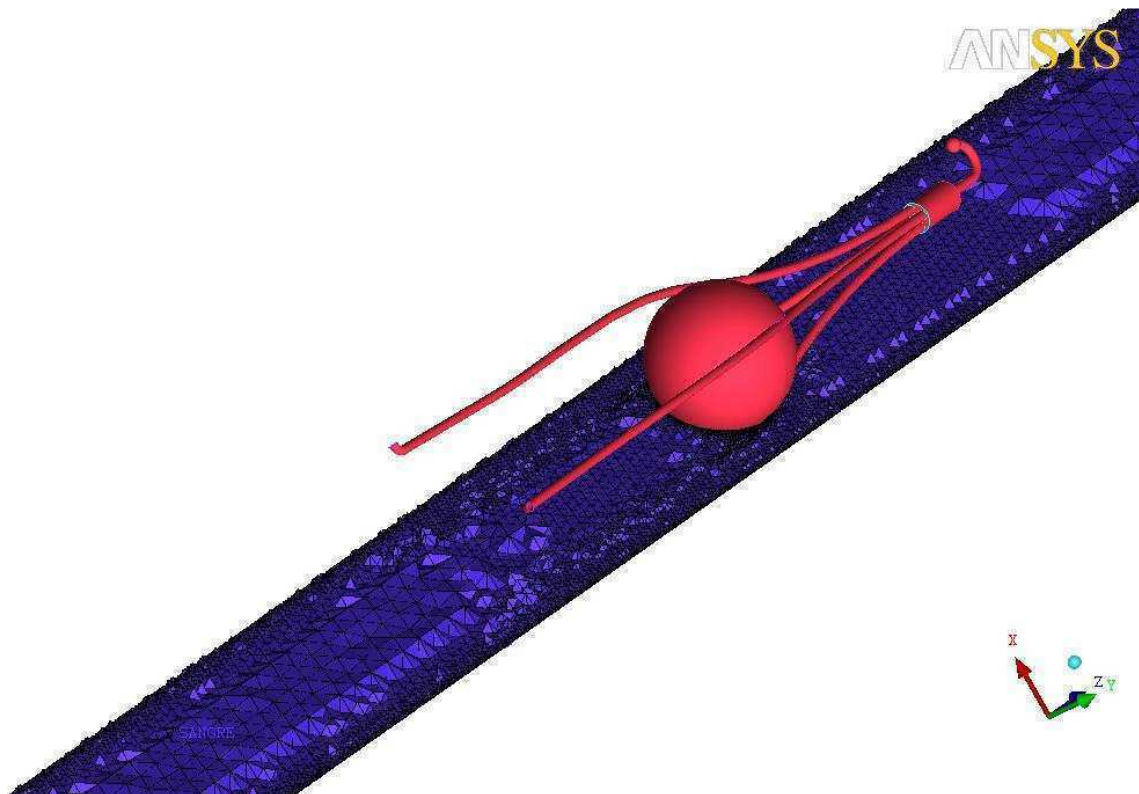


Figura 16. Malla del modelo en un plano

La Figura 15 muestra el mallado llevado a cabo para el filtro antitrombo y en la imagen ampliada se puede observar con más precisión el tamaño y forma de los elementos de la malla en las zonas de interacción del filtro con la pelota.

En la Figura 16 se puede observar el mallado del modelo en un plano que pasa entre las patas del filtro. Se observa que el tamaño de los elementos es notablemente menor en la parte del plano cercana al filtro o que pasa a través de él.

Finalmente, como ya se ha explicado anteriormente, se definirá el dominio de trabajo, las características del fluido y las condiciones de contorno para poder lanzar el cálculo y poder obtener los resultados necesarios para el estudio fluido dinámico del modelo. Se van a utilizar las mismas condiciones de contorno, características del fluido y criterio de convergencia.

4. Técnica láser PIV

Un logro importante que se ha conseguido en la mecánica de fluidos experimental moderna es la invención y el desarrollo de técnicas para la medida de campos de escalares y vectores [29].

Desde hace unos años se han desarrollado métodos que permiten medir el campo de velocidad de un fluido utilizando procesamiento digital de imágenes[30]. De estos métodos destaca el de velocimetría de partículas PIV (particle image velocimetry). Con el avance de las computadoras y las cámaras CCD este método se empezó a denominar DPIV (digital particle image velocimetry) [30]. Estos métodos se basan en iluminar el plano que se desea medir con un haz láser utilizando una lente cóncava y otra cilíndrica para formar así un abanico de luz e introducir en el campo partículas de igual densidad que el fluido para que la luz se refleje sobre ellas e incida sobre la cámara CCD formando una imagen.

Esta parte del trabajo ha sido realizada con la colaboración del grupo de Tecnología Óptica Láser (TOL), perteneciente al I3A, en la Universidad de Zaragoza y en concreto con la ayuda de Pilar Arroyo y Virginia Palero.

4.1 Velocimetría láser

Uno de los parámetros más importantes en determinadas aplicaciones industriales es el conocimiento de la velocidad de diferentes tipos de sólidos, líquidos y gases. Durante las últimas décadas del siglo XX hasta nuestros días, aparecieron y continúan apareciendo diferentes sistemas de medida, todos basados en la detección a distancia mediante luz coherente, que se pueden enmarcar dentro de lo que se denomina Velocimetría láser (VL). La velocimetría láser es una técnica óptica utilizada principalmente para la detección de la velocidad de líquidos, gases y en procesos de combustión, en el marco de la mecánica de fluidos. El conocimiento de la velocidad de un fluido, siempre que éste sea transparente a los haces de luz láser y accesible desde el exterior, permite obtener un mejor conocimiento del comportamiento de esto.

El método de velocimetría de partículas PIV es uno de los métodos más utilizados, más efectivos, instantáneos y menos intrusivos que existen para medir campos de velocidad. Hoy en día se utiliza esta técnica en diferentes áreas, desde la aerodinámica hasta la biología. Debido a este amplio rango de posibles aplicaciones de la técnica PIV, el número de grupos de investigación que utilizan esta técnica se ha extendido por todo el mundo [31].

Un sistema PIV estándar consiste en un láser pulsante, un arreglo óptico que transforme el rayo del láser en una hoja de luz que ilumine las partículas trazadoras, una cámara CCD, un ordenador y una unidad de sincronización que permita que la fuente de luz láser y la cámara se activen en el mismo instante. Una vez que se tienen las imágenes se tienen que procesar con un código comercial o con un código autogenerado para obtener los campos de velocidad[30].

4.2 Descripción del sistema experimental

En la holografía digital, un plano del fluido es iluminado con un láser como en la técnica de PIV. Una lente es usada para formar la imagen en una cámara donde interfiere con una onda de referencia, creando un holograma. En este experimento, una viga de referencia ha sido usada, cuya fuente se encuentra situada a la misma distancia del sensor que de la apertura de las lentes.

El láser usado como la fuente de luz en este sistema experimental es un láser de alta velocidad y dos cavidades New Wave Pegasus con una longitud de onda de 527nm y una energía por pulso de 10mJ a 1000Hz. Dos cámaras de alta velocidad (Fastcam SA2, tamaño del sensor 2048x2048 pixeles, tamaño del pixel 11 μ m x 11 μ m) han sido usadas para grabar los hologramas (C1) y las imágenes de PIV (C2). Las cámaras han funcionado a su máximo rendimiento (1000 imágenes /s). Cada laser ha sido usado a la mitad de su velocidad (500 pulsos/s). Dos lentes idénticas ($f'=55$ mm) han sido usadas para captar la imagen del plano del fluido iluminado en los dos sensores con una magnificación muy cercana a la unidad ($M=0.935$). Las lentes han trabajado a $f\#=-22$ [32]. La Figura 17 muestra un resumen del sistema experimental:

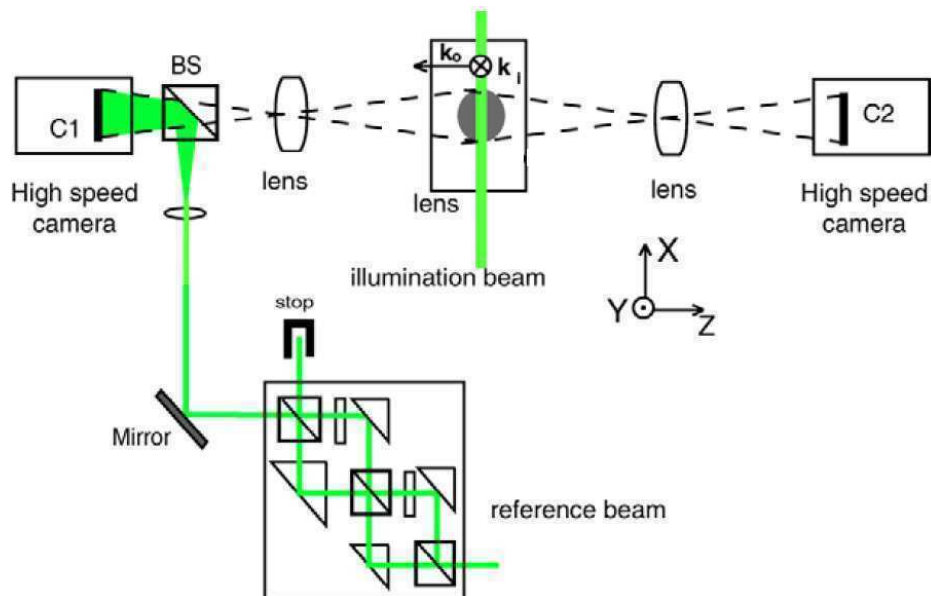


Figura 17. Resumen del sistema experimental

La viga laser esta divida en dos: la viga de referencia y la viga de iluminación. La viga de iluminación está formada por una lámina que ilumina el plano central del modelo de la vena con el filtro como muestra la Figura 18. La viga de referencia está dividida en cuatro referencias con caminos ópticos en aumento usando in sistema compacto y portátil. Este sistema es necesario debido a la corta longitud de coherencia del laser ($L_c \sim 10$ mm en el aire) lo que limita la longitud de la región que puede ser grabada. La longitud de coherencia aparente de la viga de referencia es aumentada sobreponiendo distintas vigas de referencia con diferencias controladas en sus longitudes de camino ópticas. Cada viga interfiere con una parte distinta del objeto, cuya longitud es la misma que la longitud de coherencia del laser.

