



Universidad de Valladolid



**ESCUELA DE INGENIERÍAS
INDUSTRIALES**

UNIVERSIDAD DE VALLADOLID

ESCUELA DE INGENIERIAS INDUSTRIALES

Grado en Ingeniería Mecánica

StereoPIV para flujos biológicos complejos

Autor:

Fernández Delgado, Víctor

Tutor(es):

**Barrios Collado, César
Departamento de Ingeniería
Energética y Fluidomecánica.**

**Castro Ruiz, Francisco
Departamento de Ingeniería
Energética y Fluidomecánica**

Valladolid, Julio de 2024



Universidad de Valladolid



**ESCUELA DE INGENIERÍAS
INDUSTRIALES**

UNIVERSIDAD DE VALLADOLID

ESCUELA DE INGENIERIAS INDUSTRIALES

Grado en Ingeniería Mecánica

StereoPIV para flujos biológicos complejos

Autor:

Fernández Delgado, Víctor

Tutor(es):

**Barrios Collado, César
Departamento de Ingeniería
Energética y Fuidomecánica.**

**Castro Ruiz, Francisco
Departamento de Ingeniería
Energética y Fluidomecánica**

Valladolid, Julio de 2024

Agradecimientos

A toda mi familia, en especial a mis padres por ayudarme incondicionalmente durante mis estudios y en todos los aspectos de la vida.

Resumen

En este trabajo se ha implementado un banco de ensayos de la técnica StereoPIV (Velocimetría de Imágenes de Partículas Estereoscópica) para estudiar el campo de velocidades en el interior un modelo simplificado de un injerto de Fontan, utilizado para tratar la cardiopatía conocida como síndrome del corazón izquierdo hipoplásico. Las tareas de este trabajo se han centrado principalmente en poner a punto el procedimiento de calibración y de las rutinas de procesado de imágenes, así como validar estos procesos.

Palabras clave

PIV (Velocimetría de imágenes de partículas), Fontan, StereoPIV, Campo de velocidades, Flujos biológicos.

Abstract

In this work, a StereoPIV (Stereoscopic Particle Image Velocimetry) test bench is implemented, in order to study the velocity field inside a simplified Fontan graft phantom, commonly used to treat the heart disease hypoplastic left heart syndrome. Specifically, this work focuses on tuning up the calibration procedure and the image post-processing runtimes, as well as validate these processes.

Keywords

PIV (Particle Image Velocimetry), Fontan, StereoPIV, Vector Fields, Biological flows.

ÍNDICE

1	Introducción.....	17
1.1	Presentación	17
1.2	Objetivos	19
1.3	Estructura del documento	19
2	Estado del arte	21
2.1	Constant temperature anemometry	21
2.2	Laser Doppler anemometry (LDA).....	22
2.3	Partycle Dynamics Análisis:	24
2.4	MRI-4DFlow	26
2.5	Particle Image Velocitmetry (PIV).....	27
2.6	Stereo PIV	31
2.7	Principales ventajas y desventajas de cada técnica.	32
3	Material y métodos.....	35
3.1	Descripción de la instalación	35
3.1.1	Stereo PIV	35
3.1.2	Instalación hidráulica	44
3.2	Procedimiento de calibración.....	48
3.3	Procedimiento de medida	61
3.4	Post Procesado de imágenes.....	63
4	Resultados.....	69
4.1	Instalación de verificación	69
4.1.1	Adaptative PIV	69
4.1.2	Vector Statistics.....	70
4.1.3	Stereo PIV procesing	72
4.1.4	Vector Statistics Stereo PIV Processing.....	73
4.2	Instalación Fontan	74
4.2.1	Configuración 1	74
4.2.2	Configuración 2	81
4.2.3	Configuración 3	89

5	Conclusiones y líneas futuras	95
5.1	Conclusiones	95
5.2	Líneas futuras.....	95
6	Bibliografía.....	97
7	Presupuesto	101

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1 Etapas de las operaciones realizadas para solventar el síndrome del corazón izquierdo hipoplásico: ASD = Defecto Septal Auricular; IVC = Vena Cava Inferior; PV = Vena Pulmonar; BDG = Unión Bidireccional de Glen; LA = Aurícula Izquierda RA = Aurícula Derecha; BT = Blalock-Taussig LV = Ventrículo Izquierdo RV = Ventrículo Derecho; FF = Fenestración de Fontan PA = Arteria Pulmonar SVC = Vena Cava Superior; FT = Túnel Fontan PDA = Conducto Arterioso Persistente TCPC = Conexión Total Cavopulmonar.	18
Figura 2 Injertos Fontan para distintos pacientes, en tipo Y (primera fila) y en tipo T (segunda y tercera fila).	19
Figura 3: Esquema de funcionamiento anemómetro de hilo caliente.	22
Figura 4 Esquema de funcionamiento LDA.	22
Figura 5 Franjas de interferencia.	23
Figura 6 montaje LDP para medir 3 componentes.	24
Figura 7 Esquema de funcionamiento PDA.	25
Figura 8 Vectores de velocidad obtenidos con MRI-4D.....	27
Figura 9 Esquema de funcionamiento PIV.	28
Figura 10 Ejemplos de densidad de partículas trazadoras.	29
Figura 11 Resultado de vectores obtenidos por PIV.	30
Figura 12 Error por movimiento fuera de plano PIV.	31
Figura 13 Obtención de componente fuera del plano con stereo PIV.	32
Figura 14 Dispositivo láser Dantec.....	36
Figura 15 Cámara de alta velocidad Dantec.	38
Figura 16 Configuración de montaje de cámaras.	39
Figura 17 Fases del sincronizador 40	40
Figura 18 Conexionado de sincronizador..... 41	41
Figura 19 Desplazador del soporte del modelo. 42	42
Figura 20 Ajuste de guiñada y cabeceo. 42	42
Figura 21 Placa de calibración..... 43	43
Figura 22 Zona de trabajo..... 44	44
Figura 23: Modelo CAD 45	45
Figura 24 Modelo mecanizado..... 45	45

Figura 25 Bomba hidráulica	46
Figura 26 Esquema de la instalación experimental.	47
Figura 27 Esquema de instalación Fontan	47
Figura 28 Nivel de refrigerante y contacto general	49
Figura 29 Panel de control Láser.....	50
Figura 30 Modo preview.	50
Figura 31 Izquierda: Reflejo del láser volviendo al disparador, lo que significa que el alineado de guiñada es correcto. Derecha: Espejo utilizado para reflejar el láser.....	51
Figura 32 Tornillos de ajuste de guiñada y cabeceo.	52
Figura 33 Ajuste de cabeceo.	53
Figura 34 Modo Free Run.....	53
Figura 35: Cámaras en modo free run.	54
Figura 36: Asistente de enfoque.	54
Figura 37: Izquierda Montaje de plaquita de calibración. Derecha: Ruleta de ajuste de desplazamiento de la tarjeta de calibración.	55
Figura 38 Acquisition manager.	56
Figura 39 Define Mask.	57
Figura 40 Zonas a enmascarar	58
Figura 41 Cuadro de diálogo acción de máscara.	58
Figura 42 Multi camera calibration.....	59
Figura 43 Foto válida.....	60
Figura 44 Foto no valida.....	60
Figura 45 Error de calibración.....	61
Figura 46 Tiempo entre pulsos. Función Acquire.	62
Figura 47 Movimiento de las partículas entre pulsos.....	63
Figura 48 Máscara de post-procesado.....	64
Figura 49 Image Masking.....	64
Figura 50 Image Dewarping.....	65
Figura 51 Izquierda: Imagen antes de aplicar image dewarping. Derecha: Imagen tras aplicarlo.....	65
Figura 52 Image Min/Max e imagen resultado.....	66

Figura 53 Izquierda: Función Image Arithmetic. Derecha: Resultado tras aplicar la función.	67
Figura 54 Resultados adaptative PIV Cámara 1.....	69
Figura 55 Resultados adaptative PIV Cámara 2.....	70
Figura 56 Resultados Vector Statistics Cámara 1.....	71
Figura 57 Resultados Vector Statistics Cámara 2.....	71
Figura 58 Ejemplo de resultado Stereo PIV Processing.	72
Figura 59 Vector Statistics en Stereo PIV.....	73
Figura 60 Vector Statistics Stereo PIV 3D.	74
Figura 61 Adaptative PIV Configuración 1 7000us Cámara 1.	75
Figura 62 Adaptative PIV Configuración 1 7000us Cámara 2.	76
Figura 63 Adaptative PIV Configuración 1 5400 us Cámara 1.	77
Figura 64 Adaptative PIV Configuración 1 5400 us Cámara 2.	77
Figura 65 Adaptative PIV Configuración 1 2000 us Cámara 1.	78
Figura 66 Adaptative PIV Configuración 1 2000 us Cámara 2.	79
Figura 67 Stereo PIV Configuración 1.	80
Figura 68 Stereo PIV Configuración 1 3D.....	81
Figura 69 Adaptative PIV Configuración 2 2000us Cámara 1.	82
Figura 70 Adaptative PIV Configuración 2 2000us Cámara 2.	83
Figura 71 Adaptative PIV Configuración 2 1000us Cámara 1.	84
Figura 72 Adaptative PIV Configuración 2 1000us Cámara 2.	84
Figura 73 Stereo PIV Configuración 2 1000 us.....	85
Figura 74 Stereo PIV Configuración 2 1000 us 3D.	86
Figura 75 Adaptative PIV Configuración 2 500 us Cámara 1.	87
Figura 76 Adaptative PIV Configuración 2 500 us Cámara 2.	87
Figura 77 Stereo PIV Processing Configuración 2 500 us 2D.	88
Figura 78 Stereo PIV Processing Configuración 2 500 us 3D.	89
Figura 79 Adaptative PIV configuración 3 Cámara 1.	90
Figura 80 Adaptative PIV configuración 3 Cámara 2.	91
Figura 81 Stereo PIV Processing configuración 3 2D.....	92
Figura 82 Stereo PIV Processing Configuración 3 3D.....	93

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1 Ventajas y desventajas técnicas de velocimetría.....	33
Tabla 2 Características técnicas del dispositivo láser.	35
Tabla 3 Características de cámaras de alta velocidad	37
Tabla 4: Dimensiones de placa de calibración.....	43
Tabla 5 Características de la bomba centrífuga.....	46
Tabla 6 Índice de refracción mezcla de glicerina	48
Tabla 7: Densidad y viscosidad Agua/Glicerina	48

1 Introducción.

1.1 Presentación

Este Trabajo de Fin de Grado está enmarcado en el estudio del campo fluido en un injerto Fontan, utilizado durante la cirugía de Fontan, una cirugía para solventar la enfermedad conocida como Síndrome del Corazón Izquierdo Hipoplásico.

El Síndrome del corazón Izquierdo Hipoplásico es una cardiopatía congénita que afecta a entre 4 y 8 de cada 10.0000 neonatos.

El síndrome de hipoplasia del ventrículo izquierdo (SHVI) [1] es un defecto congénito que afecta a el flujo normal de la sangre. Este defecto se debe a que varias estructuras del lado izquierdo del corazón no se desarrollan completamente durante el embarazo, por ejemplo:

- El ventrículo izquierdo no se desarrolla completamente y es pequeño.
- La válvula mitral no se forma.
- La válvula aórtica no se forma.
- La porción ascendente de la aorta no se termina de desarrollar.

A menudo, las personas que padecen esta enfermedad tienen también comunicación interauricular, que es un orificio que comunica las cavidades superiores del corazón (aurículas).

El ventrículo izquierdo, es la parte del corazón que más presión aporta al torrente sanguíneo, a su vez es el encargado de enviar la sangre oxigenada a través del cuerpo. Las personas que sufren el Síndrome del Corazón Izquierdo Hipoplásico no tienen esta cavidad desarrollada, por lo que el ventrículo derecho, además de cumplir su función de enviar la sangre a los pulmones para que se oxigene, tiene que cumplir la función del ventrículo izquierdo, por lo que las personas que padecen este síndrome tienen muy comprometida la integridad de su sistema cardiovascular [2].

Para intentar solucionar este problema, se debe recurrir a una serie de cirugías para la reestructuración de los vasos del corazón. Estas cirugías son conocidas como Norwood, Glenn y Fontan [3] [4].

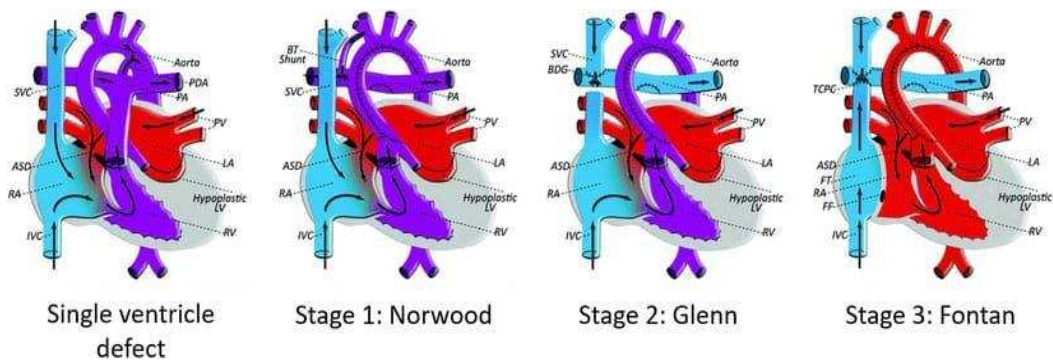


Figura 1 Etapas de las operaciones realizadas para solventar el síndrome del corazón izquierdo hipoplásico: ASD = Defecto Septal Auricular; IVC = Vena Cava Inferior; PV = Vena Pulmonar; BDG = Unión Bidireccional de Glen; LA = Aurícula Izquierda RA = Aurícula Derecha; BT = Blalock-Taussig LV = Ventriculo Izquierdo RV = Ventriculo Derecho; FF = Fenestración de Fontan PA = Arteria Pulmonar SVC = Vena Cava Superior; FT = Túnel Fontan PDA = Conducto Arterioso Persistente TCPC = Conexión Total Cavopulmonar.

El objetivo conjunto de estas intervenciones, es adecuar el corazón para que la parte derecha de este pueda realizar las funciones de la parte que no está desarrollada.

En la Figura 1 se puede observar las diferentes intervenciones que se realizan en el paciente. Las zonas de color rojo representan el flujo sanguíneo oxigenado, el color azul representa la sangre sin oxigenar y el color morado representa la mezcla de ambas.

- **Norwood:** Es la primera intervención que se realiza. En ella se retira el conducto arterial del ventrículo y se aísla la arteria pulmonar, conectándola a la aorta. Para realizar esta unión utilizamos una derivación Balalock-Taussing, que busca aumentar temporalmente el flujo sanguíneo hacia los pulmones en lo que el paciente espera la siguiente intervención [5].
- **Glenn:** En esta intervención se retira la conexión realizada en la operación de Norwood y se corta la vena cava, para conectar esta misma a la arteria pulmonar.
- **Fontan:** Durante esta intervención, se elimina la conexión de la vena cava inferior con el corazón, y posteriormente se conecta directamente a la arteria pulmonar [6].

También es posible realizar una fenestración, lo cual consiste en desviar parte del flujo sanguíneo que va a los pulmones, haciéndolo regresar al corazón por un agujero que se realizará y posteriormente habrá que cerrar. El motivo de realizar esta fenestración es que los pulmones se adapten progresivamente al nuevo flujo que recibirán [6], [7].

Esta serie de intervenciones concluye con la incorporación de un injerto Fontan, alrededor del cual se basa el estudio de este Trabajo de Fin de Grado. Los dos tipos de injerto más utilizados, debido a su eficiencia, son los modelos en T y el modelo en Y, los cuales se pueden apreciar en la Figura 2 [8].

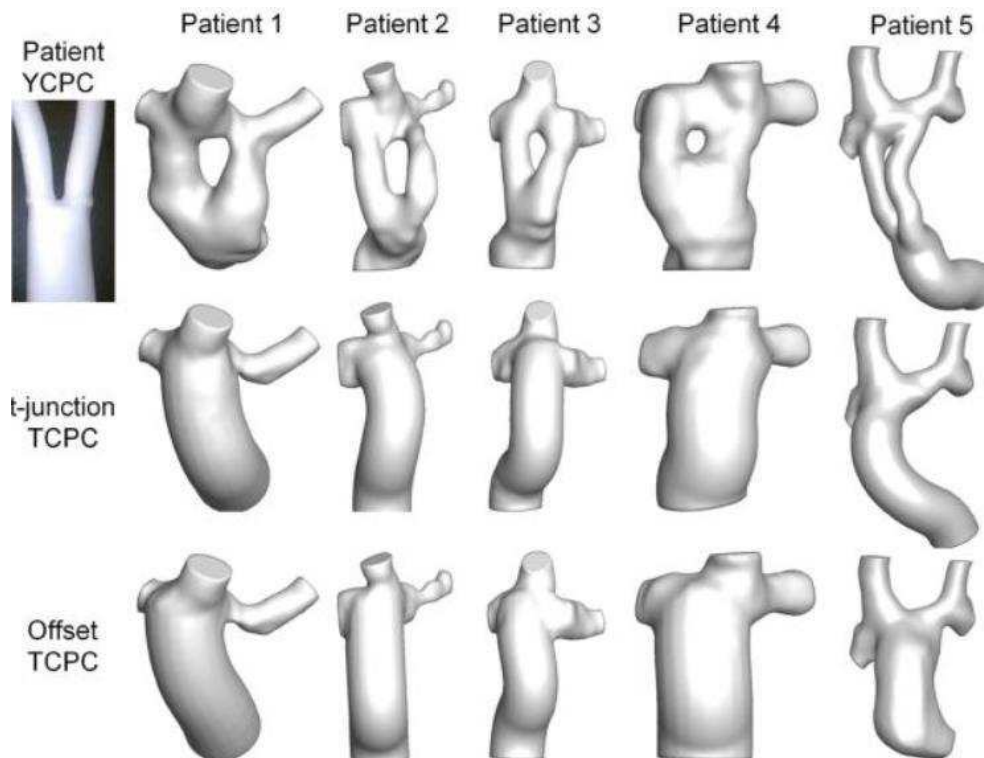


Figura 2 Injertos Fontan para distintos pacientes, en tipo Y (primera fila) y en tipo T (segunda y tercera fila).

1.2 Objetivos

El objetivo principal de este trabajo es poner a punto una instalación StereoPIV (Stereoscopic Particle Image Velocimetry) [9] para obtener el campo de velocidades en el interior de un injerto de Fontan.

Para llegar satisfactoriamente a dicho objetivo principal, se definen los siguientes objetivos particulares:

- Implementación de instalación StereoPIV.
- Implementación de circuito hidráulico simplificado de injerto de Fontan.
- Definición del procedimiento de calibración y de la rutina de posprocesado.
- Validación del procedimiento de calibración y de la rutina de posprocesado.
- Realizar medidas StereoPIV sobre el modelo simplificado de injerto de Fontan.

1.3 Estructura del documento

Los distintos apartados que se tratarán en este documento son los siguientes:

1. **Introducción:** en este capítulo se presenta de forma global el trabajo y se establecen los objetivos a cumplir.
2. **Estado del arte:** en este capítulo se describen distintos tipos de sistemas disponibles en la actualidad para medir campos de velocidades en el interior de un fluido, incluyendo la técnica StereoPIV.

3. **Material y métodos:** en este capítulo se describe la instalación experimental y los procedimientos utilizado para la toma de medidas y procesado de datos.
4. **Resultados:** en este capítulo se analizan de los resultados experimentales.
5. **Conclusiones:** en este apartado se aportan las concusiones más relevantes de este trabajo.
6. **Bibliografía:** en este apartado se enumera la bibliografía consultada.
7. **Presupuesto:** en este apartado se calcula el coste de realización de este trabajo.

2 Estado del arte

En el ámbito de la ingeniería y de la industria, en numerosas ocasiones es necesario conocer la velocidad o el campo de velocidades de un fluido. En la actualidad, se dispone de numerosas técnicas para ello:

2.1 Constant temperature anemometry

Esta técnica se utiliza principalmente para medir la velocidad de flujos turbulentos. El principio de funcionamiento se basa en una resistencia eléctrica, que suele ser un hilo de tungsteno, iridio o iridio-platino, la cual está alimentada con corriente y por lo tanto está caliente [10]. Al hacer pasar el fluido a través de esta resistencia, cederá parte de su calor al fluido por el mecanismo de convección y se enfriará, variando la resistencia óhmica de ella misma. Este cambio es detectado por el circuito del dispositivo, el cual es capaz de relacionar la pérdida de calor con la velocidad que tiene el fluido.

Dependiendo el circuito eléctrico que se use, se puede dividir los dispositivos en dos grupos, los cuales son Anemómetros de corriente constante y Anemómetros de temperatura constante.

Los anemómetros de corriente constante suministran una corriente constante a la resistencia que está en el fluido a estudiar, y evaluando la variación de la impedancia de esta misma, es capaz de calcular la velocidad del fluido. En cambio, los anemómetros de temperatura constante varían la cantidad de corriente que atraviesa la resistencia con el fin de que esta mantenga constante su temperatura, y usan esta variación para calcular la velocidad del fluido [11]. Una de las principales ventajas de esta técnica es pequeño tamaño del dispositivo, lo cual permite medir en conductos estrechos, a su vez el carecer de ninguna instalación adicional que requiera ningún montaje permite que pueda ser utilizado de forma rápida y sencilla.

Algunas desventajas de esta técnica es que solo se obtiene de forma general la velocidad a lo largo de la resistencia, aunque haya variaciones a lo largo de la misma. Otra de sus desventajas es que el resultado puede verse afectado por la temperatura ambiente. Además, aunque el dispositivo tiene un tamaño pequeño, debe estar introducido en el flujo a medir, lo cual puede hacer que perturbe este mismo. En la Figura 3, se puede observar un esquema de funcionamiento de esta técnica.

