



Universidad de Valladolid



**ESCUELA DE INGENIERÍAS
INDUSTRIALES**

**UNIVERSIDAD DE VALLADOLID
ESCUELA DE INGENIERIAS INDUSTRIALES**

Grado en Ingeniería Mecánica

Estudio del patrón de flujo alrededor de un hilo de stent

Autor:

Gómez Muñoz, Luis Miguel

Tutor:

**García Carrascal, Pedro
Departamento de Ingeniería
Energética y Fluidomecánica**

Valladolid, Julio 2016.

RESUMEN

La implantación de dispositivos metálicos denominados stents en arterias afectadas de estenosis es una solución común para el restablecimiento del flujo sanguíneo. Uno de los problemas que provoca la presencia de un stent es la generación y la adherencia de trombos en ellos, que puede traer como consecuencia la modificación sustancial del patrón de flujo. En el presente trabajo se estudia el patrón de flujo alrededor de hilos de stent y la influencia en el mismo de la deposición de trombos sobre ellos. Para ello, se realiza la medida del campo de velocidades alrededor de estos hilos mediante la técnica de Velocimetría de Imágenes de Partículas (PIV). Para el estudio del efecto de la presencia de trombos en el patrón de flujo, se incluyen en el mismo unos trombos artificiales que se depositan libremente sobre los hilos de stent. Los resultados muestran un claro efecto de las deposiciones de trombos.

PALABRAS CLAVE

stent, trombo, PIV, experimental, patrón de flujo

Índice

1. Introducción.....	3
1.1. Presentación.....	3
1.2. Objetivo.....	3
1.3. Contenido.....	3
2. Descripción del flujo sanguíneo.....	7
2.1. Descripción del sistema circulatorio.....	7
2.2. Aterosclerosis.....	15
3. Instalación experimental.....	21
3.1. Introducción.....	21
3.2. Elementos de la instalación.....	22
3.3. Instrumentos de medida.....	28
4. Metodología de medida.....	41
4.1. Preparación de la instalación.....	41
4.2. Ajuste de los parámetros en la puesta en marcha.....	46
4.3. Toma de datos.....	48
5. Análisis de resultados.....	59
5.1. Modelo S21 régimen no estacionario.....	59
5.2. Modelo S21 régimen estacionario.....	83
Bibliografía.....	95

Capítulo 1

Introducción

1. INTRODUCCIÓN

1.1. PRESENTACIÓN

Este trabajo de fin de grado se enmarca en el estudio del efecto provocado en el patrón del flujo sanguíneo ante la presencia de un stent, trabajo coordinado por Pedro García Carrascal. El estudio se realiza en el Laboratorio de Mecánica de Fluidos del Departamento de Ingeniería Energética y Fluidomecánica de la Universidad de Valladolid.

El equipo experimental del que se dispone es una instalación de flujo tanto estacionario como no estacionario que representa el comportamiento del flujo sanguíneo en arterias coronarias. La técnica que se utilizará para el análisis será la técnica de velocimetría de imágenes de partículas (P.I.V.), de la cual obtendremos campos de velocidades los cuales serán analizados posteriormente.

1.2. OBJETIVO

El objetivo de este trabajo es el estudio experimental de la modificación que se produce en el patrón de flujo en una bifurcación coronaria, en la que se encuentra colocado un stent, debida a la deposición de trombos sobre el mismo. Se estudiará el efecto de algunas características morfológicas de los trombos en el patrón de flujo, así como la influencia que pueda tener este último sobre el primero. Para ello emplearemos la técnica de Velocimetría de Imágenes de Partículas (PIV) y la instalación de la que disponemos en el laboratorio de mecánica de fluidos. Con ello mediremos los cambios producidos en el campo de velocidades en regiones reducidas del modelo.

1.3. CONTENIDO

El trabajo está dividido en 6 capítulos que son los siguientes:

- Capítulo 1. Introducción: presentación sobre el trabajo que se va a realizar y los objetivos del mismo.
- Capítulo 2. Descripción del flujo sanguíneo: es una descripción de las principales características del flujo sanguíneo y del sistema circulatorio humano, todo ello desde un punto de vista ingenieril.

- Capítulo 3. Instalación experimental: se trata de una descripción detallada de la instalación de la que disponemos y de sus componentes.
- Capítulo 4. Metodología de medida: es una descripción del método utilizado para la obtención de las medidas de velocidad en el modelo.
- Capítulo 5. Análisis de resultados: en este capítulo se presentarán los resultados obtenidos y un análisis de los mismos.
- Capítulo 6. Conclusiones y líneas futuras: se citarán los logros alcanzados, los puntos a los que se ha llegado mediante el análisis de los resultados y posibles líneas de investigación futuras.

Capítulo 2

Descripción del flujo sanguíneo

2. DESCRIPCIÓN DEL FLUJO SANQUÍNEO

En este capítulo se hará una descripción del flujo sanguíneo del cuerpo humano, lo cual servirá para centrar el tema de este trabajo y para conocer los parámetros y características del sistema circulatorio que hemos utilizado para nuestro modelo experimental en el laboratorio.

2.1. DESCRIPCIÓN DEL SISTEMA CIRCULATORIO

El aparato circulatorio es el conjunto de órganos y estructuras encargados de la distribución de sustancias como oxígeno, nutrientes y hormonas, necesarias para la vida, a todo el cuerpo humano, así como de la eliminación del CO₂ y los productos del metabolismo.

Los componentes del sistema circulatorio son:

- Corazón: es el órgano que mediante su latido constante, reorganiza el flujo sanguíneo de manera que en cada momento la sangre alcance las células del cuerpo e intercambie las sustancias necesarias con ellas.
- Vasos sanguíneos: son los conductos encargados de transportar la sangre desde el corazón al resto del cuerpo humano y viceversa. Encontramos cinco tipos:
 - Arterias: son los vasos que salen del corazón y en sus interior conducen sangre cargada de los nutrientes necesarios para la vida hasta los tejidos del cuerpo.
 - Arteriolas: son los vasos en los que se dividen las arterias los cuales son de un tamaño menor que estas.
 - Venas: son los vasos encargados de transportar la sangre cargada con las sustancias de desecho de vuelta al corazón.
 - Vénulas: son los vasos que mediante su convergencia forman las venas, similar a como ocurre con las arteriolas y las arterias pero en sentido opuesto del flujo.
 - Capilares: cuando las arteriolas ingresan en un tejido, se ramifican en numerosos vasos diminutos llamados capilares los cuales se encargan de proporcionar los nutrientes y el oxígeno a los tejidos. Estos a su vez se encargan de recoger las sustancias de desecho y conducirlas hacia las vénulas en las cuales convergen.

En la figura 2.1 vemos una representación del sistema circulatorio humano.

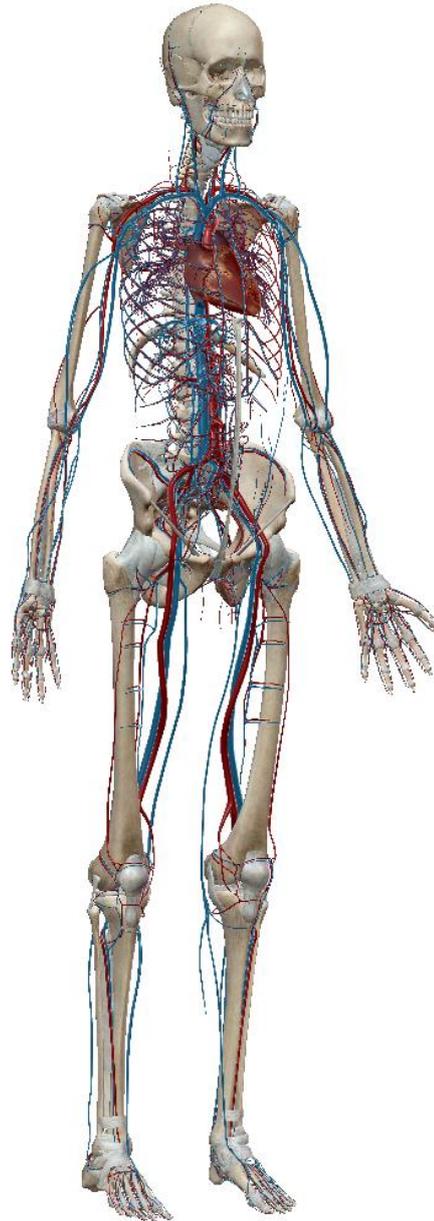


Figura 2.1

Fuente: Human Anatomy Atlas (3.0.1)

2.1.1.1. DESCRIPCIÓN DE LA CIRCULACIÓN

Todo este proceso llevado a cabo por el sistema circulatorio se divide en varias fases a lo largo de todo el proceso de transporte y recogida de sustancias, representadas en la figura 2.2.

El ciclo comienza con la salida de la sangre desde el corazón a través de la arteria pulmonar, como cuyo propio nombre indica, hacia los pulmones. En estos la sangre es cargada de oxígeno proveniente de la respiración y

Capítulo 2. Descripción del flujo sanguíneo

vuelve a través de las venas pulmonares de nuevo al corazón. A este proceso se le conoce como circulación menor o pulmonar.

La sangre oxigenada es conducida fuera del corazón por medio de la principal arteria del cuerpo, denominada arteria aorta, hacia todo el cuerpo. La sangre cargada de oxígeno llega a los tejidos a través de las arterias donde se produce el intercambio de sustancias. Luego, la sangre pobre en oxígeno fluye por las venas de vuelta al corazón donde vuelve a comenzar todo el proceso. A esto se le denomina circulación mayor o circulación sistémica.

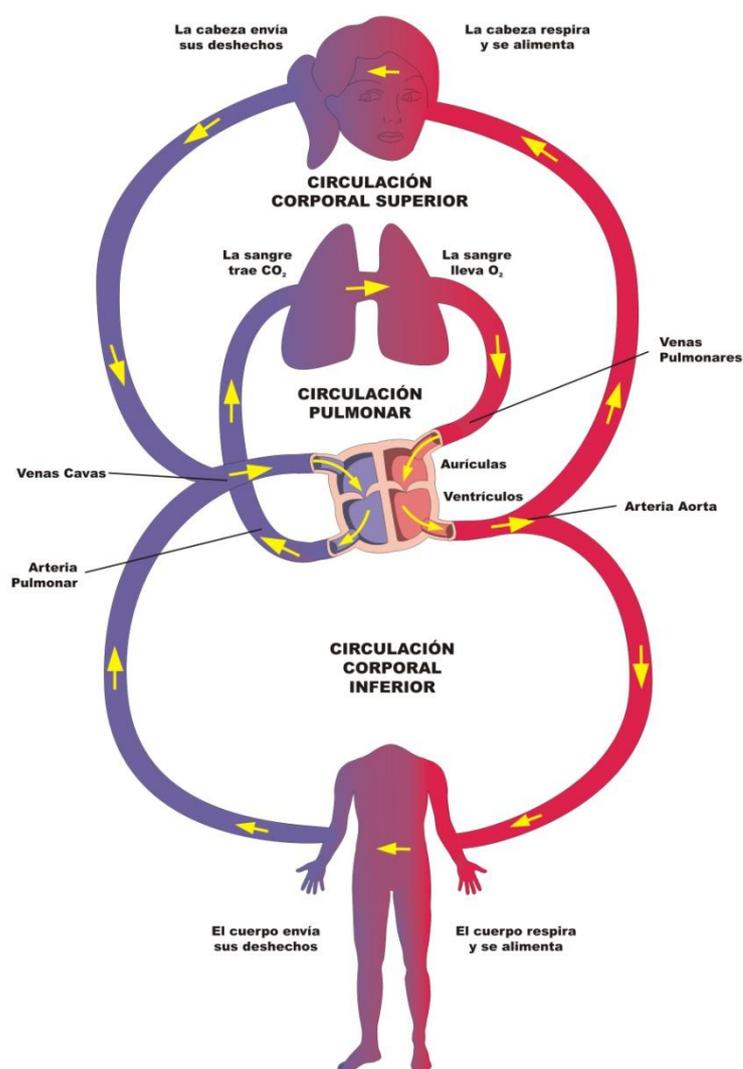


Figura 2.2

Fuente: "<https://proyectoeducere.files.wordpress.com>"

2.1.1.1. EL SISTEMA ARTERIAL

El sistema arterial está formado por una serie de vasos sanguíneos, sucesivamente ramificados, llamados arterias y arteriolas, que tienen como misión transportar la sangre rica en oxígeno y nutrientes a los distintos órganos y tejidos que forman el cuerpo humano. Se caracteriza por tener una presión interna elevada, por lo que las paredes de las arterias son gruesas en comparación con las de las venas. Para tener un orden de magnitud, en una persona adulta la arteria aorta posee un diámetro aproximado de 25 mm y un grosor de pared de 2.5 mm, esto lo podríamos comparar con la vena cava la cual posee un diámetro aproximado de 30 mm y un grosor de 1.5 mm.

La pared de las arterias está constituida por tres capas:

- Túnica interna (íntima): está formada por células dispuestas en dirección al curso del vaso las cuales se apoyan sobre una membrana basal y una fina capa de tejido. Es la que está en contacto con la sangre por lo que dispone de una superficie suave para que pueda fluir más eficientemente.
- Túnica media: está formada por células musculares lisas dispuestas casi circularmente, fibras elásticas y colágenas.
- Túnica externa (adventicia): al igual que la íntima, está formada por elementos dispuestos longitudinalmente. Su función es la de mantener la forma e integridad de las arterias.

En la figura 2.3 vemos el esquema de la estructura de una arteria, según lo citado anteriormente.

Capítulo 2. Descripción del flujo sanguíneo

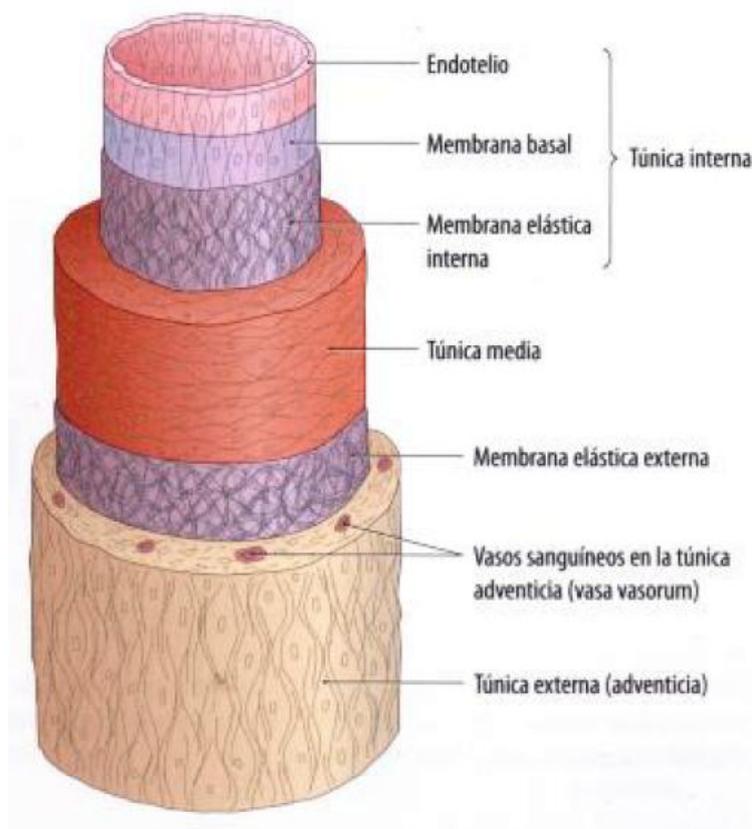


Figura 2.3

Fuente: Gilroy, A., MacPherson and Ross, 2008

Los valores normales de presión arterial manométrica para una persona adulta son de 120/80 mmHg, correspondientes a la sístole y a la diástole respectivamente. En el sistema arterial, las fuerzas viscosas son dominantes.

2.1.1.2. EL SISTEMA VENOSO

El sistema venoso está formado por un conjunto de vasos sanguíneos, llamados venas y vénulas, los cuales se encargan de retornar la sangre desprovista de oxígeno y nutrientes de vuelta al corazón.

Las venas y vénulas poseen la misma estructura que las arterias pero debido a que las presiones a las que están sometidas son menores a las del conjunto arterial los espesores de las paredes de las diferentes capas son menores así como hemos citado anteriormente el espesor total de las venas. La presión manométrica máxima que se alcanza en el sistema venoso ronda valores de en torno a 20 mmHg, como bien hemos anticipado, esta es mucho menor que en el caso de las arterias.

2.1.2. LA SANGRE

La sangre es el fluido que circula por los vasos sanguíneos del cuerpo humano cuyas principales funciones son:

- Transporte a las células de oxígeno y nutrientes, y extracción de elementos de desecho de las mismas.
- Transporte de las secreciones de las glándulas endocrinas (hormonas).
- Interviene en el equilibrio de ácidos, bases, sales y agua en el interior de las células.
- Juega un papel importante en la regulación de la temperatura corporal.
- Los glóbulos blancos que contiene representan un medio decisivo de defensa contra los microorganismos patógenos.
- Sus métodos de coagulación evitan su pérdida al sufrir algún tipo de herida.

La sangre representa alrededor de un 8% del peso total del cuerpo humano, con un volumen de entre 5 y 6 litros. En torno al 90% de la composición de la sangre es agua por lo cual podemos considerar la misma como un fluido incompresible por lo que su densidad permanece constante ante las variaciones de presión, tomaremos un valor de referencia para la densidad de 1060 kg/m³.

El 60% del volumen de la sangre está formado por plasma el cual se comporta como un fluido Newtoniano pero el otro 40% son glóbulos blancos y rojos, estos últimos representan el 99% de sus partículas y además hacen que la sangre en conjunto se comporte como un fluido no Newtoniano (pseudoplástico), cuya viscosidad aumenta cuando disminuye la velocidad. El porcentaje del volumen total que representan los glóbulos rojos recibe el nombre de hematocrito. El esfuerzo cortante puede expresarse como un caso particular de la ecuación de Ostwald Waele.

$$\tau = K \left(\frac{dv}{dy} \right)^n \quad \text{Ecuación 2.1}$$

Donde K es el índice de consistencia del flujo y n es el índice de comportamiento del flujo, el cual para el caso de un fluido pseudoplástico toma valores inferiores a 1.

Capítulo 2. Descripción del flujo sanguíneo

La viscosidad de la sangre va íntimamente relacionada con el hematocrito, si representamos la viscosidad de la sangre dividida entre la del agua, en función del hematocrito obtenemos los que vemos en la figura 2.4.

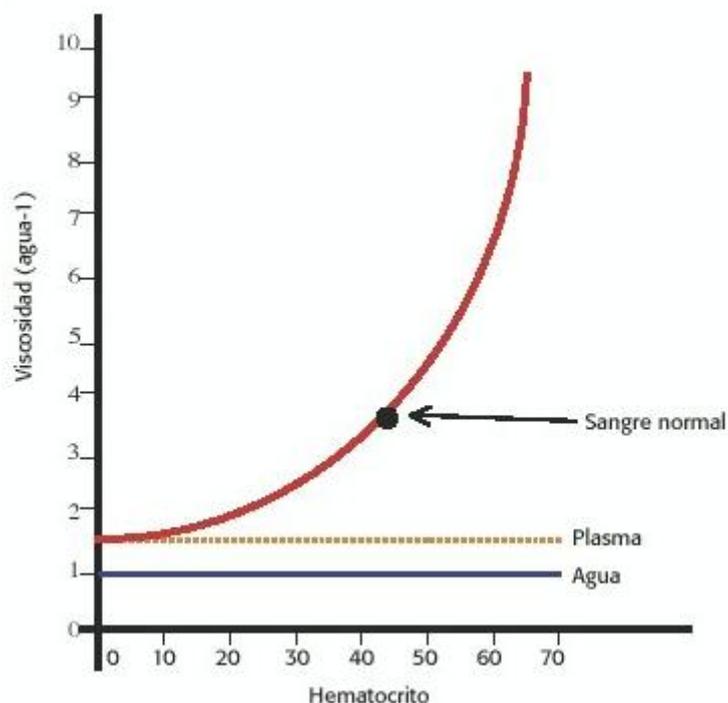


Figura 2.4

Fuente: "<http://www.scielo.sa.cr>"

Tomaremos como valor normal de viscosidad sanguínea 0.035 P a una temperatura de 38 °C.

2.1.3. EL CORAZÓN

El corazón es un órgano muscular hueco situado en la cavidad torácica, con forma de puño que tiene como función aportar la energía necesaria a la sangre para que sea capaz de recorrer los distintos vasos sanguíneos del cuerpo humano.

Se pueden distinguir varias fases que tienen lugar durante una pulsación:

- Sístole auricular
- Contracción ventricular isovolumétrica
- Eyección
- Relajación ventricular isovolumétrica

- Llenado auricular pasivo

Las tres primeras fases corresponden a la sístole (contracción cardiaca) y las dos últimas a la diástole (relajación cardiaca). El ciclo comienza con la sístole auricular, proceso en el cual se contraen las aurículas lo que provoca un movimiento de la sangre desde estas hacia los ventrículos, esto es posible gracias a que durante esta fase las válvulas Mitral y Tricúspide se encuentran abiertas mientras que las válvulas Aórtica y pulmonar se encuentran cerradas. En la siguiente fase se produce la contracción de los ventrículos aumentando la presión en el interior de los mismos lo cual provoca el cierre de las válvulas cardiacas para evitar el flujo en dirección a las aurículas ya que debido a como se produce la contracción cardiaca, la presión en el interior de las mismas durante esta etapa, será menor que la presión en el interior de los ventrículos. En este punto la presión ventricular también será mayor que la presión arterial en los grandes vasos de modo que las válvulas sigmoideas se abrirán produciéndose la eyección de la sangre hacia el exterior del corazón. A medida que la sangre va saliendo, la presión ventricular va disminuyendo mientras que la presión en los grandes vasos va aumentando hasta llegar a un punto donde ambas se igualan, lo cual provoca que un cierto volumen no llega a salir hacia el exterior del corazón el cual recibe el nombre de volumen residual. A partir de este punto comienza la diástole comenzando por la relajación ventricular la cual provoca un descenso notable de la presión ventricular siendo esta mucho menor que la presión en los grandes vasos lo cual provoca un flujo de retorno de la sangre que provoca el cierre de las válvulas aórtica y pulmonar, parte de este flujo pasará a las arterias coronarias. Durante el proceso se habrá producido el llenado de las aurículas lo cual dará comienzo a una nueva pulsación.

En la figura 2.5 podemos ver un esquema del corazón donde se representan todas las partes citadas anteriormente.

Capítulo 2. Descripción del flujo sanguíneo

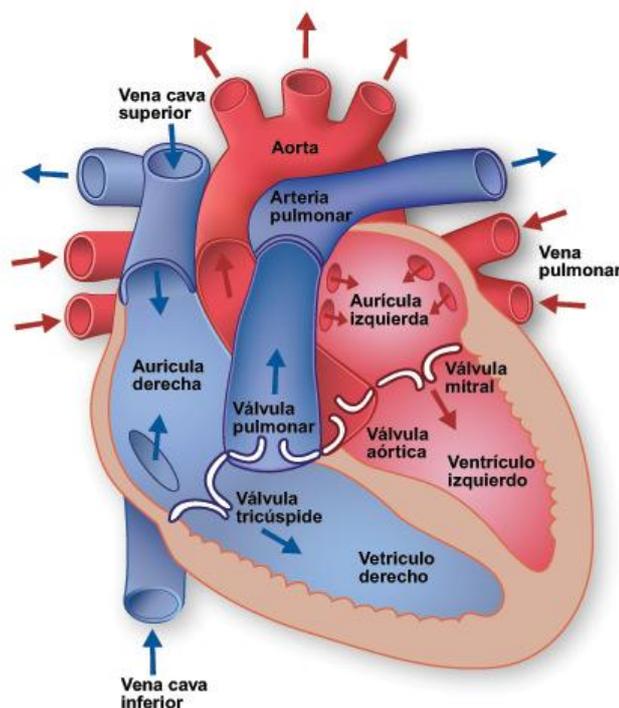


Figura 2.5

Fuente: "<https://imperiodelaciencia.files.wordpress.com>"

2.2. ATEROESCLEROSIS

La aterosclerosis o también conocida como estenosis aterosclerótica, es un síndrome que se caracteriza por la acumulación de sustancias lipídicas en la capa íntima de las arterias de mediano y gran calibre, produciendo un estrechamiento de las mismas y los consecuentes problemas derivados. En la figura 2.6 vemos la progresión que se produce en la formación del ateroma, donde para una mejor comprensión visual, se han exagerado las proporciones. Cuando el torrente sanguíneo contiene un exceso de lipoproteína de baja densidad (LDL), esta se incrusta en la capa íntima de la arteria provocando que los glóbulos blancos lleguen al sitio de la lesión y se adhieran a las moléculas. Este cuerpo formado, es llevado al interior de la arteria y una vez allí, los monocitos cubren la LDL para desecharla pero si la cantidad con la que se encuentran es demasiado grande, se juntan volviéndose espumosos. Estas células acaban por estallar y formar una masa de macrófagos, ácidos grasos, colesterol y demás lipoproteínas, lo cual se denomina ateroma.