El modelo de vena usado está compuesto por una pieza cilíndrica de silicona de 12 mm de diámetro interno y un filtro antitrombo Gunther Tulip de cuatro patas colocado en el centro de la vena como se observa en las imágenes de la Figura 19. El líquido introducido en el modelo que teóricamente simula la sangre ha sido elegido para ajustarse al índice de refreacción de la silicona (índice refractivo de $n=1.4185$) y con unas características similares a la sangre. Este líquido es un compuesto de agua ($n=1.33$) y glicerina (1.4734) en un en proporción 2:3 en peso. El líquido además ha sido mezclado con partículas de látex de 4-7 μm con el fin de alcanzar unas propiedades similares a las de la sangre (densidad y viscosidad). Solamente se ha usado la cámara 1 para grabar las imágenes PIV [32]. Las imágenes PIV obtenidas han sido posteriormente analizadas con el software Davis de La Vision.

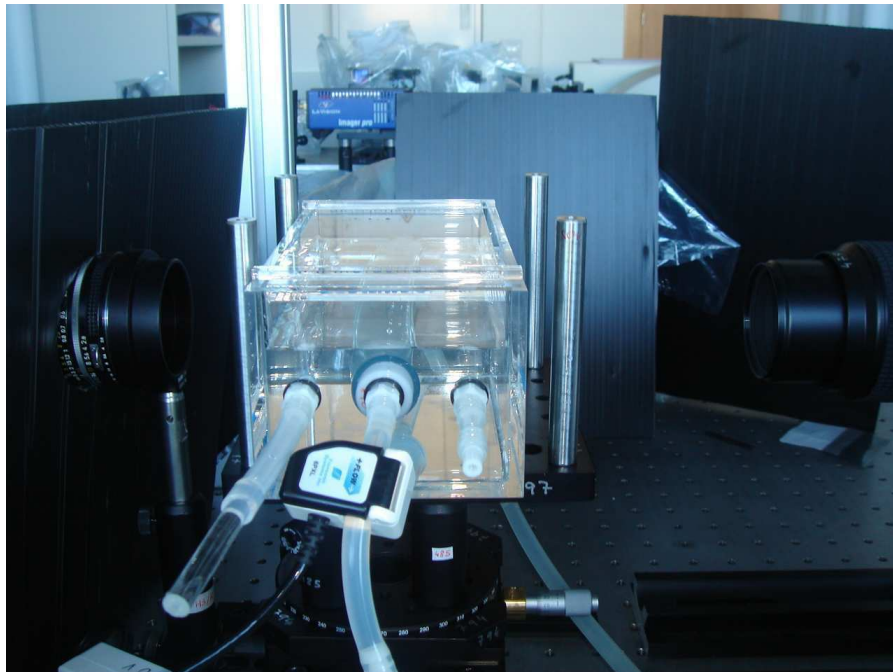


Figura 18. Fotografía que muestra las dos cámaras que se utilizan para obtener las imágenes PIV

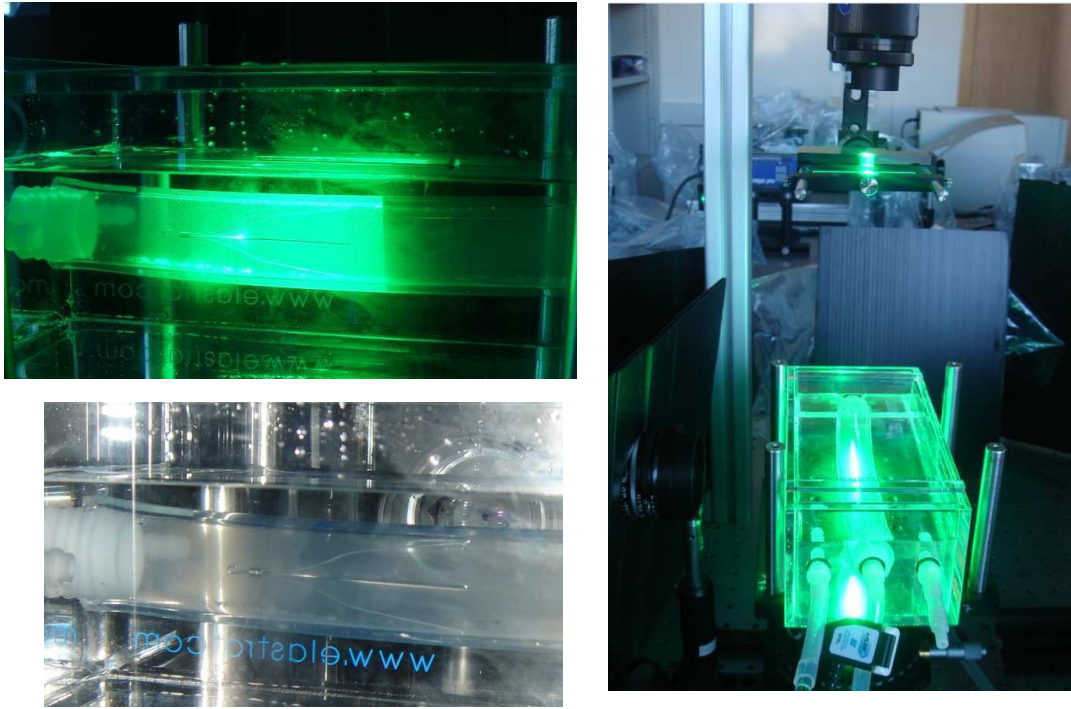


Figura 19. Imágenes del sistema experimental con el filtro introducido y en pleno funcionamiento

5. Resultados

En este apartado se van a mostrar los resultados obtenidos para cada uno de los 3 modelos numéricos y se va a llevar a cabo una comparación con el modelo experimental usando una serie de gráficas.

5.1 Modelo experimental

Como ya se ha dicho anteriormente, el ensayo experimental ha sido llevado a cabo por el grupo de Tecnología Óptica Láser (TOL), perteneciente al I3A, en la Universidad de Zaragoza.

El grupo TOL se ha encargado de preparar el sistema experimental, calibrar el aparato y obtener las imágenes PIV, pero los datos obtenidos han tenido que ser tratados para poder ser comparados con los modelos numéricos.

A partir de un fichero conteniendo todos los datos de posición y velocidades en unidades de píxeles y una foto de la imagen del sistema experimental para obtener la escala (Figura 21), en primer lugar, ha sido necesario convertir los datos de píxeles a milímetros. Para esto, se ha partido de una imagen del plano donde se han tomado las velocidades (como muestra la Figura 20)

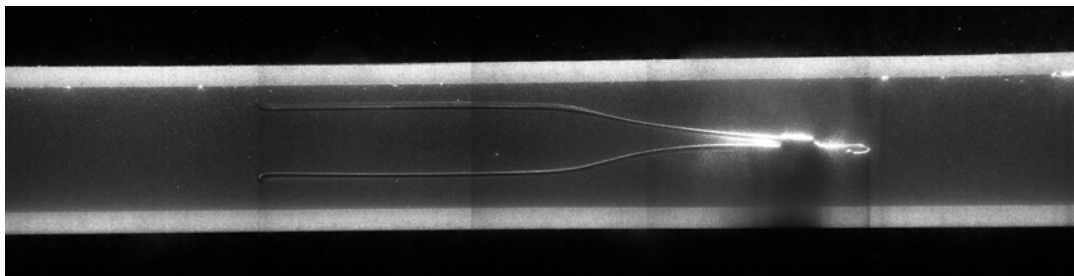


Figura 20. Imagen del plano en el que se han tomado los datos de velocidad

Detrás del sistema experimental se ha colocado papel con rayas con la función de hacer de escala, como muestra la Figura 21. De esta forma se sabe que la distancia entre cada rayita es 1 mm, y como los datos de posición y las dimensiones de la imagen han sido dados en píxeles se obtiene un factor de escala de 85,35 píxeles/mm. De esta forma ya se consigue convertir los datos al sistema métrico, que es el utilizado en los modelos numéricos.

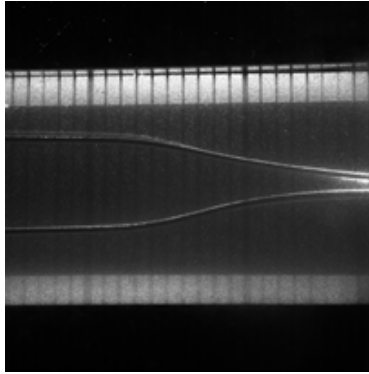


Figura 21. Imagen de la escala usada

El siguiente paso es ajustar las datos experimentales en la dirección y , de manera que el valor que se toma como 0 (el origen) sea el mismo tanto para el modelo numérico como para el experimental.