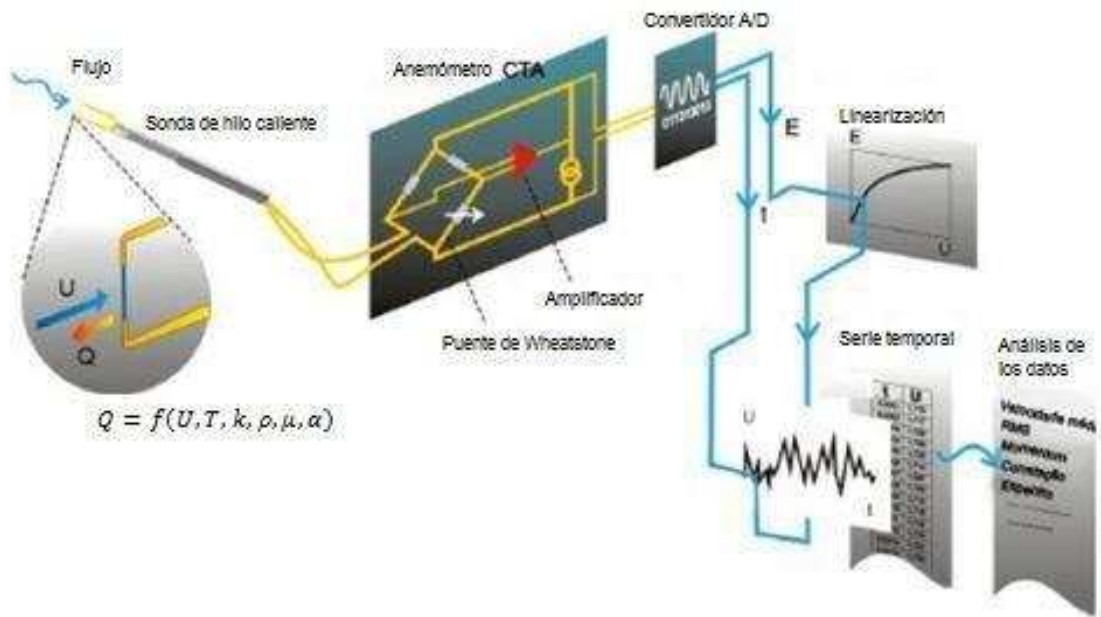


Figura 3: Esquema de funcionamiento anemómetro de hilo caliente.

2.2 Laser Doppler anemometry (LDA)

Es una técnica de velocimetría láser, en la cual se hace pasar un rayo láser a través de una Bragg Cell, que es un dispositivo óptico que hace que la luz se difracte y el rayo láser se divide en dos rayos de igual intensidad [12]. Gracias a una lente, se hace que estos dos rayos se crucen en el punto a estudiar, como se puede observar en la Figura 4.

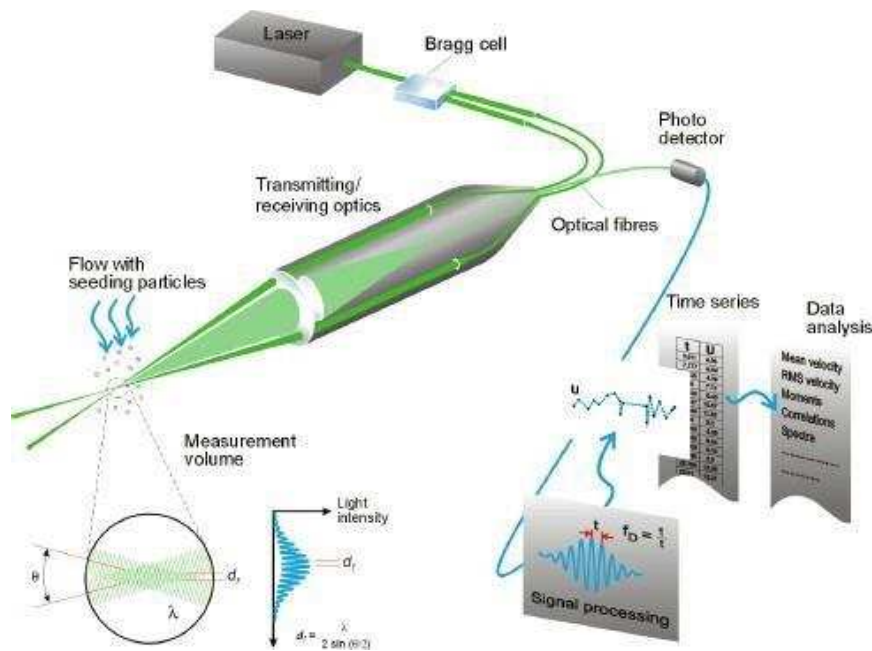


Figura 4 Esquema de funcionamiento LDA.

Al cruzarse estos rayos, debido a que ambas ondas tienen la misma fase,

frecuencia y amplitud, aparecerá un patrón de franjas de interferencia, como se puede apreciar en la Figura 5, el cual tendrá zonas de iluminación máxima en las zonas que las ondas se sumen y de iluminación mínima en las zonas que las ondas se resten. El espacio existente entre las distintas ondas de interferencia dependerá de la longitud de onda de los rayos y del ángulo con el que interfieren entre sí [13].

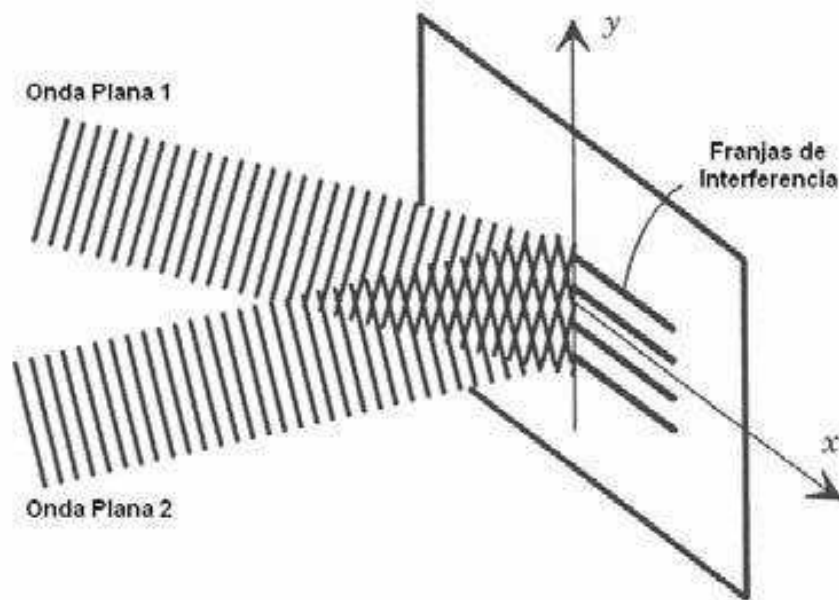


Figura 5 Franjas de interferencia.

El flujo a estudiar deberá estar sembrado con unas partículas las cuales se denominan partículas trazadoras. En el caso de los líquidos, habitualmente tendrán de forma natural partículas o burbujas que sirvan como partículas trazadoras, en el caso de los gases se suelen introducir partículas de forma artificial. Cuando estas partículas atraviesan el rayo láser, provocan que la luz se disperse. La cantidad de luz dispersada será proporcional a la iluminación que exista en esa zona de las franjas de interferencia. Esta dispersión de la luz provoca un desplazamiento Doppler, es decir, una variación en la frecuencia de la luz láser [14]. Esta variación de frecuencia será proporcional a la velocidad de la partícula en la dirección perpendicular al bisector de ambos rayos láser, lo que es lo mismo, perpendicular al rayo original. Para decodificar esta variación de frecuencia y transformarla a valores de velocidad, la luz dispersada por las partículas trazadoras atraviesa un filtro, el cual elimina las interferencias de la luz ambiente y otras ondas y llega a un fotorreceptor, el cual transforma las variaciones alternantes de intensidad a una señal eléctrica, la cual tendrá forma senoidal. El espacio entre las franjas de interferencia da la información sobre la distancia recorrida por cada partícula, y la variación de frecuencia da información sobre el tiempo que ha tardado en recorrer esa distancia. El tiempo será inversamente proporcional a la frecuencia Doppler [15]. Conocidos estos datos se puede obtener la velocidad según la siguiente ecuación (1):

$$v = \frac{\text{espacio entre franjas}}{\text{tiempo}} = \frac{\text{espacio entre franjas}}{\frac{1}{\text{Frecuencia Doppler}}} \quad (1)$$

Este sistema solo permite obtener una componente de la velocidad, para obtener dos componentes se usará el mismo sistema, pero con otros dos rayos adicionales que medirán la velocidad en el plano perpendicular al anterior. Para medir las tres componentes de la velocidad se utiliza el montaje de cuatro rayos para medir las dos primeras componentes y la tercera componente se mide con un montaje adicional de dos rayos como se puede observar en la Figura 6.

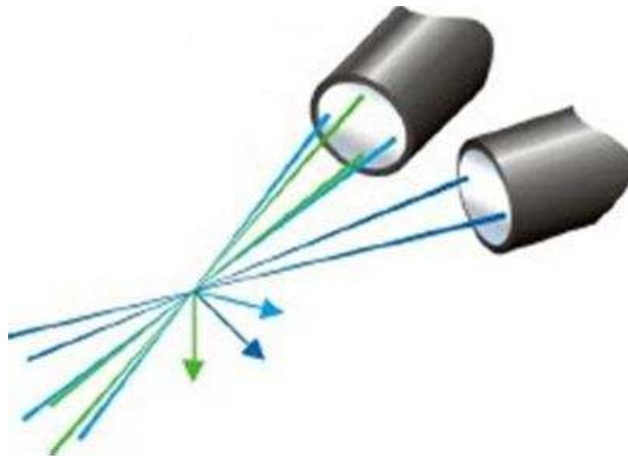


Figura 6 montaje LDP para medir 3 componentes.

Las principales ventajas de este sistema son que no perturba el medio en el que se realizan las mediciones y que nos permite una gran resolución espacial, es decir, permite medir la velocidad del fluido en puntos muy concretos con un error muy pequeño y con una respuesta del sistema muy rápida, de algunos centenares de microsegundos. Sin embargo, para poder implementar este sistema, el montaje experimental a medir debe ser transparente.

2.3 Particle Dynamics Análisis:

También conocido como Phase Doppler Anemometry (PDA). Esta técnica es una evolución del Laser Doppler Anemometry, la cual es utilizada para medir la velocidad, tamaño y concentración de partículas en un fluido [16]. La base de su funcionamiento es similar a la del LDA, en este caso, de forma general, en vez de proyectar un rayo láser y dividirlo en dos rayos, directamente se tiene dos rayos láser independientes que se cruzarán en la zona a estudiar, creándose de igual manera que en el LDA unas franjas de interferencia. El fluido, el cual también deberá estar sembrado de partículas trazadoras, atraviesa la zona de estudio de zona perpendicular al bisector de los dos rayos láser, haciendo que las partículas trazadoras interfieran con el láser y hagan que la luz se disperse y cambie su intensidad. En el caso del PDA, a diferencia del LDA, la lente que

recibirá la luz dispersada está fuera del eje del láser, como se puede apreciar en la Figura 7, y en vez de tener un solo fotorreceptor, tendremos varios. Los fotorreceptores actúan de igual forma que en el LDA y relacionan directamente el cambio de frecuencia Doppler con la velocidad de la partícula en la dirección perpendicular al bisector de ambos láseres [17].

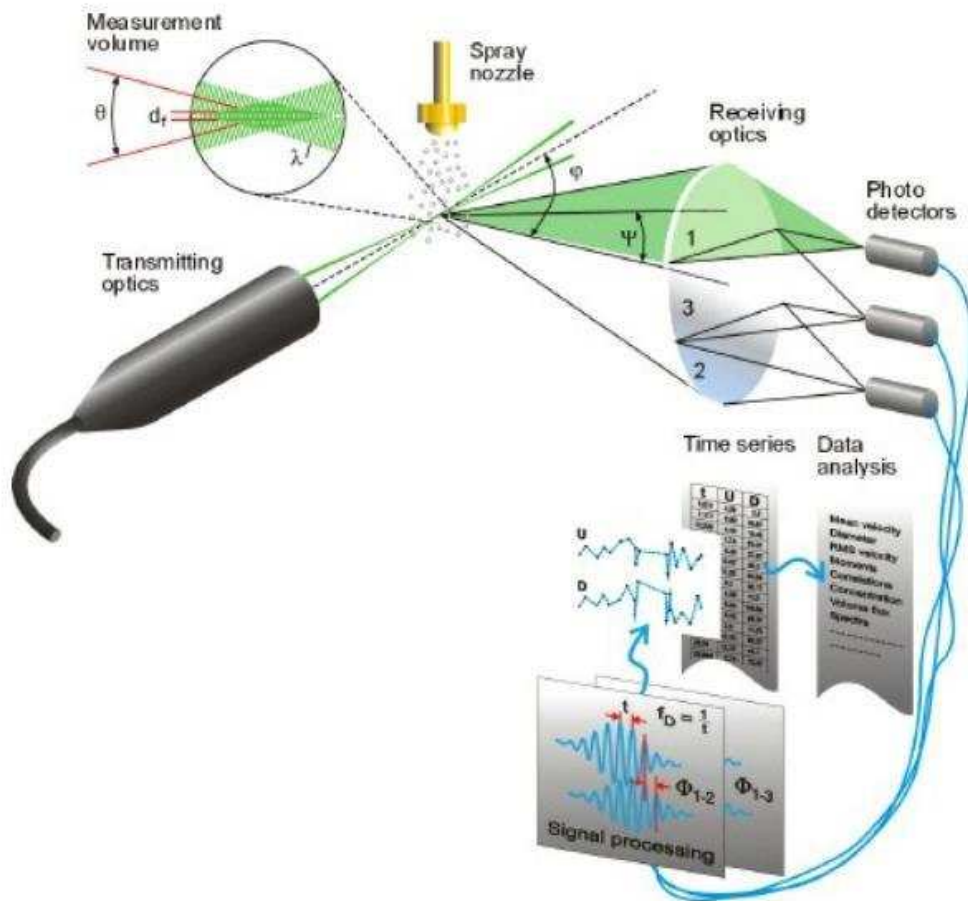


Figura 7 Esquema de funcionamiento PDA.

La posición de la lente receptora debe ser elegida cuidadosamente ya que se busca que la luz que se capte sea dominante en uno de los modos de dispersión, es decir, se busca que la luz sea mayormente refractada o reflejada, pero no una mezcla de ambas.

La velocidad de las partículas puede ser determinada por un solo fotorreceptor como si de un sistema LDA se tratara. El motivo de implementar varios fotorreceptores es que analizando la diferencia de fase entre los distintos fotorreceptores se puede determinar el tamaño de las partículas del fluido. El mayor tamaño de partícula que se puede medir con dos fotorreceptores se da cuando la diferencia de fase llega a los 360° , a partir de ese momento se pueden tomar dos opciones, acercar los fotorreceptores para que la diferencia de fase sea menor, perdiendo resolución en la medida, o instalar un tercer fotorreceptor [16]. El tamaño de partícula correspondiente a cada variación

de fase variará según el montaje de los fotorreceptores.

2.4 MRI-4DFlow

El nombre de esta técnica proviene de la tecnología utilizada (Resonancia Magnética) y de que se obtiene una representación de cuatro magnitudes características del fluido, (las tres del espacio y la del tiempo). Obteniendo así los vectores velocidad del fluido y las líneas de flujo en toda la zona a estudiar. Es una técnica principalmente utilizada para analizar el flujo de la sangre a través de los vasos sanguíneos. Esta técnica es una evolución del estudio del flujo en dos dimensiones a partir de resonancia magnética (2D MRI), una de las técnicas más utilizadas a la hora de estudiar flujos biológicos [18].

Dentro de la adquisición de datos por medio de resonancia magnética existen diversas técnicas, a la hora de estudiar el comportamiento de fluidos con 2D-MRI, la técnica usada es la de "Phase contrast", esta técnica se basa en aplicar un gradiente bipolar electromagnético, es decir, se somete a la zona a estudiar a un campo electromagnético de sentido cambiante [19], [20]. Este campo magnético, hace que las partículas que están en movimiento sufran un cambio en su fase transversal de magnetización, es decir, que varíe la amplitud de la onda que emiten. Los tejidos estacionarios no sufrirán esta variación. Aprovechando ese desfase, se podrá obtener los vectores de velocidad, para ello será necesario adquirir dos conjuntos de datos. El primero de los conjuntos servirá para obtener la fase de la magnetización transversal de las partículas y el segundo conjunto servirá para codificar el primero y obtener el valor de la velocidad [21].

Una vez que se tienen los dos conjuntos de datos, se restan para obtener su diferencia, el valor de esta diferencia dependerá del desplazamiento de fase de cada partícula y relacionando la variación de fase con la velocidad, se puede obtener los vectores velocidad de cada una de las partículas en el plano que se ha codificado la diferencia de fase.

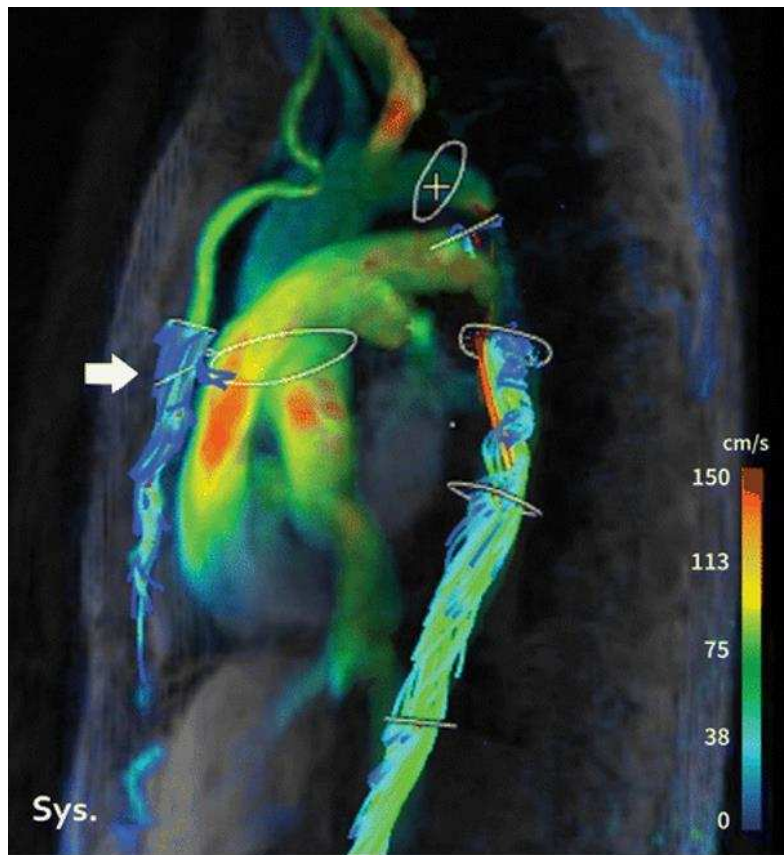


Figura 8 Vectores de velocidad obtenidos con MRI-4D

A la hora de realizar el estudio con MRI-4D, la técnica utilizada es similar, pero esta vez se necesitará cuatro conjuntos de datos. Al igual que en el caso del 2D, se toma un conjunto de datos para evaluar el cambio de fase, y a su vez se necesitará otro conjunto de datos por cada plano ortogonal del espacio (x , y , z), para así poder decodificar el cambio de fase en las todas las direcciones del espacio. Obteniendo así los vectores velocidad de todo el campo fluido a estudiar.

Los resultados obtenidos son similares a los de la Figura 8, en la cual se puede apreciar el campo de velocidades en el interior de un corazón.

2.5 Particle Image Velocitmetry (PIV)

La técnica PIV (Particle Image Velocitmetry), es un método utilizado para determinar los parámetros característicos de un fluido por medio del análisis de imágenes de este mismo. Esta herramienta es utilizada para conocer el campo de velocidades de un fluido en un volumen de control determinado. Para que sea posible utilizar esta herramienta, el fluido debe contener unas partículas fluorescentes o fácilmente identificables bajo la incidencia de una luz láser [22]. Estas partículas se denominan partículas trazadoras. A su vez se iluminará la zona a estudiar con un plano láser, orientado en la dirección del fluido, el cual iluminará las partículas trazadoras a su paso por este mismo.

Utilizando una cámara de alta velocidad, sincronizada con el disparador del plano láser, se tomarán pares de fotografías. Una vez realizadas, un algoritmo superpone cada par de fotografías e identifica las partículas trazadoras, cuando han sido identificadas, evaluando su posición es capaz de generar el vector desplazamiento de cada una de las partículas. Para que este vector pueda ser generado correctamente, previamente se tiene que haber hecho una calibración, de forma que el computador sea capaz de relacionar las distancias captadas en la imagen con las verdaderas distancias dentro del fluido. Como el tiempo transcurrido entre las dos fotografías es conocido, se puede obtener el vector velocidad instantánea a partir del vector posición de la siguiente manera [23], (2):

$$u(X,t) = \frac{\Delta X}{\Delta t} \quad (2)$$

siendo $u(X,t)$ el vector de velocidad instantánea, ΔX la diferencia de posición de la partícula y Δt el transcurso de tiempo entre las dos imágenes.

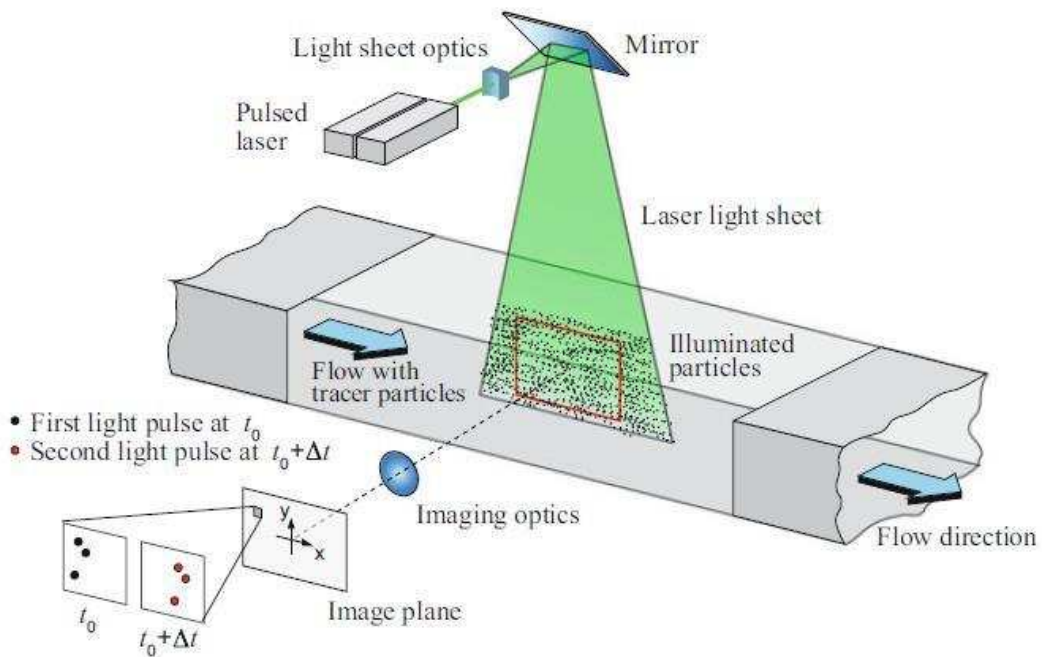


Figura 9 Esquema de funcionamiento PIV.