La aterosclerosis produce un estrechamiento en la arteria en cual altera y dificulta el flujo sanguíneo en el interior de la misma. Podemos definir el porcentaje de área taponada como:

$$A_t = \left(1 - \frac{A_s}{A_0}\right) \times 100$$

Ecuación 2.2

Donde A_t es el porcentaje de área taponada, A_s es el área de la arteria taponada y A_0 es el área inicial de la arteria.

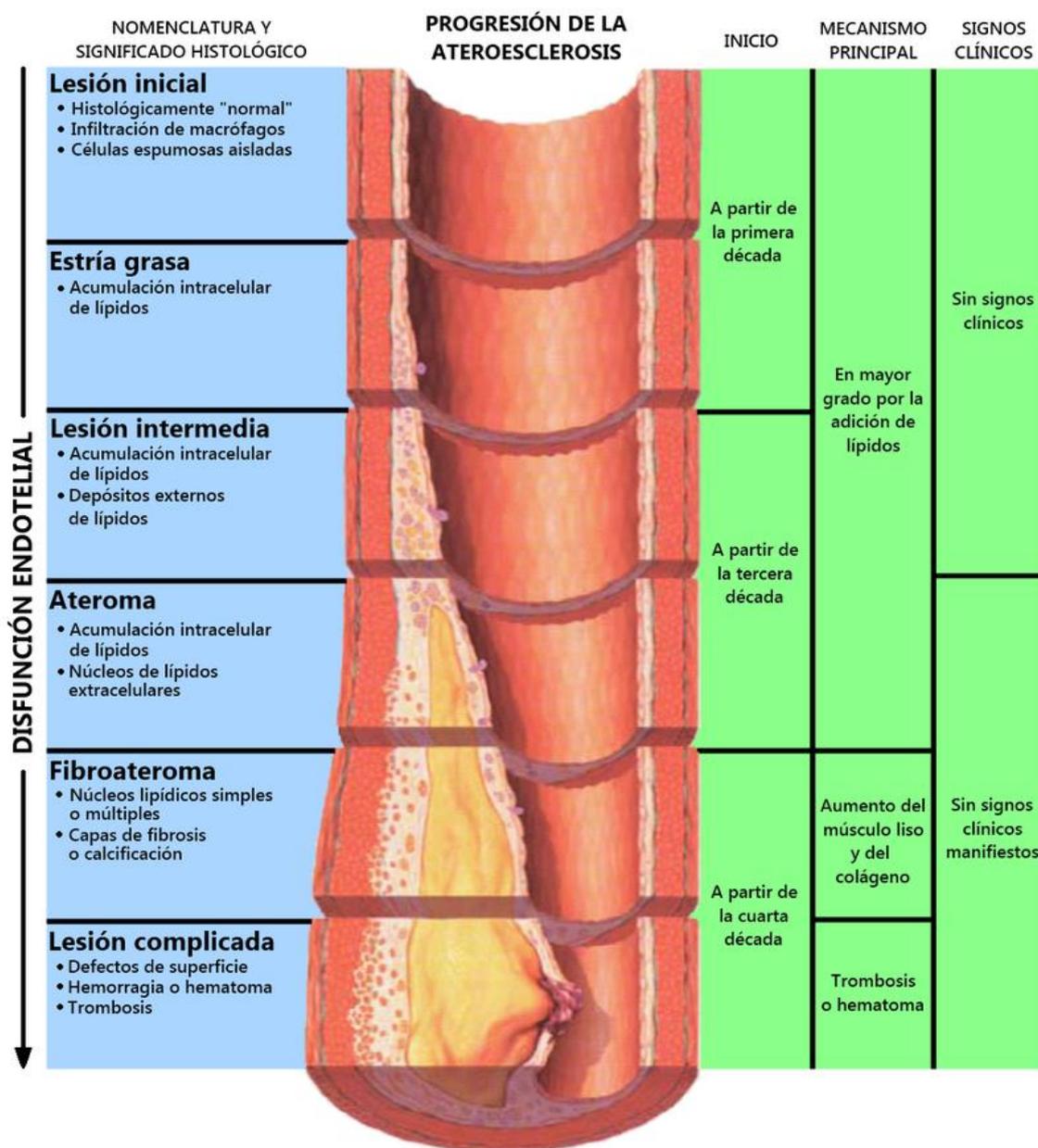


Figura 2.6

Fuente: "https://upload.wikimedia.org"

Capítulo 2. Descripción del flujo sanguíneo

El principal tratamiento de la aterosclerosis es la prevención mediante hábitos de vida saludables, pero cuando ya se ha producido el desarrollo completo de la enfermedad, existen dos tratamientos más conocidos cuando los fármacos no son suficientemente efectivos; la realización de un By-pass en la arteria afecta desviando el flujo sanguíneo por otro conducto libre de taponamiento y la colocación de un stent en la zona del estrechamiento, el cual devuelve el área inicial a la arteria.

Nos centraremos en el estudio de la segunda técnica y más concretamente en cómo y en qué medida la presencia del stent altera el flujo sanguíneo en una arteria coronaria. El proceso que se sigue a la hora de colocar el stent es el siguiente:

1. Al paciente se le realiza una coronariografía para que con la ayuda de contraste se pueda localizar la zona del estrechamiento.
2. Se introduce un balón en la arteria femoral a través de un pinchazo en la ingle y se guía hasta el corazón con la ayuda de rayos X.
3. Una vez el balón se encuentra en la zona afectada este se hincha devolviendo el área inicial a la arteria.
4. Para que al retirar el balón la arteria no vuelva a estrecharse, se coloca un stent el cual no es más que un dispositivo con forma de muelle el cual aporta la rigidez suficiente para evitar que la arteria vuelva a su forma natural.

En la figura 2.7 vemos un esquema del proceso de colocación del stent en una arteria coronaria.

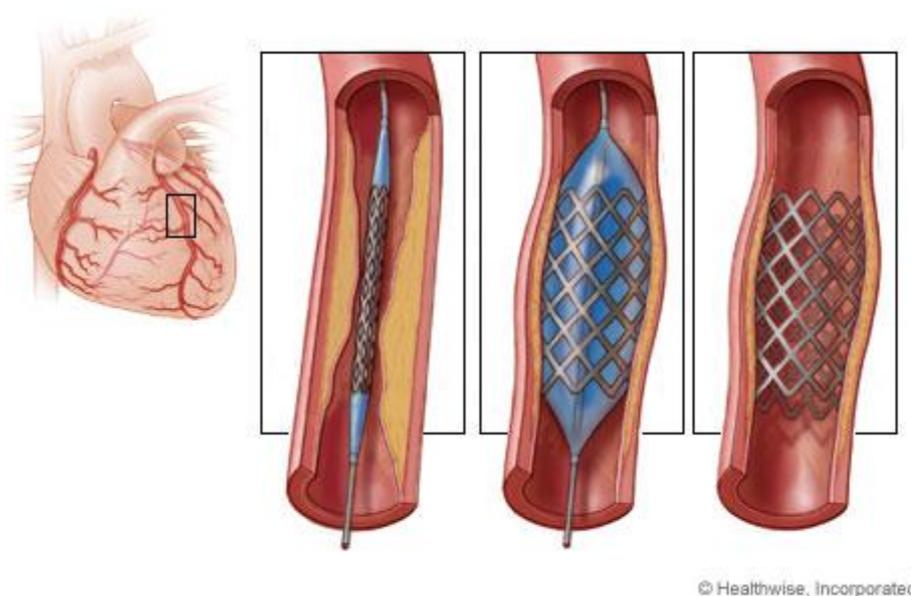


Figura 2.7

Fuente: "<http://img.webmd.com/>"

Sin embargo la presencia de un cuerpo extraño en el interior de la arteria (stent) puede producir problemas con el paso del tiempo, en concreto hay dos principales; restenosis arterial y embolia arterial.

La restenosis arterial es el desarrollo de un estrechamiento progresivo de la sección arterial de la misma forma que ocurre para el caso de la estenosis, pero en este caso aparece cubriendo los stents que fueron implantados para eliminar un estrechamiento en una zona arterial.

Numerosos estudios han demostrado que la aparición de restenosis se encuentra ligada a las características del flujo en el interior de las arterias tras la colocación del stent, así como al diseño del stent. Las regiones más propensas de sufrir restenosis son las cercanas a los hilos del stent, a la bifurcación y a las zonas de solapamiento de stents.

La embolia arterial es una interrupción del flujo sanguíneo en una arteria debida a un coágulo al que se le conoce con el nombre émbolo. En las arterias coronarias con presencia de stent se produce la adherencia del coágulo que discurre por el torrente sanguíneo al propio stent formando un émbolo que dificulta la circulación sanguínea produciendo la embolia arterial.

Los trombos de los que hablamos están formados por hilos de fibrina los cuales se encuentran adheridos entre sí por la acción de las plaquetas. Aprovecharemos la presencia fortuita de pelusas en nuestro modelo para simular el comportamiento de estos coágulos.

Capítulo 3

Instalación Experimental

Capítulo 3. Descripción de los elementos del laboratorio

3. DESCRIPCIÓN DE LOS ELEMENTOS DEL LABORATORIO

En este capítulo vamos a realizar una descripción de todos y cada uno de los elementos empleados en la realización de las mediciones en el laboratorio, indicando sus características y parámetros de funcionamiento.

3.1. INTRODUCCIÓN

La instalación de la que disponemos en el laboratorio es una instalación capaz de simular flujo estacionario o pulsatorio gracias a que dispone de una electroválvula programable la cual permite introducir los parámetros de la onda de pulso para que esta simule la que produciría el corazón humano. También nos permite dejar la válvula completamente abierta de manera que el flujo sería estacionario y el caudal vendría dado por la diferencia de alturas entre el depósito superior y la descarga inferior.

La instalación hidráulica dispone de un punto de colocación de los distintos modelos de arterias coronarias los cuales serán analizados mediante la técnica de velocimetría de imágenes de partículas (P.I.V.) la cual se explicará más adelante. El punto de colocación del modelo se sitúa en una caja negra la cual aísla el modelo de la mayor interferencia luminosa con el exterior posible, ya que para el análisis mediante P.I.V. la única luz que necesitaremos sobre el modelo será la de nuestro cabezal laser. Dentro de esta caja negra irá también colocada la cámara que nos permitirá recoger las imágenes del modelo, además dispone de una guillotina que permitirá el paso de la luz del laser ajustando el ancho de la misma. La cámara estará anclada a una mesa la cual dispone de unos husillos de ajuste que nos permitirá fijar la posición de la cámara en el punto deseado de estudio con la precisión adecuada. El flujo vendrá motivado por una diferencia de alturas entre el depósito superior de la instalación y la salida de descarga al depósito inferior de manera que esta diferencia de alturas permanece constante y la manera que tendremos de ajustar la curva de pulso será mediante la introducción de una pérdida de carga gracias al cierre de la electroválvula. Para asegurar que en el depósito superior siempre tendremos la misma altura de agua, disponemos de dos bombas peristálticas colocadas en paralelo las cuales nos impulsarán el fluido que cae al depósito inferior otra vez de vuelta al superior, de manera que el caudal impulsado por estas sea algo mayor que el que se dirige al modelo de esta manera conseguimos que el depósito superior rebose y la altura se mantenga constante. La descarga del modelo se produce a un depósito inferior del cual se alimentan las bombas.

3.2. ELEMENTOS DE LA INSTALACIÓN

El esquema hidráulico de la instalación es el que se muestra en la figura 3.1, faltarían los dispositivos de toma de imágenes y los que dan apoyo a estos para completar la instalación.

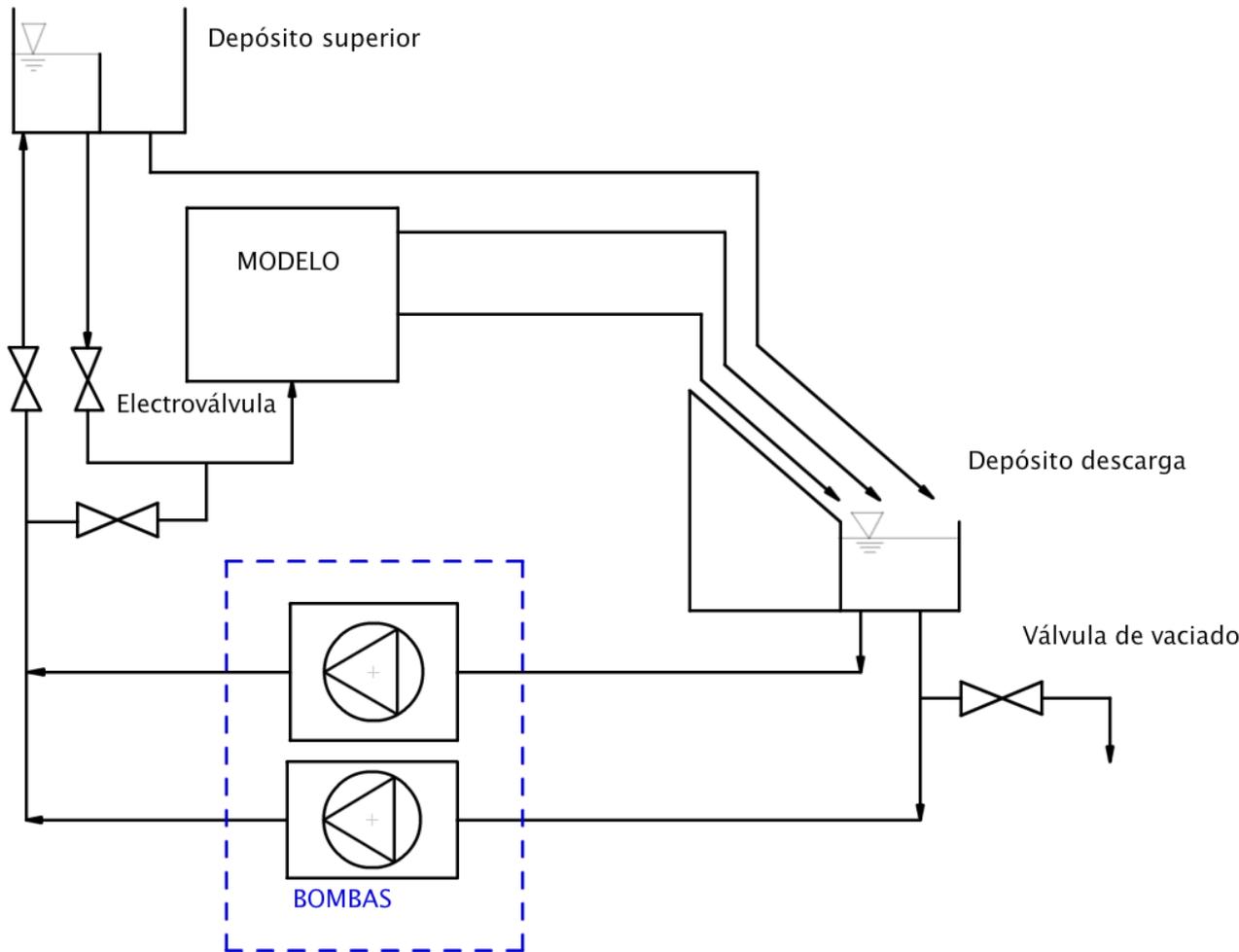


Figura 3.1

3.2.1. INSTALACIÓN HIDRÁULICA

Como hemos citado anteriormente el movimiento del fluido es debido a la diferencia de alturas existente entre el depósito superior y la descarga, pero para mantener esta altura necesitamos algo que nos proporcione la energía necesaria. Para ello disponemos de dos bombas peristálticas conectadas en paralelo entre ellas de las cuales llegan y salen dos conductos con un diámetro interior de 6,4 mm. De la parte inferior del depósito superior sale la tubería que se dirige al modelo la cual dispone de un diámetro interior de 8 mm . Mediante la configuración de las válvulas del modelo podemos

Capítulo 3. Descripción de los elementos del laboratorio

hacer que el caudal impulsado por las bombas vaya directamente hacia el modelo de esta manera aumentará el caudal que circula por el mismo arrastrando toda suciedad o impureza que se haya quedado depositada en el stent o en el modelo, esto lo haremos antes de comenzar el proceso de medición para evitar que estas impurezas puedan influir en el resultado. Otra de las formas que utilizaremos para eliminar dichas impurezas será presionar las salidas de los conductos procedentes del modelo.

Tras pasar por el modelo, el fluido se descarga al depósito inferior. Estos conductos de descarga de diámetro interior de 8 mm, disponen al final de los mismos de dos válvulas que nos permiten regular el caudal que circula por cada uno mediante la introducción de una pérdida de carga

3.2.1.1. BOMBAS

Las bombas peristálticas son un tipo de bombas de desplazamiento positivo las cuales disponen de un rotor el cual presiona el tubo flexible en unas zonas y fuerza al fluido a avanzar por el mismo. Cuando el tubo recupera su estado natural después del paso por el rotor, el flujo del fluido es inducido hacia la bomba, dicho proceso se conoce como peristalsis y de ahí el nombre de la bomba.



Figura 3.2

Nuestra bombas estarán conectadas en paralelo de manera que el caudal impulsado será la suma de ambos. Las características de las que disponen son las siguientes:

Marca	Masterflex
Modelo	7518-00
Tubos soportados	L/S 13, L/S 14, L/S 16, L/S 25, L/S 17, L/S 18
Caudal máximo	0,06 ml/min @1rpm con L/S 13
Caudal mínimo	2300 ml/min @600rpm con L/S 18

Tabla 3.1

3.2.1.2. DEPÓSITO INFERIOR

El depósito inferior, fabricado en metacrilato, es el encargado de recoger el fluido proveniente del modelo y de la parte que rebosa del depósito superior, de manera que las bombas puedan recogerlo para enviarlo al depósito superior y que pueda volver a pasar por el circuito. También le utilizaremos para hacer el llenado de la instalación así como para el vaciado.

3.2.1.3 DEPOSITO SUPERIOR

También fabricado en metacrilato, este depósito, mostrado en la figura 3.3, se encarga de suministrar fluido a la instalación a una altura constante para esto dispone de un rebosadero de manera que al ser superior el caudal que nos suministrarán las bombas al requerido por la instalación, el fluido rebosará y la altura de fluido se mantendrá constante a la altura de rebose. El fluido que rebosa pasa a un compartimento contiguo del depósito el cual está conectado con el inferior.



Figura 3.3

Capítulo 3. Descripción de los elementos del laboratorio

3.2.2. FLUIDO DE TRABAJO

Para que los resultados obtenidos en el laboratorio se aproximen a lo que realmente ocurre en una bifurcación coronaria, el fluido utilizado debe de reproducir fielmente las propiedades fluidomecánicas de la sangre en las condiciones de la simulación. Estas condiciones son:

- Caudales bajos.
- Flujo laminar.
- Arterias de elevado calibre con diámetros superiores a 5 mm, llegando incluso hasta 8 mm.
- Temperatura constante para evitar la variación en las propiedades del fluido.

A la vista de todo lo anterior y basándonos en el artículo de Nian Sheng Cheng de 2008, en el que habla acerca de las propiedades de la mezcla de agua-glicerina, el fluido por el que se optó es una mezcla de glicerina con 61% en peso, y de agua con un 39% en peso. La mezcla de estas proporciones de glicerina y agua posee un índice de refracción de 1,4129 el cual es un valor perfectamente compatible con los índices de refracción de los modelos los cuales adelantamos están fabricados en silicona y metacrilato, con unos índices de refracción de 1,457 y 1,49 respectivamente. Este es un punto importante ya que la compatibilidad entre los índices de refracción influye directamente en la calidad de las imágenes obtenidas. La densidad de la mezcla alcanza un valor de 1.153 kg/m^3 , que comparándolo con el de la sangre que es 1.060 kg/m^3 vemos como es muy parecido. En cuanto a la viscosidad cinemática de la mezcla, el valor que alcanza a $20 \text{ }^\circ\text{C}$ es de 9,264 cS mientras que la de la sangre es de 3,3 cS.

Hemos de tener en cuenta que los valores de las propiedades cambian con la temperatura, siendo la viscosidad cinemática la más sensible ya que presenta una disminución del 17% cada incremento de $5 \text{ }^\circ\text{C}$ en la temperatura. La densidad y el índice de refracción también sufren variación con la temperatura pero de manera menos acusada. En cualquier caso la temperatura ha de ser controlada ya que una variación significativa en la viscosidad cinemática, nos llevaría a una variación en los resultados finales.

3.2.3. MODELOS

Los modelos utilizados en la experimentación tratan de reproducir una bifurcación coronaria la cual posee un ramal principal de mayor diámetro que se divide en dos de diámetro menor, uno de ellos mantiene la dirección del principal y el otro forma 45 ° con este. Dentro de este modelo se situará el stent en alguna de las distintas configuraciones como vemos en la figura 3.4.