Para esto, se ha usado el programa Matlab, y se ha elaborado un pequeño programa que permita saber cuál es el valor que se ha tomado como origen en el sistema experimental. De esta forma, como muestra la Figura 22, se obtiene una imagen que muestra el campo de velocidades.

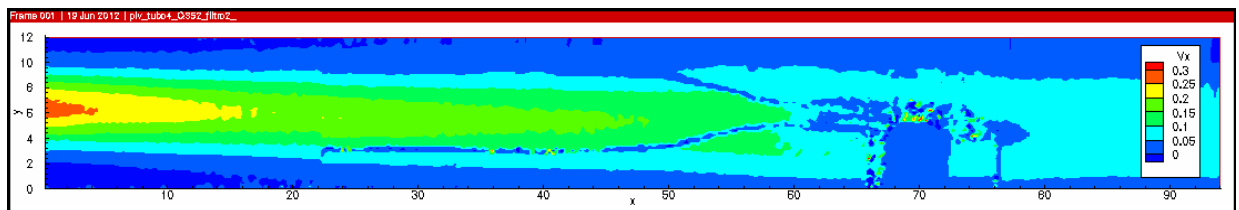


Figura 22. Imagen del campo de velocidad en el plano donde se han tomado los datos.

Una vez los datos han sido convertidos al sistema métrico y se sabe el punto que se ha tomado como referencia en ambos modelos se puede llevar a cabo la comparación entre los resultados numéricos y los experimentales. Como muestra la Figura 22, el punto de referencia desde el que se han tomado los datos es la pared del filtro y por eso las curvas obtenidas para los perfiles de velocidad van desde $x=0$ hasta $x=12$, mientras que en los modelos numéricos el punto de referencia es el centro del tubo donde $x=6$. Teniendo esto en cuenta, será necesario ajustar unos datos a otros para poder comparar ambos modelos.

5.2 Modelo de vena

El primer modelo numérico, de vena cava sin filtro antitrombo ha sido comparado con un modelo experimental. Se han tomado los datos de las velocidades en varias líneas a lo largo del cilindro tanto en el modelo numérico como en el experimental de manera que se pueda hacer una comparación cuantitativa de los perfiles de velocidad. La Figura 23a muestra cuales han sido las líneas en las que se han tomado los datos de velocidad y la Figura 23b muestran los valores de la velocidad obtenidos a lo largo de las líneas donde se han tomado los datos.

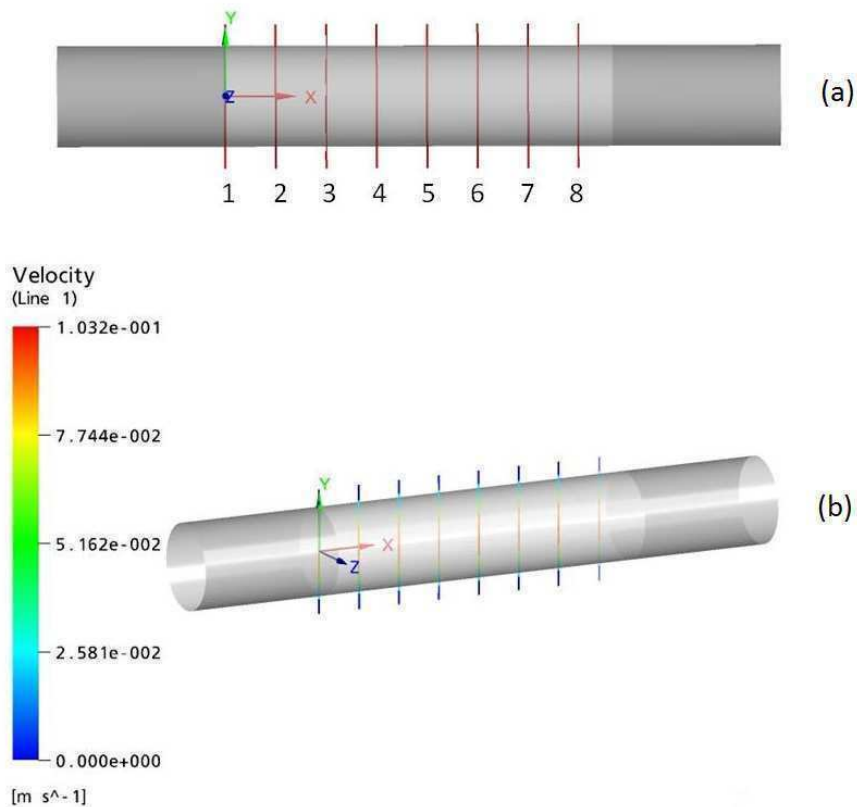


Figura 23. Vista del modelo mostrando las líneas donde se han tomado los datos de velocidad

Una vez se han tomado los datos de las líneas tanto en el modelo numérico como en el experimental se han creado las graficas que muestran los perfiles de velocidad. De esta forma resulta fácil comparar los resultados obtenidos y validar el modelo numérico. La Figura 24 muestra los perfiles de velocidad para ambos modelos en distintas líneas.

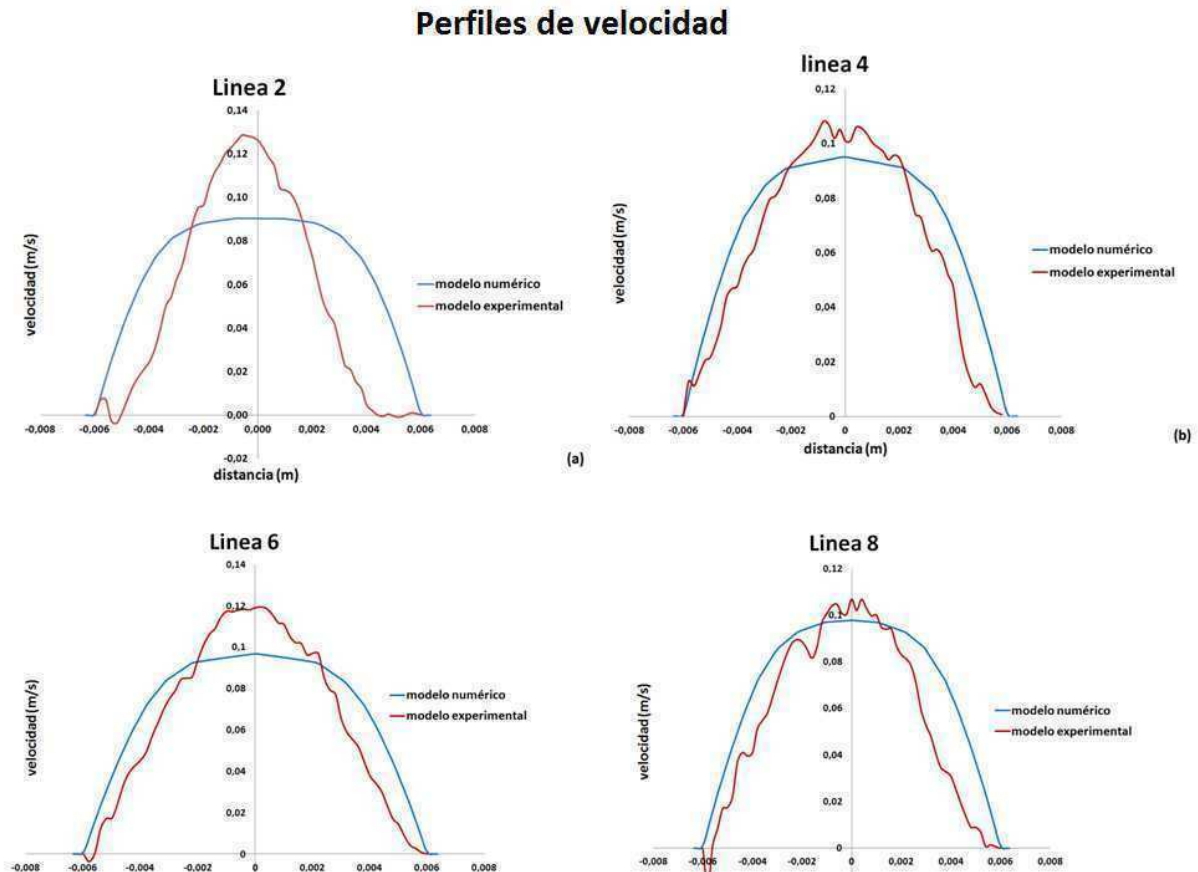


Figura 24. Perfil de velocidad a lo largo de distintas líneas

Los perfiles de velocidades muestran pequeñas diferencias entre sí. Se observa que conforme se comparan los datos más hacia la derecha del tubo, el perfil de velocidad es cada vez más parecido. Por otro lado también se observa que el pico en el perfil de velocidad es mayor para el modelo experimental. Esto puede ser debido a que en el modelo numérico se tarda más en alcanzar la condición de flujo desarrollado, a pesar de las extrusiones creadas, mientras que en el modelo experimental se impone la condición de flujo desarrollado desde el principio.