Para que la identificación de las partículas sea más sencilla, el sistema divide cada una de las imágenes en distintos cuadrantes llamados "área de interrogación", de forma que en vez de tener que evaluar globalmente la fotografía, identifica el movimiento de las partículas trazadoras dentro de cada área de interrogación [24].

En la Figura 9 se puede apreciar de forma esquemática como la cámara captaría para dos instantes distintos de tiempo (t_0 y $t_0 + \Delta t$) la posición de las partículas trazadoras

en una misma área de interrogación.

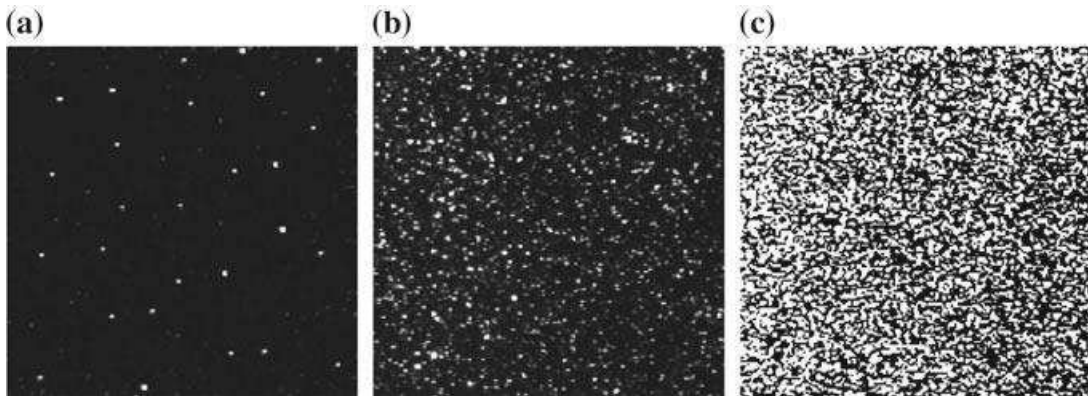


Figura 10 Ejemplos de densidad de partículas trazadoras.

Otro factor a tener en cuenta a la hora de utilizar esta técnica es la densidad de partículas trazadoras en nuestro fluido [22]. Como se puede observar en la Figura 10, la densidad de partículas trazadoras se puede dividir en tres niveles:

- Densidad baja (a): Cuando la densidad de partículas trazadoras es muy baja, es muy fácil para el sistema identificar cual es cada partícula en las imágenes y se puede obtener los vectores de forma inequívoca. El número de vectores obtenidos será realmente bajo y puede no ser representativo. Cuando se trabaja con estas condiciones se conoce a la técnica como Particle Tracking Velocimetry (PTV).
- Densidad media (b): La densidad de partículas trazadoras media es la que se utiliza en el caso del PIV, en estas condiciones no se puede garantizar identificar todas las partículas de forma inequívoca pero el sistema si será capaz de identificar agrupaciones o patrones a partir de los cuales reconocerá las partículas y obtendrá así los vectores desplazamiento. Con esta densidad podemos obtener una cantidad de vectores suficientemente representativa. Como norma general, se debe tener de 10 a 25 partículas en cada área de interrogación.
- Densidad alta (c): Decimos que la densidad de partículas trazadoras es alta cuando hay tantas partículas en cada área de interrogación que el sistema no es capaz de identificar patrones o agrupaciones para conocer el desplazamiento de cada partícula.

Una vez que el algoritmo ha generado todos los vectores de velocidad de las partículas trazadoras, los superpone obteniéndose un resultado similar al que se puede apreciar en la Figura 11, donde se puede observar el valor de la componente de la velocidad contenida en el plano [25].

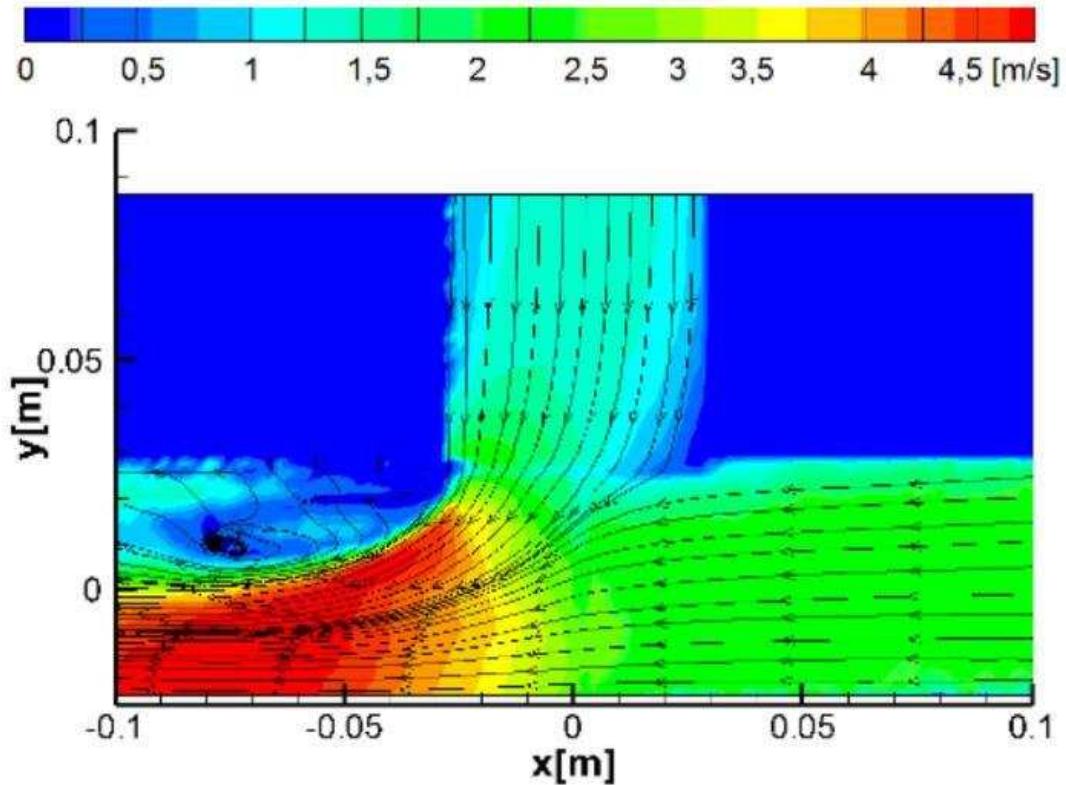


Figura 11 Resultado de vectores obtenidos por PIV.

Otro factor a tener en cuenta es el tamaño que tendrán las áreas de interrogación. Es importante que el desplazamiento de las partículas sea lo suficientemente pequeño en relación con la longitud del área de interrogación para que la posición de las partículas pueda ser identificada por el algoritmo de una forma correcta [26].

Como norma general, para minimizar la pérdida de información debido a que las partículas salgan del área de interrogación en el intervalo de tiempo transcurrido entre las dos fotografías, se puede tomar la siguiente relación [25], (3):

$$\frac{v \times \Delta t}{d} < 25\% \quad (3)$$

siendo “v” la velocidad máxima a medir, “d” la distancia lateral del área de interrogación e “Δt” el tiempo transcurrido entre ambas fotografías. Las principales ventajas que presenta esta técnica son:

- Rango de medida: Con esta técnica se puede medir la velocidad de partículas desde velocidades nulas hasta velocidades supersónicas.
- Técnica no intrusiva: Al medir la velocidad de las partículas por medio de herramientas ópticas y no tener ningún medio físico introducido en el seno del fluido, se puede medir la velocidad sin perturbar el fluido.

- Alta resolución temporal y espacial: con esta técnica se puede capturar la velocidad del flujo con alta precisión y en intervalos cortos de tiempo, lo que permite un análisis detallado de la dinámica del flujo.
- Versatilidad: se puede aplicar en una amplia gama de entornos y fluidos, desde flujos de líquidos transparentes hasta flujos de gases turbulentos, lo que lo hace útil en diversas áreas de investigación y aplicaciones industriales.

2.6 Stereo PIV

El mayor problema de la técnica PIV es que al disponer de solo una cámara, los movimientos que ocurran fuera del plano aparecerán en las mediciones como la proyección de estos mismos en el plano, dando lugar a errores de medición, como se puede observar en la Figura 12.

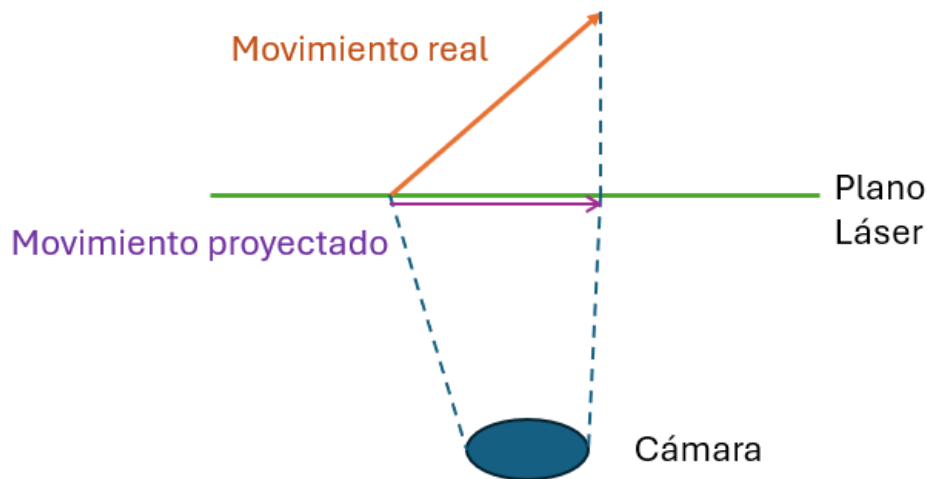


Figura 12 Error por movimiento fuera de plano PIV.

Para evitar este problema, se puede recurrir a la técnica Stereo PIV, que es una evolución de la técnica PIV, esta técnica nos permite conocer la velocidad de las partículas de un fluido de forma tridimensional [27].

La instalación necesaria para implementar esta técnica es similar a la utilizada en el PIV, con la diferencia de que en este caso necesitaremos al menos dos cámaras, las cuales se colocarán con un cierto ángulo conocido respecto al plano láser. A continuación, se tomarán medidas con el sistema PIV para cada una de las cámaras y mediante correlación cruzada se analizan las dos imágenes para evaluar el desplazamiento real de la partícula de forma tridimensional [28]. En la Figura 13, se puede observar cómo al tener dos cámaras con una orientación conocida respecto al plano láser, se puede utilizar los desplazamientos de las partículas proyectados en el plano para determinar el desplazamiento real de la partícula, y con ello su velocidad.

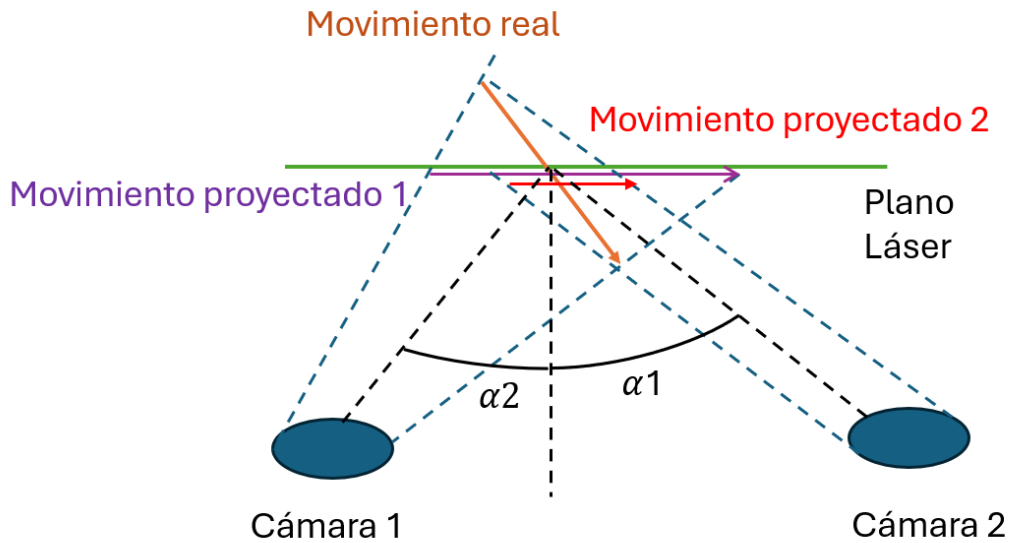


Figura 13 Obtención de componente fuera del plano con stereo PIV.

El uso de esta técnica requiere de una calibración previa para conocer la relación entre las distancias medidas por las diferentes cámaras, para ello, se dispone de patrones cuya distancia entre varios puntos es conocida.

2.7 Principales ventajas y desventajas de cada técnica.

En la Tabla 1 se encuentran resumidas las principales ventajas y desventajas de las técnicas de velocimetría anteriormente explicadas.

Técnica	Ventajas	Desventajas
Hilo caliente	Simplicidad de medida, sin montajes complejos.	Baja resolución, se mide el valor medio en el hilo. Técnica intrusiva. Afectan las condiciones ambientales.
LDA	No intrusiva. No requiere de calibración frecuente. Alta resolución. Alta precisión.	Montaje transparente.

PDA	Las mismas que LDA y además determina tamaño y concentración de partículas en el fluido	Las mismas que LDA.
MRI-4D flow	Única técnica capaz de medir <i>in vivo</i> . No intrusiva	Baja precisión. Baja resolución.
PIV	Alta precisión. Alta resolución. No intrusiva.	Solo poder medir en un plano. Montaje transparente.
Stereo PIV	Mismas que PIV y capacidad de medir en tres dimensiones.	Montaje transparente. Montaje y calibración muy complejos.

Tabla 1 Ventajas y desventajas técnicas de velocimetría.

3 Material y métodos

3.1 Descripción de la instalación

3.1.1 Stereo PIV

Para poder realizar las mediciones de una forma correcta, se dispone de una instalación Stereo PIV completa que consta de los siguientes elementos:

3.1.1.1 Dispositivo láser

Es un dispositivo emisor de luz del proveedor Dantec Dynamics, el cual proyecta el plano láser que ilumina la zona a estudiar de nuestro modelo. Este dispositivo se compone de dos generadores láser independientes, lo cual permite hacer los dos disparos en un intervalo de tiempo muy reducido. A la salida del haz de luz láser, el dispositivo tiene una lente que convierte este haz en un plano. Las características del dispositivo láser se encuentran recogidas en la Tabla 2.

Proveedor	Dantec Dynamics
Tipo	Dual Power Nd: YAG 500 mJ (250 mJ cada generador)
Frecuencia entre disparos (Máxima)	14.5 Hz (en modo Single Frame) y 7 Hz (en modo Double Frame)
Longitud de onda	532 nm
Ancho de lámina láser	2 mm (se reduce a 0.2 o 0.1 mm mediante la guillotina)

Tabla 2 Características técnicas del dispositivo láser.

La potencia del láser es regulable manualmente, debido a que dependiendo de la cantidad de partículas trazadoras que se tenga y de su naturaleza se necesitará que la intensidad del láser sea mayor o menor. Si la intensidad es demasiado baja, el software no será capaz de identificar las partículas, en cambio, si la luz láser es demasiado intensa, su reflejo sobre las partículas trazadoras será demasiado grande.



Figura 14 Dispositivo láser Dantec.

En la Figura 14, se puede apreciar el dispositivo láser. Está montado encima de un carro metálico con guías que permiten alinearlo con la guillotina y la cámara oscura.

3.1.1.2 Guillotina

La guillotina actúa como un dispositivo físico que limita el ancho de la lámina láser que incide sobre las partículas trazadoras. Se sitúa entre el disparador láser y el modelo a estudiar. Cuando la lámina láser incide contra la guillotina, solo la parte central, cuya intensidad es mayor, logra atravesarla. Esto resulta en un espesor final de alrededor de 1,8 mm.

3.1.1.3 Cámaras digitales

En este caso, se tiene una configuración Stereo PIV con dos cámaras digitales, aunque existen configuraciones para diversos números de cámaras. Las cámaras digitales son las responsables de recoger la luz que es reflejada por las partículas trazadoras y grabar las imágenes para su posterior análisis. Estas cámaras son del tipo CCD (Charge Couple Device), cuyo sensor se basa en una matriz de celdas fotosensibles que convierten la luz en señales eléctricas, y la propia cámara transforma estas señales en imágenes. Estas cámaras también poseen un objetivo que es capaz de controlar la profundidad de campo y el enfoque, con el objetivo de determinar correctamente la región a estudiar. Las características de las cámaras se pueden apreciar en la Tabla 3.

Proveedor	Dantec Dynamics
Modelo	FlowSense 4M MkII
Tipo	Full Frame
Resolución	2048 x 2048
Resolución de datos	8, 10 o 12 bits por píxel
Tiempo mínimo entre capturas	Limitado por el láser: 14.5 Hz (en modo Single Frame) y 7 Hz (en modo Double Frame)
Tarjeta de comunicación	PCIe 1427

Tabla 3 Características de cámaras de alta velocidad

Estas cámaras disponen de los siguientes accesorios para poder realizar las mediciones de forma correcta:

- **Filtro:** Tiene el objetivo de eliminar el ruido procedente de la iluminación natural, dejando pasar solamente la luz proveniente del reflejo del láser sobre las partículas trazadoras. Es un filtro polarizador de 570nm de longitud de onda, por lo que solo permite el paso de longitudes de onda superiores a 570nm. No obstante, para minimizar la entrada de luz ambiente, el ensayo se realiza en una cámara oscura.
- **Objetivo adicional:** Se dispone de otro objetivo que permite un mayor control sobre el enfoque al ajustar la distancia entre las lentes internas. El objetivo utilizado es un Makro-Planar 50 mm f/2 ZF de la marca Nikon, que incluye un diafragma diseñado para regular la cantidad de luz que llega al sensor desde el exterior. Este diafragma consta de una apertura circular ajustable, con una apertura máxima de f/2. Una de las consecuencias de este ajuste es la reducción de la profundidad de campo a medida que aumenta la luminosidad.

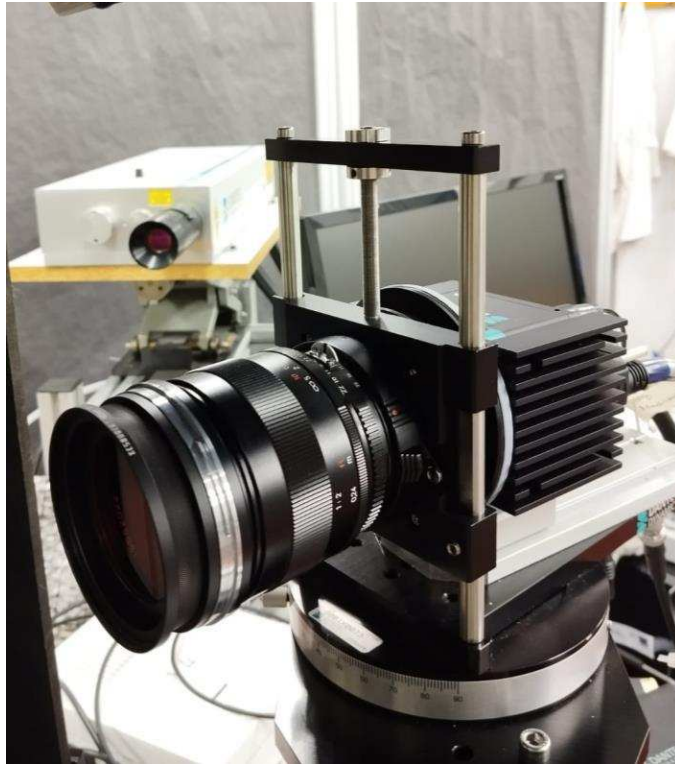


Figura 15 Cámara de alta velocidad Dantec.

En la Figura 15, se puede apreciar el aspecto general de la cámara. Como se puede observar, está montada sobre un soporte metálico que permite variar el ángulo de la cámara respecto al modelo, pudiendo así obtener la configuración deseada.

En la Figura 16, se puede apreciar la configuración de las cámaras elegida, donde las cámaras se encuentran a una distancia igual del plano medio que las separan y forman un ángulo recto entre ellas. Las cámaras están montadas encima de una viga de aluminio sobre la cual se pueden desplazar de forma independiente, pudiendo así cambiar la configuración de distancias entre cámaras. A su vez, esta viga está montada encima de un carrito metálico que permite acercar o alejar las cámaras al modelo, además de subir y bajar el conjunto y mover a la derecha o izquierda el conjunto total.