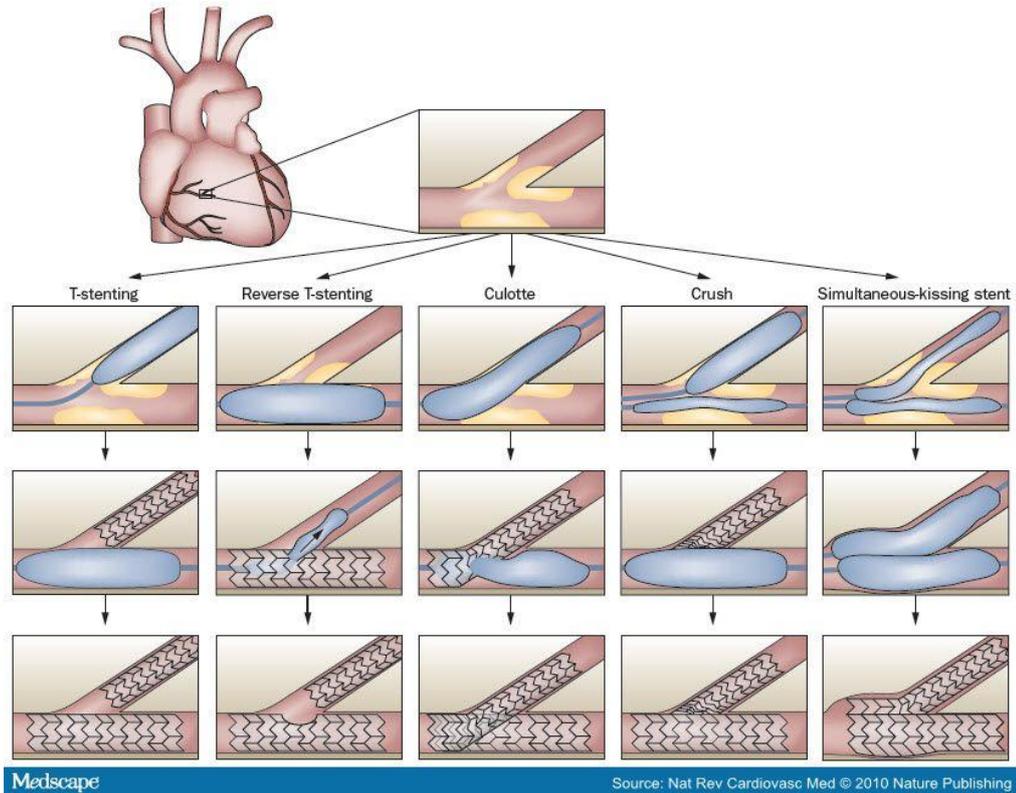
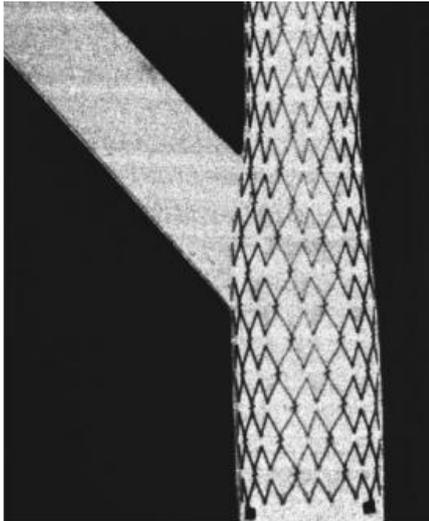


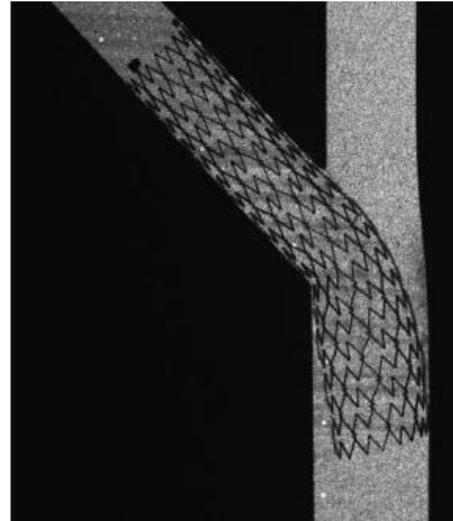
Figura 3.4

Fuente: "<http://img.medscape.com/>"

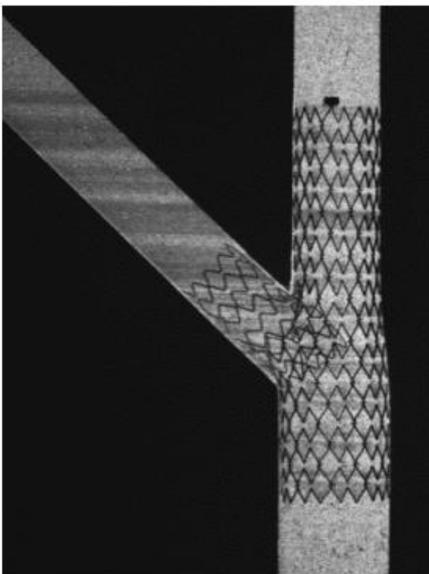
Los modelos están fabricados en silicona y metacrilato cuyo molde fue fabricado mediante impresión 3D para conseguir la mayor precisión dimensional posible. En la figura 3.5 vemos algunos de los modelos utilizados.



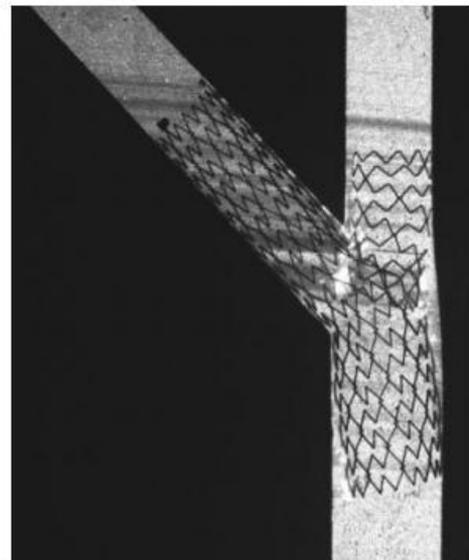
S1: Stent Simple Principal



S2: Stent Simple Secundario



S12: Stent Doble Principal



S21: Stent Doble Secundario

Figura 3.5

La base a la que está fijada el modelo permite el ajuste para que la posición de este sea lo más paralela posible al haz del laser de manera que este ilumine el modelo de forma correcta.

3.2.4. GUILLOTINA

Este dispositivo va colocado entre el laser y el modelo y su función es controlar el ancho de la lámina laser para que la resolución espacial sea mejor al disminuir el espesor de la lámina y a su vez controlar que solo incida la zona de más intensidad del haz sobre el modelo. Permite ajustar su apertura y por consiguiente el ancho de la lámina láser.

3.2.5. CÁMARA OSCURA

No es más que una zona de la instalación en cuyo interior irá alojada la cámara y el modelo, de manera que estos sean aislados de la mayor luz ambiental posible y de esta manera conseguir una mejor calidad en las imágenes. En uno de sus laterales dispone de una rendija por la cual pasará la luz emitida por el laser tras pasar por la guillotina.

3.2.6. ELECTROVÁLVULA

La electroválvula que vemos en la figura 3.6 nos permitirá, variando su grado de apertura, regular el caudal que pasa por el modelo permitiéndonos representar el pulso sanguíneo real como veremos en el siguiente capítulo.



Figura 3.6

3.3. INSTRUMENTOS DE MEDIDA

En este apartado pasaremos a describir los aparatos que intervienen en la medición de las velocidades del fluido.

Capítulo 3. Descripción de los elementos del laboratorio

3.3.1. VELOCIMETRÍA DE IMÁGENES DE PARTÍCULAS (P.I.V.)

Para las mediciones vamos a emplear una técnica conocida como velocimetría de imágenes de partículas la cual nos da un resultado bastante fiable acerca de las velocidades del fluido, además nos permite calcular los gradientes para la realización de cálculos posteriores.

El procedimiento empleado por el PIV se puede resumir a grandes rasgos de la siguientes manera; depositamos en el fluido unas partículas, las cuales le siguen en su movimiento. La cámara sincronizada con el laser, recoge pares de fotografías separadas un determinado tiempo entre cada par de la zona a la que estemos enfocando. Para que esto sea posible, el laser debe incidir sobre el plano al que estemos enfocando con la cámara de manera que las partículas que en ese plano se encuentren, reflejarán la luz del laser la cual será recogida por la cámara.

3.3.1.1. PRINCIPIO DE FUNCIONAMIENTO

Los pares de imágenes separados un determinado espacio de tiempo, son divididas en áreas de geometría rectangular conocidas como áreas de interrogación. Se puede establecer el tamaño del área de interrogación así como la superposición (overlap) entre áreas. En cada área de interrogación de la primera imagen nos encontraremos un patrón de partículas y el software se encargará de encontrar ese patrón en la segunda imagen, la unión de ambos patrones nos dará un vector desplazamiento y como el tiempo transcurrido entre ambas imágenes es conocido, podremos mediante una correlación obtener el campo de velocidades en la zona analizada. En la figura 3.7 vemos como el software analizaría las imágenes como hemos explicado.

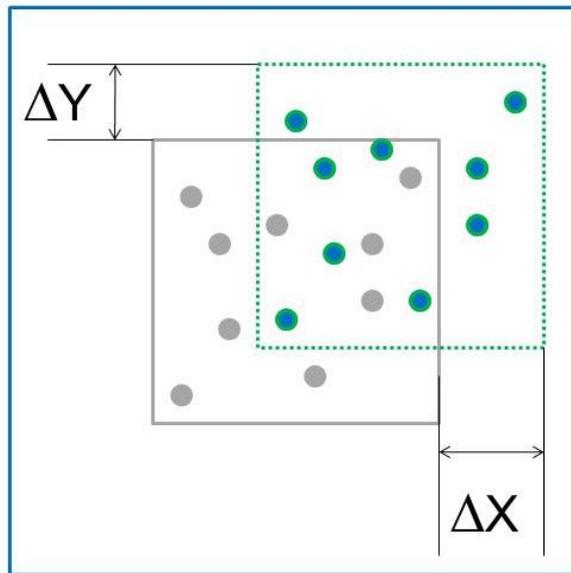


Figura 3.7

Fuente:" <http://images.slideplayer.com/>"

Para poder llevar a cabo medidas con esta técnica, vamos a necesitar los siguientes elementos:

- Fluido a estudiar, en nuestro caso una mezcla en peso de 61% glicerina y un 39% de agua.
- Dispositivo laser para la iluminación de las partículas trazadoras.
- Partículas trazadoras.
- Cámara digital CCD de formato completo que sea capaz de adquirir dos imágenes separadas un tiempo del orden de microsegundos.
- Sincronizador de disparo entre la cámara y el laser.
- Software de post-procesado de las imágenes captadas

En la figura 3.8 vemos el proceso de toma de medidas esquematizado.

Capítulo 3. Descripción de los elementos del laboratorio

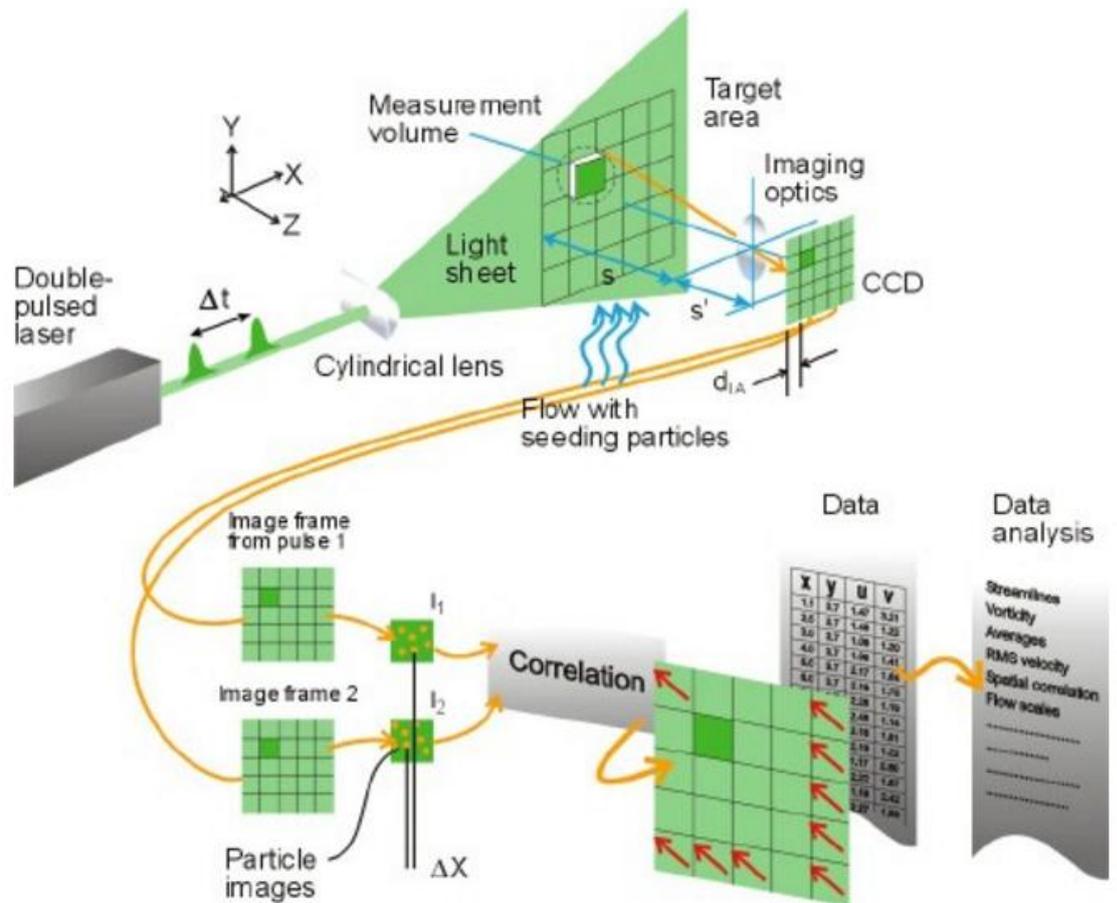


Figura 3.8

Fuente: " <http://www.dantecdynamics.com>"

Pero esta técnica también tiene algunas limitaciones:

- Debido a que la lámina laser tiene un cierto espesor, la zona iluminada no es bidimensional.
- Si se produce un movimiento en la dirección transversal al plano de estudio, este no es captado por la cámara ya que aunque la lámina laser tiene un cierto espesor, este es reducido. Esto puede llevar a la confusión de unas partículas con otras a la hora del análisis de las imágenes.
- El software obtiene las velocidades a partir de los desplazamientos de las áreas de interrogación, pero estos desplazamientos los toma rectilíneos por lo que no se considerarían las posibles trayectorias curvas seguidas por las partículas.
- Las partículas no acompañan al fluido en su movimiento de forma ideal sino que siempre existirá una diferencia entre ambos movimientos por muy pequeñas que sean las partículas trazadoras. Además el tamaño de las partículas no puede ser

muy reducido ya que sino no dispersarían la luz lo suficiente como para obtener buenos resultados en la medición.

3.3.1.2. ELEMENTOS EMPLEADOS

Pasamos a describir los elementos de los que disponemos para el desarrollo de la toma de medidas.

3.3.1.2.1. DISPOSITIVO LÁSER

Es el emisor del haz láser que ilumina las partículas trazadoras contenidas en el fluido de trabajo. Está compuesto por dos generadores laser que permiten emplear un tiempo entre disparos muy pequeño, también dispone de una lente cilíndrica que transforma el haz de luz puntual en una lámina laser.

Sus características son las siguientes:

Proveedor	Dantec Dynamics
Modelo	Dual Power ND: YAG 500 mJ
Frecuencia máxima entre disparos	(Limitado por la cámara) 14,5 Hz en modo single frame y 7 Hz en modo double frame
Longitud de onda	535 nm
Ancho de lámina laser	2 mm

Tabla 3.2

La potencia del láser es regulable manualmente e independiente para cada uno de los generadores. Esta potencia la ajustaremos previamente a la realización de las medidas tomando una pequeña cantidad de imágenes y viendo si la difusión de la luz provocada por las partículas es la adecuada. En la figura 3.9 vemos el generador laser y en la figura 3.10 su dispositivo de control.

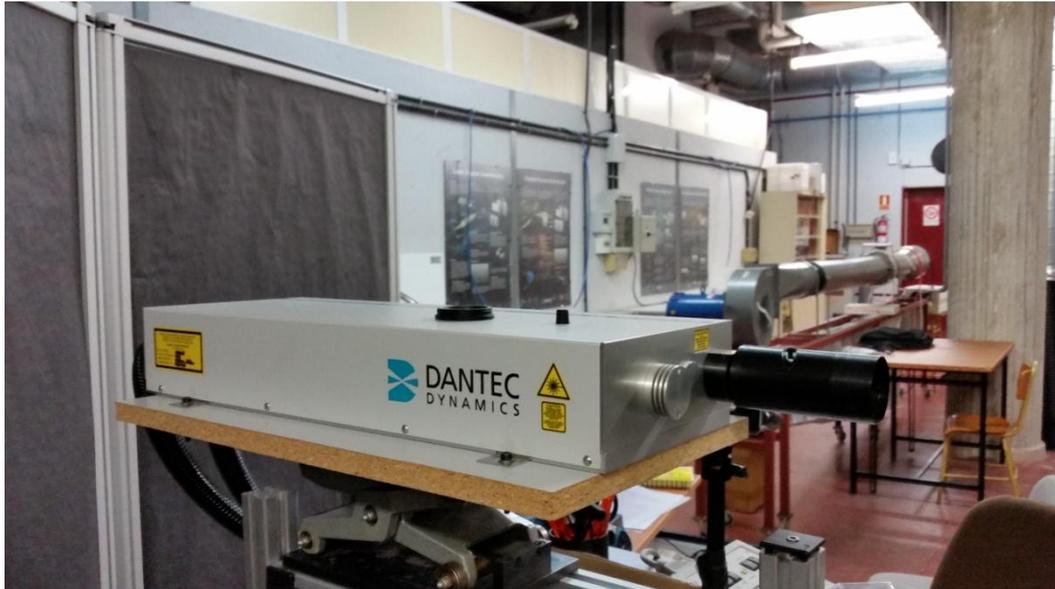


Figura 3.9



Figura 3.10

3.3.1.2.2. PARTÍCULAS TRAZADORAS

Se trata de las partículas que hemos mencionado anteriormente y que acompañan al fluido en su movimiento. Están fabricadas de un polímero fluorescente el cual posee una densidad similar a la del fluido de trabajo y una capacidad de difusión de la luz del laser muy adecuada para la realización de nuestras medidas. Las partículas han de ser fosforescentes para que la longitud de onda de la luz reflejada por estas cuando son iluminadas por el láser sea detectada por la cámara sin que se produzca una luz reflejada por el stent del mismo valor de longitud de onda , ya que esto

provocaría problemas a la hora de analizar las imágenes. En la tabla 3.3 recopilamos las principales características de las partículas trazadoras.

Proveedor	Dantec Dynamics
Tipo	Partículas de polímero fluorescente (FPP)
Tamaño medio	10 μm
Densidad	1.190 Kg/m^3
Velocidad terminal en el fluido de trabajo	34,5 $\mu\text{m}/\text{min}$

Tabla 3.3

3.3.1.2.3. CÁMARA DIGITAL

La cámara de la que disponemos es la que vemos en la figura 3.11, es la que se encarga de recoger las imágenes que serán analizadas posteriormente por el software. También disponemos de un macro objetivo invertido que nos permitirá analizar regiones muy pequeñas de nuestro modelo. A su vez la cámara se encuentra atornillada a la base de un carro desplazador que además de permitirnos regular la posición de la cámara en las tres direcciones del espacio, nos permitirá asegurar la perpendicularidad entre el modelo y la cámara de manera que al cambiar de posición nos movamos de manera perpendicular al modelo.



Figura 3.11

Capítulo 3. Descripción de los elementos del laboratorio

La cámara es de tipo CCD (Charge Coupled Device) que hace referencia al sensor que posee la cámara en su interior. Sus características se recogen en la tabla 3.4.

Proveedor	Dantec Dynamics
Modelo	Flowsense 4M MkII
Tipo	Fullframe
Resolución	2048 x 2048
Tamaño datos	8, 10 o 12 bits/píxel
Tiempo mínimo entre capturas	14,5 Hz en modo single frame y 7 Hz en modo double frame
Tarjeta PCIe ordenador	PCIe 1427

Tabla 3.4

Objetivo

La cámara dispone de un objetivo adicional el cual se encuentra situado en la misma de forma invertida de forma que gracias a sus lentes alcanzamos el nivel de zoom que veremos más adelante en las medidas. El objetivo es de la marca Nikon modelo Makro-Planar 50 mm f.2 ZF. Dispone de un diafragma para regular la entrada de luz en el sensor de la cámara. En la figura 3.12 vemos una imagen del objetivo.



Figura 3.12

3.3.1.2.4. SINCRONIZADOR

Es el dispositivo encargado de como su propio nombre indica, sincronizar las señales de disparo de la cámara y el láser para que el modelo sea iluminado en el instante de tiempo adecuado. El esquema de sincronización entre el láser y la cámara es el que vemos en la figura 3.13, en la cual los números corresponden a:

- 1: Tiempo de exposición de la cámara.
- 2: Retraso de apertura en un rango de $1 \mu\text{s}$ a $10 \mu\text{s}$.
- 3: Pulso que indica el tiempo que hay entre el inicio del disparo de la cámara y el final de la exposición.
- 4: Ancho del pulso de disparo de la cámara, entre $1 \mu\text{s}$ a $10 \mu\text{s}$.
- 5: Flash de retardo de 1 a Q-Switch 1.
- 6: Retardo de activación de Q-Switch 1.
- 7: Flash de retardo de 2 a Q-Switch 2.
- 8: Retardo de activación de Q-Switch 2.

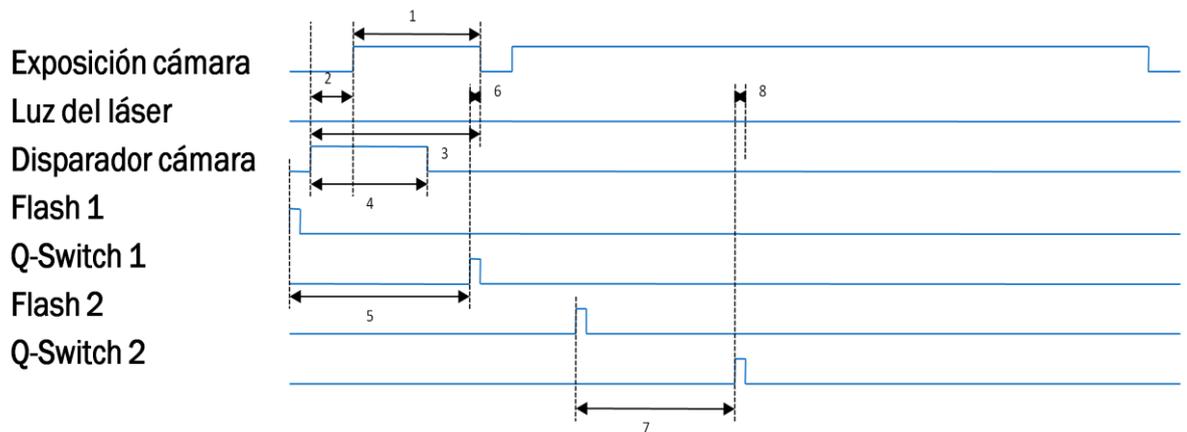


Figura 3.13

Las principales características del sincronizador son las recogidas en la tabla 3.5:

Capítulo 3. Descripción de los elementos del laboratorio

Modelo	Dantec Dynamic Tlmerbox 80N77
Características	8 canales de salida con funciones de disparo interna Sincronización externa Uso de dos cámaras
Tarjeta PCIe ordenador	PCIe 6602

Tabla 3.5

El sincronizador tiene dos entradas externas que permiten controlar el tiempo entre disparos y el inicio de la secuencia de disparos pero no existe ningún tipo de lazo de control que regule de forma automática la frecuencia de adquisición, la única entrada de datos son las imágenes captadas por la cámara. Emplearemos una de las entradas externas para conectar un controlador que lo que hará es mandar una señal de disparo al sincronizador en el instante de tiempo en el que queramos hacer la medida, para así medir en distintos puntos de la onda de pulso sincronizando el disparo con un cierto grado de apertura de la electroválvula.

En la figura 3.14 vemos como irían conectados los distintos elementos encargados de la captura de imágenes.

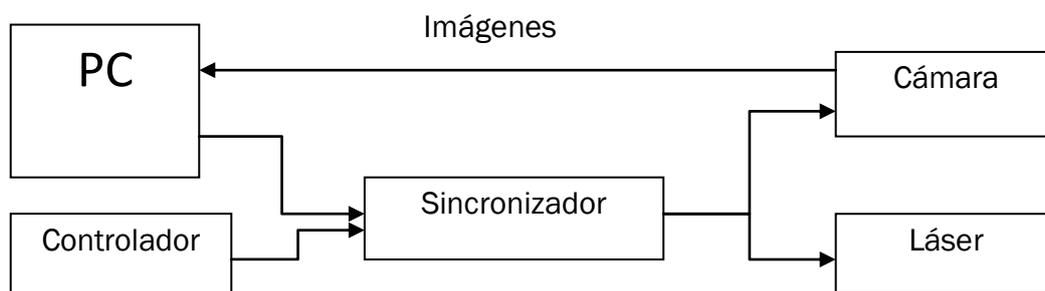


Figura 3.14

3.3.1.2.5. UNIDAD DE PROCESADO

Para el análisis y procesado de la imágenes utilizaremos un ordenador equipado con el sistema operativo Windows 7. La microprocesador es un Intel Core i7 el cual posee 4 núcleos lo cual hará que el tiempo de procesado y análisis sea lo más corto posible. El software de control que utilizaremos será DynamicStudio 3.14 el cual se encargará de controlar el sincronizador y de analizar las imágenes, posteriormente para el post-procesado utilizaremos Tecplot.

Capítulo 4

Metodología de medida

4. METODOLOGÍA DE MEDIDA

Para obtener unos resultados de medida con la instalación de la que disponemos, hemos de definir un procedimiento para obtener las medidas de forma adecuada, esto es debemos de preparar y ajustar los elementos de la instalación previamente a la toma de datos.

El primer paso consiste en asegurarse de la correcta conexión de todos los elementos de la instalación, ya sean eléctricos o hidráulicos, ya que aunque parezca muy obvio un error en la conexión puede llevar a una gran pérdida de tiempo posterior buscando donde se puede encontrar el fallo. También podemos incluir la colocación del modelo en este paso si fuésemos a utilizar un modelo diferente del que tenemos colocado, aunque nosotros solo vamos a emplear un modelo en este trabajo por lo que no será necesario este paso.