Otra de las razones que puede causar la diferencia entre cada uno de los modelos es la rigidez del tubo. El modelo numérico ha sido modelado como un rígido perfecto mientras que el modelo experimental ha podido sufrir alguna pequeña deformación ya que la silicona, el material que se ha utilizado en la simulación experimental, se puede deformar.

El plano en el que se han tomado las medidas experimentales es el plano de simetría del cilindro por lo que en el modelo numérico se ha trabajado también en ese plano. La Figura 25 muestra el perfil de velocidad para ambos modelos a lo largo del plano tomado con una velocidad máxima de 0.11 m/s para el modelo numérico y de 0.15 m/s para el modelo experimental. La velocidad es nula en las zonas próximas a la pared del tubo. La Figura 25(a) muestra el perfil de velocidad para el modelo numérico, y se observa que le cuesta más al modelo alcanzar la velocidad máxima que al modelo experimental como se muestra en la Figura 25(b).

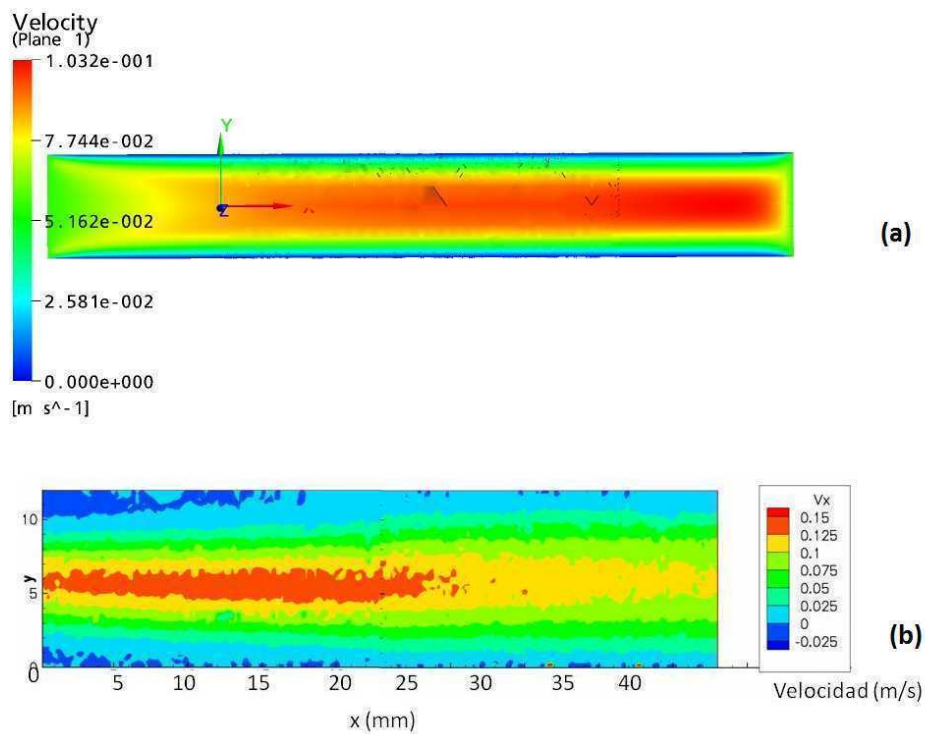


Figura 25. Magnitud de velocidad a lo largo de un plano

5.3 Modelo de vena con filtro antitrombo

El segundo modelo, de vena cava con filtro antitrombo también ha sido comparado con un modelo experimental. Se han tomado los datos de las velocidades en varias líneas a lo largo del modelo para llevar a cabo una comparación de los modelos numérico y experimental como se ha hecho en el apartado 5.1. La Figura 26(a) muestra cuales han sido las líneas en las que se han tomado los datos de velocidad y la Figura 26(b) muestran los valores de la velocidad obtenidos a lo largo de las líneas donde se han tomado los datos para el modelo numérico.

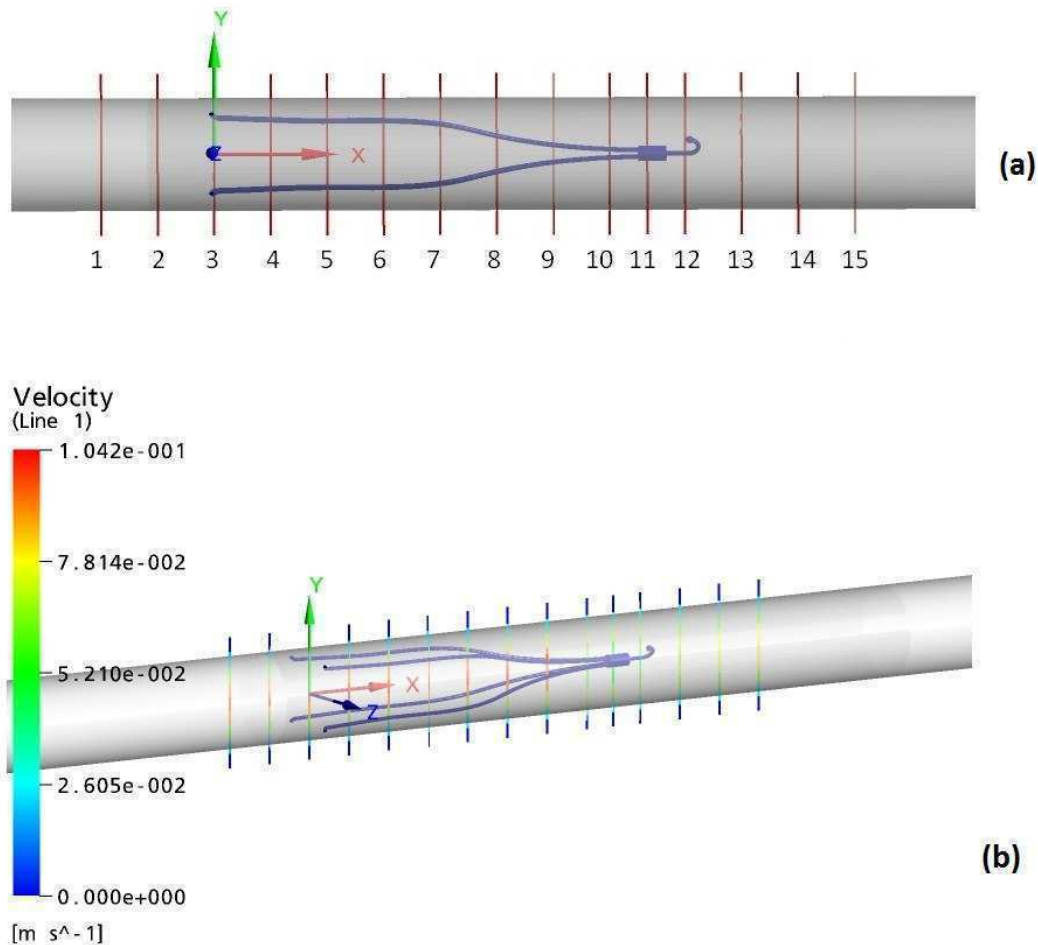


Figura 26. Vista del modelo mostrando las líneas donde se han tomado los datos de velocidad

Este segundo modelo ha presentado más dificultades a la hora de ser comparado ya que se cree que las imágenes PIV no han sido tomadas justo en el eje de simetría y el tubo se encuentra levemente deformado, lo que supone diferencias más marcadas entre los resultados del modelo numérico y el experimental.

Se puede observar en las Figura 27, Figura 28, Figura 29, y Figura 30 que los perfiles son más parecidos cuanto más hacia la derecha se avanza en el modelo. La razón por la que esto sucede, como pasa en el caso anterior, podría ser explicada teniendo en cuenta que en el modelo numérico se tarda más en alcanzar la condición de flujo desarrollado mientras que en el modelo experimental la condición de flujo desarrollado ya está impuesta desde el inicio del

modelo. Por esta razón, una vez que el flujo ya se ha estabilizado y alcanzado la condición de flujo desarrollado ambos perfiles se acercan más.