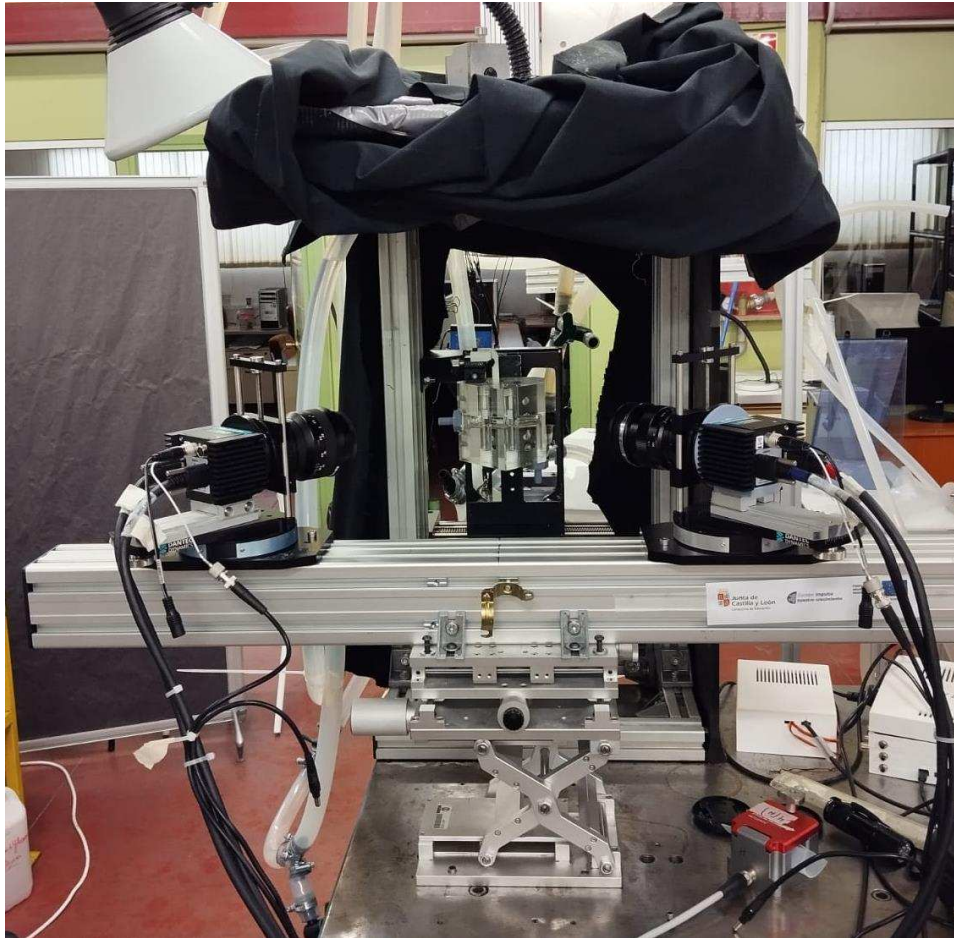


Figura 16 Configuración de montaje de cámaras.

3.1.1.4 Sincronizador

El sincronizador es necesario para controlar de una forma correcta la cámara y el láser. Su objetivo es que los disparos del plano láser y las capturas de la cámara se produzcan de forma sincronizada. Este sincronizador realiza las fases que se pueden apreciar en la Figura 17.

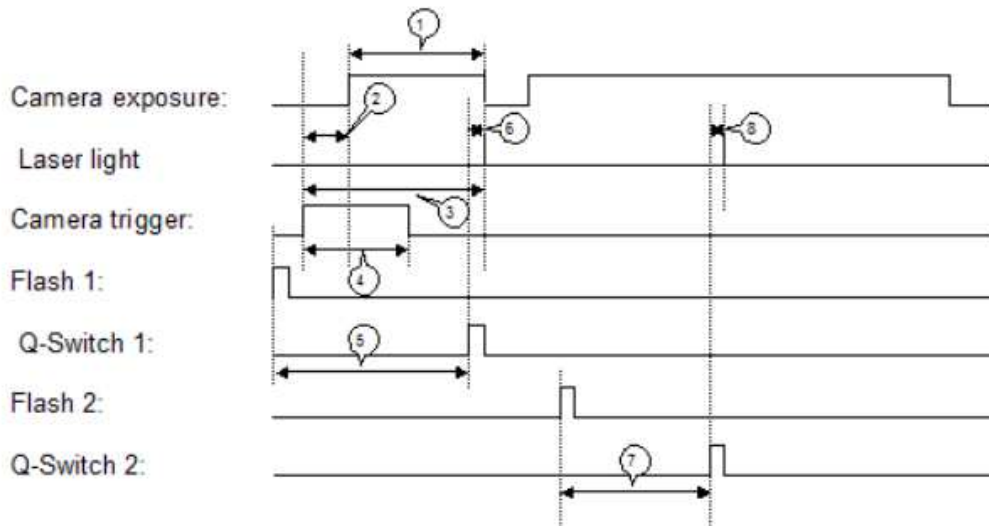


Figura 17 Fases del sincronizador

Las etapas representadas en la Figura 17 son:

1. Tiempo de exposición de la cámara.
2. Retraso de apertura (De 1 a 10 μ s).
3. Pulso que indica el tiempo de inicio de disparo de la cámara respecto a T0.
4. Ancho de pulso de disparo de la cámara (de 1 a 10 μ s).
5. Flash de retardo de 1 a Q-Swich 1 (en el rango de 100 a 200 μ s).
6. Retardo de la activación Q-Swich 1 (en el rango de 100 a 200 μ s).
7. Flash de retardo de 2 a Q-Switch 2 (en el rango de 100 a 200 μ s).
8. Retardo de la activación Q-Switch 2 (en el rango de 100 a 200 μ s)

El sincronizador utilizado se trata del modelo Dynamic Timerbox 80N77, del proveedor Dantec Dynamics, el cual posee ocho canales de salida y tiene función de disparo interna y sincronización externa. El control de este sincronizador sobre la cámara y el láser se realiza a través de la tarjeta de comunicación PCI-6602, del mismo proveedor que el controlador. Esta tarjeta tiene dos entradas externas llamadas "In 1" e "In 2", que permiten controlar el tiempo entre disparos y el inicio de la secuencia de disparos. No existe ningún lazo de control que regule de forma automática la frecuencia de adquisición, la única entrada de datos son las imágenes. En la Figura 18, se puede observar el esquema de conexionado del sincronizador.

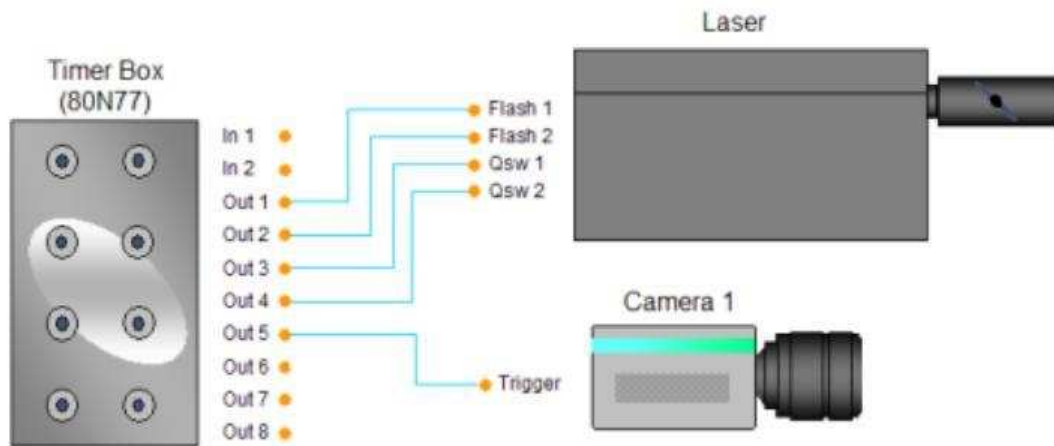


Figura 18 Conexión de sincronizador.

3.1.1.5 Cámara oscura

Es el lugar donde se encuentra el modelo a estudiar y donde se realizan las mediciones. Su función es la de proporcionar un ambiente oscuro apto para realizar las mediciones con la mínima interferencia posible de la luz ambiente. Está formada por un habitáculo cubierto de cortinas negras opacas que evitan el paso de la luz exterior.

3.1.1.6 Desplazadores

La estructura del espacio de medida está formada por la cámara oscura, la guillotina y el soporte del modelo. El soporte del modelo está unido a dos pares de raíles que permiten su desplazamiento en el plano horizontal, con el fin de poder estudiar diferentes secciones del modelo si fuera necesario. Además, el soporte del modelo tiene unos tornillos que permiten controlar el ángulo de guiñada y cabeceo de la pieza con relación al plano láser, para así poder conseguir una buena alineación del plano láser con la zona a estudiar.

En la Figura 19, se puede ver el desplazador, el cual permite desplazar el soporte a lo largo de los ejes de los tornillos sinfín. En la Figura 20, se pueden observar los desplazadores de cabeceo y guiñada, los dos tornillos inferiores sirven para controlar la guiñada y el superior para el cabeceo.

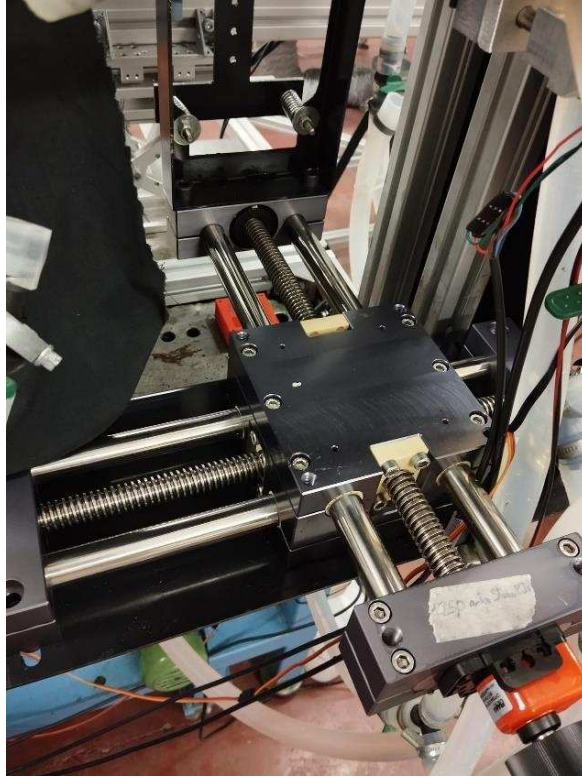


Figura 19 Desplazador del soporte del modelo.

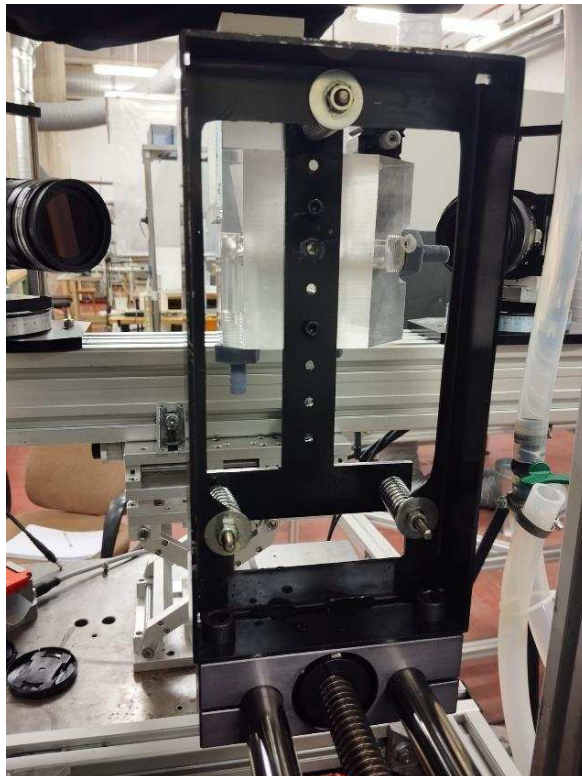


Figura 20 Ajuste de guiñada y cabeceo.

3.1.1.7 Placa de calibración

Para poder realizar la calibración de las cámaras, se necesita una placa de

calibración como la de la Figura 21, proporcionada por Dantec Dynamics, la cual es una pequeña lámina con unos puntos marcados, cuyas distancias relativas son conocidas (Figura 21 y Tabla 4). Al realizar la calibración, el software identificará los puntos de la placa y se indicará la distancia real entre esos puntos, pudiendo así el software establecer las transformaciones geométricas de las imágenes de las cámaras para corregir los errores de perspectiva y medir la componente de la velocidad perpendicular al plano de medida.

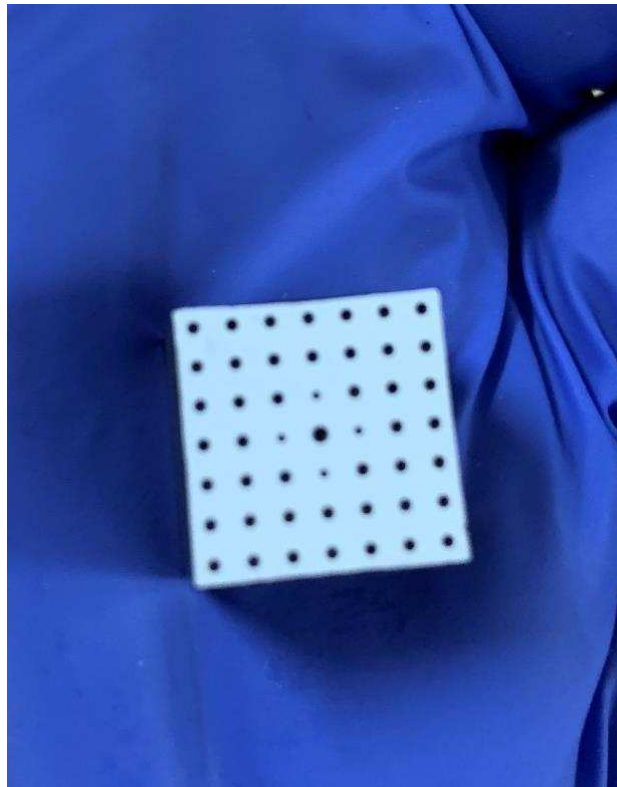


Figura 21 Placa de calibración.

Espacio entre puntos (mm)	1.7
Diámetro de marca de cero (mm)	0.8
Diámetro de marca de ejes (mm)	0.4
Diámetro de marcador general (mm)	0.6

Tabla 4: Dimensiones de placa de calibración.

3.1.1.8 Unidad de procesado

Para el tratamiento de los datos, se utiliza un PC que contiene el software de control llamado DynamicStudio v3.14, del proveedor Dantec Dynamics. Este software es el encargado de controlar el sincronizador y de actuar sobre el generador láser y la

cámara. La potencia de procesamiento debe ser suficiente para poder trabajar con varias decenas de imágenes simultáneamente en un tiempo razonable. Lleva acopladas tarjetas de control para comunicarse con los demás dispositivos que conforman el stereo PIV. El factor limitante del sistema de medida radica en el láser del que se dispone, ya que la frecuencia máxima de muestreo puede ser sólo de 7 HZ.

En la Figura 22, se puede apreciar el espacio donde se encuentra la zona de adquisición y tratamiento de datos.



Figura 22 Zona de trabajo.

3.1.2 Instalación hidráulica

La instalación hidráulica está constituida por el modelo y un sencillo circuito hidráulico.

3.1.2.1 Modelo.

El modelo, consiste en una geometría simplificada de un injerto Fontan de tipo T. Este modelo ha sido mecanizado a partir de un tocho de metacrilato y las caras exteriores han sido pulidas para maximizar la transparencia. El modelo CAD a partir del cual se ha mecanizado el modelo se puede apreciar en la Figura 23. El aspecto del modelo ya terminado se puede apreciar en la Figura 24.

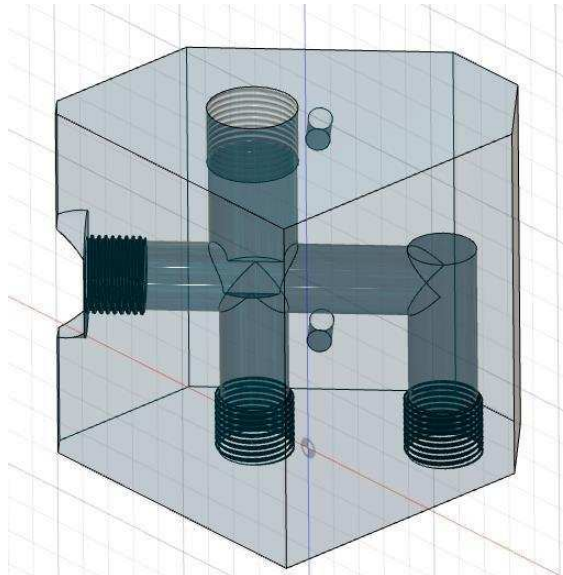


Figura 23: Modelo CAD

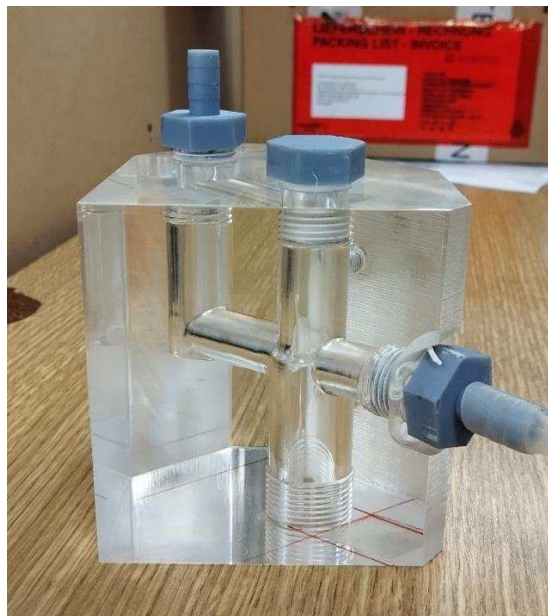


Figura 24 Modelo mecanizado.

El modelo representa los vasos sanguíneos que se unen en el injerto de Fontan, estos serían:

- Vena cava superior

- Vena cava inferior
- Arteria pulmonar derecha
- Arteria pulmonar izquierda

Siendo ambas venas las entradas de fluido y las arterias la salida de fluido.

3.1.2.2 Circuito hidráulico

El circuito hidráulico está formado por una bomba centrífuga, (Figura 25, Tabla 5), que recircula constantemente el fluido a través del modelo. Las conducciones son tubos de silicona de 10 mm de diámetro interior.

Voltaje	12V (DC)
Potencia máxima	19W
Caudal máximo	800L/h
Altura máxima	5m

Tabla 5 Características de la bomba centrífuga.



Figura 25 Bomba hidráulica

En cuanto al circuito utilizado, se van a utilizar dos circuitos distintos. El primero de ellos será para la calibración y verificación del sistema de medida, y el segundo de ellos será un circuito que simulará de forma más realista el injerto de Fontan.

En el primer circuito, se taponarán los conductos correspondientes a las entradas

de fluido en el injerto Fontan, haciendo circular el fluido de una de las salidas del modelo a la otra, como se puede apreciar en la Figura 26.

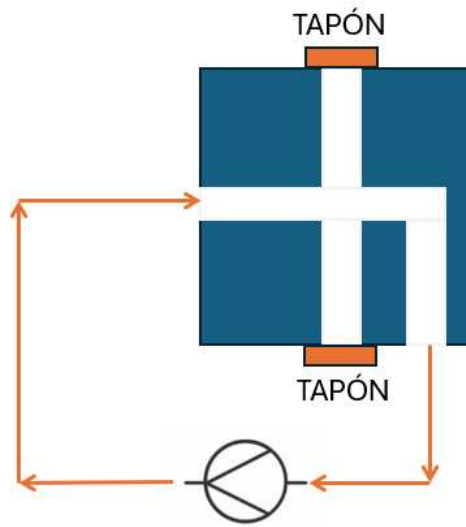


Figura 26 Esquema de la instalación experimental.

En el segundo montaje, se va a simular de forma más fiel a la realidad el flujo a través del injerto Fontan, estableciendo las entradas y salidas como se puede apreciar en la Figura 27.

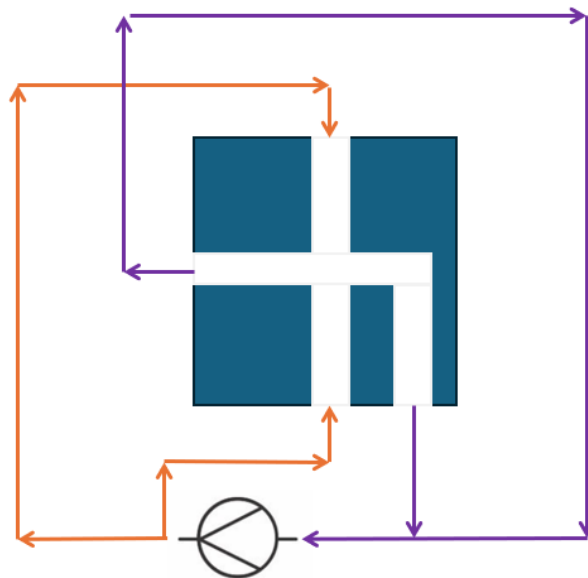


Figura 27 Esquema de instalación Fontan

El fluido a utilizar es una mezcla de glicerina (60%) con agua (40%). Esto se debe a que el índice de refracción de la mezcla y el metacrilato es el mismo, por lo que no habrá interferencias entre el modelo y el fluido a la hora de tomar los datos. Además, la glicerina tiene una viscosidad similar a la sangre por lo que nos es útil para este

experimento. En la Tabla 6, se puede apreciar el índice de refracción de distintas mezclas de glicerina con agua destilada, diferenciando según el porcentaje de glicerina en la mezcla.

Concentración Glicerina (%)	Índice de refracción
10	1.345
20	1.36
30	1.375
40	1.39
50	1.405
60	1.42
70	1.435
80	1.45
90	1.465
100	1.48

Tabla 6 Índice de refracción mezcla de glicerina

En la Tabla 7, comparan los valores de densidad y viscosidad del agua y la glicerina.

Viscosidad del agua (Pa·s)	0,000817
Viscosidad glicerina (Pa·s)	0,648
Densidad agua (Kg/m³)	995,62
Densidad glicerina (Kg/m³)	1258,034
Índice refracción agua	1,33
Índice refracción glicerina	1,48

Tabla 7: Densidad y viscosidad Agua/Glicerina

3.2 Procedimiento de calibración

Para que las medidas sean correctas, se debe asegurar que se ha realizado una correcta calibración geométrica del láser y las cámaras respecto al modelo. Para que

esta calibración sea satisfactoria, el plano láser debe estar perfectamente centrado y alineado con el modelo y las cámaras deben apuntar a la misma zona de estudio con el ángulo deseado.