Una vez comprobado que todo está conectado correctamente, ya podemos pasar al llenado de la instalación con el fluido de trabajo, pero antes debemos de introducir los conductos que van desde el depósito inferior al superior en las bombas ya que siempre que acabemos las medidas los sacaremos para evitar su deterioro. Para empezar con el llenado, la electroválvula que se encuentra entre el modelo y el depósito superior se encontrará cerrada para ello comprobaremos que el testigo luminoso que nos indica el estado de la electroválvula se encuentra apagado. Una vez hecho esto procedemos a verter el fluido en el depósito inferior y cuando hayamos vertido una cantidad de alrededor de dos dedos procedemos a encender las bombas para que comience a subir el fluido. Debemos de seguir echando fluido en el depósito inferior a razón de mantener el nivel de dos dedos. Continuaremos haciendo esto hasta que el depósito superior rebose y comience a llegar fluido de vuelta al depósito inferior. Además periódicamente comprobaremos que la densidad del fluido se mantiene.

Finalmente fijaremos el enfoque y posición de la cámara en la zona del modelo donde queramos hacer las medidas y podremos comenzar.

4.1. PREPARACIÓN DE LA INSTALACIÓN

Este paso consiste en adecuar la instalación para la correcta realización de las medidas, que lleva consigo la correcta posición de cada uno de los dispositivos con sus conexiones correspondientes y el montaje de cada uno de los elementos.

4.1.1. MONTAJE Y CONEXIÓN DEL MODELO

En estos pasos colocaríamos el modelo en el soporte y le incorporaríamos al circuito hidráulico. Este proceso solo se llevará a cabo en caso de querer cambiar el modelo de estudio, ya que al finalizar las medidas no le desmontaremos.

El modelo debe ir colocado de manera que la cara lateral, es decir la cara perpendicular a la que vamos a tomar las imágenes, esté orientada hacia el emisor laser para que este ilumine correctamente la zona de estudio durante las medidas. Además para evitar posibles distorsiones, orientaremos el modelo de manera que la cara que este orientada hacia la cámara se encuentra en mejor estado.

El montaje del modelo lo realizaremos mediante tornillos. El soporte posee varios agujeros por lo que se practicarán en el modelo unos agujeros pasantes en la posición adecuada, asegurándonos de que no distorsionen la zona de medida.

Para la conexión al circuito hidráulico, pasaremos los conductos por los agujeros practicados en la cámara oscura y les conectaremos al modelo de manera adecuada según lo que queramos medir, pero siempre asegurándonos de que los conductos no interfieran en las medidas, es decir, que no se sitúen entre la cámara y el modelo o entre el laser y el modelo ya que esto podría darnos unos malos resultados en las mediciones. También debemos evitar que las tuberías que van al modelo tengan dobleces o curvas muy cerradas especialmente en las zonas más próximas al modelo.

4.1.2. COLOCACIÓN DEL EMISOR LÁSER

Este dispositivo irá montado sobre una mesa provista de un elevador mecánico. Se colocará de manera que la lámina laser incida como hemos dicho anteriormente, lateralmente al modelo. Para conseguir la perpendicularidad, colocaremos el laser de manera que la lamina coincida con las marcas practicadas en la cámara oscura una fuera y otra al fondo de la misma, aunque el ajuste final lo haremos con los tornillos que posee el soporte del modelo.

Para la puesta en marcha de este dispositivo primero hemos de asegurarnos de que el nivel de refrigerante es el adecuado, para ello miraremos en la parte trasera de la fuente de alimentación donde nos encontraremos un indicador. Si el nivel supera de refrigerante se encuentra en estos niveles mínimos encenderemos el equipo y luego desde el

dispositivo de control encenderemos el circuito de refrigeración, luego el disparador y ya podremos realizar disparos del laser con la potencia seleccionada. En la figura 4.1 vemos la parte delantera de la fuente de alimentación del emisor y vemos como para la puesta en marcha es necesaria una llave por razones de seguridad. También cabe decir que cuando estemos realizando disparos del laser con una intensidad alta, será necesario el uso de una gafas protectoras las cuales bloqueen la longitud de onda del emisor laser.

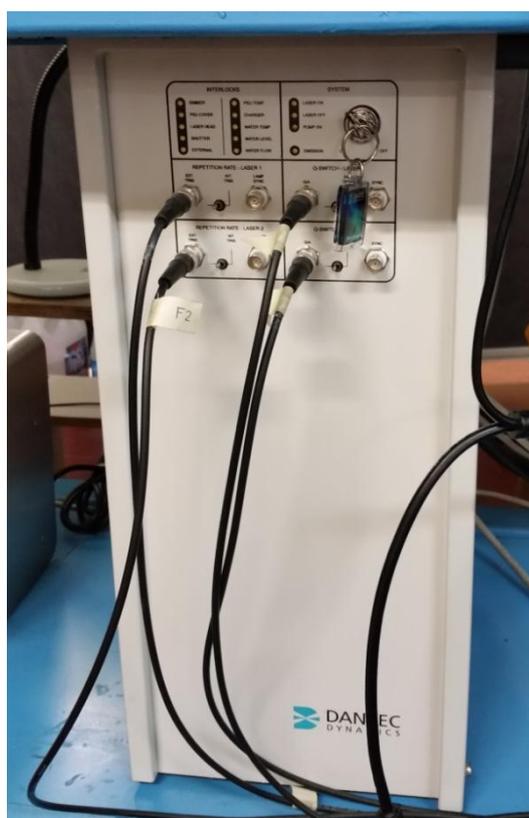


Figura 4.1

4.1.3. COLOCACIÓN DE LA CÁMARA OSCURA

La cámara oscura es la zona en cuyo interior va montado el modelo. Dispone de un raíl perpendicular a la lámina láser el cual permite el movimiento del modelo en esta dirección para realizar mediciones en distintos planos paralelos, aunque para el estudio en el plano medio del modelo le dejaremos fijo en la posición marcada en el raíl. Para conseguir la máxima oscuridad posible en el interior de la cámara utilizaremos una cortina negra que cubre la mayor parte lateral de la cámara y permite manipular la cámara.

4.1.4. AJUSTE DE LA GUILLOTINA

La guillotina que vemos en la figura 4.2 debe de posicionarse de manera que penetre a través de ella la parte central de la lámina laser que como hemos dicho anteriormente, es la de mayor intensidad. Para ello ajustaremos la separación entre las hojas de la guillotina con la ayuda de unas galgas de espesores, haciendo que el espesor se mantenga uniforme a lo largo de la rendija de la guillotina.



Figura 4.2

4.1.5. AJUSTE DE LA CÁMARA

El ajuste de la cámara consiste esencialmente en enfocar la zona en la que queremos realizar medidas. Para esto utilizaremos una fuente luminosa para iluminar el modelo, iremos al equipo y arrancaremos el software DynamicStuido v3.10 y escogeremos la opción que dice "Free Run", la cual nos permite ver los fotogramas capturados por la cámara en tiempo real. Una vez hecho esto ajustaremos la fuente luminosa para que veamos de la mejor manera posible la imagen por pantalla y una vez ajustada con la ayuda de los desplazadores del carro sobre el que va montada la cámara, buscaremos la zona en la que queremos medir y el enfoque en dicha zona. Por ejemplo si queremos medir una zona proxima a la pared del conducto situada en el plano medio, nos situaremos en dicha zona y ajustaremos hasta que consigamos enfocar la pared. Una vez hecho esto si queremos cambiar de zona pero en el mismo plano medio, únicamente tendremos que desplazarnos a dicha zona sin variar el enfoque.

Una vez hecho esto, retiraremos la fuente de luz externa y comenzaremos una medidas de prueba en las que iremos variando la intensidad del laser mientras vamos viendo las imágenes tomadas para así

conseguir la intensidad óptima. Cuando lo tengamos ya podemos parar las medidas de prueba y podemos aprovecharlas para realizar la calibración como explicaremos posteriormente.

4.1.6. AJUSTE ELECTROVÁLVULA

Para el caso de arterias coronarias las curvas temporales de presión y velocidad tienen la forma que se aprecia en la figura 4.3. Observamos que la velocidad varía desde aproximadamente 0,05 m/s a unos 0,25 m/s y que la presión oscila entre los 80 y los 140 mmHg a lo largo de un pulso con una duración aproximada de 0,94 s.

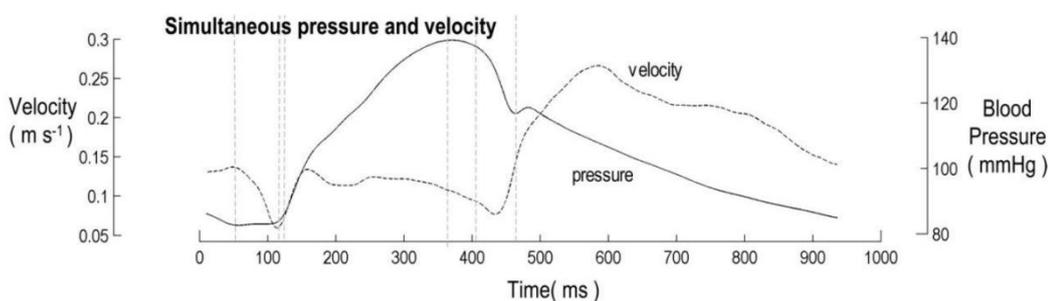


Figura 4.3

Fuente: Davies et al., 2006.

A la vista de esto y teniendo en cuenta que nuestra intención es hacer una representación simplificada de dicho pulso, configuraremos la electroválvula a razón de representar las aceleraciones que encontraríamos en un pulso real, por lo que distinguiremos una rampa de aceleración con una aceleración media de 1,267 m/s² y otra de deceleración de 0,429 m/s².

Con los datos del pulso sanguíneo y aplicando semejanza, reproduciremos configurando la apertura y cierre de la electroválvula las condiciones anteriormente citadas, por lo que tendremos una rampa de aceleración con una pendiente mayor a la pendiente de deceleración a lo largo de un pulso de 1 s.

4.1.7. ENCENDIDO DE LA INSTALACIÓN

Una vez ajustados todos los dispositivos pasaremos a la puesta en marcha del circuito. Primero comprobaremos que todas las válvulas se encuentren en la posición correcta para que no haya fugas de fluido o en el peor caso que reviente alguna parte de la instalación. Previamente al vertido del fluido sobre el depósito inferior, hemos de agitar suavemente la garrafa en la que almacenamos el fluido para asegurarnos de que las partículas se

encuentren bien mezcladas con el fluido ya que al permanecer inmóvil durante un periodo de tiempo estas tienden a depositarse en el fondo. Una vez depositado el líquido y habiendo rebosado este el depósito superior, abriremos la electroválvula completamente con el fin de cebar el tramo de instalación correspondiente al modelo y de eliminar posibles impurezas presentes en esta zona. Podemos ayudarnos presionando los conductos de salida del modelo o incluso moverlos para eliminar las burbujas de aire.

4.2. AJUSTE DE LOS PARÁMETROS EN LA PUESTA EN MARCHA

Una vez lista la instalación pasaremos al ajuste de algunos parámetros necesarios antes del comienzo de las medidas.

4.2.1. CONTROL DE LA TEMPERATURA

Partiendo del último punto anterior, con la electroválvula abierta y en ausencia de burbujas de aire, dejaremos la electroválvula abierta durante un periodo de tiempo con el fin de que la temperatura del fluido se estabilice en torno a 23 °C, esta temperatura la controlaremos mediante un termómetro de mercurio situado en contacto con el fluido del depósito superior.

4.2.2. CONTROL DE LA DENSIDAD

Una vez alcanzada la temperatura de funcionamiento, podremos pasar a medir la densidad. Mediante la densidad podremos medir la concentración de cada componente y valorar si es necesario añadir alguno de ellos a la mezcla para mantenerla en esos de porcentajes de 61% de agua 39 % glicerina. Además mediante la densidad sabremos la viscosidad del fluido que es la variable que más nos afecta.

Normalmente con el paso de los días se produce evaporación del agua de la mezcla por lo que será necesario comprobar la densidad periódicamente y añadir agua si fuera preciso. Para realizar este procedimiento haremos lo siguiente:

- Mediremos un volumen V_0 y lo pesaremos

$$\rho_0 = \frac{m_0}{V_0} \quad \text{Ecuación 4.1}$$

La concentración de glicerina $C_{M \text{ glicerina}}$ en la mezcla será:

Capítulo 4. Metodología de medida

$$\rho_0 = \rho_{\text{glicerina}} C_{M \text{ glicerina}} + \rho_{\text{agua}} (1 - C_{M \text{ glicerina}}) \quad \text{Ecuación 4.2}$$

$$C_{M \text{ glicerina}} = \frac{\rho_0 - \rho_{\text{agua}}}{\rho_{\text{glicerina}} - \rho_{\text{agua}}} \quad \text{Ecuación 4.3}$$

$$C_{M \text{ agua}} = 1 - C_{M \text{ glicerina}} \quad \text{Ecuación 4.4}$$

Con el valor de temperatura de 23 °C los valores de densidad de la glicerina y del agua son 1261 kg/m³ y 999 kg/m³ respectivamente. Calculando la masa de cada componente:

$$m_{0 \text{ glicerina}} = m_0 C_{M \text{ glicerina}} \quad \text{Ecuación 4.5}$$

$$m_{0 \text{ agua}} = m_0 C_{M \text{ agua}} \quad \text{Ecuación 4.6}$$

Como solo realizaremos un aporte de agua, la masa de glicerina no cambiará, pero su concentración será del 61%. Con esto podremos calcular la masa final de la mezcla:

$$m_{\text{final mezcla}} = \frac{m_{0 \text{ glicerina}}}{0,61} \quad \text{Ecuación 4.7}$$

Teniendo en cuenta que la concentración de agua que queremos podremos calcular la masa total de agua necesaria y mediante la diferencia entre esta y la inicial podremos calcular la masa de agua a añadir.

$$m_{\text{final agua}} = 0,39 m_{\text{final mezcla}} \quad \text{Ecuación 4.8}$$

$$m_{\text{agua añadir}} = m_{\text{final agua}} - m_{0 \text{ agua}} \quad \text{Ecuación 4.9}$$

$$V_{\text{agua añadir}} = \frac{m_{\text{agua añadir}}}{\rho_{\text{agua}}} \quad \text{Ecuación 4.10}$$

$V_{\text{agua añadir}}$ será la cantidad de agua que añadamos a la mezcla.

4.3. TOMA DE DATOS

Ahora pasaremos a la adquisición de datos , pero antes debemos de eliminar las impurezas no deseadas presentes en el modelo. Para ello trataremos de estrangular y soltar los conductos de salida del modelo o incluso configurar la instalación en "By-pass" de manera que la salida de las bombas esté conectada con la entrada del modelo.

Una vez eliminada la suciedad no deseada arrancaremos el software DynamicStudio v3.10 y elegimos la opción "Enter acquisition mode". Comprobaremos que todos los dispositivos son detectados correctamente en la pestaña "Devices".

Crearemos una nueva base de datos para cada sesión de toma de medidas para ello utilizaremos la opción "File/New database". Le daremos un nombre el cual sea representativo de las medidas que vayamos a realizar donde indicaremos el modelo que utilizaremos y la fecha principalmente.

Posteriormente dentro de nuestra base de datos creada crearemos proyectos. Cada proyecto se corresponderá con una posición de cámara. Para su denominación conservaremos el texto que aparece por defecto y añadiremos detrás información que pueda sernos útil como por ejemplo si estamos haciendo medidas en estacionario o no, el plano de medida, la zona del modelo en la que nos situamos o lo que consideremos necesario, en la figura 4.4 vemos un ejemplo de la estructura de archivos.

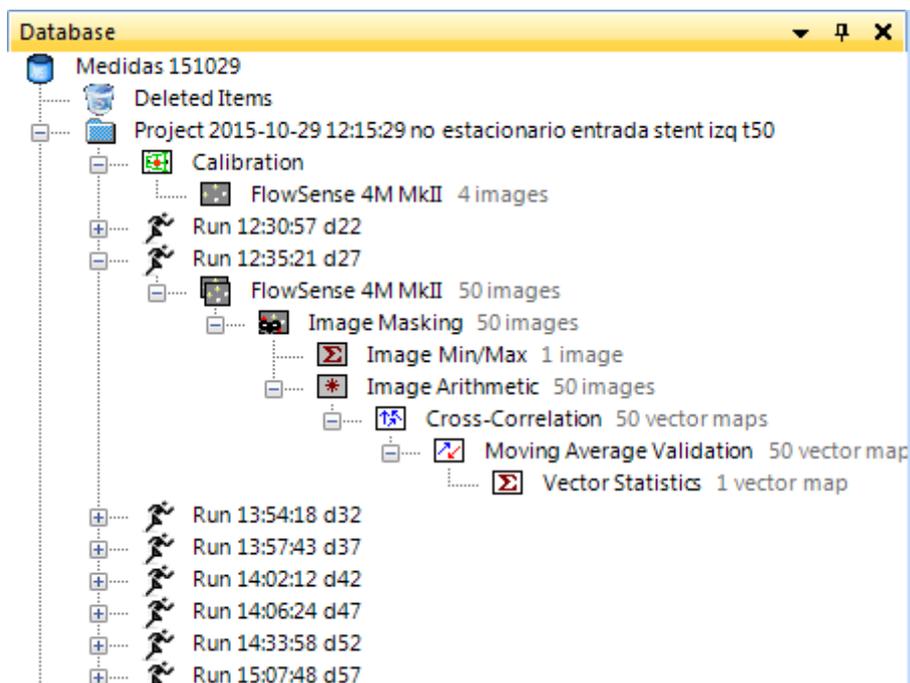


Figura 4.4

Para las medidas no estacionarias indicaremos que retraso en el disparo se ha utilizado para cada medida para saber en qué posición de la onda de pulso nos encontramos.

Una vez hecho esto abriremos el software que se encarga de controlar la electroválvula y que contiene la información del pulso donde introduciremos en que instante queremos realizar las medidas en el caso de no estacionario, es decir, introduciremos el tiempo de retraso en el disparo desde que empieza el pulso. Realizado todo esto procederemos a realización de las medidas.

4.3.1. DYNAMICSTUDIO V3.10

DynamicStudio es el principal paquete de software para la adquisición y análisis mediante PIV. Contiene herramientas para la adquisición, análisis y procesado de las medidas.

Para empezar a adquirir imágenes lo primero que hemos de hacer es lo que hemos citado en el capítulo anterior acerca de crear una base de datos. Una vez tengamos creada la base de datos iremos a la opción de empezar a capturar imágenes dentro del programa y nos aparecerán dos ventanas las cuales vemos en las figuras 4.5 y 4.6, una que nos permite seleccionar el modo de captura y sus diferentes opciones y otra de visualización y control de las imágenes adquiridas.

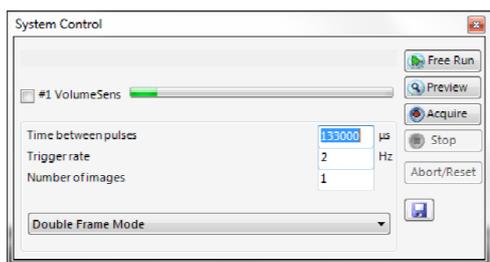


Figura 4.5

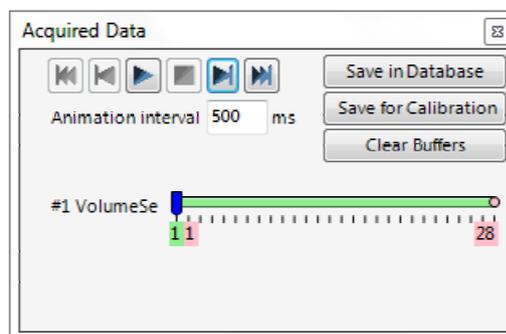


Figura 4.6

De las opciones de captura utilizaremos la opción "Free run", la cual nos permite ver las imágenes capturadas por la cámara en tiempo real, para situarnos en la zona que queramos del modelo, la opción "Stop", como su propio nombre indica, la utilizaremos para detener cualquier modo de captura en cualquier momento.

Previamente a la captura de imágenes, debemos de introducir un valor adecuado para la opción tiempo entre pulsos la cual nos indica el intervalo de

tiempo entre las capturas de un mismo par de imágenes en μs , nosotros hemos utilizado un tiempo entre disparos de 50 μs para todas las medidas porque era el que mejor funcionaba.

En el número de imágenes utilizaremos un número que sea lo suficientemente alto como para obtener medidas representativas pero no demasiado alto para no perder el tiempo, emplearemos un número de imágenes de 60 de las cuales desecharemos 10, ya que es lo suficientemente representativo para el posterior análisis. La opción "Single frame" nos permite trabajar en modo de disparo único, esto es, que solo capturará una imagen en cada captura por lo que nosotros utilizaremos el modo "Double frame mode" que nos permite capturar pares de imágenes para su posterior análisis.

La opción "Preview" permite empezar la captura de imágenes con los parámetros establecidos de manera ilimitada, solo se detendrá la captura cuando pulsemos el botón "Stop". Utilizaremos esta opción para ajustar la potencia del laser previamente a la toma de imágenes de medida, también podremos utilizar estas imágenes para definir el factor de escala como explicaremos después.

Una vez ajustados estos parámetros, podremos proceder a utilizar la opción "Acquire" la cual nos capturará el número de pares de imágenes definido con los parámetros ajustados. Una vez acabada la adquisición de imágenes en la otra ventana desecharemos las 10 primeras y guardaremos el resto para un análisis posterior utilizando la opción "Save in Database". Pero antes de guardar las imágenes comprobaremos que todo ha ido como debiera visualizando las mismas y viendo que entre imágenes de un mismo par están correctamente correlacionadas, para cambiar entre imágenes de un mismo par emplearemos la tecla t y veremos cómo se desplazan las partículas. Una vez hecho esto y elegidas las imágenes que queremos guardar mediante el desplazador, guardaremos estas en la base de datos.

Ya tenemos las imágenes guardadas ahora debemos de definir el factor de escala para obtener unos buenos resultados en el análisis posterior. El factor de escala es un número el cual representa la relación entre el tamaño real de lo que estamos capturando con la cámara y ese mismo tamaño en la imagen capturada. Para ello en las imágenes guardadas para la calibración oprimiremos el botón derecho del ratón y accederemos a la opción "Measure scale factor" y nos aparecerá una ventana en la cual aparece una de las imágenes guardadas para calibración y en ella dos puntos que podremos desplazar por lo que podremos colocar esos puntos de forma aproximada en una zona de la imagen que conozcamos su tamaño real y definirlo. Como estamos en una zona donde es difícil coger una referencia,

hemos empleado papel milimetrado para obtener el valor del factor de escala que utilizaremos en todas las medidas. En la figura 4.7 vemos la imagen capturada del papel milimetrado y lo que haríamos sería situar los puntos A y B en los extremos de una división del papel y definir esa distancia como 1 milímetro y obtendríamos un valor del factor de escala.