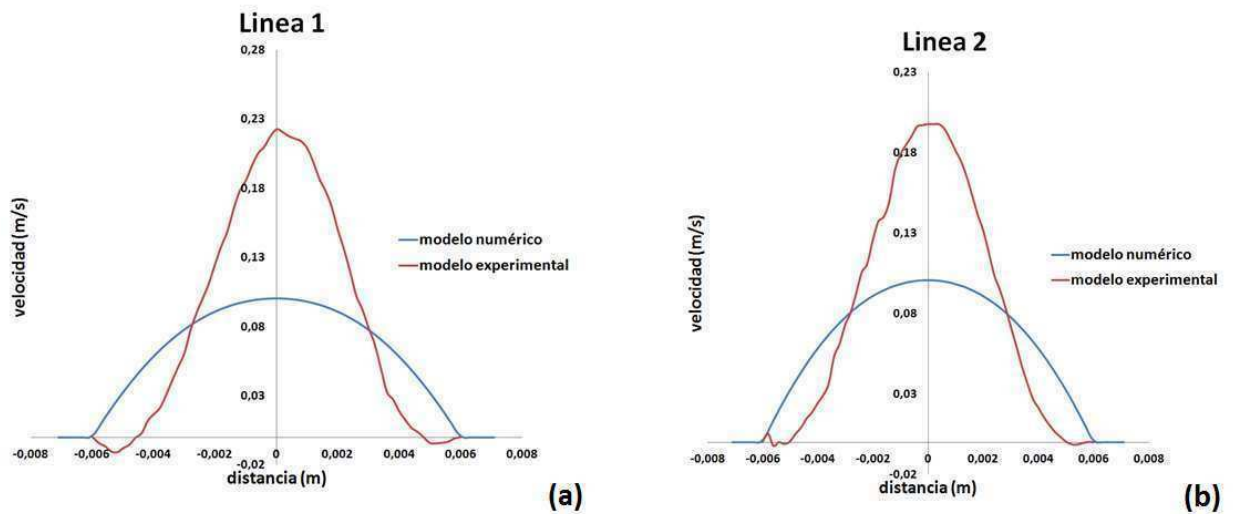


Figura 27. Perfiles de velocidad delante del filtro antitrombo

La Figura 27 muestra los perfiles de velocidad a lo largo de las líneas 1 y 2, ambas situadas delante del filtro. Se observa que en ambos casos el pico de velocidad del modelo experimental es notablemente superior al numérico. También se observa que en la Figura 27(a) el valor máximo de la velocidad para el modelo experimental es alrededor de 0.23 m/s mientras que en la Figura 27(b), que muestra el perfil de velocidad en la línea 2, el valor máximo de la velocidad ha disminuido a 0.19 m/s. Conforme el fluido viaja hacia la derecha del tubo, el valor máximo de la velocidad para el modelo experimental disminuye y se acerca poco a poco al perfil del modelo numérico. Como ya se ha dicho previamente, esto puede ser debido a que en el modelo experimental la condición de flujo desarrollado se impone desde el inicio del modelo mientras que en el modelo numérico el flujo se desarrolla poco a poco.

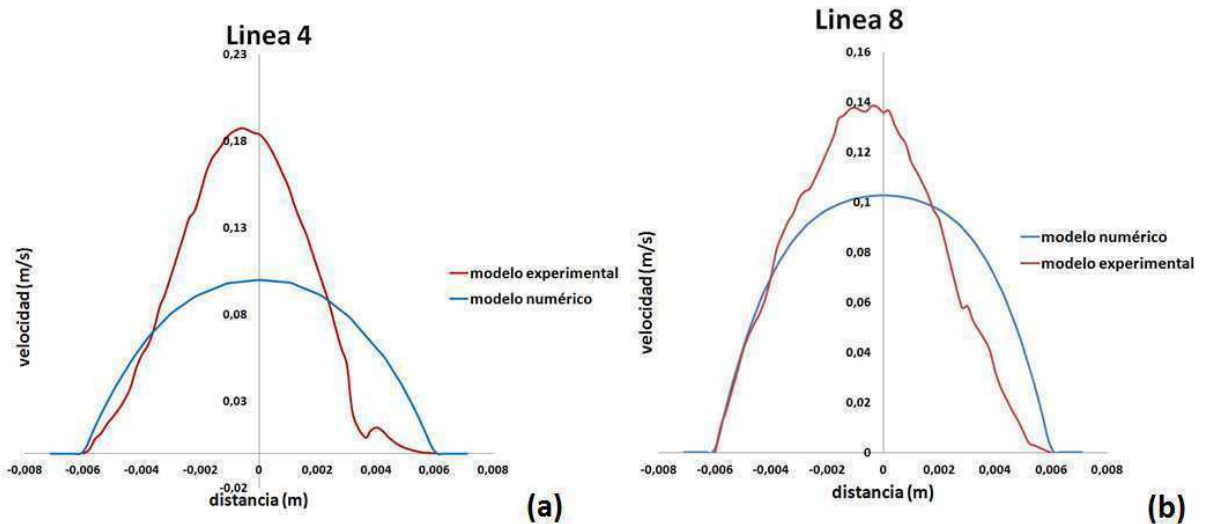


Figura 28. Perfiles de velocidad a lo largo del filtro antitrombo

La Figura 28 muestra los perfiles de velocidad de dos líneas situadas a lo largo del filtro antitrombo. Como el plano de estudio es el de simetría del filtro, estas dos líneas no atraviesan en ningún momento el filtro (como se observa en la Figura 26(b)) por lo que no se produce velocidad nula salvo en las zonas cercanas a la pared del tubo. En la Figura 28(b), correspondiente a la línea 8, se observa que los perfiles numéricos y experimentales son cada vez más parecidos entre sí.

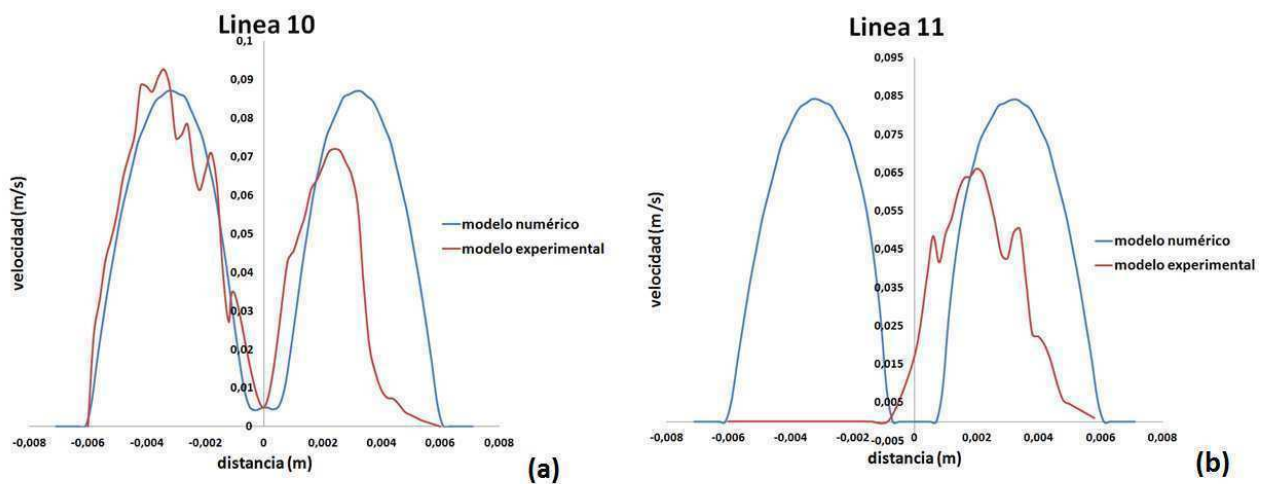


Figura 29. Perfiles de velocidad a lo largo del gancho del filtro

La Figura 29 representa los perfiles de velocidad de las líneas 10 y 11, que como muestra la Figura 26(b) atraviesan el filtro antitrombo a la altura del gancho. Por esta razón, en el punto de simetría ($x=0$) la velocidad es prácticamente nula. Se observa en la Figura 29(b), que los valores del modelo experimental en la parte negativa del eje x son cero. Esto se debe a que

había un aparato en el modelo experimental que hacía sombra (como se ve en Figura 31(b)) e impedía captar el perfil de velocidad en esa zona. Además también se observa que el perfil de velocidad del modelo experimental se empieza a desplazar hacia la izquierda, lo que puede deberse a una deformación o mala colocación del tubo en el sistema experimental.

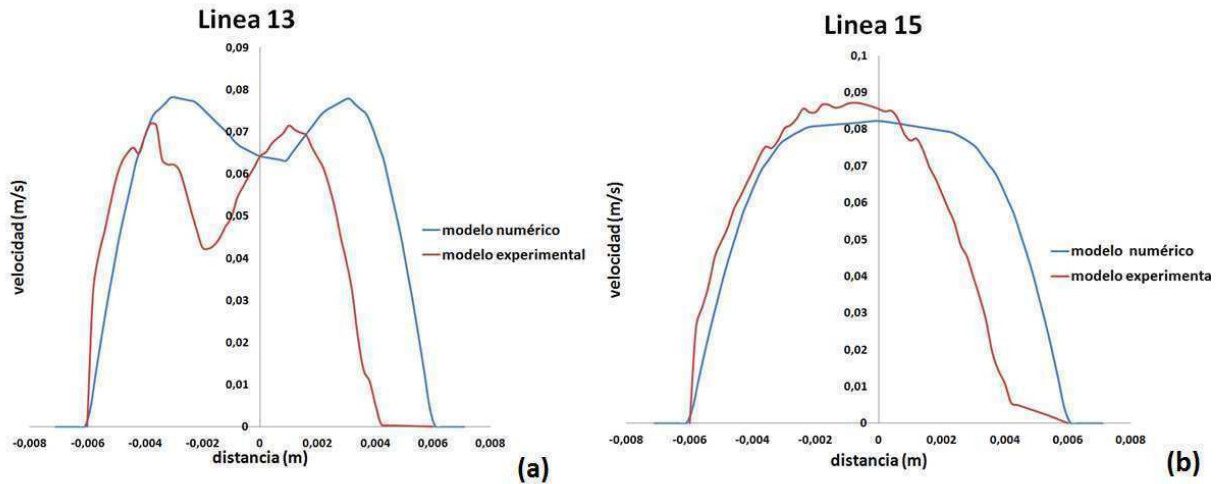


Figura 30 Perfiles de velocidad después del filtro

Finalmente, la Figura 30 representa los perfiles de velocidad de dos líneas situadas después del filtro antitrombo. Se ve en la Figura 30(b) que el perfil de velocidad del modelo experimental es prácticamente idéntico al numérico aunque se encuentra desplazado hacia la izquierda como ya se ha explicado anteriormente.