Para realizar esta calibración, se comenzará alineando el láser y el modelo. El láser y la guillotina deben estar previamente ajustados de forma que el plano de luz pase de forma perpendicular a esta. Antes de encender el láser para realizar la calibración, se debe encender el sistema de refrigeración, el cual funciona con agua destilada. Para ello se debe comprobar el nivel de refrigerante y encender el interruptor de contacto general (Figura 28).

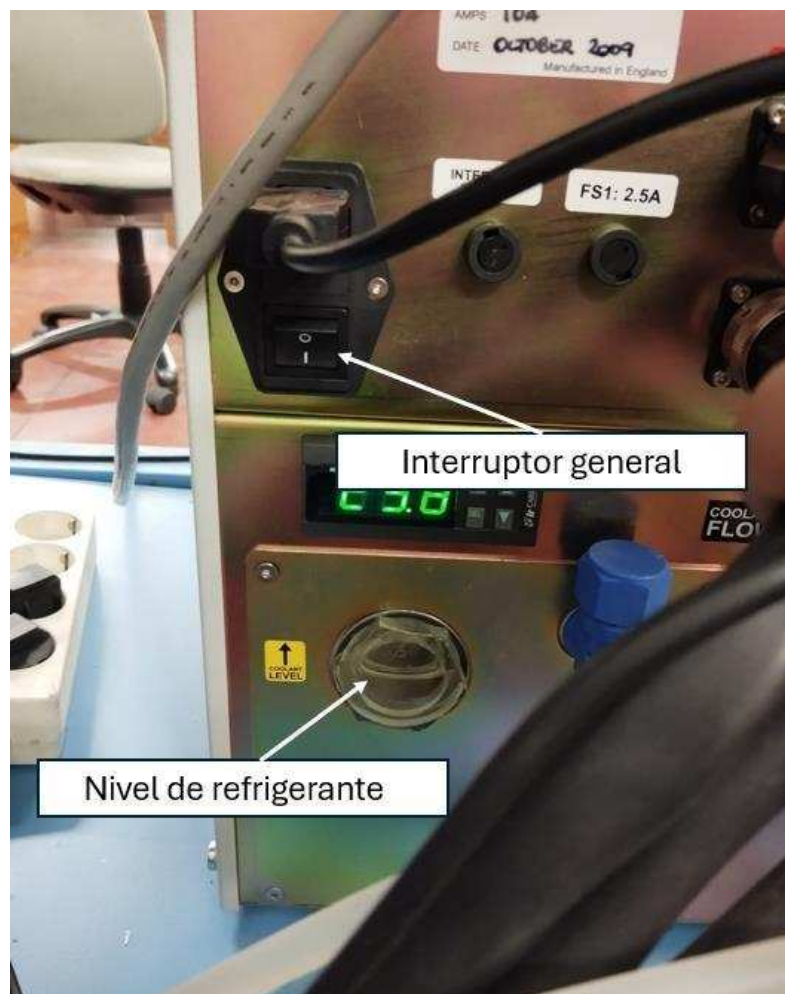


Figura 28 Nivel de refrigerante y contacto general

Una vez encendido el sistema de refrigeración, se puede poner en marcha el dispositivo láser, para ello se debe activar la llave de contacto y a continuación a través del panel de control láser que se puede observar en la Figura 29, pulsar los botones “system on”, el cual arranca toda la instalación del disparador, “Pump On”, el cual enciende la bomba del sistema de refrigeración, “laser on”, el cual enciende el disparador láser, y por último, se debe pulsar el botón “open”, el cual abrirá el obturador del láser y permitirá que la luz salga hacia el modelo.

Por motivos de seguridad, ya que la luz láser es nociva para el ojo humano si incide de forma directa en este mismo, seleccionaremos una potencia baja a la hora de realizar la calibración. Esta potencia se regula con las ruletas centrales del panel de control, identificadas como “Laser 1” y “Laser 2”.

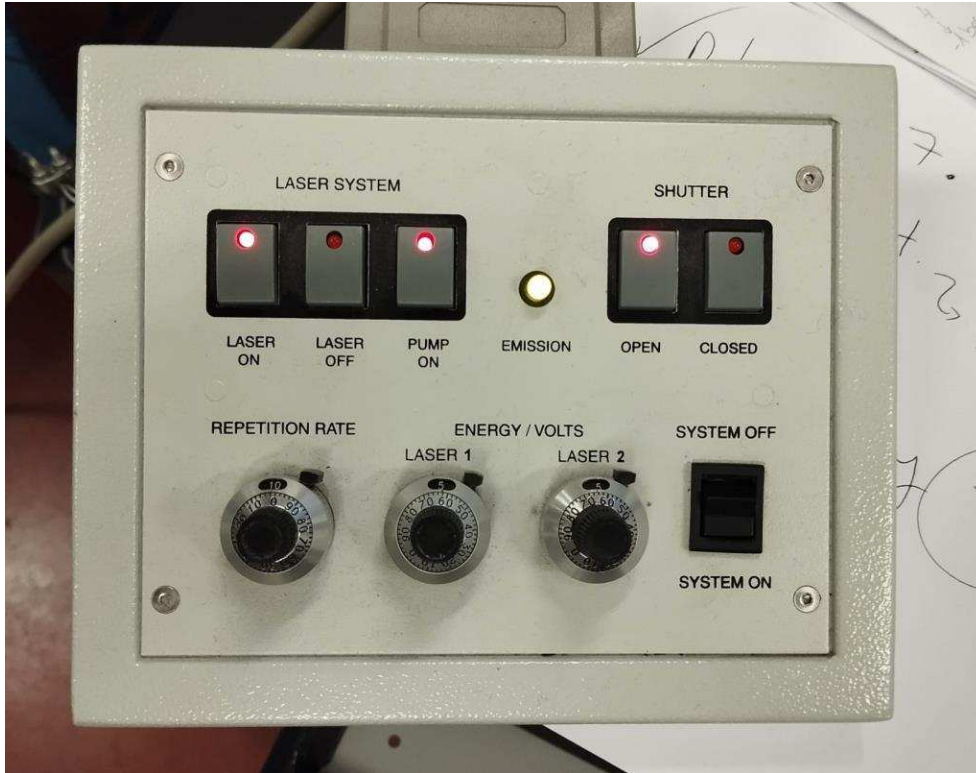


Figura 29 Panel de control Láser.

Una vez realizado este proceso, se debe activar el modo preview en el programa, con el modo double frame activado y el láser comenzará a hacer disparos de forma continuada, en la Figura 30, se puede apreciar el lugar donde se selecciona este modo.

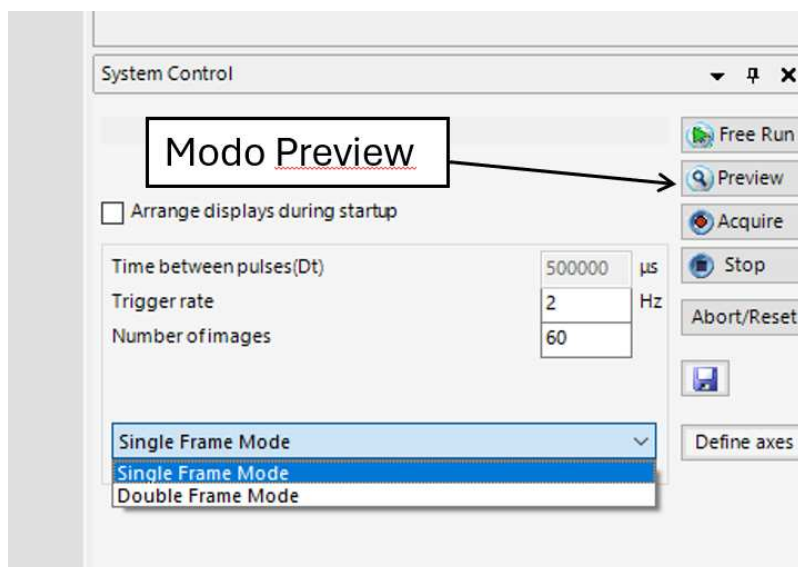


Figura 30 Modo preview.

Podemos variar la frecuencia de disparos con la ruleta “repetition rate” del panel del control. Utilizando estos disparos del láser, se debe comprobar a alineación entre el modelo y el plano láser, para ello el modelo tiene una cara plana, la cual debe de encontrarse de forma perpendicular al plano de luz para conseguirlo usaremos el ajuste de guiñada. Dado que el láser y la guillotina se encuentran previamente alienados. La forma en la que se comprueba que el láser está alineado con el modelo es colocando un espejo sobre la cara del modelo y comprobando si el haz de luz vuelve al punto de partida, si esto es así, el modelo estará bien alineado en cuanto a guiñada. En la Figura 31 se puede observar cómo se comprueba si la luz vuelve al disparador de forma correcta, además de cómo se fija el espejo al modelo para reflejar la luz. Si la luz no vuelve, se ajusta la guiñada con los tornillos de la Figura 32 hasta que se consiga un alineado adecuado.

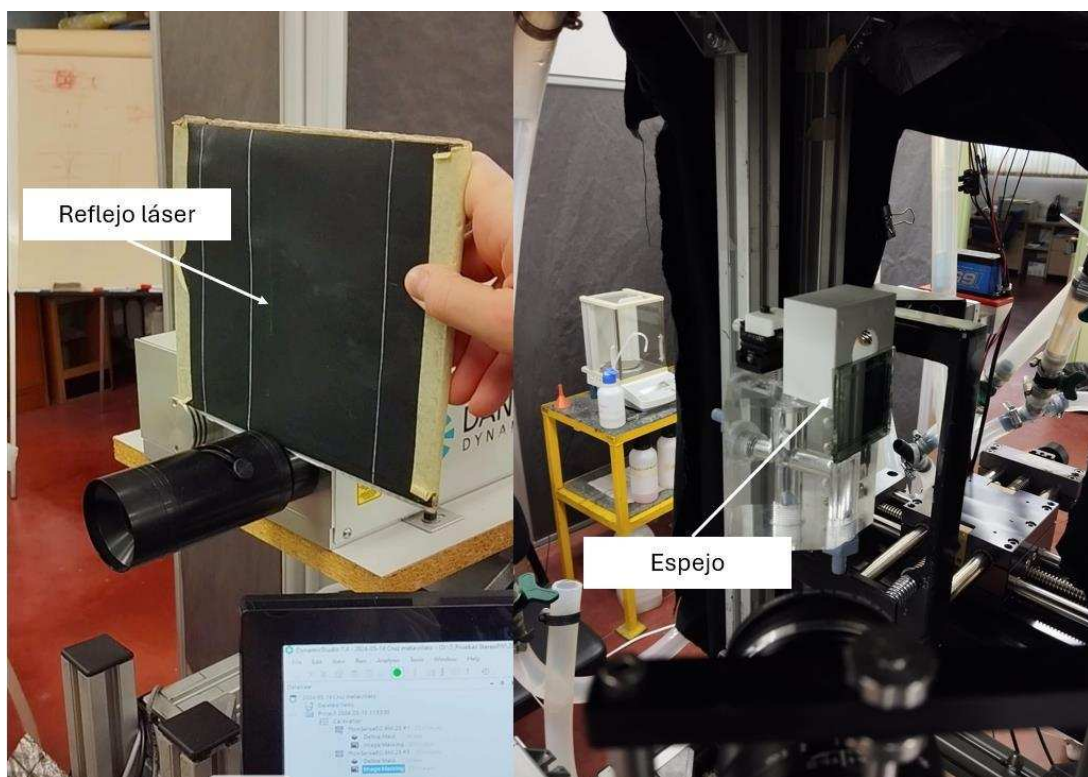


Figura 31 Izquierda: Reflejo del láser volviendo al disparador, lo que significa que el alineado de guiñada es correcto. Derecha: Espejo utilizado para reflejar el láser.

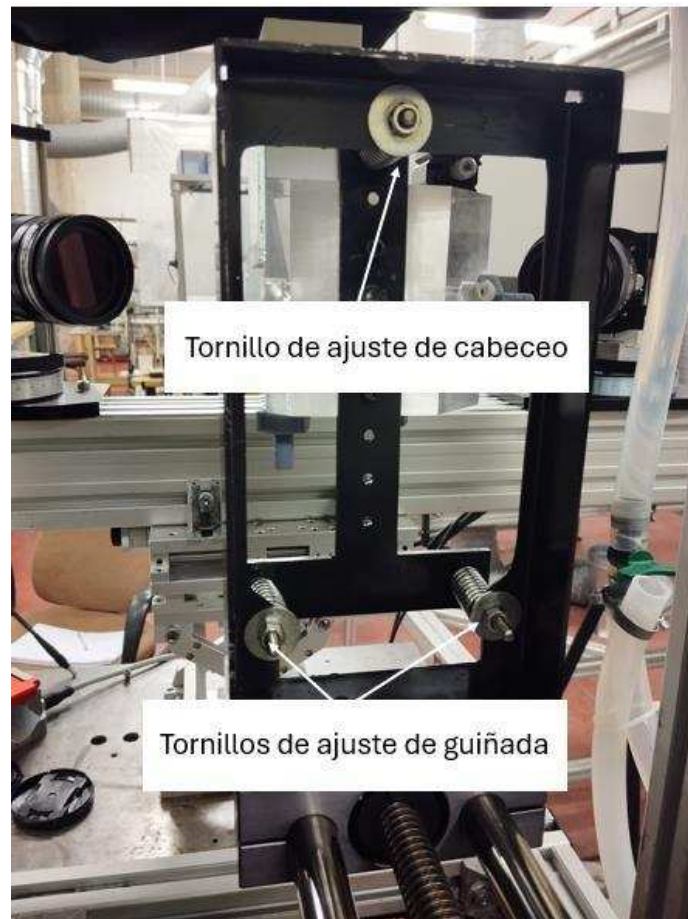


Figura 32 Tornillos de ajuste de guiñada y cabeceo.

Una vez completado el ajuste de guiñada, se puede pasar al ajuste de cabeceo. Para ello debemos hacer coincidir una de las aristas del modelo con el plano láser para así poder comprobar la inclinación del modelo respecto al plano. Para hacer coincidir la arista con el plano, se mueve el modelo con el desplazador perpendicular al plano hasta que visualmente se aprecie que la arista del modelo es iluminada por el láser. Observando la arista y la línea que forma el plano láser sobre el modelo se puede identificar si estas son paralelas o no, en caso de no serlo, se ajustara el tornillo de cabeceo, el cual se puede apreciar en la Figura 32 hasta que éstas lo sean.

En la Figura 33 se puede apreciar un ejemplo de ajuste de cabeceo. La arista del modelo está resaltada en línea discontinua naranja, y la línea formada por el plano láser tiene resaltados sus extremos para ser más fácil de identificar. Como se puede observar, estas dos líneas no son paralelas ya que se separan a medida que bajamos en el modelo. Para solucionarlo se tiene que apretar el ajuste de cabeceo hasta que estas dos líneas sean paralelas, finalizando así el ajuste. Una vez realizado el ajuste de cabeceo, el alineamiento entre el láser y el modelo estaría finalizado y se puede utilizar el desplazador para mover el modelo y cambiar el plano de medida sin perder este alineamiento.

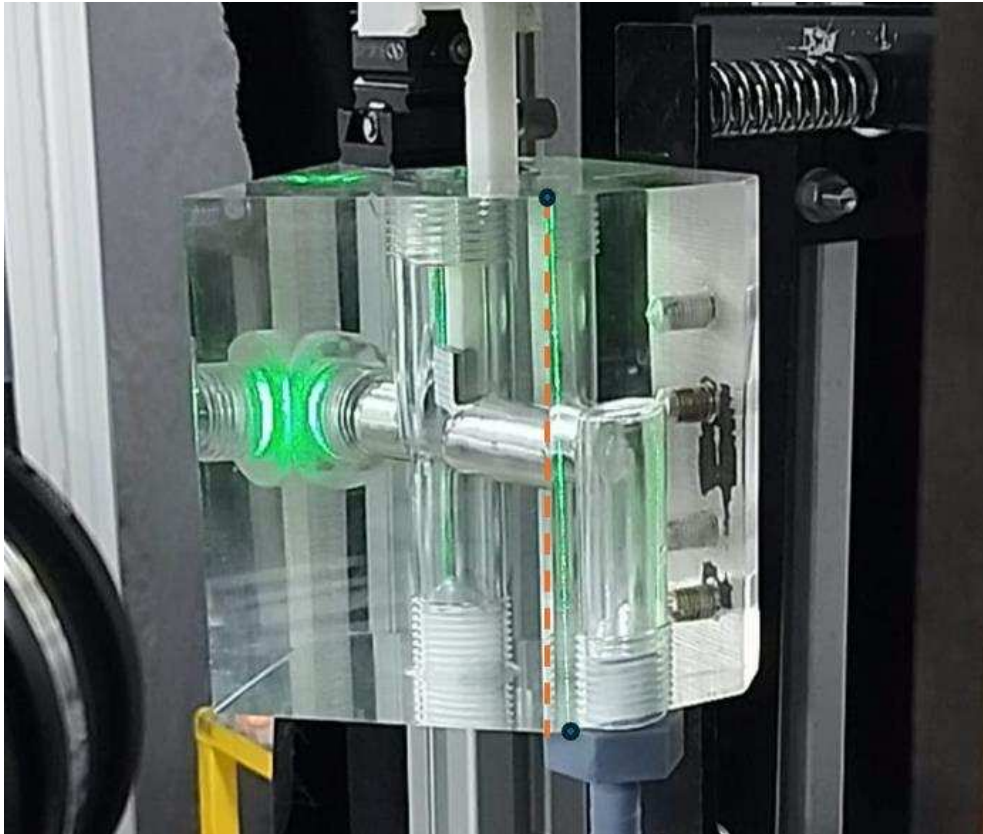


Figura 33 Ajuste de cabeceo.

El siguiente paso que se debe realizar consiste en comprobar si ambas cámaras están enfocando de forma correcta a la zona de estudio. Para ello, en el programa de control, con la opción single frame seleccionada, ya que en este caso no necesitamos pares de fotografías, sino una imagen de referencia, se debe abrir el modo “Free Run”, seleccionando la opción que se aprecia en la Figura 34.

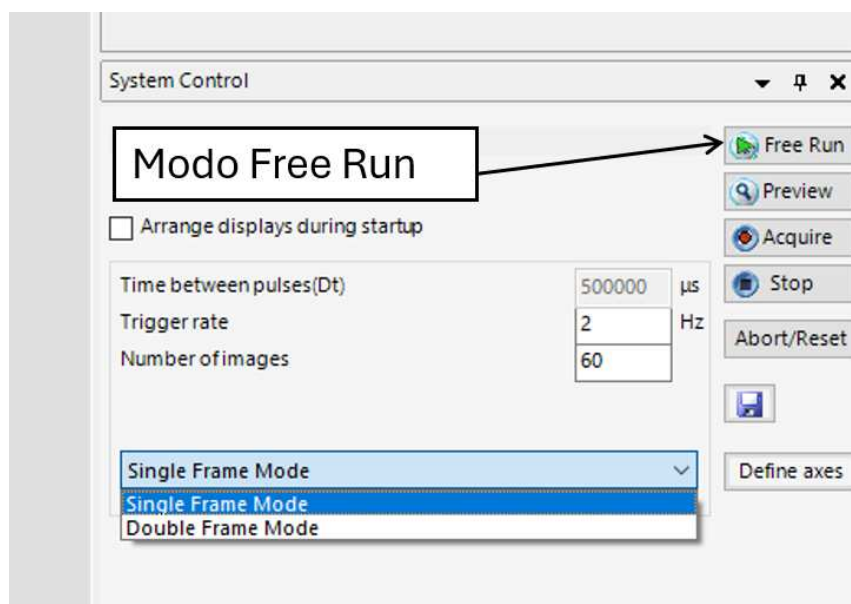


Figura 34 Modo Free Run.

Una vez dentro de este modo, se abrirán dos pestañas, cada una de ellas contendrá la imagen que están captando cada una de las cámaras. Dentro de estas pestañas, se puede superponer una rejilla para poder determinar más fácilmente el centro de la imagen, como se puede apreciar en la Figura 35, donde se aprecia la imagen captada por las cámaras con la rejilla superpuesta y en la Figura 36, se aprecia el asistente de enfoque, utilizado para ver que las cámaras están enfocando bien al verse de forma nítida el contraste entre los bordes de los puntos negros sobre blanco.

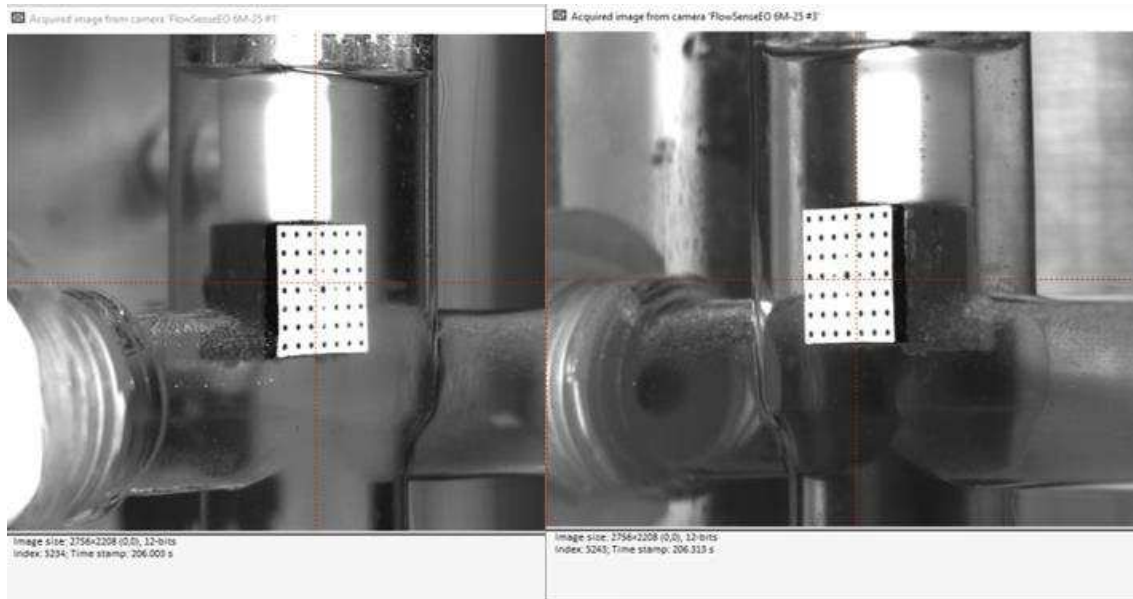


Figura 35: Cámaras en modo free run.