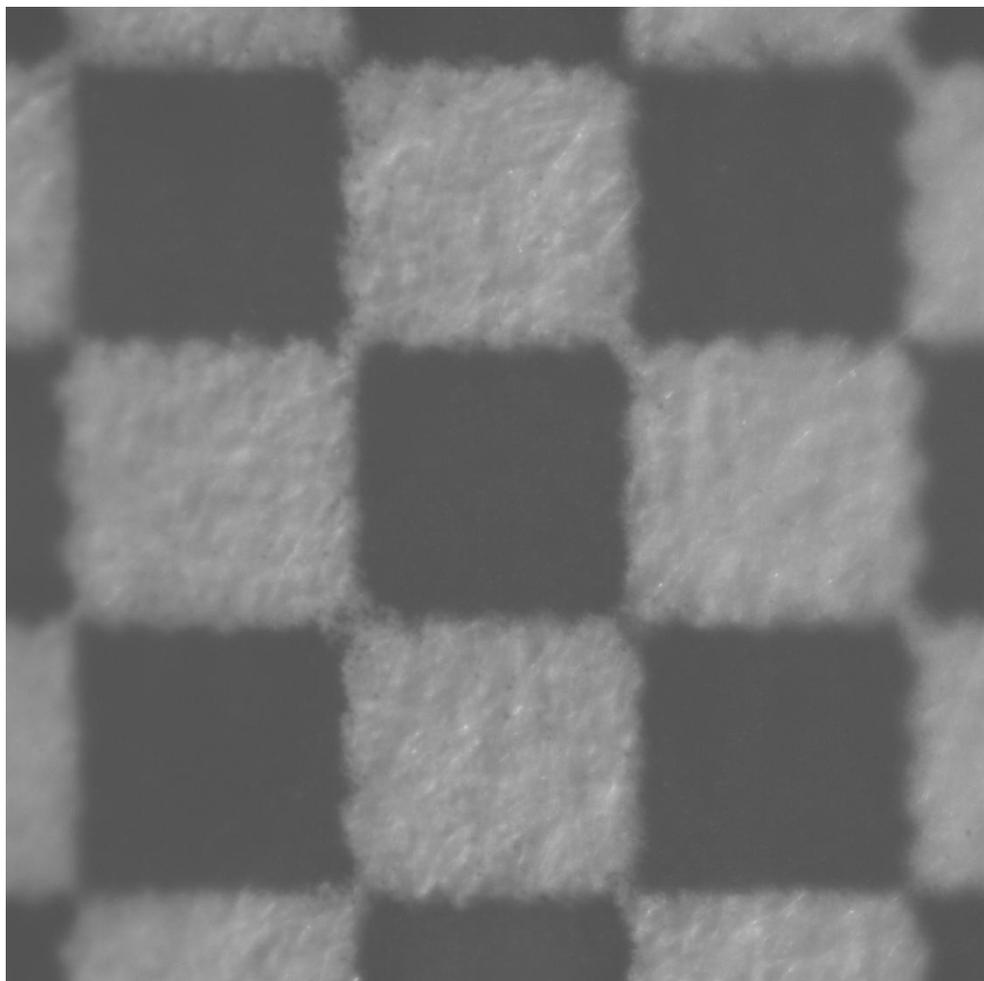


Figura 4.7

Las imágenes capturadas tienen un tamaño de 2048 pixel x 2048 pixel y un tamaño real de 3,35 mm x 3,35 mm, lo que quiere decir que:

$$1 \text{ pixel} = 1,71 \mu\text{m} \quad \text{Ecuación 4.11}$$

Una vez finalizada la calibración, procederemos al análisis de las imágenes guardadas en la base de datos. Si presionamos el botón derecho sobre las capturas guardadas nos encontramos varias opciones, entre ellas tenemos la posibilidad de visualizar cada una de las imágenes guardadas con la opción "Show content list". También tenemos la opción de exportar los resultados como imagen o de forma numérica para su posterior análisis con

otros programas informáticos, como en nuestro caso que utilizaremos "Tecplot 360 2010". Pero previamente haremos un análisis con algunas de las diferentes opciones que nos ofrece DynamicStudio. En la figura 4.8 vemos el conjunto de operaciones que haremos en cada una de las medidas, que pasaremos a describir a continuación.

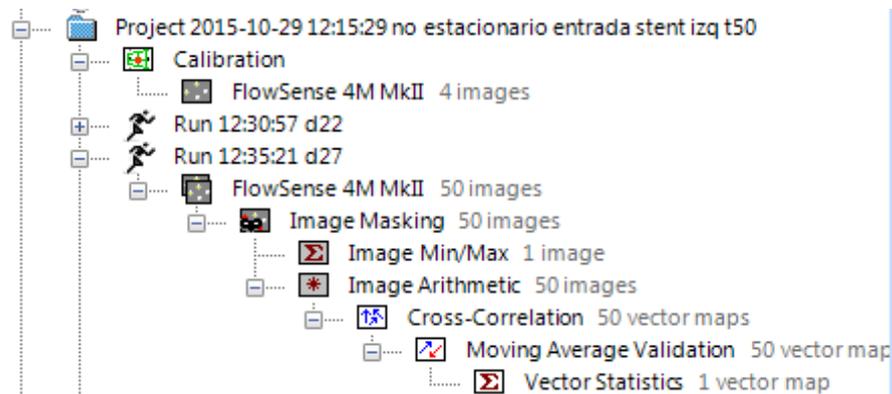


Figura 4.8

- Image Masking: se utiliza para aislar una parte de las imágenes capturadas y dejarla fuera del análisis. Por ejemplo si estamos realizando medidas en la pared del modelo y en las imágenes aparece una parte externa al modelo, podemos crear una máscara que incluya esta parte y mediante este comando aislarla de las medidas ya que no nos aportará nada. Para crear la máscara dispondremos de tres herramientas de trazado que son un rectángulo, un polígono o una elipse.
- Image Min/Max: este proceso se utiliza para determinar el campo de mínimos/máximos de más de una serie de imágenes. Crea una sola imagen a partir de un conjunto en la que se establece cada pixel como mínimo o máximo dependiendo de cuál haya sido el campo dominante en ese conjunto de imágenes.
- Image Arithmetic: esta operación permite realizar operaciones aritméticas entre los valores de cada pixel. Se puede realizar la suma, resta, multiplicación y división de los valores de pixel.
- Cross-Correlation: este método nos permite la obtención del campo de velocidades en cada par de imágenes mediante la definición de áreas de interrogación. Lo que hace es buscar el patrón de partículas contenidas en un área de interrogación en la primera imagen en la segunda. Esto nos da un vector desplazamiento que teniendo en cuenta el tiempo que pusimos entre imágenes, nos dará el vector velocidad.
- Moving average validation: con esta opción podremos desechar vectores erróneos provenientes de la correlación cruzada ya que esta a

veces no detecta de manera correcta el patrón de partículas en la segunda imagen proporcionando un vector velocidad erróneo.

- Vector statistics: mediante esta opción podremos hacer un estudio estadístico de las imágenes en conjunto agrupando todas en una en la cual tengamos cada vector velocidad junto con su media y su desviación típica.

4.3.2. TECPLOT 360 2010

Tecplot 360 2010 es un programa informático que mediante funciones permite visualizar los complejos numéricos y computacionales de la dinámica de fluidos, representando relaciones vitales para la ingeniería mediante:

- Animación mediante entornos unificados XY, polar 2D y 3D.
- Personalización de los ejes independientes para representaciones especializadas.
- Uso de herramientas de la ventana interactiva y representación de iso-superficies y líneas de corriente.
- Detección de centros de vórtice, superficies de choque y líneas de separación y reinsertión.
- Cálculo de funciones de flujo críticas y realización de integrales.
- Integración de la trayectoria de las partículas con la ayuda de congregaciones de partículas y efectos de arrastre.
- Validación de modelos numéricos con datos de prueba en la misma ventana.
- Comparación de múltiples modelos simultáneamente, incluyendo la visualización de la interacción de la estructura fluida.
- Apoyo a 30 CFD, FEA, análisis estructural y formato de datos estándar en la industria.

Una vez realizados los análisis permite la exportación para su uso posterior en diferentes formatos, nosotros exportaremos los resultados como imágenes de alta resolución para incluirlas en esta memoria.

Lo primero que haremos para empezar a procesar las medidas será importar los datos desde la opción "File/Load Data File.../Tecplot Data Loader" y escogeremos uno de los archivos con extensión ".dat" exportados de DynamicStudio. Entre la multitud de opciones que ofrece Tecplot 360 2010, nosotros nos quedaremos con una serie de operaciones que repetiremos para todas las medidas, es por ello que utilizaremos la opción de grabar macros que ofrece el programa de manera que guardemos la secuencia de

operaciones en una macro y posteriormente solo tengamos que ejecutar la misma. Para grabar una macro iremos a la opción "Scripting/Record Macro..." ejecutaremos todas las operaciones y cuando hayamos acabado pulsaremos "Stop Recording" en el cuadro de diálogo que nos apareció para terminar la grabación.

El conjunto de operaciones que grabaremos en la macro son las siguientes:

- En el menú "Data/Data set info..." iremos a las variables $x(\text{mm})[\text{mm}]$ e $y(\text{mm})[\text{mm}]$ y eliminaremos la parte de $[\text{mm}]$ del nombre para que no nos aparezca en la representación.
- En el mismo menú, cogemos la variable $\text{Length}[\text{m/s}]$ y cambiaremos su nombre por $V[\text{m/s}]$, para que en la leyenda nos aparezca con el nombre correcto.
- En "Plot/Assign XY..." elegiremos para el eje x la variable $x(\text{mm})$ y para el eje y la variable $y(\text{mm})$.
- En la barra de opciones de la izquierda de la pantalla activaremos la opción "Contour" y pulsaremos en los 3 puntos que aparecen al lado. Aquí elegiremos la variable $V[\text{m/s}]$ a la que cambiamos el nombre anteriormente. Pulsaremos en el botón ">>" e iremos a la pestaña "Legend", marcamos la opción "Show Contour Legend", ajustaremos su posición y marcamos las opciones de "No box" y "Resize Automatically". Iremos a la pestaña "Levels" y mediante la opción "Add Levels" añadiremos 20 niveles.
- En la misma barra de opciones anterior, marcamos la opción "Vector" y elegiremos para U: $U[\text{m/s}]$ y para V: $V[\text{m/s}]$. Como nos aparecen demasiados vectores, iremos a la opción "Zone Style" y en la pestaña "Points" introduciremos en "Index Skip" 2,2.
- Por último, iremos al menú "Frame/Edit Active Frame" y desmarcaremos la opción "Show Border".

Tras realizar el conjunto de operaciones pasaremos de un gráfico como el de la figura 4.9 al de la figura 4.10.

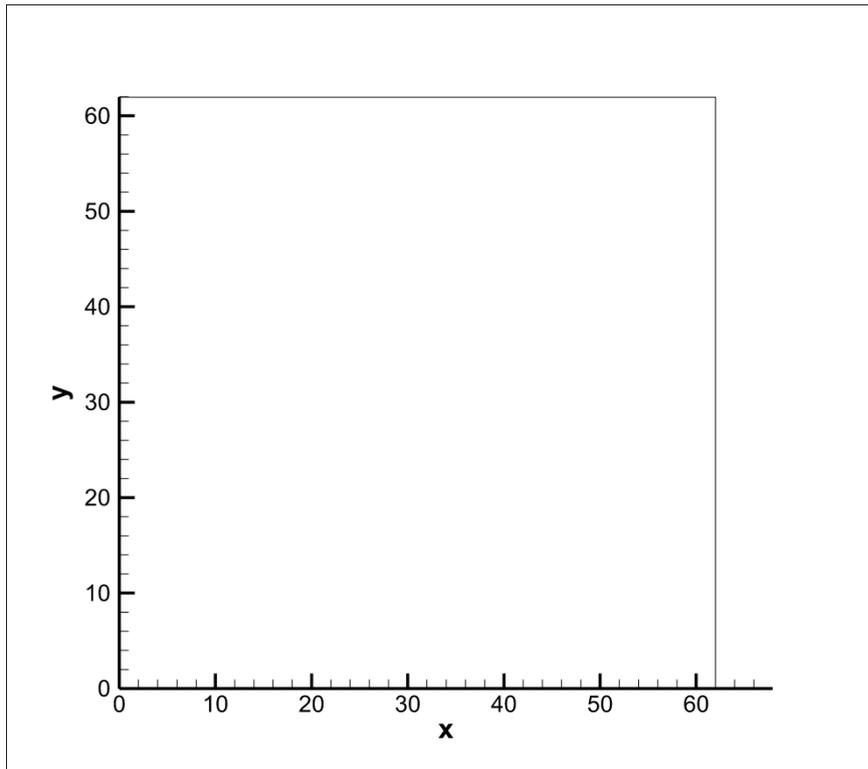


Figura 4.9

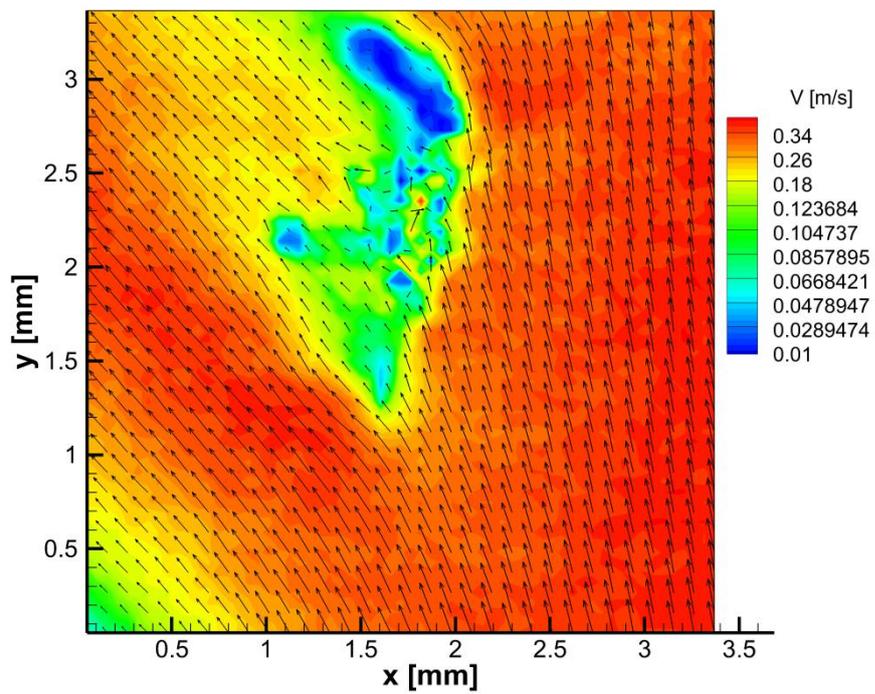


Figura 4.10

Capítulo 5

Análisis de resultados

5. ANÁLISIS DE RESULTADOS

El desarrollo experimental va encaminado a la obtención de el campo de velocidades en zonas que pueden resultar de interés en el modelo S21, tanto en régimen estacionario como no estacionario, el cual tiene una salida principal junto con otra situada a 45° con un stent colocado mediante la técnica de culotte donde el stent principal se sitúa en la salida secundaria, de ahí la denominación S21.

5.1. MODELO S21 RÉGIMEN NO ESTACIONARIO

En este apartado pasaremos a realizar medidas en régimen no estacionario sobre el modelo S21 que vemos en la figura 5.1. Haremos medidas en las zonas más críticas del modelo y posteriormente calcularemos en número de Reynolds local de estas zonas y le compararemos con el Reynolds del conducto. Esto lo haremos a lo largo de la onda de pulso es decir de forma no estacionaria en instantes de tiempo separados 0,05 s entre sí, empezando en el punto donde comienza la rampa de subida de la onda de pulso y terminando en el final de la rampa de bajada, en el resto del pulso no tiene mucho sentido al ser el caudal nulo o prácticamente nulo ya que haciendo pruebas las medidas obtenidas no aportaban nada ni utilizando tiempos entre disparos grandes. Concretamente empezaremos con un retardo en el disparo de 0,22 s y terminaremos con un retardo de 0,52 s para cada una de las medidas.

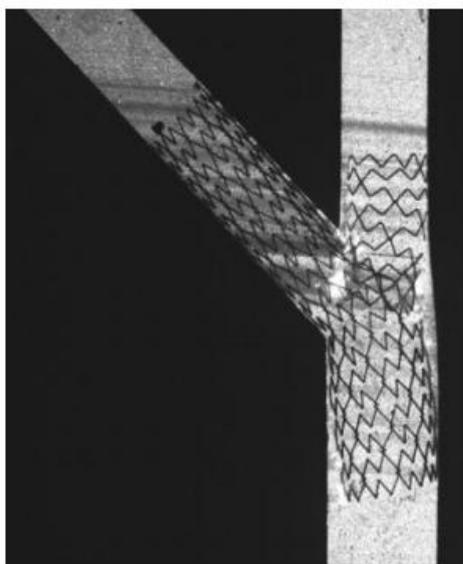


Figura 5.1

Para el cálculo del número de Reynolds del conducto necesitaremos conocer la velocidad media del fluido, para ello sabiendo que los perfiles de velocidad son parabólicos y que conocemos la velocidad máxima a la entrada del modelo, emplearemos las siguientes expresiones.

$$Q = V_{max} \frac{\pi}{2} R^2 \quad \text{Ecuación 5.1}$$

$$V_{med} = \frac{Q}{A} \quad \text{Ecuación 5.2}$$

$$Re = \frac{\rho V_{med} D}{\mu} \quad \text{Ecuación 5.3}$$

Los puntos del modelo en los que realizaremos las medidas son los que se indican en la figura 5.2, todos ellos situados en el plano medio del modelo. Veremos que ocurre en la izquierda de la entrada al modelo donde vemos como el stent se encuentra separado de la pared, también veremos cómo se comporta una pelusa a lo largo del pulso, ya que utilizaremos las pelusas que se quedan almacenadas en el modelo para simular el comportamiento de los trombos, y veremos que ocurre en su estela.

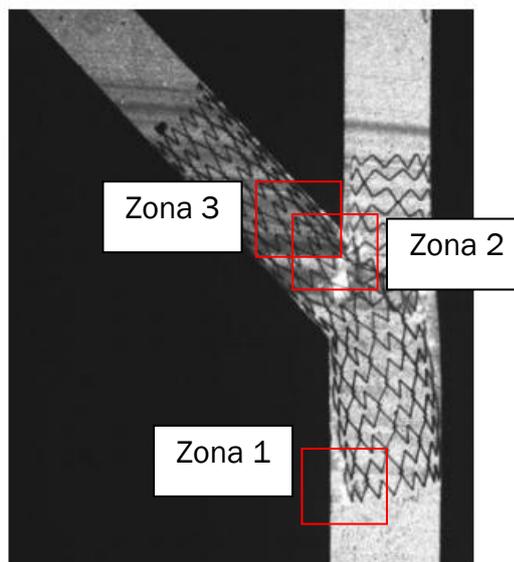


Figura 5.2

A la vista de las zonas de medida que tenemos, compararemos los números de Reynolds locales con el número de Reynolds en el conducto principal.

5.1.1. NO ESTACIONARIO ZONA 1

Pasaremos al análisis de la zona 1 en los instantes de tiempo que hemos citado anteriormente. Para ello ajustaremos los parámetros como se indica en la tabla.

Tamaño zona de medida (pix.)	2048x2048
Diámetro tubo (mm)	6,6
Temperatura (°C)	23
Factor de escala	0,226
Potencia del laser	8-8
Tiempo entre disparos (µs)	50
Tamaño área de interrogación	32x32
"Overlap" (%)	0

Tabla 5.1

Retardo 0,22 s

Veremos los resultados de la medición obtenidos para cada uno de los tiempos de retardo de disparo en esta zona. En la figura 5.3 vemos el campo de velocidades obtenido en Tecplot.

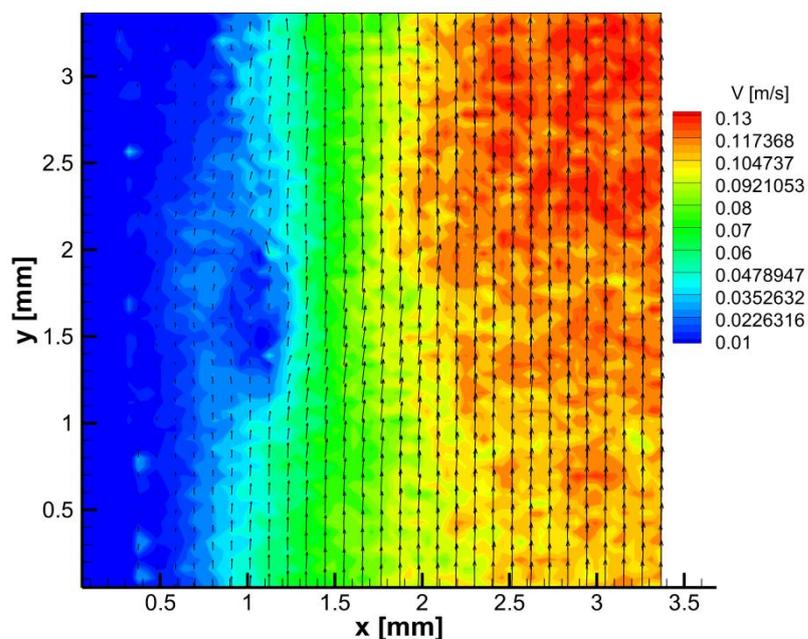


Figura 5.3

En la parte izquierda vemos como se produce una perturbación en el flujo debida a que uno de los hilos del stent atraviesa el plano de medida. Con este tiempo de retardo obtenemos los valores que se indican en la tabla.

Velocidad máxima conducto (m/s)	0,18
Caudal (ml/min)	185
Velocidad media fluido (m/s)	0,09
Reynolds conducto	64,12
Velocidad local (m/s)	0,04
Tamaño característico (mm)	0,15
Reynolds local	0,65

Tabla 5.2

Retardo 0,27 s

Avanzamos el retardo 0,05 s y analizamos el resultado de igual manera, en la figura 5.4 tenemos de nuevo el campo de velocidades, donde observamos que como era de esperar la velocidad ha aumentado respecto al caso anterior.

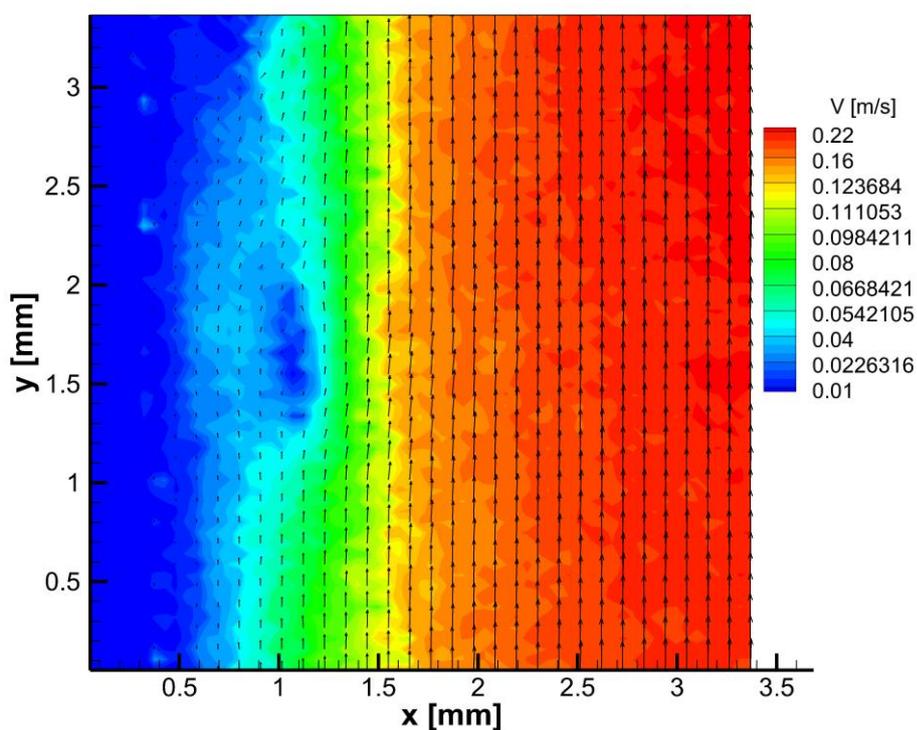


Figura 5.4

Capítulo 5. Análisis de resultados

Vemos como se produce un flujo entre la pared y el hilo debido a la separación que existe entre ambos, analizando los resultados:

Velocidad máxima conducto (m/s)	0,31
Caudal (ml/min)	328
Velocidad media fluido (m/s)	0,16
Reynolds conducto	114
Velocidad local (m/s)	0,06
Tamaño característico (mm)	0,15
Reynolds local	0,97

Tabla 5.3

Al igual que en el caso anterior, las velocidades locales no son muy elevadas y por lo tanto no representan ningún problema, lo cual se ve reflejado en el número de Reynolds local el cual es muy reducido.

Retardo 0,32 s

Siguiendo con el procedimiento pasamos a un retardo de 0,32 s y el resultado de la medición es el que vemos en la figura 5.5. La velocidad sigue aumentando pero continua sin ser elevada.