La Figura 31 muestra el perfil de velocidad para ambos modelos en el plano en el que se han tomado las medidas. La Figura 31(a) muestra el perfil de velocidades obtenido para el modelo numérico mientras que la Figura 31(b) muestra el perfil de velocidad obtenido mediante técnicas PIV.

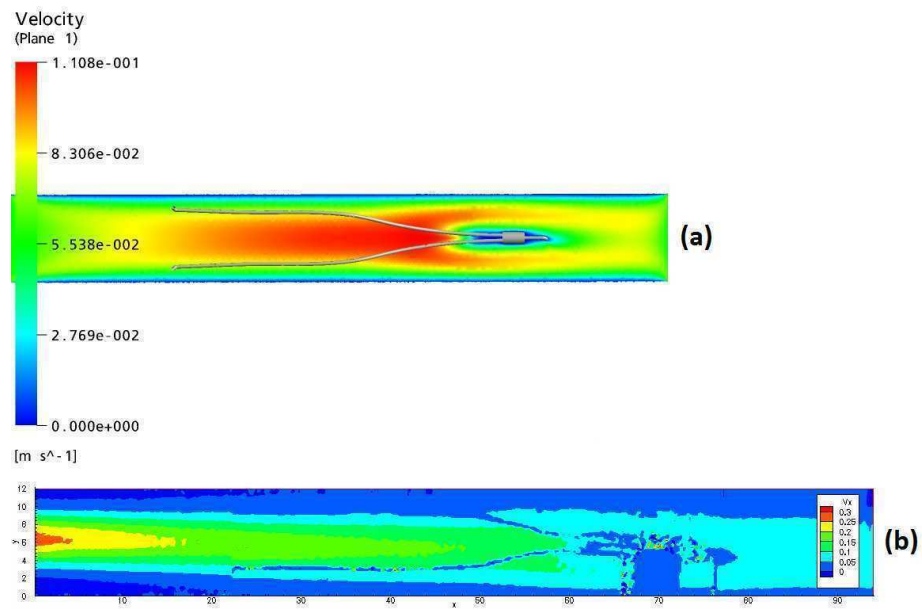


Figura 31. Velocidades obtenidas para el plano de toma de datos: a.modelo numérico, b.modelo experimental

5.4 Modelo de vena con filtro antitrombo y trombo

El tercer modelo pretende estudiar el efecto de la introducción de un trombo en la vena y la interacción de éste con el filtro. Este modelo no ha sido comparado con ningún modelo experimental pero se han analizado los resultados de la misma forma que se ha hecho en los casos anteriores para poder comparar los modelos numéricos entre ellos. Una vez más, se han tomado los datos de las velocidades a lo largo de varias líneas como indica la Figura 32 y se han representado los perfiles de velocidad para poder ver cómo se desarrolla el fluido a lo largo de su paso por el tubo.

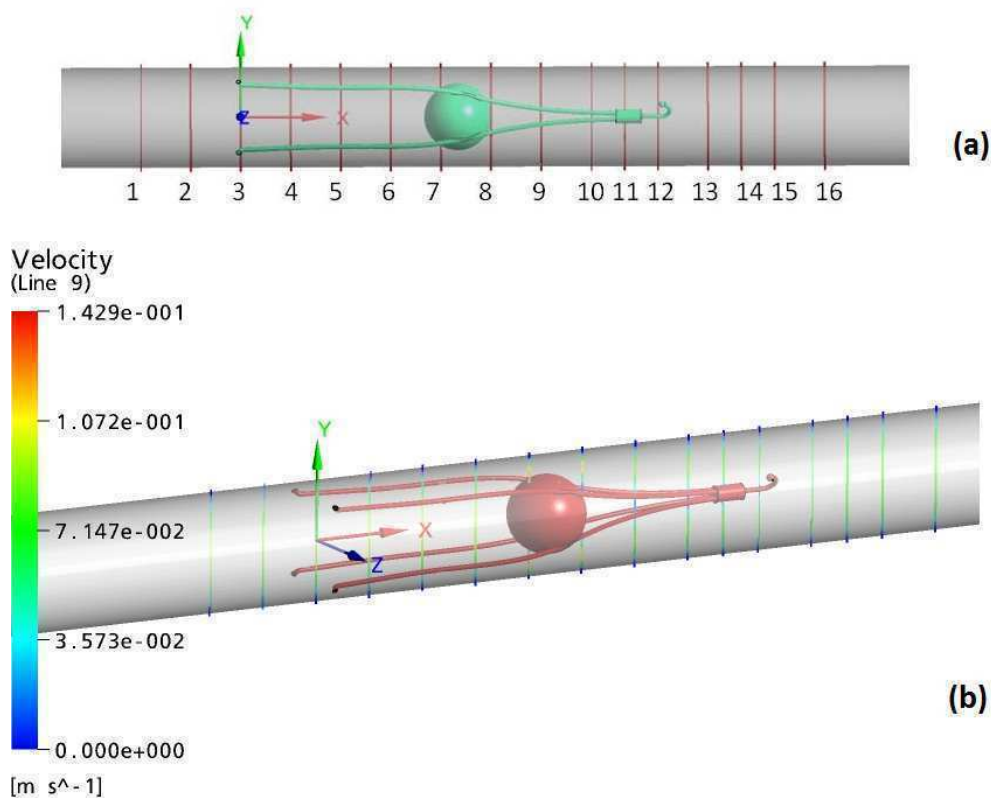


Figura 32. Vista del modelo mostrando las líneas donde se han tomado los datos de velocidad

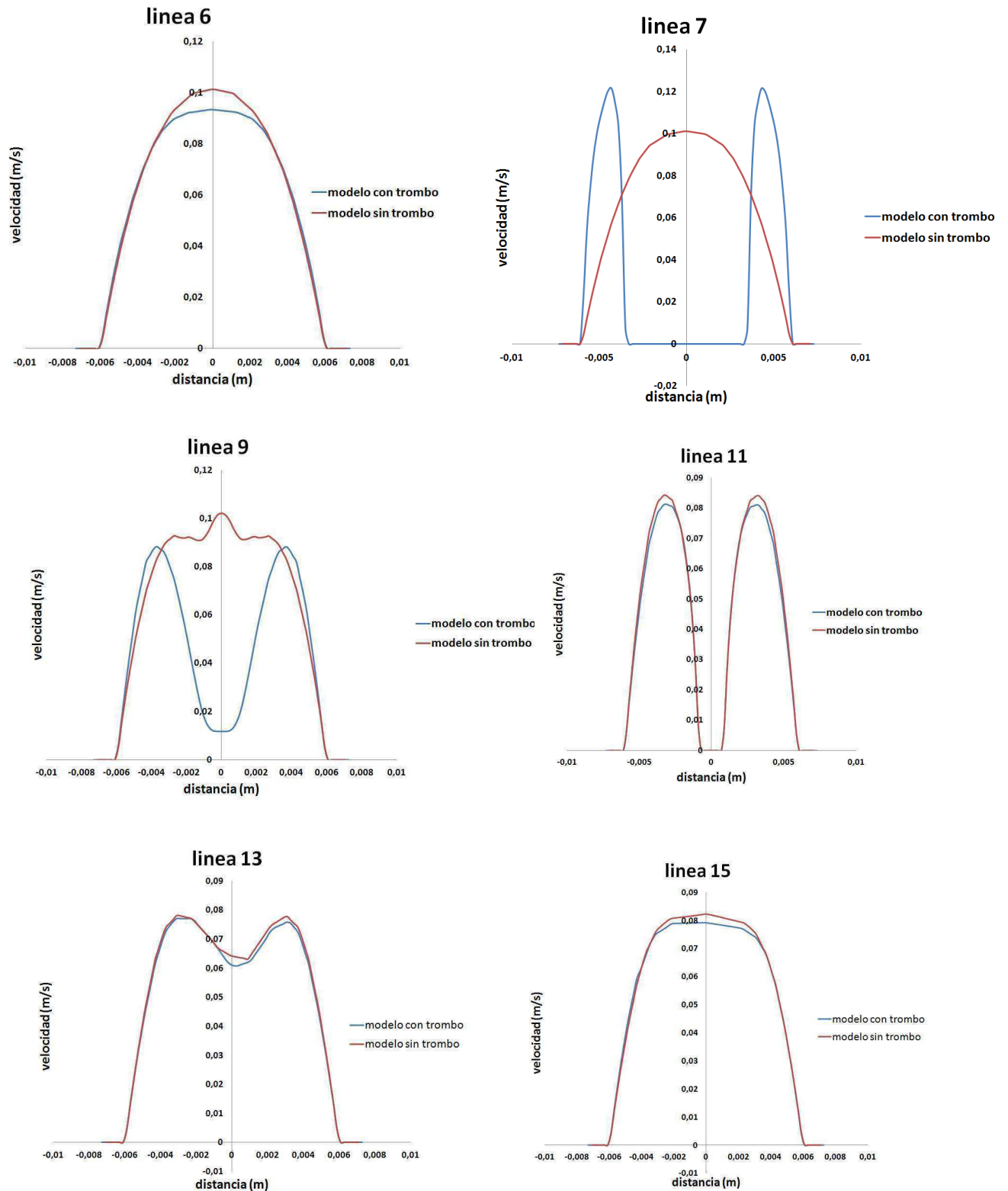


Figura 33. Comparación de perfiles de velocidad

En la Figura 33 se observan las diferencias que existen entre los perfiles de velocidad de los dos modelos comparados a lo largo del tubo. La línea 6 es la que se encuentra más hacia la izquierda, por delante del trombo, y se observa que los perfiles de velocidad son

prácticamente iguales tanto para el modelo sin trombo como el modelo con trombo. La línea 7 atraviesa el trombo como muestra la Figura 32 y en el perfil de velocidades se observa como la línea azul, que representa al modelo con trombo, tiene una velocidad nula mientras pasa por el trombo mientras que la línea roja, que representa el modelo del filtro sin trombo, no presenta ninguna alteración. El perfil de velocidad azul de la línea 9 todavía presenta alteraciones ya que se encuentra situada justo después del trombo mientras que los perfiles de velocidad de las líneas 11, 13 y 15 vuelven a ser prácticamente idénticos ya que el modelo recupera la normalidad una vez pasa el trombo.