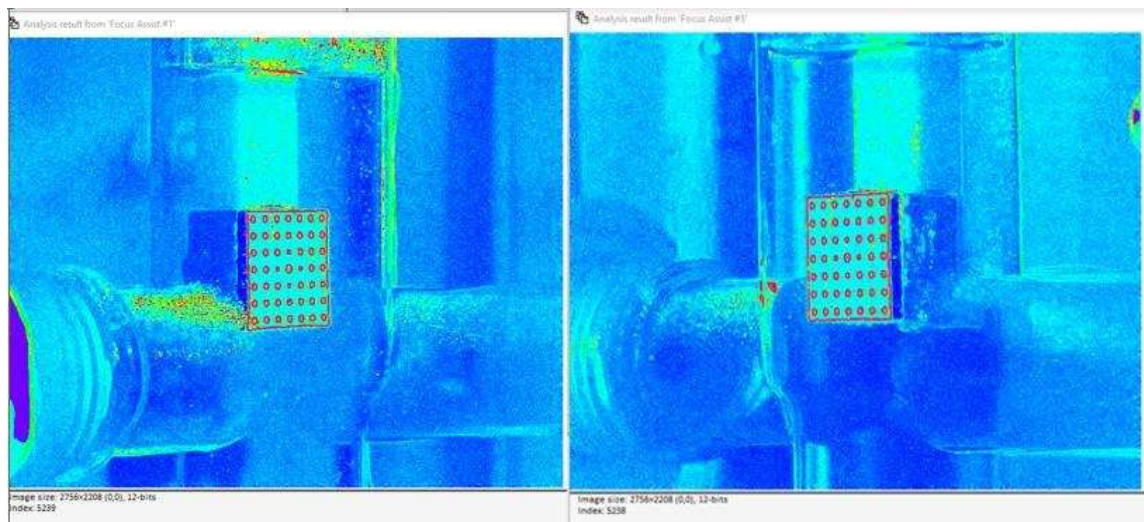


Figura 36: Asistente de enfoque.

Una vez identificado este centro, se debe hacer que las dos cámaras apunten al mismo punto manteniendo el ángulo deseado entre ellas (90°). Para ello se puede utilizar el soporte giratorio y el rail sobre el que están montadas las cámaras, el cual ya se vio en la Figura 16. Una vez realizado este ajuste, se debe ajustar el objetivo de la

cámara hasta que la tarjeta de calibración se vea lo más nítida posible. Para compensar la diferencia de enfoque entre las zonas más cercanas y alejadas de la tarjeta de calibración se puede cambiar también el ángulo de incidencia sobre el sensor de la cámara (ángulo Scheimpflug).

Una vez enfocadas, se puede dar por finalizada el alineamiento geométrico. A continuación, se debe realizar una calibración para que el software pueda establecer la relación geométrica entre las imágenes de ambas cámaras y que el sistema identifique la distorsión que sufre la imagen debido a los conductos por donde pasa el fluido. La tarjeta de calibración cuenta con un montaje que se puede apreciar en la Figura 37.

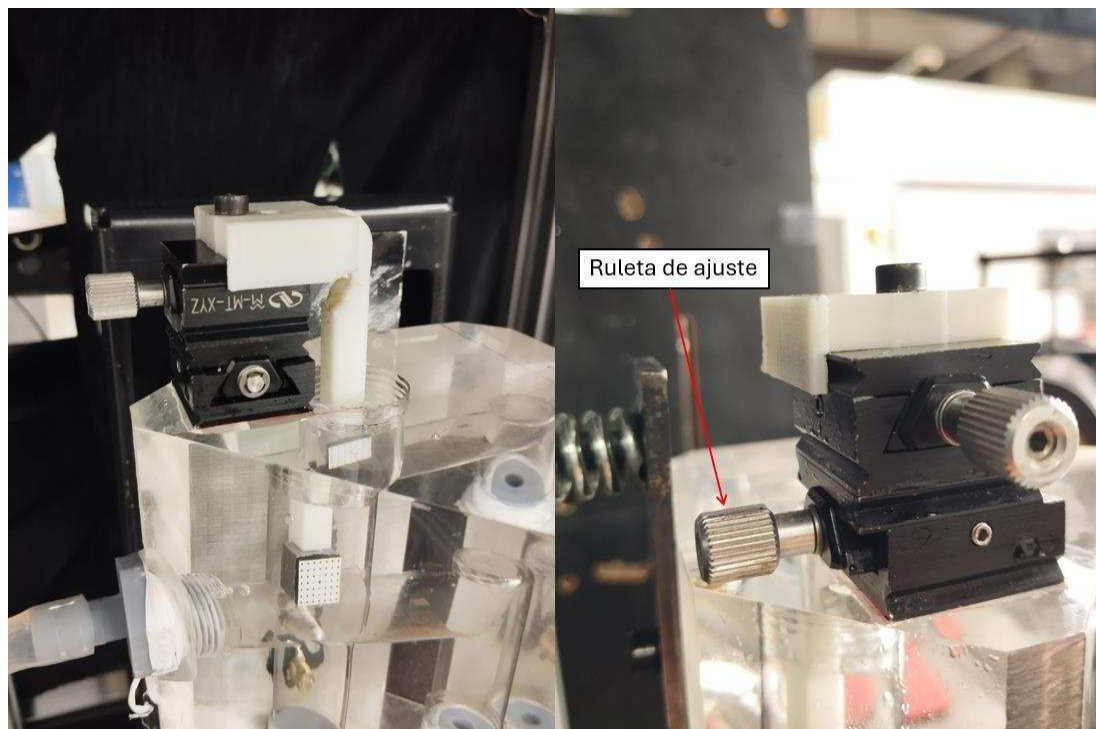


Figura 37: Izquierda Montaje de plaquita de calibración. Derecha: Ruleta de ajuste de desplazamiento de la tarjeta de calibración.

Este montaje, permite un movimiento de la placa de calibración a través del ancho de la lámina de láser. Cada vuelta de la ruleta reguladora equivale a un desplazamiento de 0.3mm. Para poder obtener mediciones tridimensionales de forma correcta, se debe realizar la calibración en distintos puntos del ancho de la lámina láser, para que así el software sea capaz de identificar la distorsión que existe entre los distintos planos del ancho de la lámina láser. Dado que el ancho de la lámina láser es de 1.8 mm y se puede desplazar la placa de calibración en intervalos de 0.3mm, se realizará la calibración en siete puntos distintos del ancho del plano láser. Para el proceso de calibración en cada uno de estos puntos, se debe ejecutar la función Acquisition Manager y en ella identificar la posición de los distintos puntos que se van a registrar. En la Figura 38, se pueden observar los distintos valores que se rellenan en el Acquisition Manager. En la cuarta columna, se debe registrar las distintas posiciones a lo largo del

ancho del plano donde se registrarán los puntos, las demás coordenadas no se modificarán por lo que las columnas quedarán vacías. La otra columna que se debe rellenar es la llamada “number of images”, donde se determinará cuantas fotos se tomarán por cada posición de la plaquita, en este caso cinco fotografías. Por último, se debe marcar la última casilla, esta casilla hace que el sistema se detenga entre cada posición de la plaquita para que se puede desplazar esta manualmente hasta la siguiente posición.

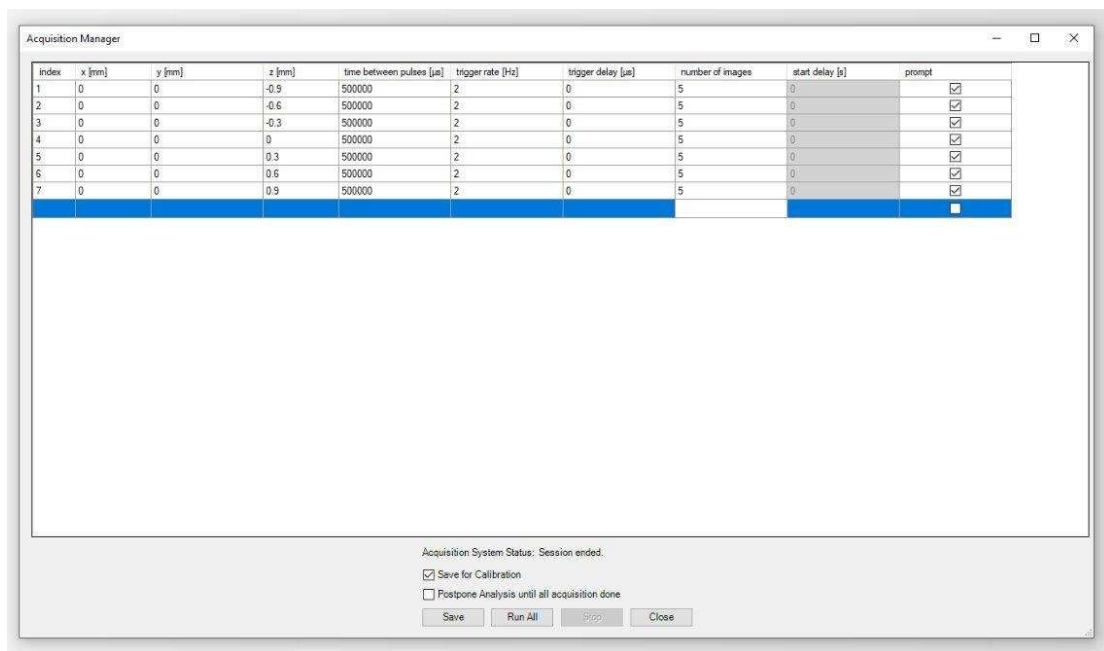


Figura 38 Acquisition manager.

Previamente se debe haber seleccionado la opción single frame y haber cerrado el obturador del láser. A continuación, se colocará la placa en la primera posición a registrar y se pulsará el botón “Run All” dentro del acquisition manager. El sistema tomará automáticamente las 5 fotografías correspondientes a esa posición y mostrará un cuadro de diálogo, una vez esto ocurra, se debe mover la plaquita hasta la siguiente posición y marcar en el cuadro de dialogo que el sistema continúe tomando medidas. Se debe repetir esta operación hasta haber registrado todas las posiciones indicadas en el acquisition manager.

Una vez tomadas todas las fotografías, se debe establecer una máscara que hace que el software analice solamente las zonas de interés, dejando las demás completamente en negro, evitando así la identificación errónea de puntos de la tarjeta de calibración fuera de la zona a estudiar. Para ello se debe ejecutar la función “Define Mask”, la cual se puede apreciar en la Figura 39.

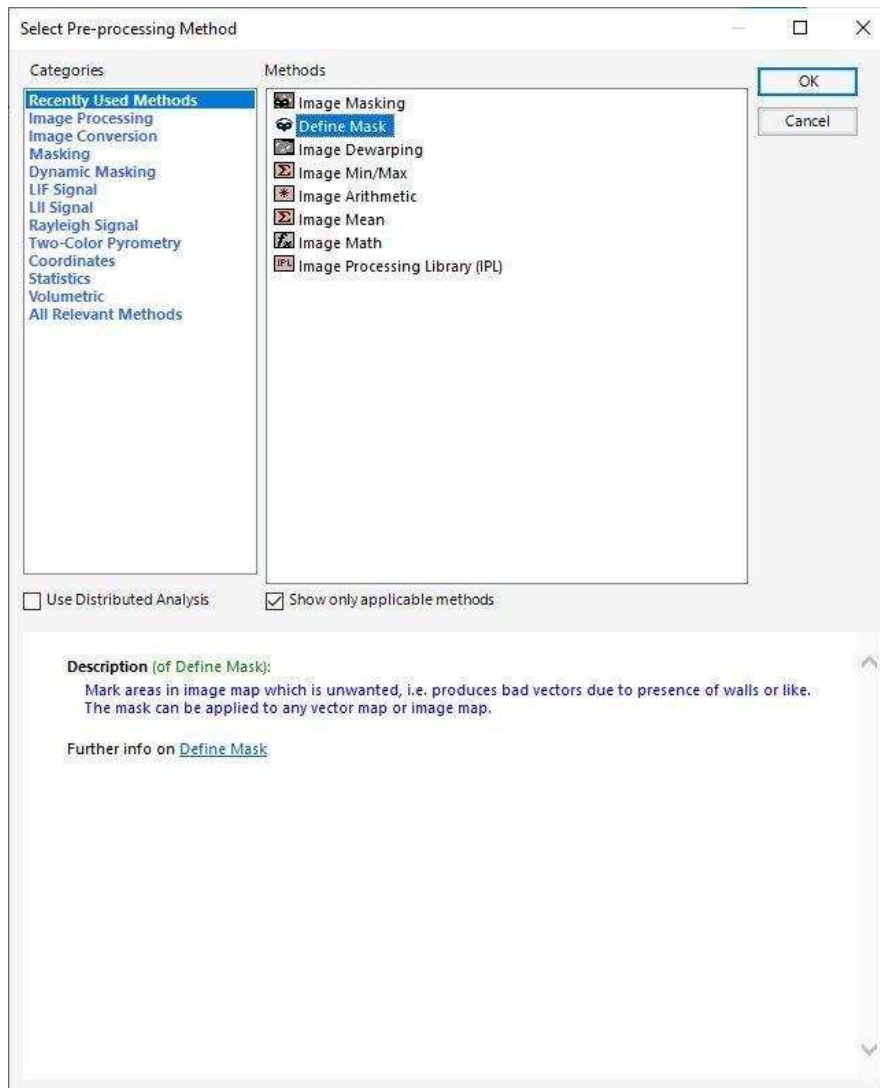


Figura 39 Define Mask.

Esta función mostrará la primera imagen tomada, encima de la cual se debe seleccionar la zona que no se desea estudiar. En la Figura 40, se puede apreciar cómo se delimita la zona a descartar con los rectángulos verdes. La zona abarcada por estos rectángulos será donde la máscara hará efecto. En este caso se debe de enmascarar todo menos la zona de la placa de calibración, dejando la holgura suficiente para que al mover la placa a lo largo del ancho de la lámina láser siga dentro de la zona a estudiar, ya que se usará la misma máscara para todas las imágenes de calibración.

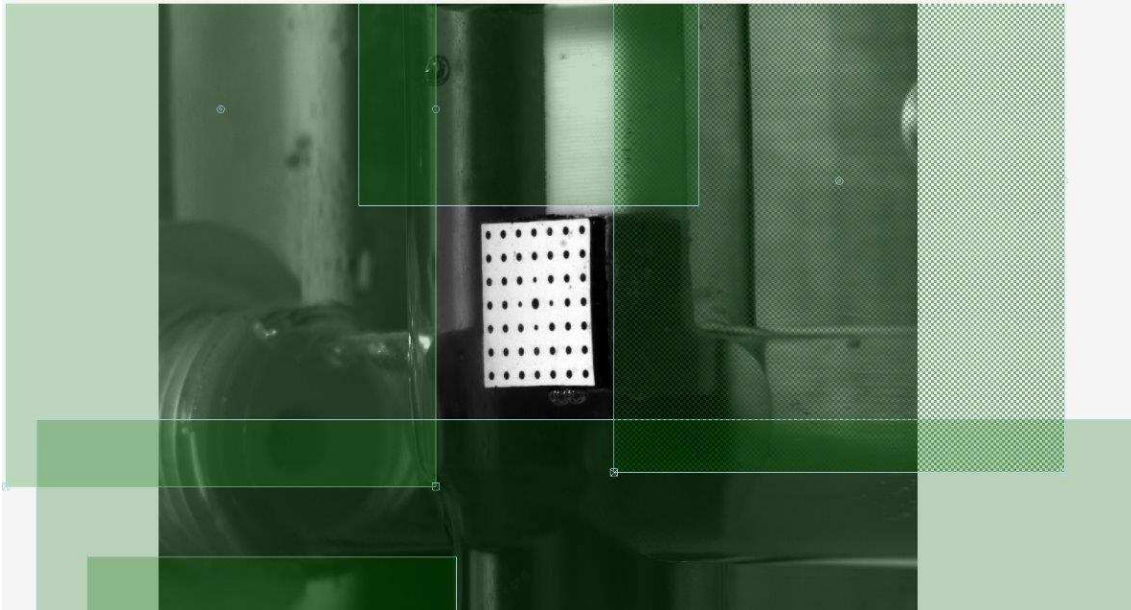


Figura 40 Zonas a enmascarar

Una vez establecida la zona a enmascarar, se debe seleccionar las fotografías donde se quiere aplicar la máscara y ejecutar la función “Image masking”, entonces aparecerá un cuadro de dialogo como el de la Figura 41, donde se debe de definir la acción que debe realizar la máscara. En este caso se selecciona la opción “Black-out áreas” ya que se quiere que las zonas enmascaradas sean completamente negras para que el sistema no identifique ningún punto erróneo en esas zonas.

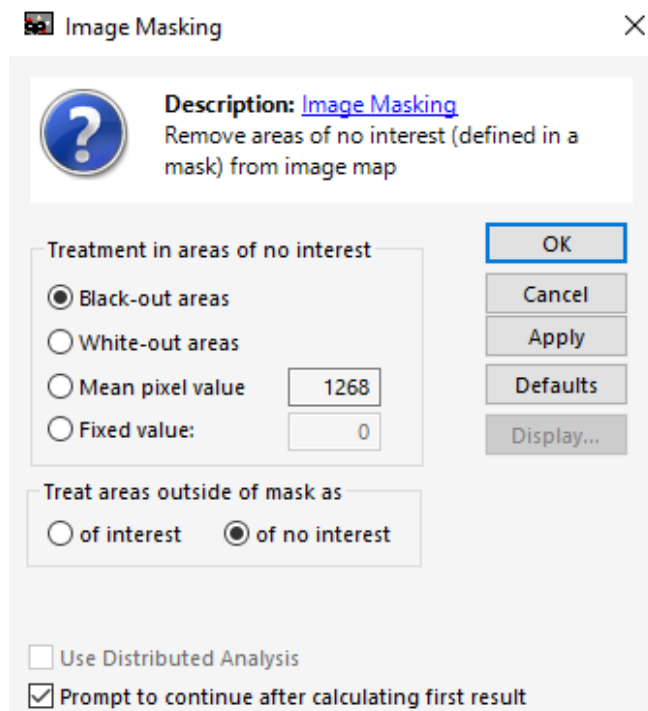


Figura 41 Cuadro de diálogo acción de máscara.

Una vez realizado este proceso ya se tendrán las imágenes con la máscara aplicada

y adecuadas para la calibración. Para realizar la calibración para un montaje stereo PIV, se debe ejecutar la función “Multi camera calibration” (Figura 42), dentro de la pestaña “calibration”.

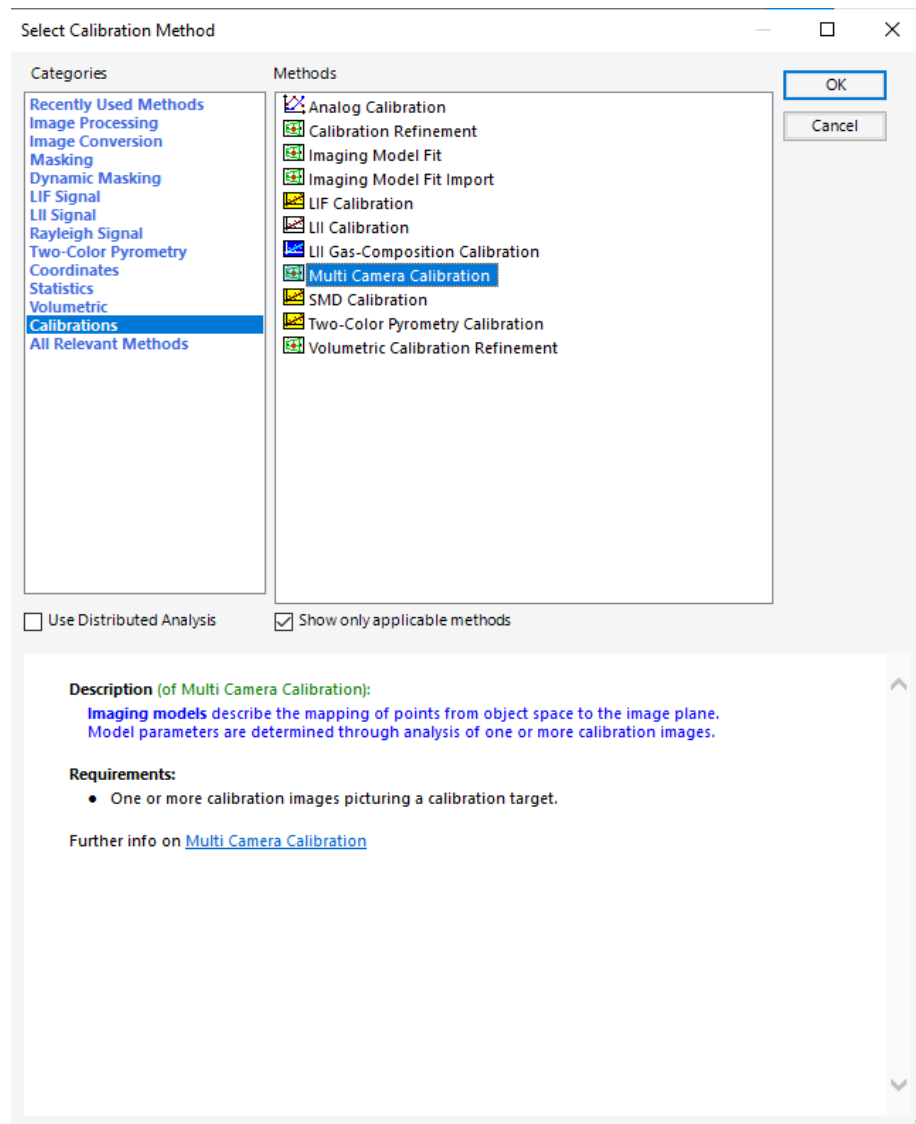


Figura 42 Multi camera calibration.