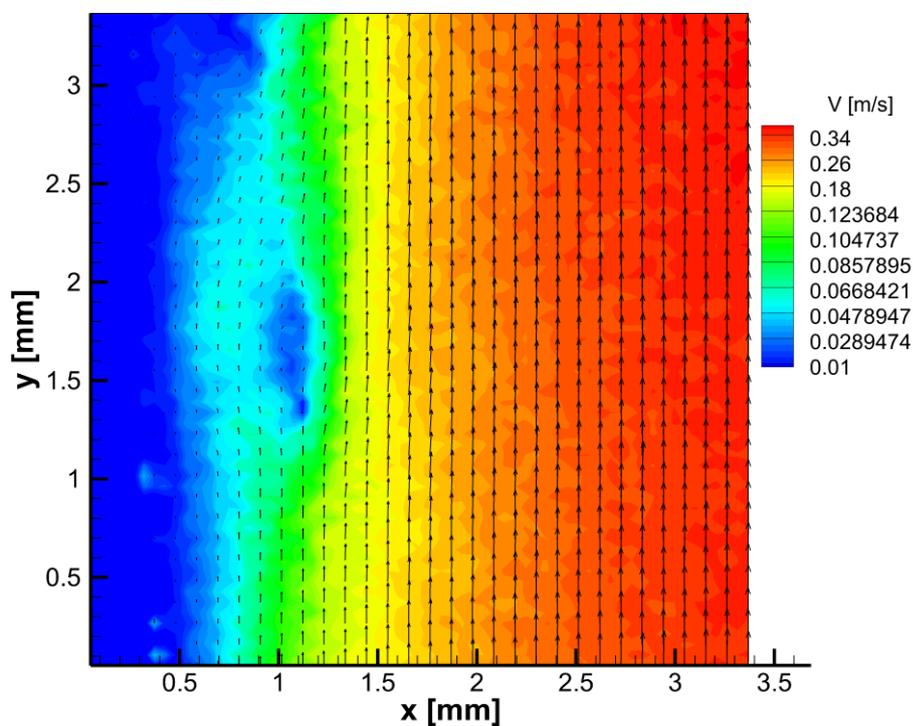


Figura 5.5

Vemos como la velocidad del fluido que se encuentra entre la pared y el stent sigue aumentando, los resultados obtenidos son:

Velocidad máxima conducto (m/s)	0,39
Caudal (ml/min)	400
Velocidad media fluido (m/s)	0,195
Reynolds conducto	138
Velocidad local (m/s)	0,11
Tamaño característico (mm)	0,15
Reynolds local	1,78

Tabla 5.4

Podemos observar que con este nivel de amplitud y este tamaño de partículas, no podemos observar muy bien qué es lo que ocurre en detalle aguas abajo del hilo del stent ya que no tenemos la suficiente densidad de áreas de interrogación ni el suficiente zoom. Lo que si podemos asegurar es que el comportamiento del flujo en esta zona va a ser completamente laminar ya que los números de Reynolds no alcanzan un valor crítico. En cualquier caso proseguiremos con el análisis para ver qué ocurre en el resto del pulso.

Retardo 0,37 s

En la figura 5.6 observamos los resultados para un retardo de 0,37 s, vemos como la velocidad sigue aumentando aunque en la parte del hilo del stent se mantiene en los valores anteriores.

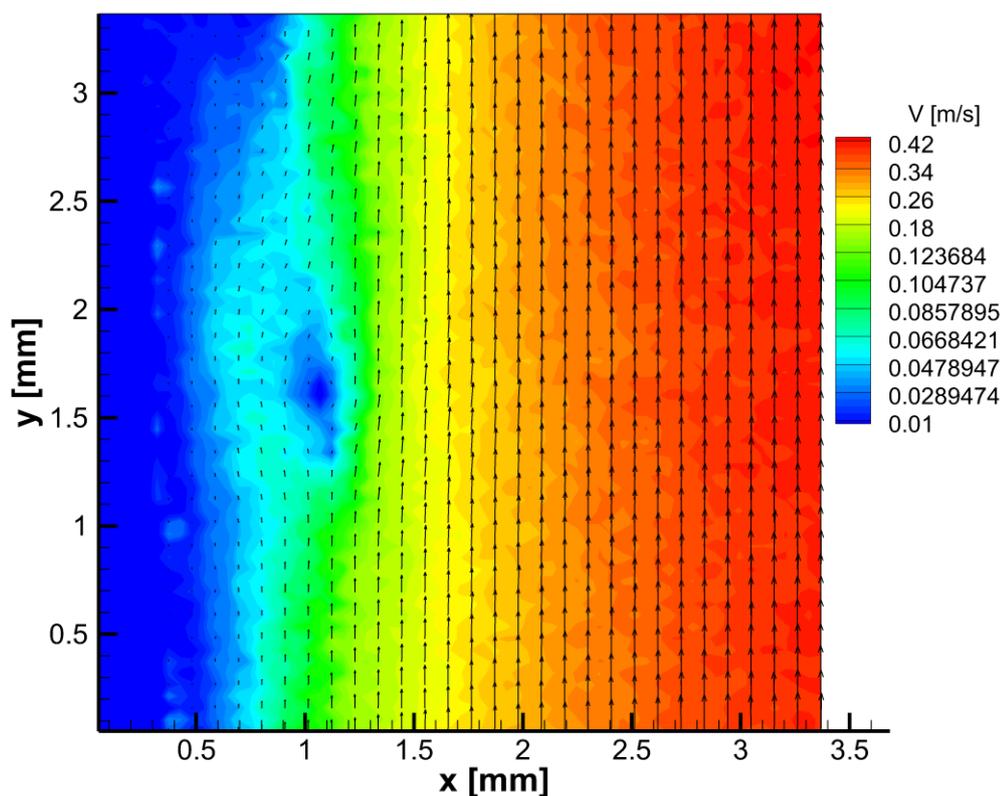


Figura 5.6

Los resultados obtenidos son los expresados en la tabla 5.5.

Velocidad máxima conducto (m/s)	0,42
Caudal (ml/min)	431
Velocidad media fluido (m/s)	0,21
Reynolds conducto	149
Velocidad local (m/s)	0,12
Tamaño característico (mm)	0,15
Reynolds local	1,94

Tabla 5.5

Retardo 0,42 s

Este punto es el más crítico ya que es en el que se encuentran las velocidades más altas ya que nos encontramos en lo más alto del pulso,

aunque los resultados no varían demasiado con respecto del instante de tiempo anterior como vemos en la figura 5.7.

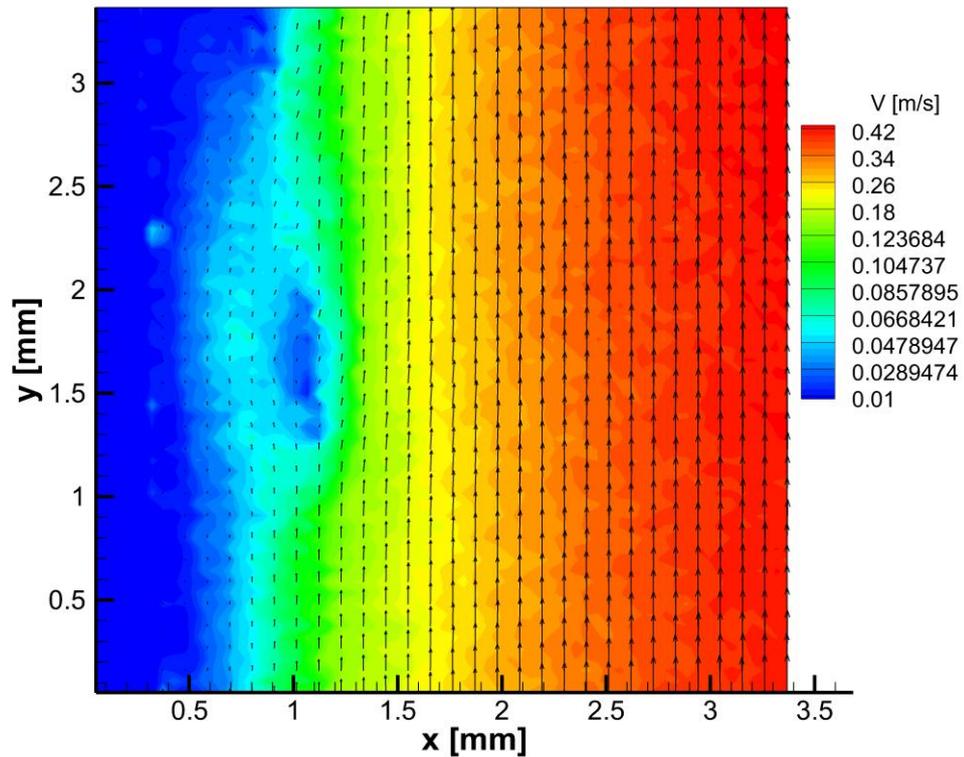


Figura 5.7

Aunque este sea el punto más alto de la onda de pulso, las velocidades más altas en el hilo se encuentran en el instante de tiempo anterior. Los resultados de esta medición son:

Velocidad máxima conducto (m/s)	0,42
Caudal (ml/min)	431
Velocidad media fluido (m/s)	0,21
Reynolds conducto	149
Velocidad local (m/s)	0,12
Tamaño característico (mm)	0,15
Reynolds local	1,94

Tabla 5.6

Retardo 0,47 s

En este punto las velocidades comienzan a disminuir como vemos en la figura 5.8, nos encontramos en la rampa de bajada del pulso por lo que el Reynolds será menos crítico lo que quiere decir que el punto más crítico lo encontramos para un retardo en el disparo de 0,37 s donde las velocidades aguas arriba del hilo del stent son más altas pero aún con todo estamos muy lejos de que el número de Reynolds alcance un valor crítico.

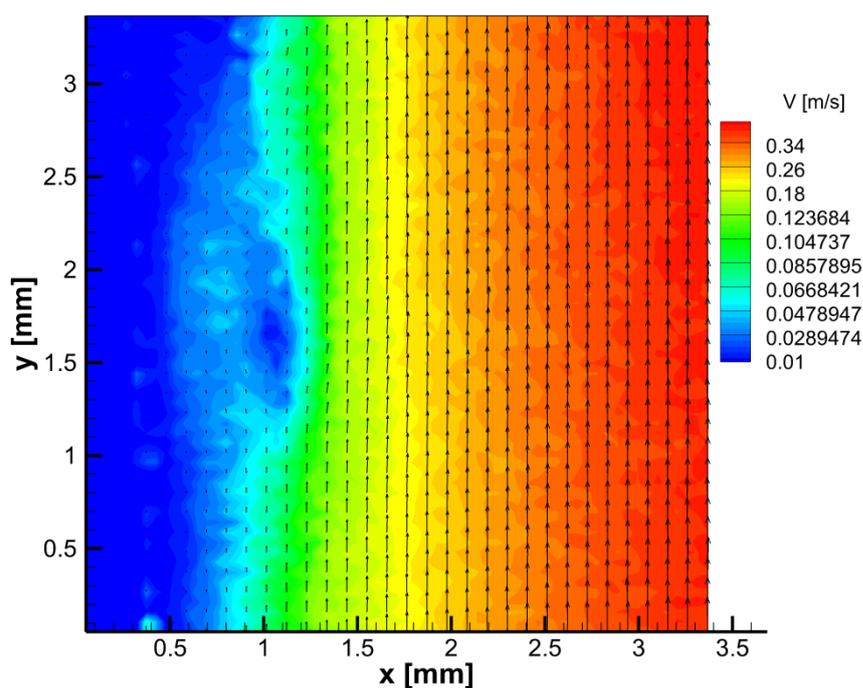


Figura 5.8

Los resultados para este instante son:

Velocidad máxima conducto (m/s)	0,34
Caudal (ml/min)	348
Velocidad media fluido (m/s)	0,17
Reynolds conducto	121
Velocidad local (m/s)	0,1
Tamaño característico (mm)	0,15
Reynolds local	1,62

Tabla 5.7

Retardo 0,52 s

Por último mediremos en un retardo de 0,52 s ya que como hemos dicho anteriormente a partir de este punto las medidas no son lo suficientemente buenas y además no tendrían ninguna relevancia ya que nos seguiríamos alejando del punto más crítico. En la figura 5.9 vemos el resultado de la medición en este último punto.

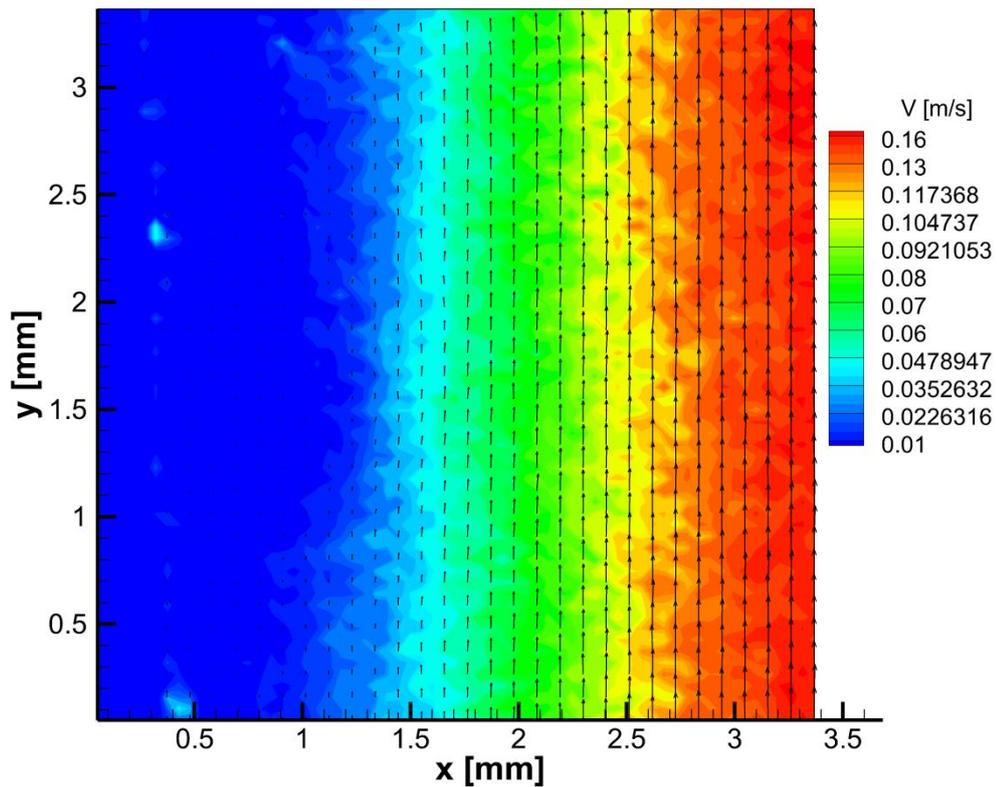


Figura 5.9

Como vemos las velocidades son muy bajas y no se produce un flujo entre el stent y la pared por lo que para este caso únicamente calcularemos el Reynolds en el conducto principal, obteniendo los siguientes resultados:

Velocidad máxima conducto (m/s)	0,16
Caudal (ml/min)	164
Velocidad media fluido (m/s)	0,08
Reynolds conducto	57

Tabla 5.8

Comparación zona 1

Para poder comparar de manera conjunta todos los instantes de tiempo definiremos una leyenda común a todos los instantes así tendremos el mismo código de colores en todos los casos y daremos un número de niveles de 100.

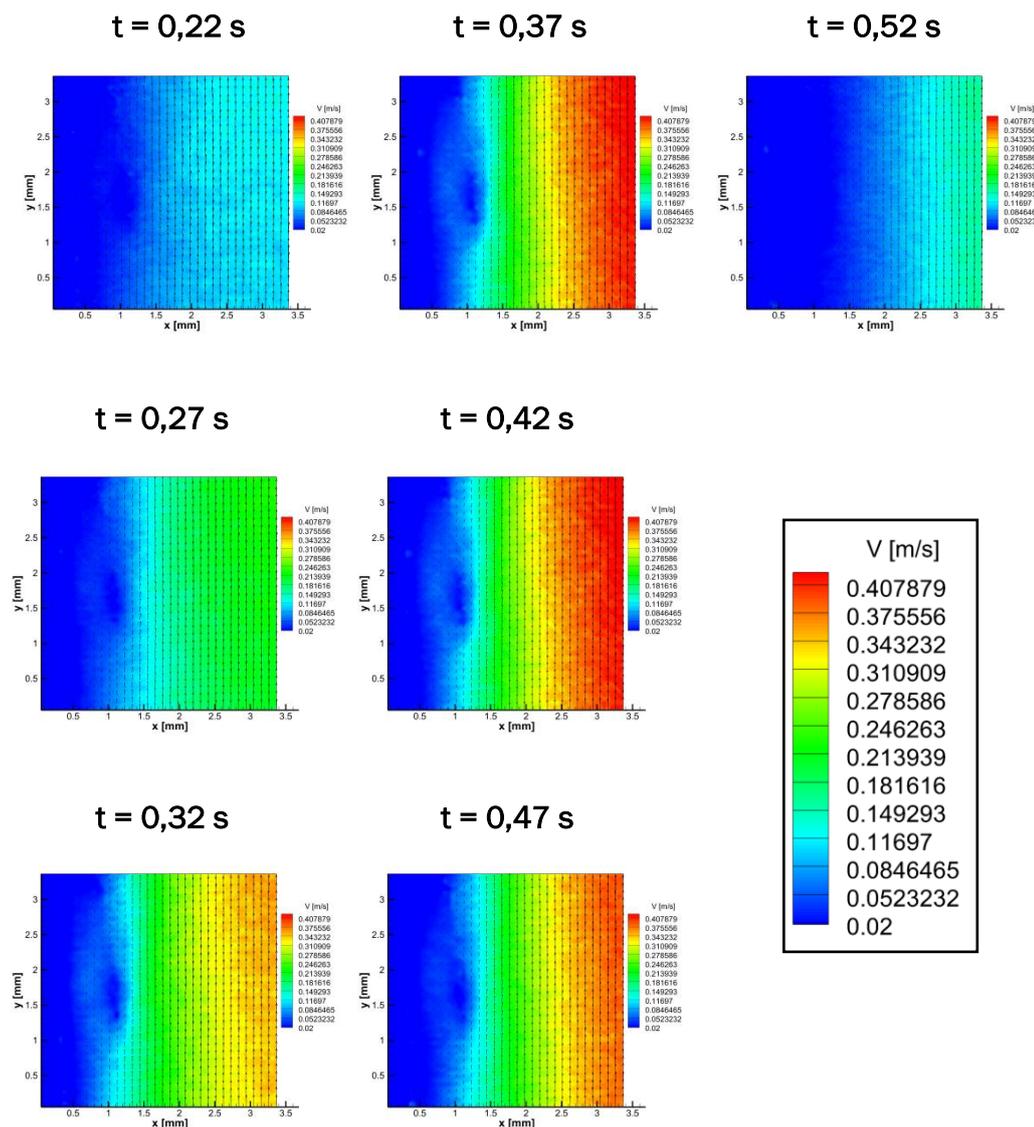


Figura 5.10

En la figura 5.10 se observa claramente la diferencia de velocidades entre instantes de tiempo, vemos como a medida que aumenta el número de Reynolds aumenta el flujo existente entre el hilo de stent y la pared. Además también aumenta ligeramente el tamaño de la estela aguas abajo del hilo de stent conforme aumenta el número de Reynolds.

5.1.2. NO ESTACIONARIO ZONA 2

Una vez analizadas las medidas a la entrada del modelo, pasamos a medir en el trombo que se localiza en el vértice del stent para ver qué ocurre a lo largo del pulso, si se produce algún tipo de movimiento del trombo. Procederemos de igual manera que en la zona anterior midiendo en los mismos instante de tiempo y calculando el número de Reynolds asociado al conducto y el número de Reynolds local asociado al trombo. Los parámetros de medida que utilizaremos serán los mismos que en la zona 1, los recogemos en la tabla 5.9.

Tamaño zona de medida (pix.)	2048x2048
Diámetro tubo (mm)	6,6
Temperatura (°C)	23
Factor de escala	0,226
Potencia del laser	8-8
Tiempo entre disparos (µs)	50
Tamaño área de interrogación	32x32
"Overlap" (%)	0

Tabla 5.9

Retardo 0,22 s

Observamos donde se sitúa el trombo en la parte central de la figura y como el flujo discurre a su alrededor. En la figura 5.11 vemos el campo de velocidades obtenido en Tecplot.

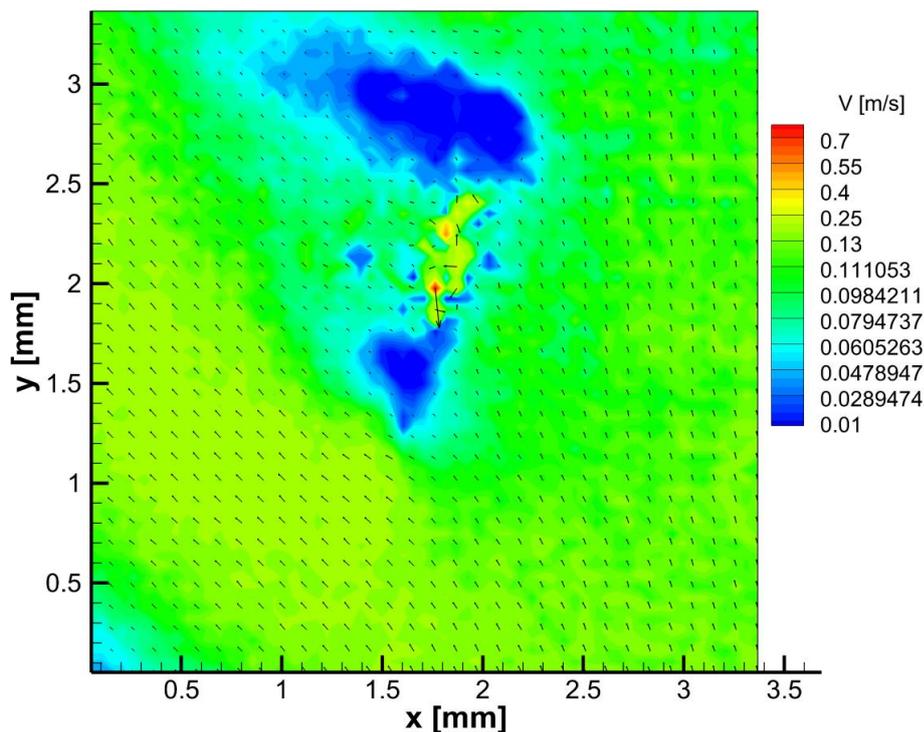


Figura 5.11

Las velocidades son muy bajas y vemos como en el centro tenemos un vector que representa una medida de velocidad mala, esto se debe a que el movimiento de las pelusas ha llevado a un error, no hemos querido quitar esta zona para observar el movimiento de la pelusa por lo que tendremos que tener en cuenta la no validez de ese vector. Calculando los parámetros del flujo en este instante obtenemos:

Velocidad máxima conducto (m/s)	0,18
Caudal (ml/min)	185
Velocidad media fluido (m/s)	0,09
Reynolds conducto	64,12
Velocidad local (m/s)	0,13
Tamaño característico (mm)	1,1
Reynolds local	14

Tabla 5.10

Vemos como en esta zona las velocidades son mayores que en la zona anterior de estudio ya que nos encontramos prácticamente en el centro del conducto, esto influye en el valor del número de Reynolds además de un mayor tamaño característico.

Retardo 0,27 s

Continuando con el procedimiento de medida, avanzamos 0,05 s a lo largo de la onda de pulso y vemos como se comporta el trombo. En la figura 5.12 vemos como se ha producido un aumento en las velocidades y al igual que antes tenemos un vector erróneo debido a la pelusa el cual debemos obviar. En cuanto al movimiento del trombo no vemos un movimiento claro del mismo, podemos apreciar como algunas de sus partes ya no se observan en el plano de medida pero nada significativo.

En cuanto a los parámetros del flujo, los podemos ver en la tabla 5.11.