El plano de estudio ha sido una vez más el plano de simetría En la Figura 34 se observa como la velocidad aumenta de manera considerable en los puntos donde el trombo interactúa con el filtro y las paredes de la vena cava.

Además se observan las diferencias de este modelo frente al modelo sin trombo mostrado en la Figura 31(a).

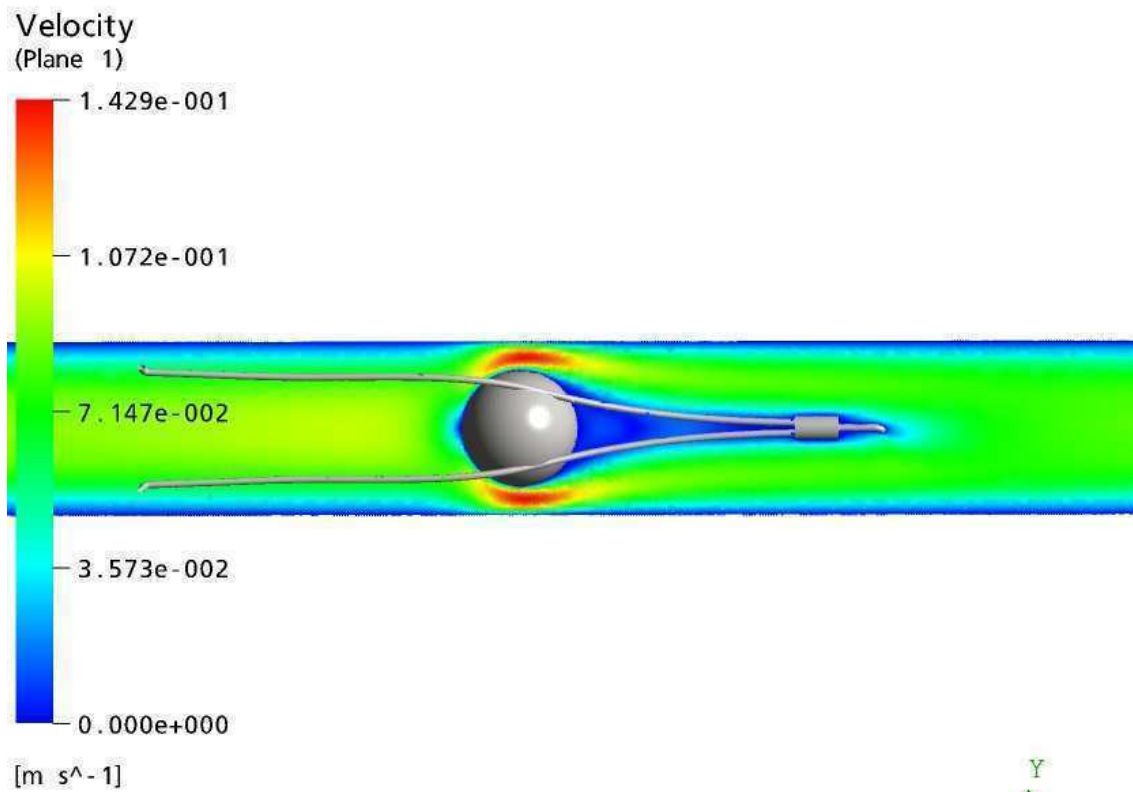


Figura 34. Velocidades obtenidas para el plano de toma de datos

También se ha visualizado la tensión tangencial a lo largo de la pared del vaso. Como se puede ver en la Figura 35, el efecto más importante a tener en cuenta es que en la zona de contacto del dispositivo con la pared de la vena se alcanzan elevados valores de tensión tangencial. Esto es debido a que tiene lugar tanto una concentración de tensiones como unos elevados gradientes de velocidad. Es esta zona la que más perjudicada se encuentra debido a la presencia del filtro. También se puede observar que la tensión tangencial es elevada en la

superficie del filtro debido a los elevados gradientes de velocidad que tienen lugar en esa región.

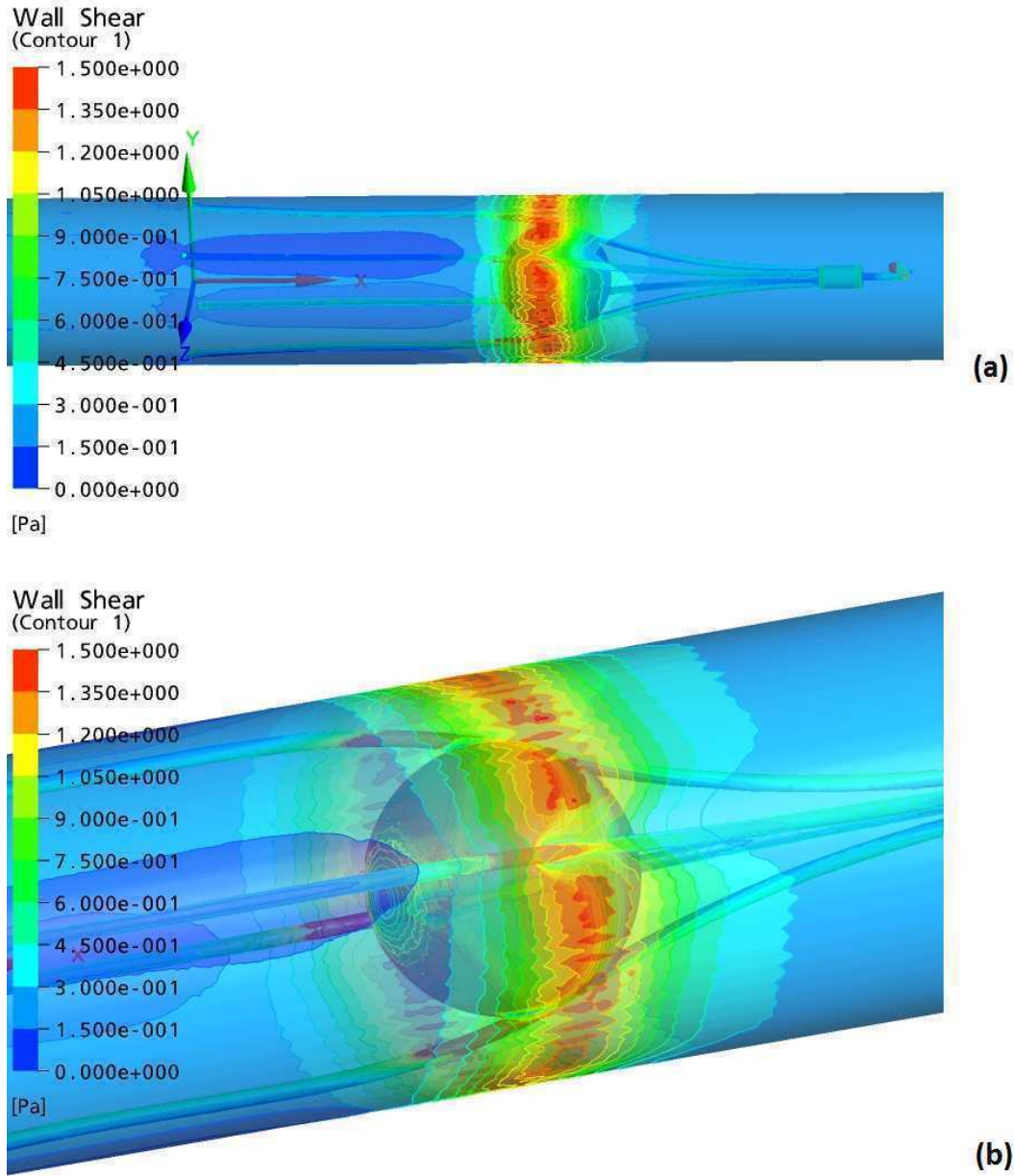


Figura 35. Tensión tangencial a lo largo de la pared del tubo

6. Conclusiones y líneas futuras

6.1 Conclusiones

En este trabajo se han llevado a cabo 3 modelos geométricos distintos. Cada modelo ha sido generado usando el programa Rhynoceros. Usando el código comercial ANSYS CFX se han realizado los modelos numéricos y se han extraído los resultados de las simulaciones fluido-dinámicas.

Además se ha trabajado también con los resultados obtenidos de un modelo experimental generado en el laboratorio usando la técnica PIV para llevar a cabo una comparación entre el modelo experimental y numérico y poder evaluar la validez y aplicabilidad de dicho sistema en la mejora del diseño mecánico de un nuevo prototipo de filtro antitrombo para vena cava.