Una vez ejecutada esta función, se abrirá una pestaña donde se puede visualizar una por una las imágenes tomadas en cada posición de la lámina. En esta pestaña se ven resaltados los puntos que el sistema ha identificado como puntos de la tarjeta de calibración. Para que una imagen sea válida, debe tener resaltados todos los puntos de la tarjeta y no debe aparecer ningún punto adicional. En la Figura 43 se puede apreciar una foto válida y en la Figura 44 una foto no valida. En esta misma pantalla, se debe activar el modo semi automático (Figura 43) para así poder descartar manualmente las fotos no válidas.

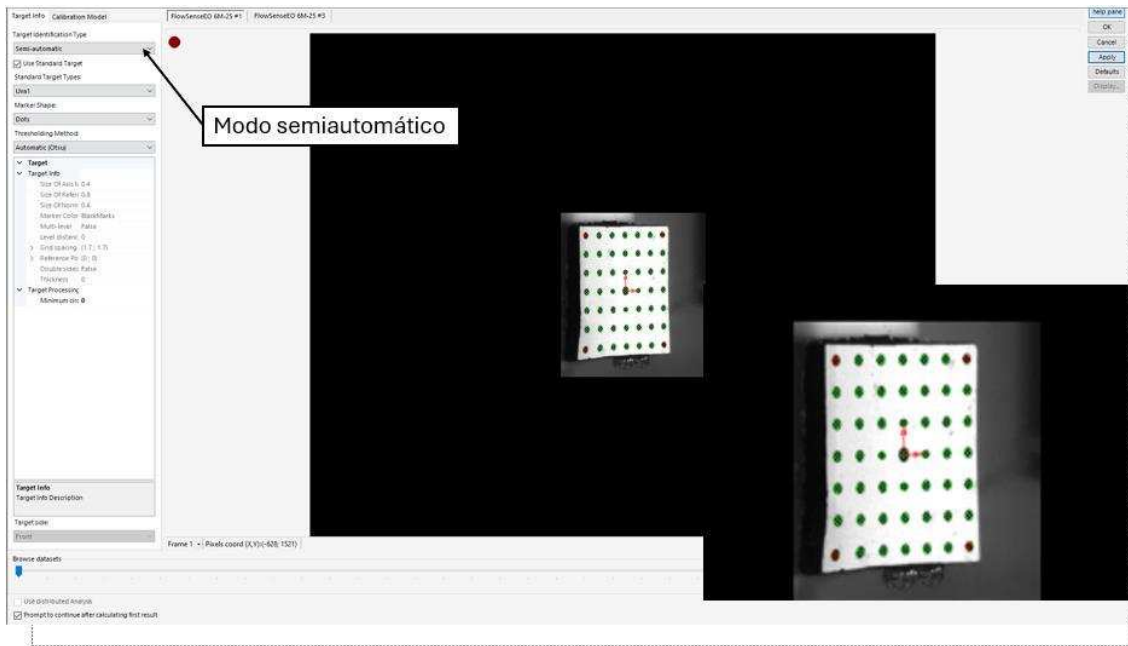


Figura 43 Foto válida

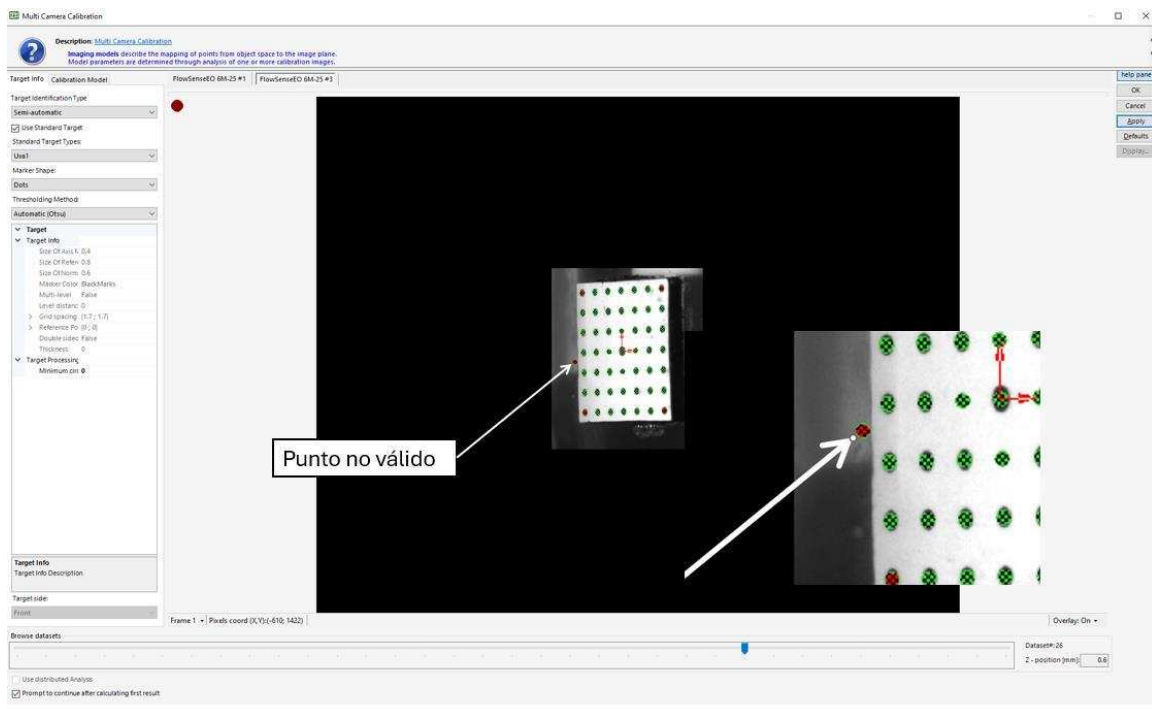


Figura 44 Foto no válida.

Dentro de la misma pestaña de selección de fotos, se debe marcar en el desplegable “Standard Target Types” la opción “Uva1”, en la cual ya están incluidas las características y dimensiones de la placa de referencia. Una vez realizados estos pasos, tras pulsar el botón “Apply”, el sistema comenzará a analizar las fotografías de ambas cámaras y a establecer la relación geométrica entre ellas, así como a determinar la distorsión existente entre los distintos planos del haz de luz. Una vez realizada la calibración, se debe consultar si esta se ha realizado de forma correcta, para ello se debe de abrir la

opción “Open camera calibration”, al hacerlo se abrirá una tabla que recoge los datos de la calibración de cada cámara, entre estos datos se encuentra el error cometido en píxeles, siendo admisible como máximo un error de 0,5 píxel. En la Figura 45 se puede apreciar la tabla de datos y el error cometido en la calibración.

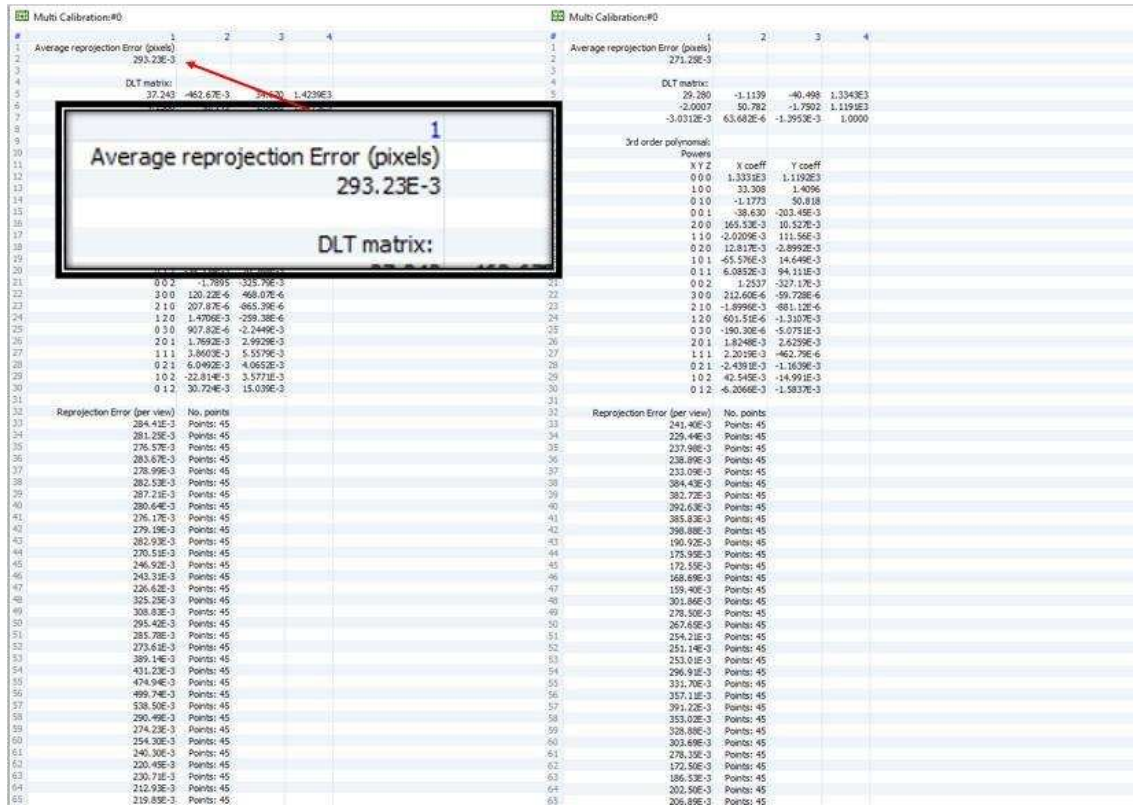


Figura 45 Error de calibración.

Una vez comprobado el error, el proceso de calibración estaría finalizado y se podrá comenzar a tomar datos.

3.3 Procedimiento de medida

Previamente, antes de comenzar a tomar medidas, se debe volver a colocar la placa de calibración en su posición inicial, regular la potencia del láser al máximo y abrir el obturador del disparador. A continuación, se debe de seleccionar un correcto tiempo entre disparos de la cámara, ya que, si el tiempo elegido es demasiado corto, no se llegará a apreciar el movimiento de las partículas y si el tiempo elegido es demasiado largo, no se apreciará el movimiento de las partículas más rápidas ya que saldrán de la región de interrogación. En caso de tener un flujo en el cual hay a la vez partículas lentas y rápidas, se deberá de tomar dos muestras diferentes con distinto tiempo entre pulsos para después combinar los resultados y obtener el conjunto de vectores del flujo.

Antes de comenzar la medida, se debe introducir el tiempo entre pulsos deseados en el cuadro que se puede apreciar en la Figura 46, así como seleccionar las cámaras con las que se desean tomar los datos.

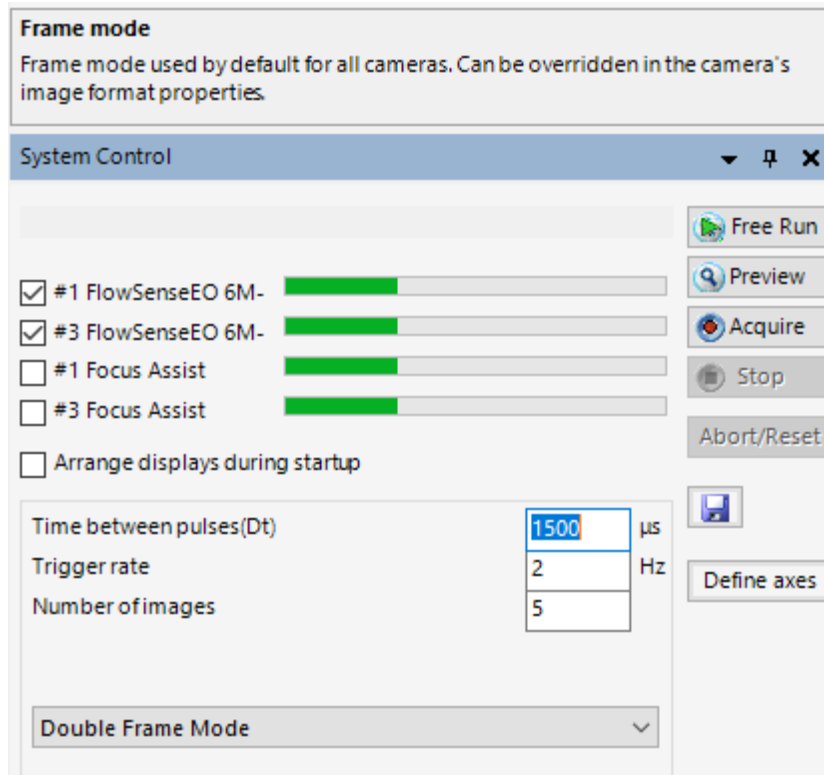


Figura 46 Tiempo entre pulsos. Función Acquire.

Una vez establecido este tiempo, se activa la función “Preview” para previsualizar la toma de imágenes. y analizar si el tiempo entre pulsos seleccionado es adecuado. Para ello se observará la misma zona de la fotografía en dos imágenes consecutivas y se observará si se aprecia un movimiento de las partículas. De ser así, se puede comenzar la toma de datos definitiva con esta configuración. De no apreciarse movimiento, habría que modificar el tiempo entre pulsos y repetir esta operación. En la Figura 47, se puede observar cómo hay un desplazamiento de las partículas entre las dos fotografías.

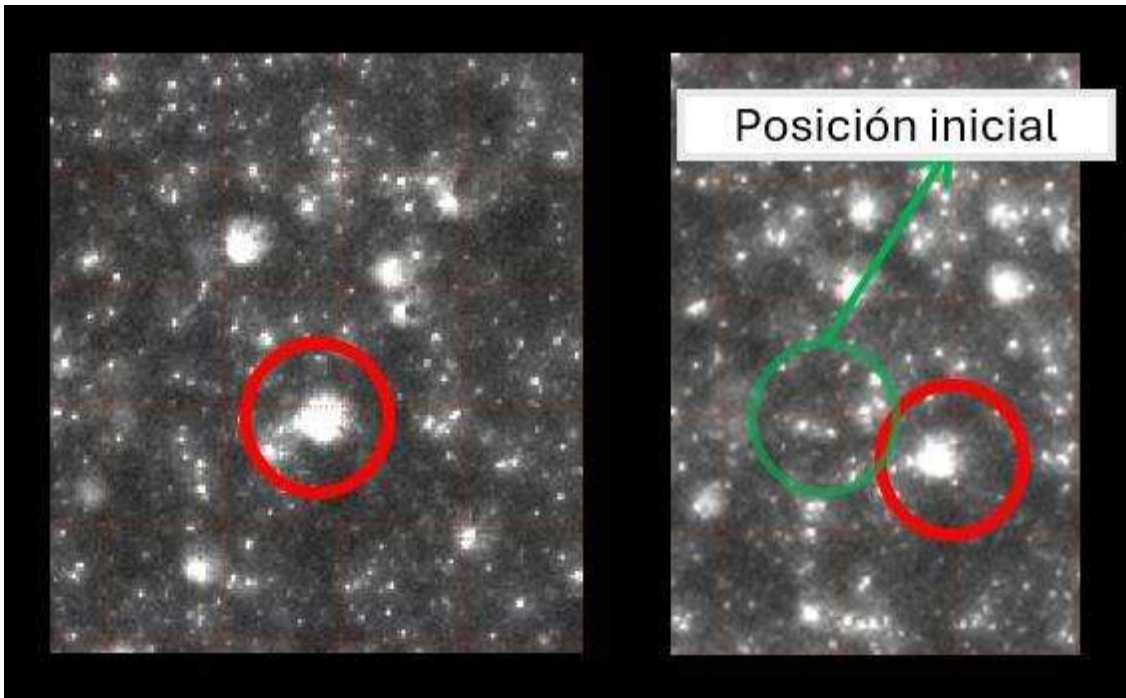


Figura 47 Movimiento de las partículas entre pulsos.

Con el tiempo entre pulsos bien determinado, ya se tiene toda la configuración lista para la toma de datos finales, para ello se debe cambiar el número de imágenes a registrar, en nuestro caso se tomarán sesenta fotografías, de las cuales se descartarán las diez primeras para evitar posibles problemas de sincronización al comienzo de la adquisición.

Para tomar los datos, se debe de ejecutar la función “Acquire” en el cuadro de la Figura 46, y el sistema comenzará a hacer los registros demandados. Una vez realizadas las fotografías, se debe pulsar el botón “save in database”, entonces las fotografías de ambas cámaras se guardarán de forma independiente en el árbol de organización del programa. Entonces la toma de datos se puede dar por finalizada y se puede comenzar con el post procesado de los datos para la obtención de los resultados.

3.4 Post Procesado de imágenes

El post procesado de las imágenes se basa en tratar los datos obtenidos para poder generar unos resultados de forma adecuada. El primer paso que se debe tomar al tratar las imágenes será el de establecer una máscara de forma similar a como se hizo en el paso de la calibración. En este caso, la zona a enmascarar será la zona de no interés para los resultados, es decir, zonas por donde no pasa el fluido o donde debido a la geometría de los conductos, las imágenes se vean demasiado distorsionadas. El procedimiento de enmascarado es similar al ya realizado y se debe realizar de forma independiente para cada una de las cámaras. Inicialmente se debe establecer la zona a enmascarar con la función “Define mask”, y posteriormente establecer esa máscara en las fotografías correspondientes a cada una de las cámaras con la función “Image

masking”. En la Figura 48, se puede apreciar la zona a enmascarar, como se puede observar, se va a eliminar de la zona de análisis las zonas de fuera del conducto, así como la zona de entrada del fluido ya que la imagen no es nítida en esa zona.

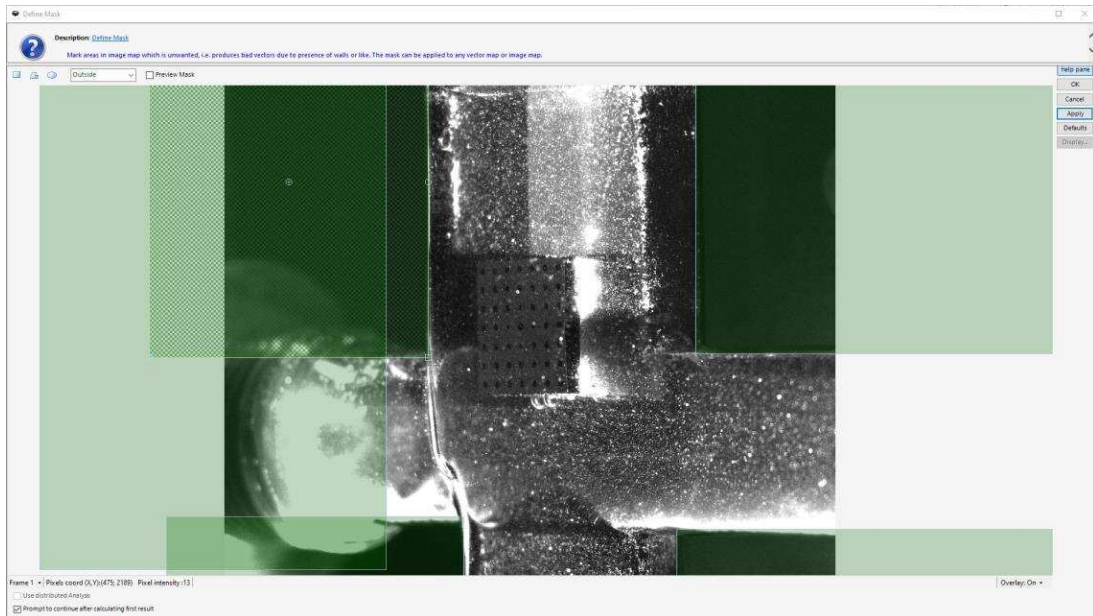


Figura 48 Máscara de post-procesado.

Al aplicar la máscara, al igual que en la operación de calibrado, nos aparecerá el cuadro de la Figura 49 donde se nos preguntará que acción se debe tomar en las zonas a enmascarar, en este caso se selecciona la opción “Black-out áreas” para que las zonas enmascaradas se vuelvan completamente negras y no se tengan en cuenta a la hora de realizar el análisis para generar los vectores de velocidad.

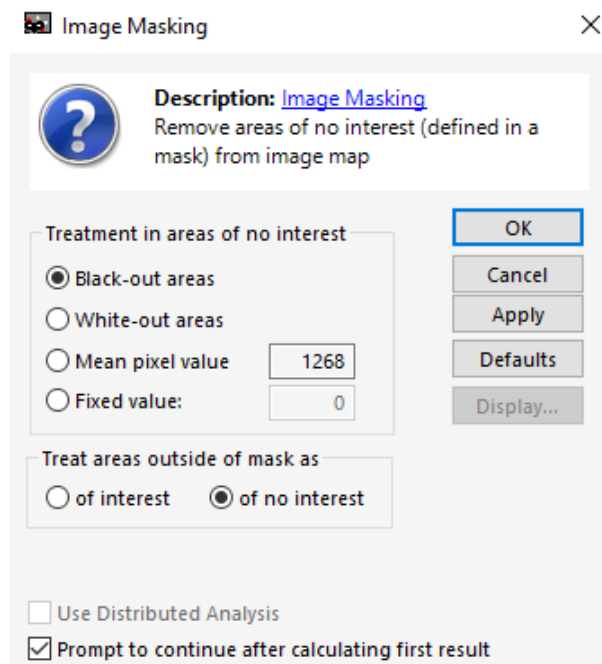


Figura 49 Image Masking.

El siguiente paso que se debe tomar para realizar el procesamiento de las imágenes consiste en eliminar el error de perspectiva, para esto se utiliza la función “Image Dewarping”. Esta función se ejecuta desde el panel de análisis como se puede observar en la Figura 50.