Velocidad máxima conducto (m/s)	0,31
Caudal (ml/min)	328
Velocidad media fluido (m/s)	0,16
Reynolds conducto	114
Velocidad local (m/s)	0,25
Tamaño característico (mm)	1
Reynolds local	27

Tabla 5.11

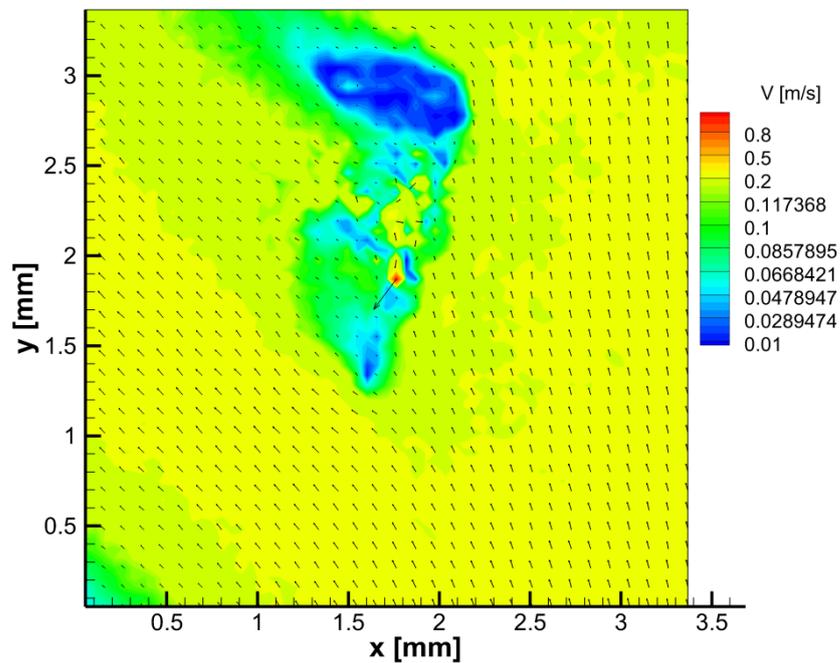


Figura 5.12

Retardo 0,32 s

Seguimos avanzando en la onda de pulso hasta un tiempo de 0,32 s, como vemos en la figura 5.13 en este instante las velocidades comienzan a ser más elevadas y distinguimos de mejor manera la forma del trombo. Podemos apreciar que el flujo transcurre alrededor del trombo y no se aprecia ningún tipo de desprendimiento aunque como hemos dicho anteriormente necesitaríamos un nivel de zoom mayor para poder apreciar esto. También observamos que debido a la presencia del trombo se reduce la velocidad aguas abajo del mismo, en el apartado 5.1.3 veremos qué ocurre en esta zona.

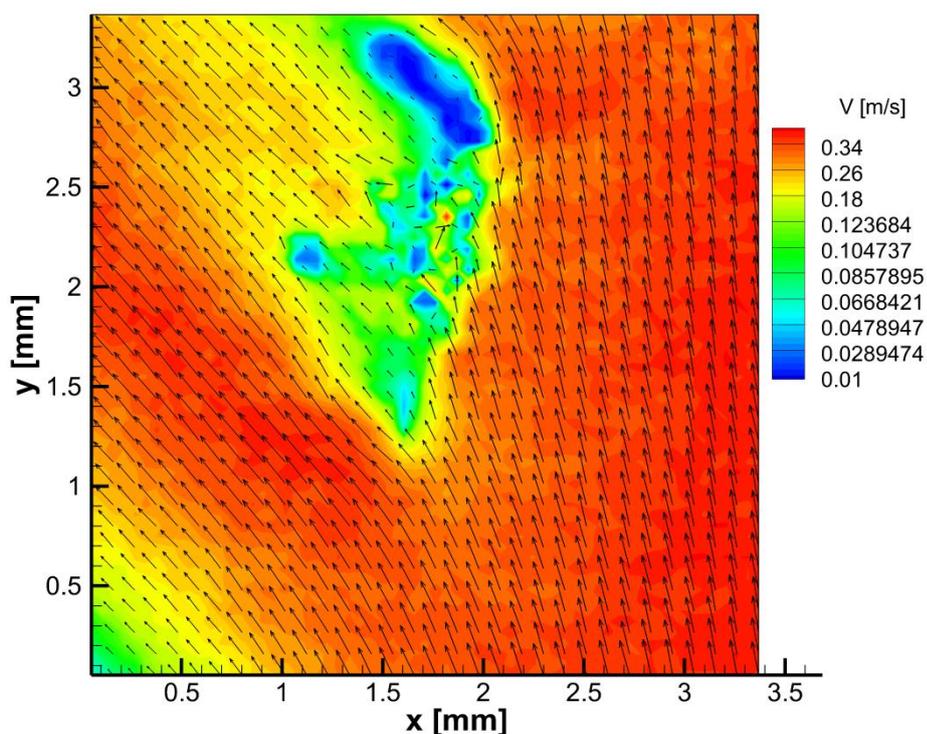


Figura 5.13

Como en el resto de casos pasamos a calcular los parámetros del flujo y ver qué es lo que ocurre.

Velocidad máxima conducto (m/s)	0,39
Caudal (ml/min)	400
Velocidad media fluido (m/s)	0,195
Reynolds conducto	138
Velocidad local (m/s)	0,33
Tamaño característico (mm)	1
Reynolds local	35,6

Tabla 5.12

Retardo 0,37 s

En la zona 1 nos encontrábamos con que para este instante de tiempo se producían las velocidades más elevadas y por lo tanto era el punto más crítico, en la figura 5.14 vemos como para esta zona el trombo se ha movido ya que el flujo a su alrededor ha cambiado, se puede apreciar que se ha desplazado con la dirección del flujo.

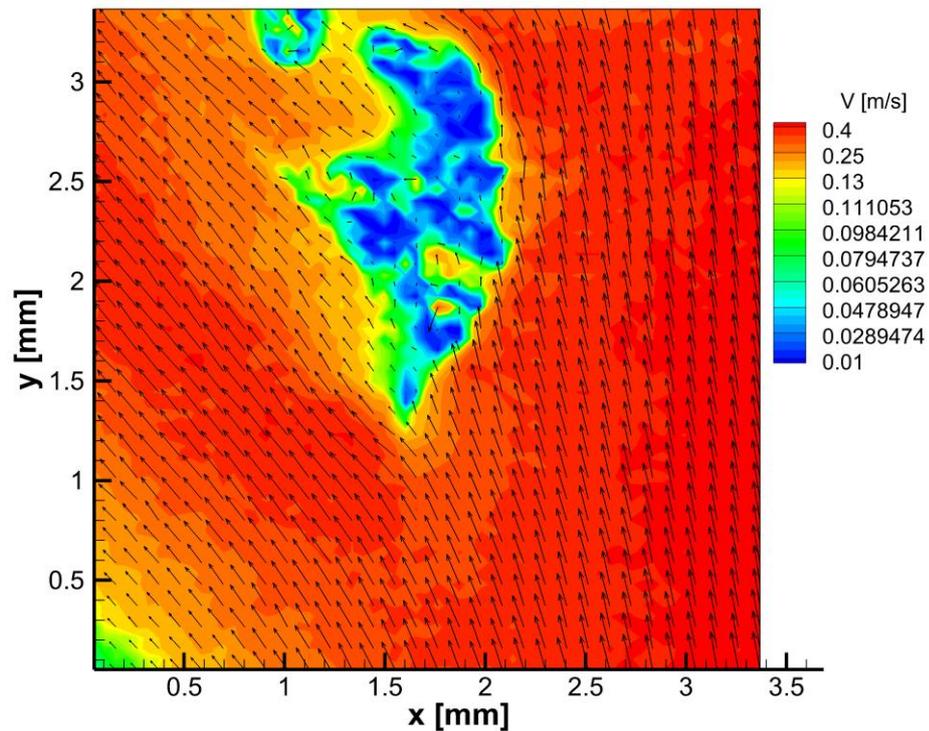


Figura 5.14

Las principales características del flujo para este instante de tiempo son las recogidas en la tabla siguiente:

Velocidad máxima conducto (m/s)	0,42
Caudal (ml/min)	431
Velocidad media fluido (m/s)	0,21
Reynolds conducto	149
Velocidad local (m/s)	0,4
Tamaño característico (mm)	1
Reynolds local	43,2

Tabla 5.13

Retardo 0,42 s

En la figura 5.15 vemos el resultado de la medición para este instante de tiempo, vemos como el trombo ha visto reducido su tamaño en el plano medio y las velocidades son ligeramente más bajas que para el instante de tiempo anterior.

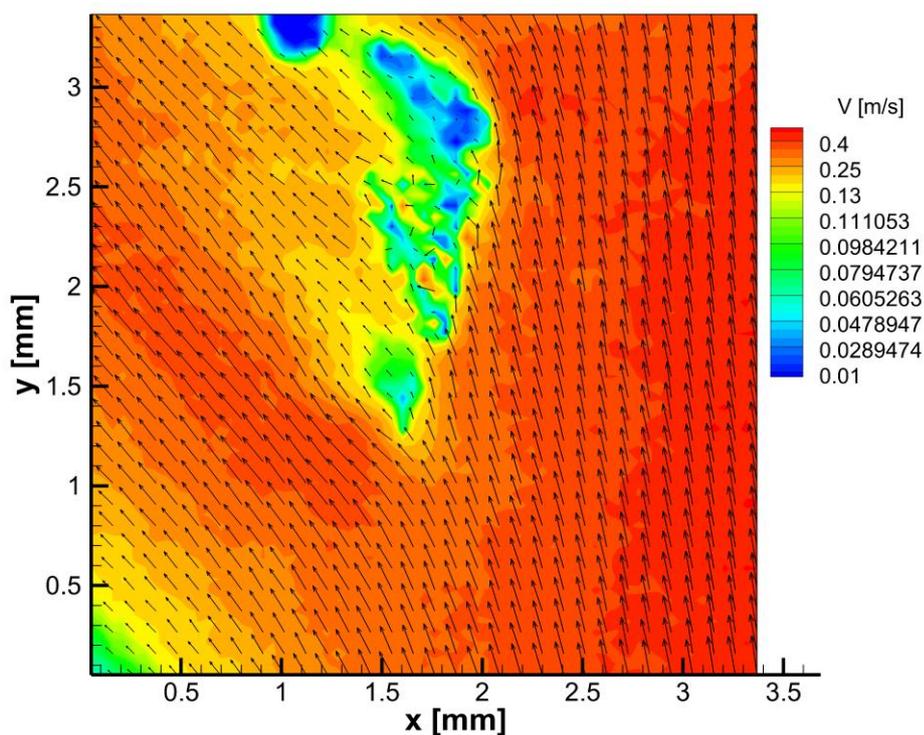


Figura 5.15

A partir de este punto las velocidades comienzan a disminuir así que como en la zona 1, el instante de tiempo más crítico es que corresponde a un retardo de 0,37 s. En la tabla 5.14 vemos las características del flujo para un retardo de 0,42 s.

Velocidad máxima conducto (m/s)	0,42
Caudal (ml/min)	431
Velocidad media fluido (m/s)	0,21
Reynolds conducto	149
Velocidad local (m/s)	0,35
Tamaño característico (mm)	1
Reynolds local	37,8

Tabla 5.14

Retardo 0,47 s

En este instante como vemos en la figura 5.16, continua la disminución en las velocidades adentrándonos en la rampa de bajada del pulso. Observamos como el trombo continua con la forma que tenía en el instante anterior ya que no hay mucha diferencia en las velocidades.

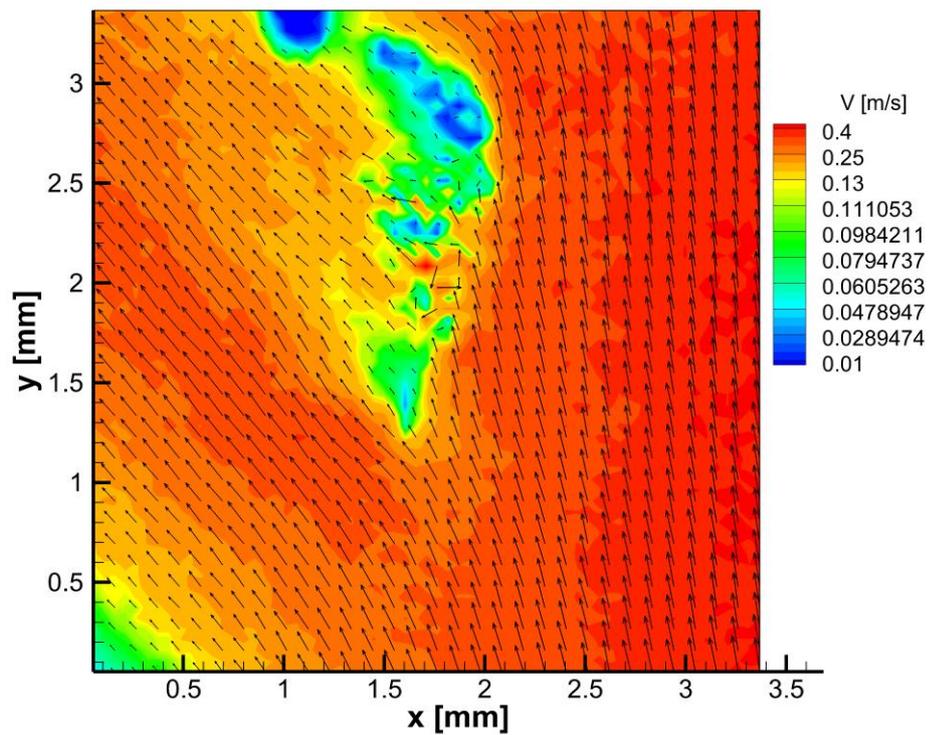


Figura 5.16

En este caso las características del flujo son:

Velocidad máxima conducto (m/s)	0,34
Caudal (ml/min)	348
Velocidad media fluido (m/s)	0,17

Reynolds conducto	121
Velocidad local (m/s)	0,24
Tamaño característico (mm)	1
Reynolds local	25,9

Tabla 5.15

Retardo 0,52 s

Para finalizar las medidas en esta zona pasamos a un retardo de 0,52 s, donde como vemos en la figura 5.17 comienza a no producirse un flujo por la parte superior del trombo lo que hace que solo notemos la presencia del trombo en el comienzo del mismo. Como no llegamos a ver de forma clara que ocurre por encima del trombo, lo veremos junto con algún otro caso en el apartado 5.1.3.

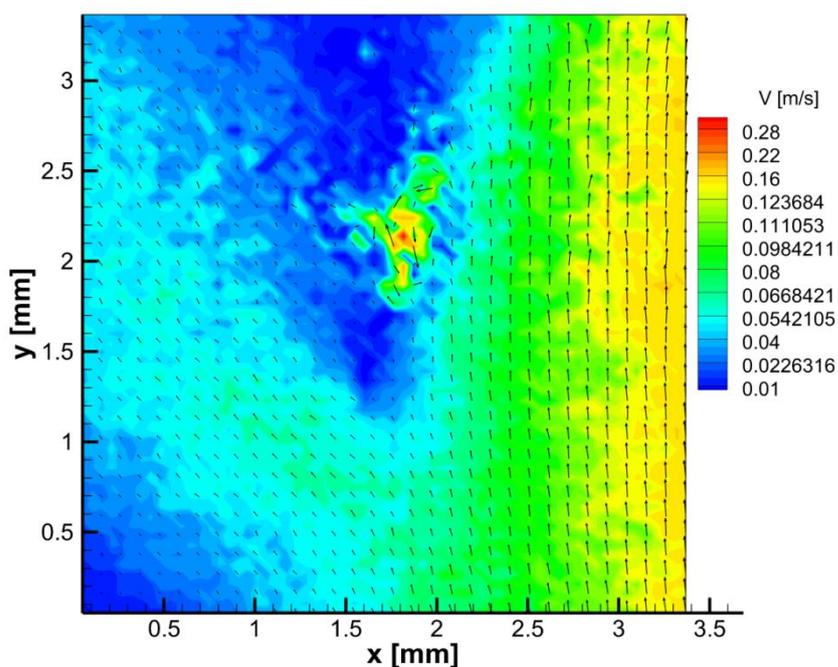


Figura 5.17

Si calculamos las características del flujo en este instante tenemos que:

Velocidad máxima conducto (m/s)	0,16
Caudal (ml/min)	164
Velocidad media fluido (m/s)	0,08
Reynolds conducto	57

Tabla 5.16

No calculamos el número de Reynolds asociado al trombo en este instante ya que no podemos definir de forma clara un tamaño característico para el mismo.

Comparación zona 2

Al igual que en el caso anterior definiremos un código de colores común para todos los instantes de tiempo con el fin de poder comparar los respectivos campos de velocidades entre sí. Para ello procederemos de igual manera definiendo 100 niveles.

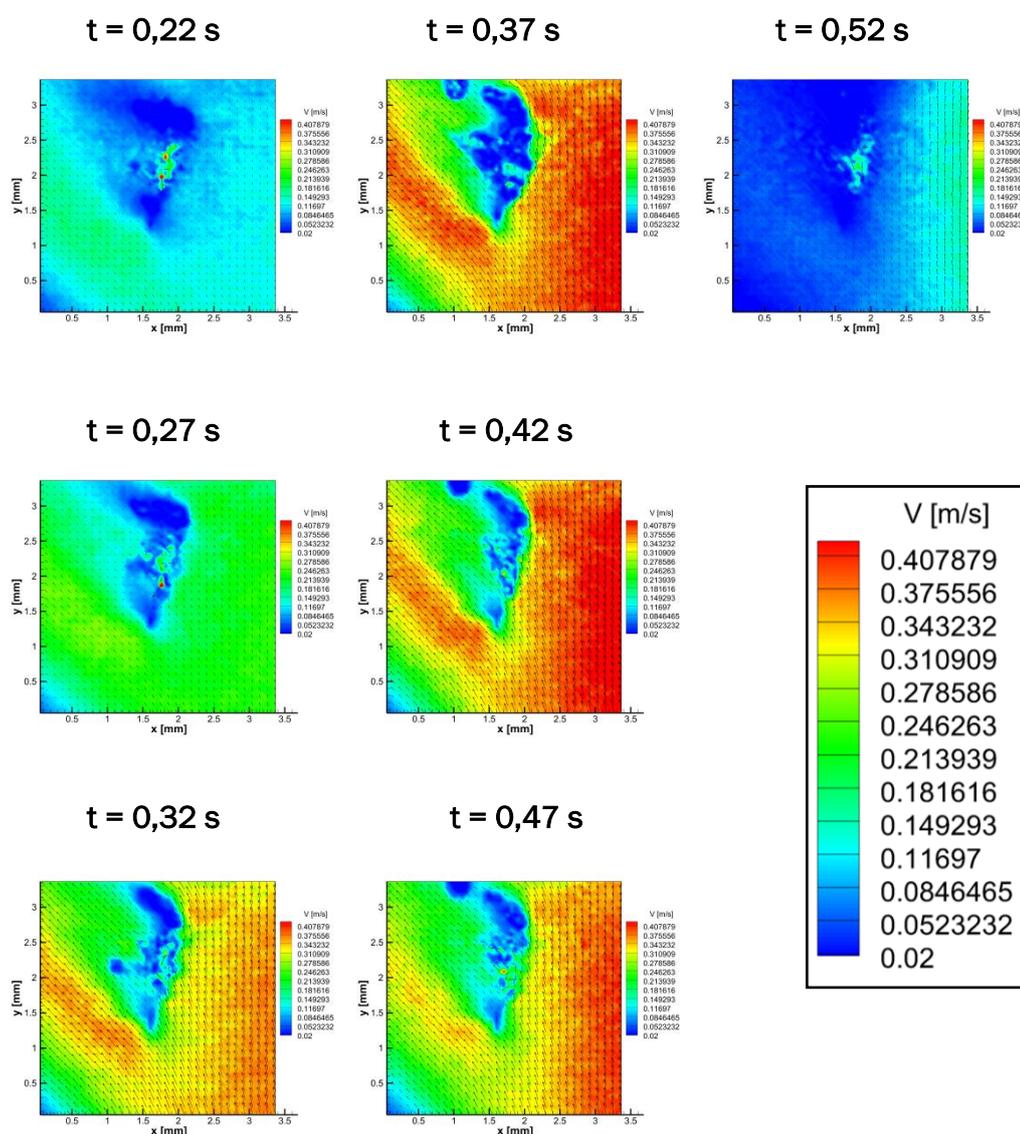


Figura 5.18

En la figura 5.18 vemos que conforme aumenta el número de Reynolds, mayor es la perturbación que provoca el trombo en el flujo ya que a velocidades bajas la velocidad aguas abajo del trombo se recupera rápidamente, es decir, la estela es menor, pero conforme aumenta la velocidad la estela va aumentando provocando una zona posterior al trombo en la que el campo de velocidades se ve muy perturbado. En cuanto a los posibles desprendimientos, como hemos dicho anteriormente, nuestro equipo no permite alcanzar un nivel de detalle adecuado para valorar este efecto, también podemos confirmar lo que se ha visto en estudios previos sobre este modelo y es que en la rampa de deceleración del pulso el caudal disminuye más rápidamente en la salida secundaria que en la principal ya que si observamos para un tiempo de 0,37 s las velocidades son similares en ambas salidas pero a partir de este punto comienzan a disminuir en mayor medida en la salida secundaria hasta que en un tiempo de 0,52 s son alrededor de 0,2 m/s en la zona central de dicha salida.

5.1.3. MODELO S21 ZONA 3

En este apartado analizaremos la zona marcada como 3 la cual corresponde a la estela del trombo. Lo haremos únicamente para algunos instantes de tiempo para ver qué ocurre con el flujo al pasar el trombo. Observaremos las medidas para unos retardos de 0,32 s, 0,37 s, 0,42 s, 0,47 s y 0,52 s.

En la figura 5.19 vemos las medidas de la estela para un retardo de 0,32 s y como vemos el efecto del trombo se transporta aguas abajo del mismo. La velocidad en la parte inferior de la bifurcación es superior a la parte superior.

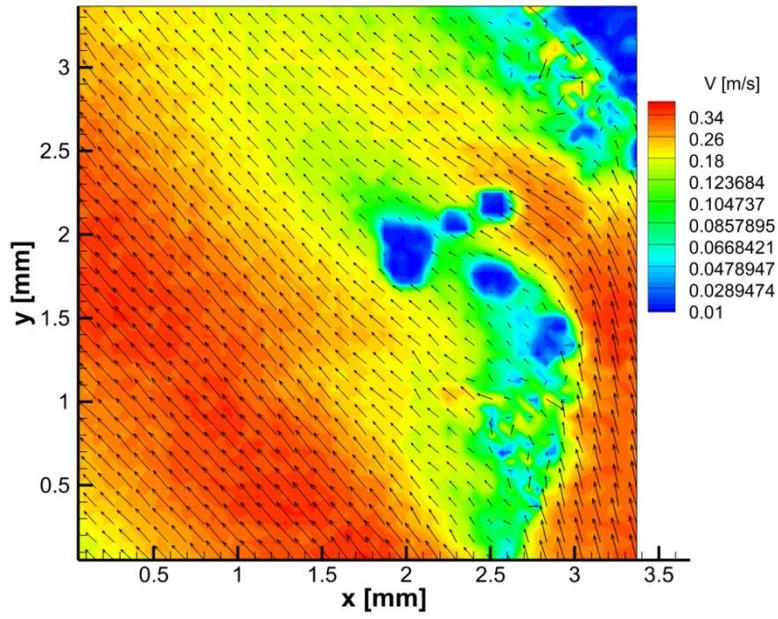


Figura 5.19

Lo mismo ocurre para los retardos de 0,37 s, 0,42 s, y 0,47 s como vemos en las figuras 5.20, 5.21 y 5.22 respectivamente.