Una vez finalizado el trabajo se pueden extraer las siguientes conclusiones:

Para los dos primeros modelos numéricos, que han sido comparados con modelos experimentales, se observa que conforme se comparan los datos más hacia la derecha del tubo, el perfil de velocidad es cada vez más parecido. También se observa que el pico en el perfil de velocidad es mayor para el modelo experimental. Esto puede ser debido a que en el modelo numérico se tarda más en alcanzar la condición de flujo desarrollado, a pesar de las extrusiones creadas, mientras que en el modelo experimental se impone la condición de flujo desarrollado desde el principio. Por eso, sería conveniente intentar imponer la condición de flujo desarrollado al inicio del tubo en el modelo numérico para ver si se obtiene un pico de velocidad más parecido para ambos modelos.

Otra de las razones que puede causar la diferencia entre cada uno de los modelos es la rigidez del tubo. El modelo numérico ha sido modelado como un rígido perfecto mientras que el modelo experimental ha podido sufrir alguna pequeña deformación ya que la silicona, el material que se ha utilizado en la simulación experimental, se puede deformar.

El segundo modelo de vena con filtro antitrombo ha presentado más dificultades a la hora de ser comparado ya que se cree que las imágenes PIV no han sido tomadas justo en el eje de simetría y el tubo se encuentra levemente deformado, lo que supone diferencias más marcadas entre los resultados del modelo numérico y el experimental, por eso sería conveniente llevar a cabo varias simulaciones numéricas colocando el filtro en distintos planos y así estudiar cómo afecta este cambio al perfil de velocidad.

Finalmente, el tercer modelo muestra que la presencia del trombo en el interior de la vena crea un aumento de la tensión tangencial principalmente en la zona de contacto del dispositivo con la pared de la vena.

6.2 Líneas futuras

Tras la realización de este trabajo se puede decir que la investigación sobre los filtros recuperables puede continuar por varios caminos:

Se puede llevar a cabo un estudio de los choques de las patas del filtro contra la pared de la vena con el fin de observar si los ganchos que se encuentran en las patas pueden dañar la pared de la vena y estudiar la posibilidad de modificar el filtro en el caso de que sea perjudicial para el paciente.

Estudiar la influencia de distintas geometrías de trombos en la funcionalidad del filtro. En este trabajo solo se ha modelado un trombo cilíndrico perfecto pero cada trombo es distinto y por eso es importante hacer un estudio para distintas geometrías con el fin de validar la funcionalidad del filtro.

Como los resultados numéricos son un poco distintos de los experimentales se podrían crear nuevos modelos numéricos colocando el filtro dentro de la vena en distintas inclinaciones para estudiar la posibilidad del desplazamiento del filtro dentro de la vena y ver si esa es una de las razones por las que existen diferencias entre los modelos numérico y experimental.

Otra de las posibles líneas de investigación consistiría en realizar un análisis CFD de ambos dispositivos en el interior de venas cavas reales. Para ello se necesitaría disponer de datos clínicos de pacientes específicos para poder modelar diferentes geometrías de venas cavas.

Por último, también resultaría interesante realizar un estudio de la efectividad a la hora de detectar que tamaño de partículas pueden ser capturadas por el filtro.

7. Referencias

1. GS, D., *Percutaneous inferior vena cava filters*. Radiology, 1990.
2. Calvo Plaza, F.J., *Simulación del flujo sanguíneo y su interacción con la pared arterial mediante modelos de elementos finitos*, in *Mecánica de medios continuos y teoría de estructuras* 2006, Universidad Politécnica de Madrid: Madrid. p. 266.
3. *Conceptos básicos del sistema cardiovascular*. Available from: <http://www.anatomiahumana.ucv.cl/efi/modulo24.html>.
4. Bustamante, J.O. and J.C. Valbuena, *Biomecánica cardiocirculatoria: análisis y modelado cardiovascular*. Revista Colombiana de Cardiología, 2003. **10**.
5. *El sistema circulatorio como sistema de tubos*. Available from: <http://fuidos.eia.edu.co/hidraulica/articulos/es/flujoentubos/circulatorio/circulatorio.html>.
6. *Anatomía del sistema cardiovascular*. Available from: <http://www.laenfermeria.es/apuntes/otros/anatomia/cardiovascular.doc>.
7. *Conceptos básicos del aparato circulatorio*. Available from: <http://www.juntadeandalucia.es/averroes/~29701428/salud/circu.html>.
8. *La sangre, componente y enfermedades*. Available from: <http://www.mailxmail.com/curso-sangre-componentes-enfermedades>.
9. Lucea Sanz, B., *Modelado numérico de un filtro antitrombo*, 2011: Universidad de Zaragoza.
10. Stein, P.D., et al., *Deep venous thrombosis in a general hospital*. Chest Journal, 2002. **Vol 122**: p. 960-962.
11. Girard, P., J. Stern, and F. Parent, *Medical literature and vena cava filters: so far so weak*. Chest Journal, 2002. **122(3)**: p. 963-7.
12. *Trombosis venosa profunda y embolia pulmonar*. Available from: <http://www.rodriguezpalacios.com.ar/flebologia/trombosis-venosa-profunda.html>.
13. Ferris, E.J., et al., *Percutaneous inferior vena caval filters: follow-up of seven designs in 320 patients*. Radiology, 1993. **188(3)**: p. 851-856.
14. de Gregorio, M.Á., et al., *¿Cuál es el tiempo límite para retirar un filtro de vena cava? Filtros opcionales de vena cava inferior: recuperación 90 días después de su implantación*. Archivos de Bronconeumología, 2007. **44**: p. 591-596.
15. LE, P.-A.J.B. and A. FAI, *Filtros de vena cava inferior: Revisión y estado actual*. Neumología y Cirugía de Torax, 2006. **65**: p. 101-106.
16. de Gregorio, M.Á., et al., *Seguimiento clínico y por medios de imagen a largo plazo de los filtros de vena cava inferior. Estudio transversal*. 1995. **31(4)**: p. 151-156.
17. DP, C., et al., *Long-term follow-up of Vena Tech-LGM filter: predictors and frequency of caval occlusion*. Journal of Vascular and Interventional Radiology, 1998. **10(2)**: p. 137-142.
18. Neuerburg, J., et al., *Percutaneous Retrieval of the Tulip Vena Cava Filter: Feasibility, Short-and Long- Term Changes-An Experimental Study in Dogs*. CardioVascular and Interventional Radiology, 2001. **24**: p. 418-423.
19. De Gregorio, M.Á., et al., *The Gunther Tulip Retriable Filter: Prolonged Temporary Filtration by Repositioning within the Inferior Vena Cava*. J Vasc Interv Radiol, 2003. **14**: p. 1259-1265.
20. Swaminathan, T.N., H. Hu, and A. Patel, *Numerical Analysis of the Hemodynamics and Embolus Capture of a Greenfield Vena Cava Filter*. Transactions of the ASME, 2006. **128**: p. 360-370.

21. Serrano Loyola, R., G. Finl Josephi, and B. Monroy Lozano, *Colocación de filtros de vena cava en pacientes embarazadas con trombosis venosa profunda*. Cirujano general, 2006: p. 33-36.
22. Stewart, S., et al., *Effects of Thrombosed Vena Cava Filters on Blood Flow: Flow Visualization and Numerical Modeling*. Annals of Biomedical Engineering, 2008. **36**: p. 1764-1781.
23. Sanchez Bustindui, M., *Filtro opcional de vena cava inferior. Nuevo dispositivo modificación del gunther tulip. Estudio de validación "in vivo" de la fijación a la pared venosa para prevenir la migración. Evaluación de la capacidad de recuperación. Estudio experimental*, in *Unidad de técnicas mínimamente invasivas*, Facultad de Veterinaria. p. 19-29.
24. *Günther Tulip vena cava filter*. Diagnostic and Interventional products: p. 1-7.
25. *Colocación y extracción de un filtro de vena cava*. Available from: http://www.radiologyinfo.org/sp/info.cfm?pg=venacava_lter.
26. de Gregorio, M.A., et al., *Animal Experience in the Gunther Tulip Retrievable Inferior Vena Cava Filter*. CardioVascular and Interventional Radiology, 2001. **24**(6): p. 413-417.
27. Neuerburg, J., et al., *New retrievable percutaneous vena cava filter: experimental in vitro and vivo evolution*. Journal of Vascular and Interventional Radiology, 1993. **16**: p. 224-229.
28. MA, S. and H. WDWang, *Computational modeling of blood flow in the TrapEase inferior vena cava filter*. J vasc Intervent Radiol, 2009. **20**(6): p. 799-805.
29. Adrian, R.J., *Particle-imaging techniques for experimental fluid mechanics*. 1991: p. 261-304.
30. Martinez-Ramírez, J.D. and F.J. Gonzalez, *Velocímetro de partículas basado en imágenes digitales*. Instituto de investigación en comunicación óptica: p. 1-6.
31. Raffel, M., et al., *Particle Image Velocimetry, A practical guide*. 1998: Springer Verlag.
32. Palero, V.R.R., E.M, et al., *Analysis of vascular flows with optical techniques*, in *15th International Symposium on Flow Visualization* 2012: Minsk, Belarus.
33. *ANSYS CFX INTRODUCTION. User Manual*.
34. *ANSYS CFX -Solver Theory Guide. User Manual*.
35. Sanchez Nieto, M., *Mecánica de fluidos general*. 2007, Universidad Politécnica de Cartagena.