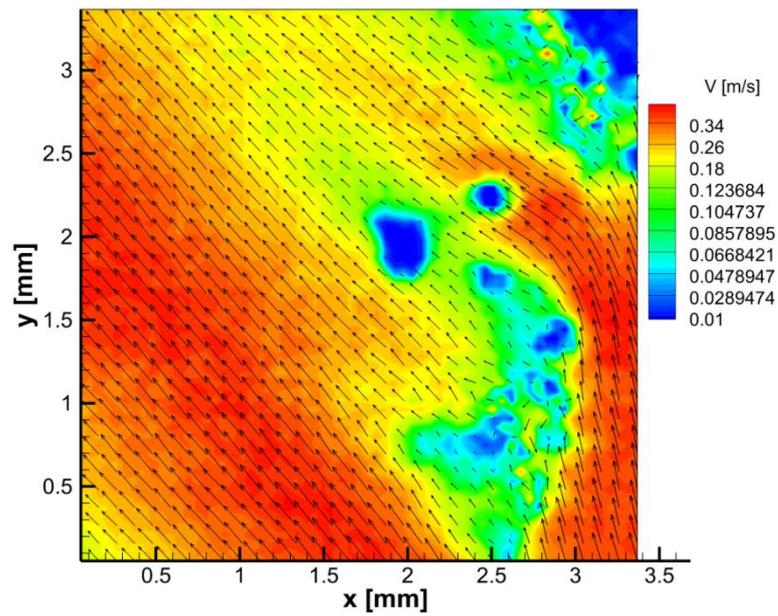


Figura 5.20

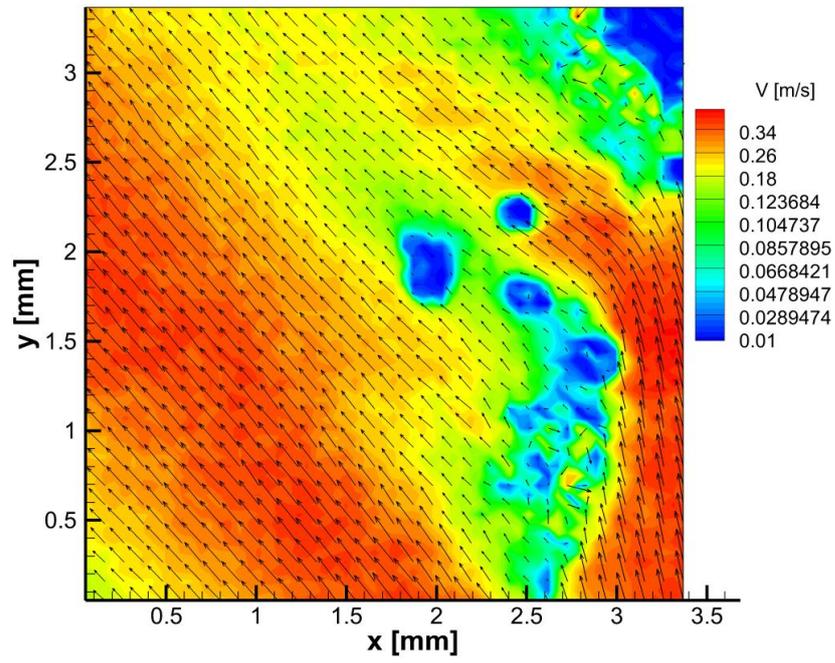


Figura 5.21

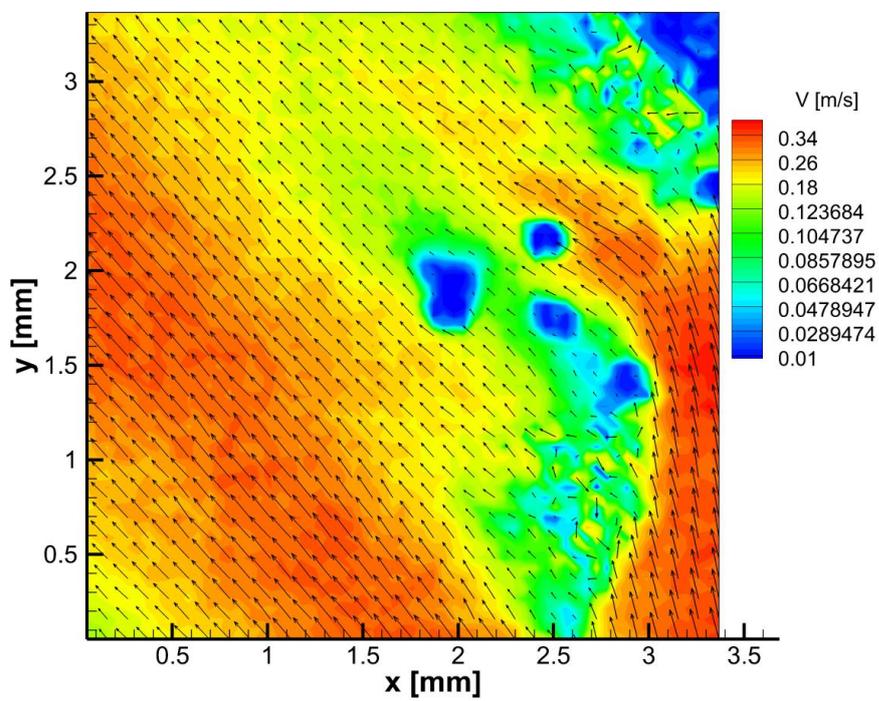


Figura 5.22

Para el retardo de 0,52 s como veíamos en la zona 2 no se produce flujo por encima del trombo como efectivamente vemos en la figura 5.23, teniendo en cuenta que en la parte superior hemos obtenido unas medidas erróneas.

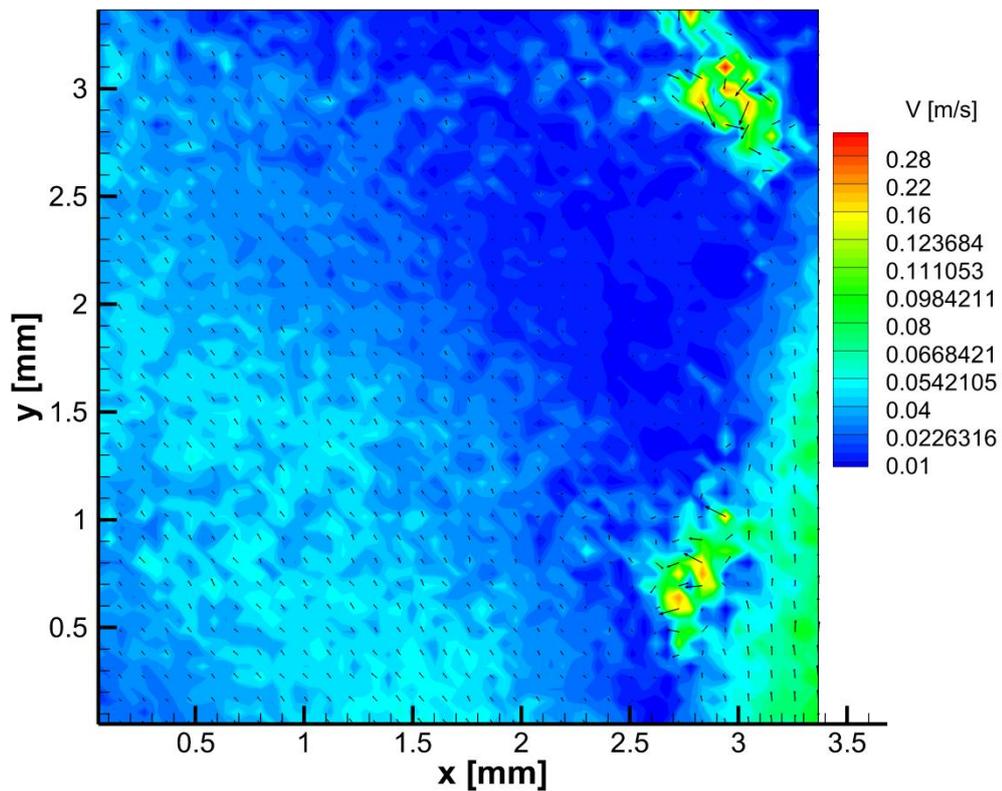


Figura 5.23

Como veíamos en la zona 2 el efecto de la estela aumenta al aumentar la velocidad y por lo tanto el número de Reynolds. El trombo debido a su naturaleza elástica varía su forma a lo largo del pulso, adoptando una morfología más aerodinámica conforme aumenta el número de Reynolds.

5.1.3. NO ESTACIONARIO DESPRENDIMIENTO PELUSA

Durante la realización de las medidas pudimos observar lo que vemos en la zona marcada de las figuras 5.24 y 5.25, y es que en el pulso número 39 desde el inicio de las medidas se produjo el desprendimiento de una parte del trombo por lo que podemos decir que se produce el desprendimiento de trombos adheridos a stents en régimen no estacionario.

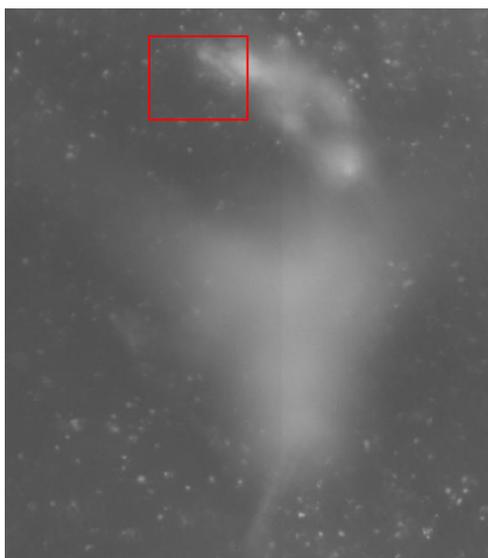


Figura 5.24



Figura 5.25

5.2. MODELO S21 RÉGIMEN ESTACIONARIO

En este apartado procederemos de igual manera que en el anterior solo que en régimen estacionario, esto es, con la electroválvula completamente abierta. Como en este caso las velocidades no dependen del tiempo, solo tendremos un campo de velocidades para cada zona. Para el cálculo de los parámetros en cada zona emplearemos las mismas formulas que para el caso no estacionario.

Las zonas que estudiaremos en este caso van a ser las que vemos en la figura 5.26.

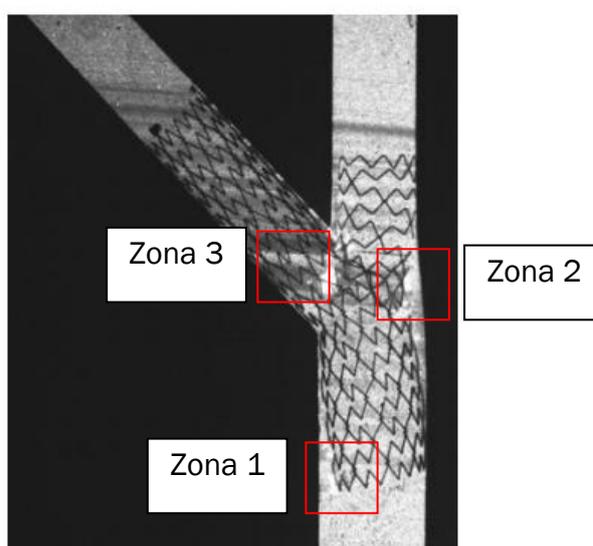


Figura 5.26

La zona 1 es la misma que estudiábamos para el caso no estacionario solo que en un plano distinto, más cercano a la cámara. La zona 2 es una zona donde el stent se encuentra separado de la pared y puede ser de interés ver como es el flujo en ese punto. La zona 3 se corresponde con la estela del trombo que estudiábamos anteriormente.

Zona 1

En la figura 5.26 vemos el campo de velocidades obtenido en la zona izquierda de entrada al modelo en régimen estacionario. Vemos como se produce un flujo alrededor del hilo de stent aunque las velocidades que encontramos en la zona comprendida entre el hilo y la pared son muy reducidas del orden de 0,05 m/s. La zona que aparece en la izquierda de la figura corresponde a una zona exterior al modelo que hemos de obviar.

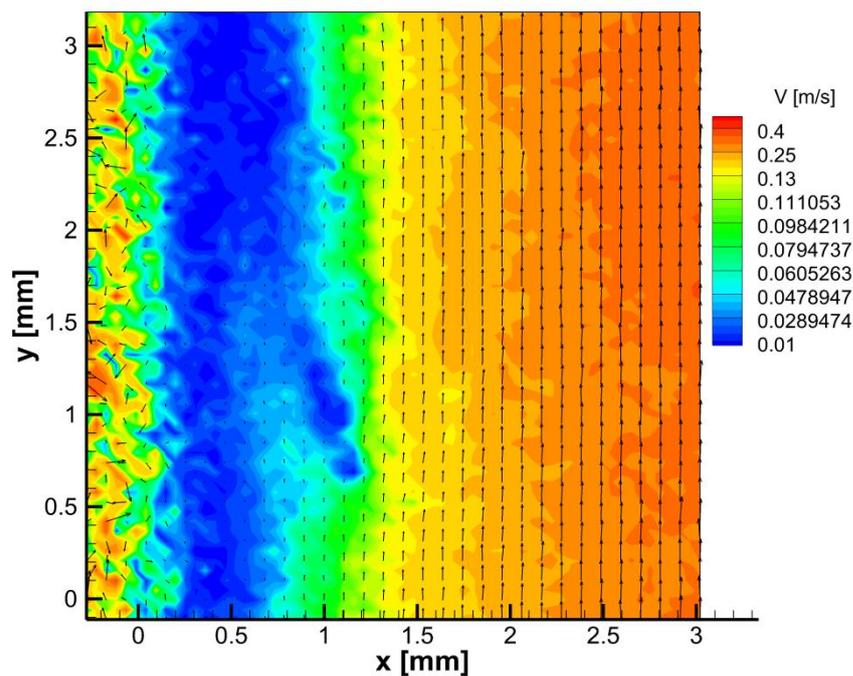


Figura 5.26

Si calculamos los parámetros del flujo en la zona del hilo tenemos que:

Velocidad máxima conducto (m/s)	0,4
Caudal (ml/min)	410
Velocidad media fluido (m/s)	0,2
Reynolds conducto	142,5
Velocidad local (m/s)	0,1
Tamaño característico (mm)	0,2
Reynolds local	2,16

Tabla 5.17

Como vemos el Reynolds es muy pequeño debido a un tamaño característico también muy pequeño y a que las velocidades aguas arriba del hilo son muy reducidas, por lo que en este punto no encontramos nada que altere de forma drástica el flujo.

Zona 2

En la figura 5.27 como se comporta el flujo en la zona derecha del modelo donde el hilo de stent se encuentra separado en cierta medida de la pared del modelo.

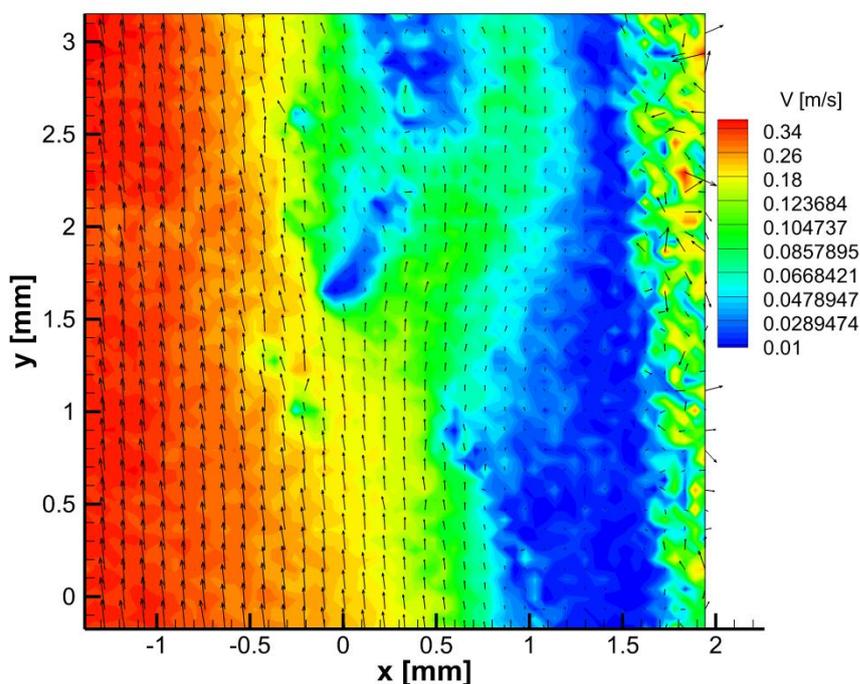


Figura 5.27

La parte del centro de la imagen donde no hay velocidades se corresponde con los hilos de stent y como vemos se produce un flujo con

velocidades máxima del orden de 0,10 m/s entre el stent y la pared del modelo.

Si calculamos los parámetros del flujo en esta zona obtenemos que:

Velocidad máxima conducto (m/s)	0,4
Caudal (ml/min)	410
Velocidad media fluido (m/s)	0,2
Reynolds conducto	142,5
Velocidad local (m/s)	0,18
Tamaño característico (mm)	0,2
Reynolds local	3,90

Tabla 5.18

Al igual que en la zona anterior, el Reynolds no alcanza valores críticos por lo que en el nivel que nos encontramos el flujo se comporta de forma laminar.

Zona 3

El campo de velocidades en esta zona se corresponde con lo que observamos en la figura 5.28.

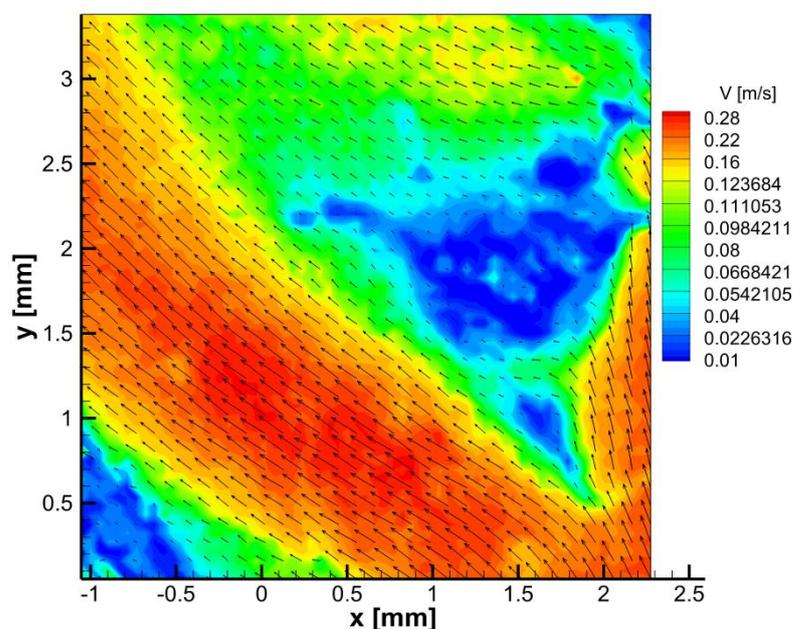


Figura 5.28

Capítulo 5. Análisis de resultados

Como vemos se produce una clara alteración en el patrón de flujo debida a la presencia del trombo en el stent, las velocidades pasan de ser del orden de 0,25 m/s aguas arriba del trombo al orden de 0,10 m/s en su estela. También observamos como el efecto de la estela se transporta mas allá de los límites de la zona de medida ya que debido al carácter laminar del flujo, necesita de una longitud grande para recuperar sus características. Al igual que en todos los otros casos no observamos desprendimientos pero no podemos asegurar que en un tamaño de medida mucho menor estos no se produzcan.

Las características del flujo en esta zona son:

Velocidad máxima conducto (m/s)	0,4
Caudal (ml/min)	410
Velocidad media fluido (m/s)	0,2
Reynolds conducto	142,5
Velocidad local (m/s)	0,22
Tamaño característico (mm)	1,1
Reynolds local	26,12

Tabla 5.19

Capítulo 6

Conclusiones y líneas futuras

6. CONCLUSIONES Y LÍNEAS FUTURAS

6.1. CONCLUSIONES

En el presente trabajo de fin de grado se ha realizado un estudio experimental el efecto de hilos de stent sumergidos en la corriente sanguínea sobre el patrón de flujo. Además, ya que la presencia y acumulación de trombos sobre este tipo de hilos es especialmente perturbadora del flujo y potencialmente perjudicial para el paciente, se ha realizado también un estudio del efecto de esas deposiciones de trombos en hilos sobre el patrón de flujo.

Se han estudiado casos tanto estacionarios como no estacionarios, donde se ha visto que la presencia tanto de hilos de stent como hilos con deposiciones de trombos generan unas zonas de baja velocidad tras los mismos (estelas) cuyo tamaño y longitud depende de las dimensiones del obstáculo y de las condiciones del flujo incidente (número de Reynolds). Cuanto mayor sea el obstáculo y mayor sea el número de Reynolds (aunque siempre dentro de las condiciones de flujo laminar), el tamaño de esta estela es mayor. La existencia de esta estela puede tener efectos perjudiciales ya que aparecen zonas de bajas velocidades que, en el flujo sanguíneo, pueden ser susceptibles de sufrir la deposición de elementos en suspensión dentro de la sangre.

Para el caso en el que se tienen deposiciones de trombos sobre hilos en condiciones no estacionarias (flujo pulsante), existe un efecto adicional que no se observa en condiciones estacionarias. Las deposiciones de trombos afectan al patrón de flujo, pero estas a su vez también se ven afectadas por las condiciones del flujo. Prestando atención los resultados para flujo pulsante, se ha observado un cambio en la morfología de los trombos acumulados con el caudal incidente. Para caudales bajos, el trombo tiende a extenderse de una forma aproximadamente uniforme alrededor del hilo, mientras que cuando se aumenta el caudal, su forma tiende a alargarse en dirección del flujo tomando una forma más esbelta y aerodinámica. Esto puede traer como consecuencia, que el ancho de la estela generada tras este cuerpo se vea reducido por ese cambio en la geometría.

También, en los casos donde los trombos alcanzan tamaños superiores, se ha podido observar que los mismos se pueden volver inestables con el tiempo, llegando incluso a poder desprenderse alguna parte del mismo. De esta manera, el trombo artificial usado para los estudios es un elemento cambiante no sólo con las condiciones del flujo, sino también a lo largo del tiempo a través de acumulaciones o desprendimientos del mismo.

Como conclusión, a través del presente trabajo se ha visto como la influencia que tienen los hilos de stent sobre el patrón de flujo se ve acentuado enormemente cuando sobre ellos existen deposiciones de trombos. Por lo tanto, el reproducir

correctamente las dimensiones y características de esos elementos se muestra fundamental para entender de forma adecuada cuáles son los cambios que se producen en el patrón de flujo, y sus consecuencias para la evolución de la enfermedad.

6.2. LÍNEAS FUTURAS

A la vista de los resultados podemos decir que con el nivel de detalle del que disponemos no podemos asegurar la estabilidad del flujo en los hilos del stent ya que necesitaríamos reducir el tamaño de las áreas de interrogación y para ello sería necesario un tamaño de partículas trazadoras menor junto con una lente que permita un zoom mayor. Para estudiar aquellas zonas en las que hemos visto que no somos capaces de ver lo que realmente ocurre con nuestros aparatos de medida, sería interesante sustituir nuestro macro por otro que nos ofrezca una resolución espacial mucho mayor y utilizar la técnica PIV con unas partículas trazadoras de menor tamaño para ver los campos de velocidad en estos puntos.

Otra posible línea de futuro sería la sustitución de la forma de generar el pulso sanguíneo (deposito altura constante-electroválvula) por una bomba programable que nos permita generar la onda de pulso con una mayor precisión.

Bibliografía

BIBLIOGRAFÍA

- Ledo Ledo, J. C. (2014). Estudio experimental del flujo en una bifurcación coronaria. Proyecto Fin de Carrera. Universidad de Valladolid.
- García Carrascal, P. (2015). Estudio experimental del patrón de flujo en un modelo de una bifurcación coronaria con stent. Tesis Doctoral. Universidad de Valladolid.
- Cheng, N. S. (2008). Formula for viscosity of glycerol-water mixture. *Industrial and Engineering Chemistry Research*, 47, 3285-3288.
- M. Gilroy, A., R. MacPherson, B., M. Ross, L., Schünke, M., Schulte, E., Shumacher, U., Voll, M., Wesker, K. (2013). Prometheus. Atlas de Anatomía. Panamericana.
- Crespo Martinez, A. (2006). Mecánica de fluidos. Paraninfo.
- DynamicStudio v3.10 User's Guide.
- Davies, J. E., Whinnett, Z. I., Francis, D. P., Manisty, C. H., Aguado-Sierra, J., Willson, K., . . . Mayet, J. (2006). Evidence of a dominant backward-propagating "Suction" Wave 257 responsible for diastolic coronary filling in humans, attenuated in left ventricular hypertrophy. *Circulation*, 113(14), 1768-1778. doi:10.1161/circulationaha.105.603050