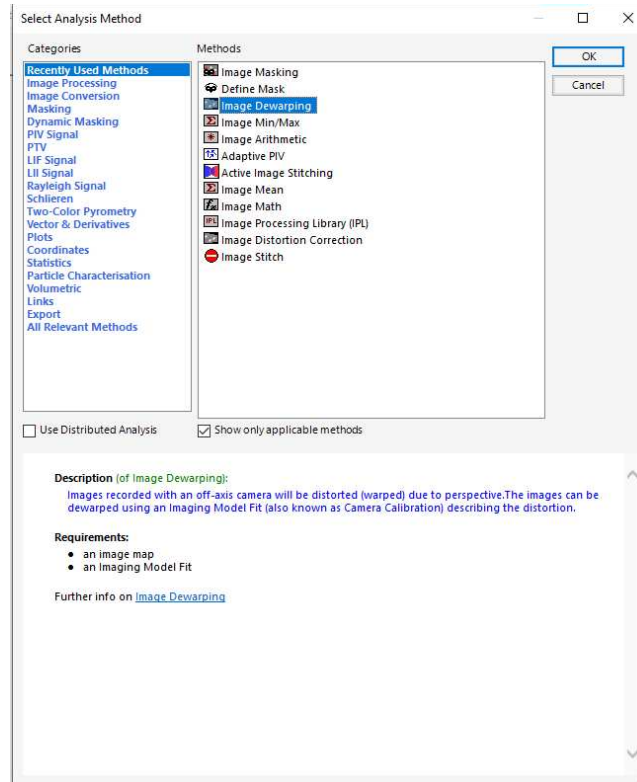


Figura 50 Image Dewarping.

Esta función elimina el error de perspectiva de las imágenes para que sean similar a si hubiesen sido tomadas de frente. Esta función debe ser aplicada a los conjuntos de imágenes de ambas cámaras. En la Figura 51, se puede apreciar en una de las imágenes tomadas como tras aplicar la función “Image dewarping” se elimina la perspectiva y parece tomada de forma perpendicular a la placa de calibración.

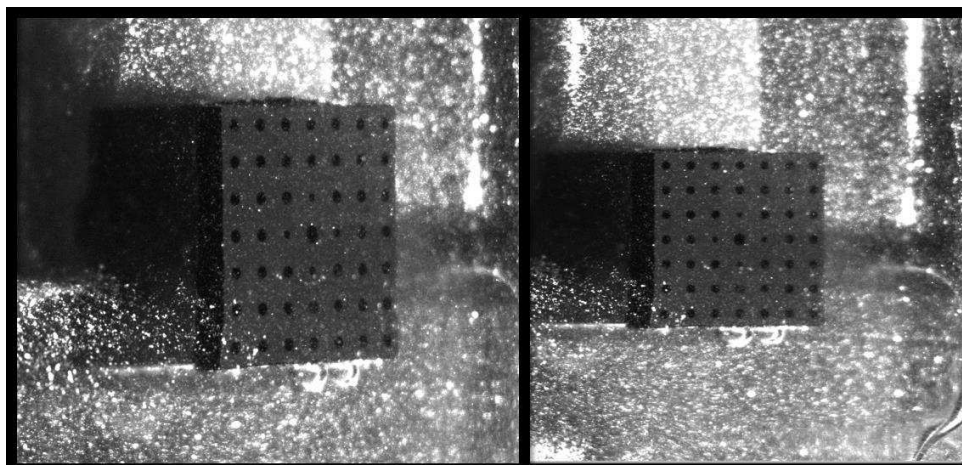


Figura 51 Izquierda: Imagen antes de aplicar image dewarping. Derecha: Imagen tras aplicarlo.

A continuación, se deben de ejecutar las funciones que realizaran operaciones sobre las fotografías con el fin de adecuarlas para la generación de vectores. La primera de estas funciones será la función “Image Min/Max”, la cual identificará, la media generalizada del valor de los píxeles. En este caso se ha seleccionado la opción de calor mínimo como se puede apreciar en la Figura 52 . La imagen obtenida es la que se puede apreciar en esta misma figura. Esta función se debe ejecutar de manera independiente para el conjunto de fotografías de cada una de las cámaras utilizadas.

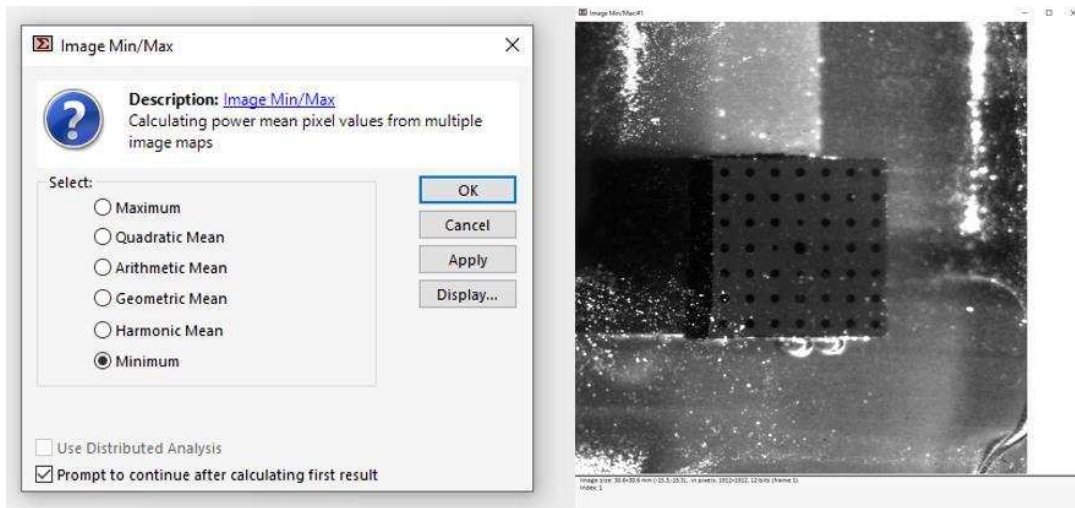


Figura 52 Image Min/Max e imagen resultado.

A continuación, se debe ejecutar la función “Image Arithmetics”, para restar a cada imagen la media generalizada obtenida con “Image Min/Max”. Se debe seleccionar la opción “Parent-operand” en el cuadro de diálogo de la para que así el sistema reste los píxeles de dicha imagen a todas las imágenes del conjunto (Figura 53 izquierda). El objetivo de esta operación es limpiar la imagen para que solamente destaquen las partículas iluminadas. Como se puede apreciar en la parte derecha de la Figura 53, tras aplicar la resta en las imágenes resultado no se aprecia la placa de calibración ni ninguna pared del conducto.

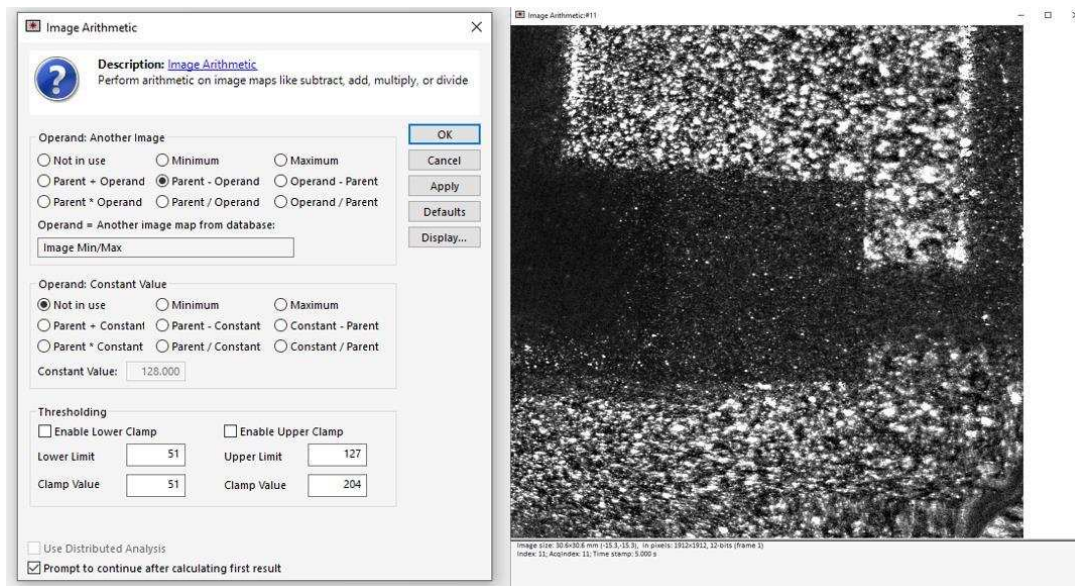


Figura 53 Izquierda: Función Image Arithmetic. Derecha: Resultado tras aplicar la función.

Al igual que la anterior función, esta función debe ser aplicada de forma independiente a cada uno de los conjuntos de imágenes obtenidos.

Una vez esta operación ha sido realizada en todos los conjuntos de fotografías, se puede proceder a la generación de los vectores de velocidad. Para ello inicialmente se ejecutará la función “Adaptative PIV”. Esta función, generará un campo de vectores para cada par de fotografías, variando automáticamente el tamaño de las áreas de interrogación según la zona de la imagen, de tal forma que, si en cierta zona de la imagen la velocidad es alta, el tamaño del área de interrogación será grande, y si la velocidad es pequeña, el área de interrogación también lo será. Esta operación se debe de ejecutar independientemente para cada conjunto de fotografías, obteniendo como resultado un campo de vectores para cada par de fotografías en cada conjunto.

Posteriormente, estos campos de vectores se tratan estadísticamente mediante la función “Vector statistics”. Esta función realizara un estudio estadístico a partir de todos los campos de vectores del conjunto seleccionado, obteniendo como resultado un único campo de vectores individual visto por cada cámara. De este modo se comprueba que las adquisiciones son correctas.

Para poder combinar la información de ambas cámaras en una única imagen estereoscópica, se debe ejecutar la función “Stereo PIV Processing” sobre los campos de vectores obtenidos en “Adaptative PIV”. Esta función combinará los campos de vectores obtenidos para cada cámara, y las relaciones geométricas obtenidas durante la calibración, dando como resultado un campo de vectores en tres dimensiones. Una vez ejecutada esta función se realiza el tratamiento estadístico mediante “Vector Statistics”, para obtener el campo de velocidades en tridimensional.

4 Resultados

Para analizar los resultados obtenidos, se va a analizar los campos de vectores obtenidos a través de los diferentes pasos indicados anteriormente hasta llegar al resultado final.

4.1 Instalación de verificación

Inicialmente se van a analizar los datos obtenidos con la instalación de verificación, utilizada para cerciorarse de que los datos se están tomando de una forma correcta y que los resultados obtenidos son coherentes.

4.1.1 Adaptive PIV

En la Figura 54 y Figura 55, se puede apreciar un ejemplo de los campos de vectores para cada una de las cámaras para cada una de las fotografías tras ejecutar “Adaptive PIV”.

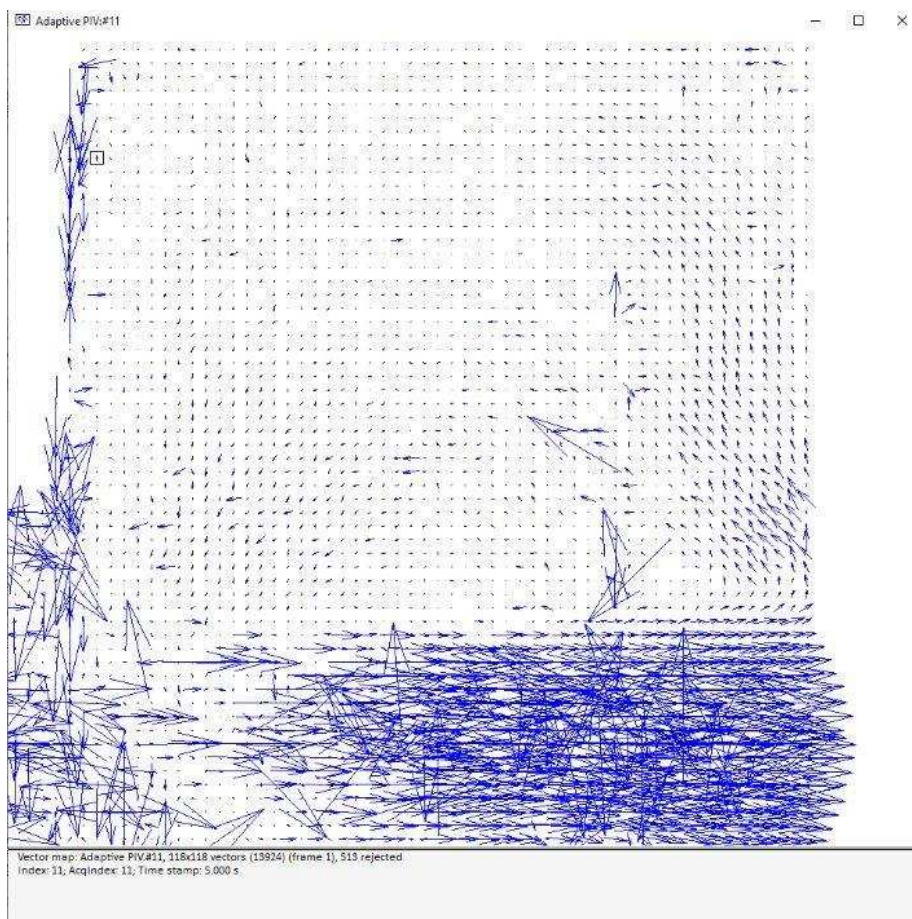


Figura 54 Resultados adaptative PIV Cámara 1.

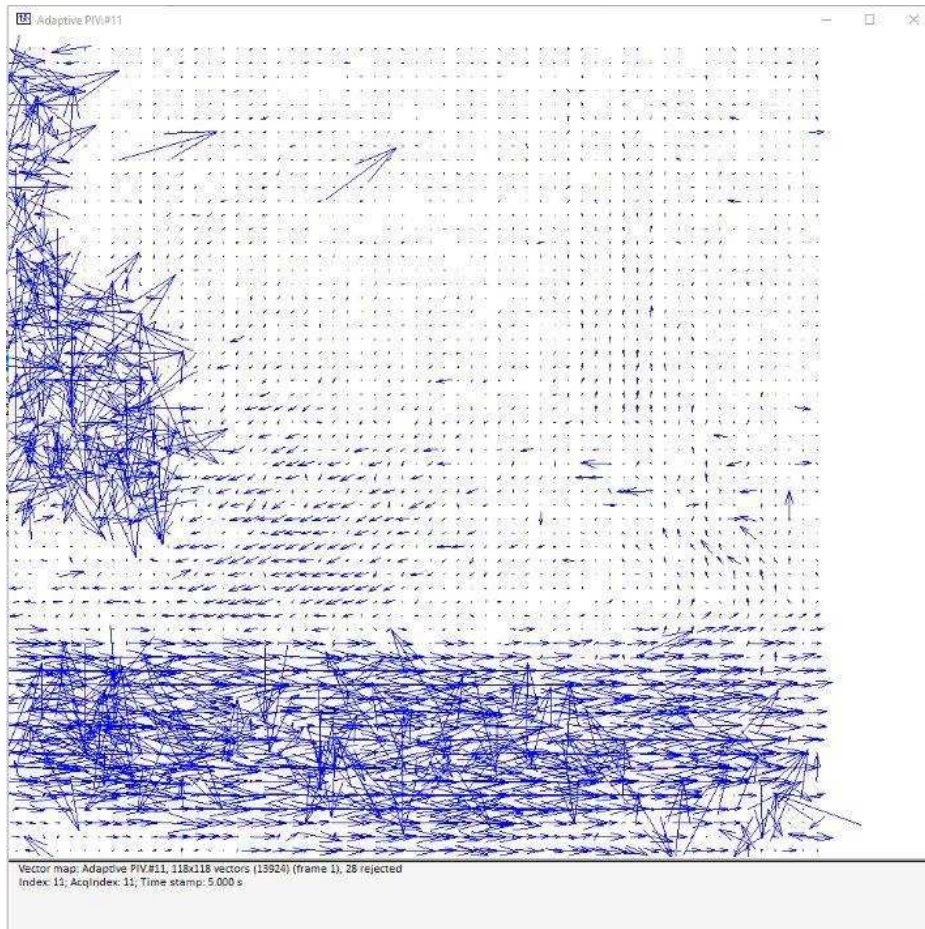


Figura 55 Resultados adaptative PIV Cámara 2.

Como se puede observar, los campos de vectores obtenidos no son muy nítidos y están poco detallados, además de tener varios vectores que se puede apreciar a simple vista que son erróneos o están fuera de lugar, existiendo algún vector en zonas donde no hay corriente de fluido. En estos campos de vectores se puede apreciar claramente la dirección del fluido en la parte baja de la imagen, la cual coincide con el conducto horizontal. También se puede comenzar a intuir de forma poco clara un vórtice en la parte central de la fotografía, la cual coincidiría con la unión del conducto horizontal y vertical.

4.1.2 Vector Statistics

Tras aplicar la función “Vector Statistics” a los campos de vectores obtenidos con “Adaptative PIV”, se obtienen resultados de la Figura 56 y Figura 57”, la señal obtenida tras aplicar esta función es mucho más ordenada y filtrada, teniendo también muchos menos vectores erróneos que el anterior paso. Al igual que en los anteriores campos de vectores, se puede apreciar claramente el sentido del flujo en la parte baja de la imagen y se puede intuir un vórtice en la parte central de la fotografía. Por lo tanto, las adquisiciones individuales de cada cámara quedan validadas.

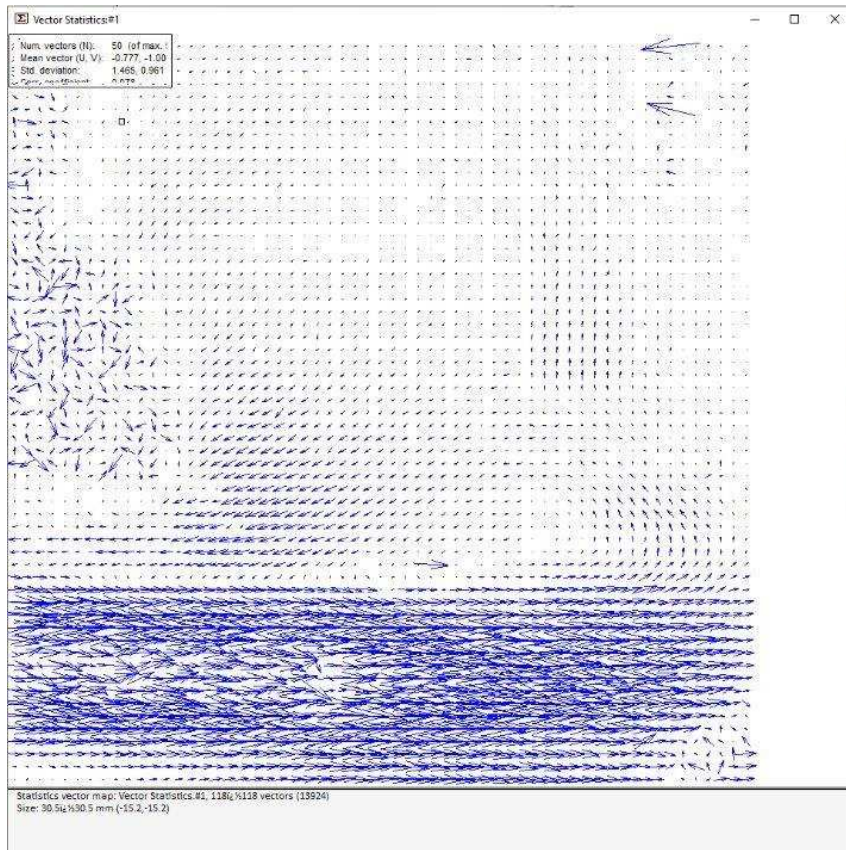


Figura 56 Resultados Vector Statistics Cámara 1.

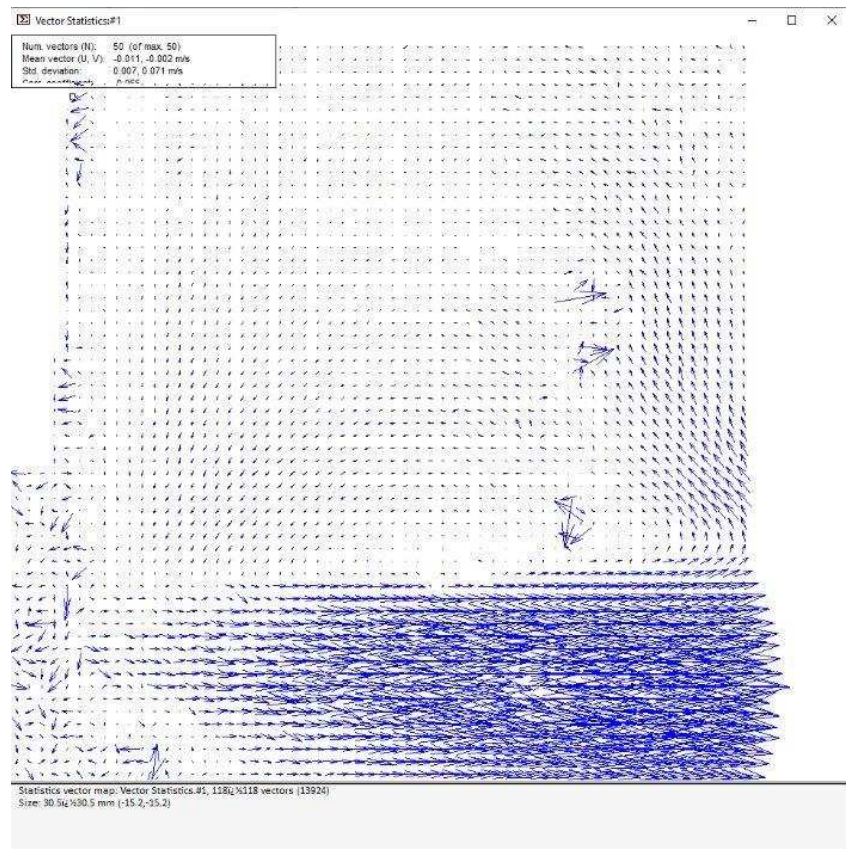


Figura 57 Resultados Vector Statistics Cámara 2.

4.1.3 Stereo PIV procesing

Una vez obtenido el campo de velocidades para cada una de las cámaras, y tras combinarlo para obtener la medida Stereo PIV, el resultado son campos de vectores estereoscópicos por cada para de imagen tomadas por las cámaras. En la Figura 58 se muestra un ejemplo.

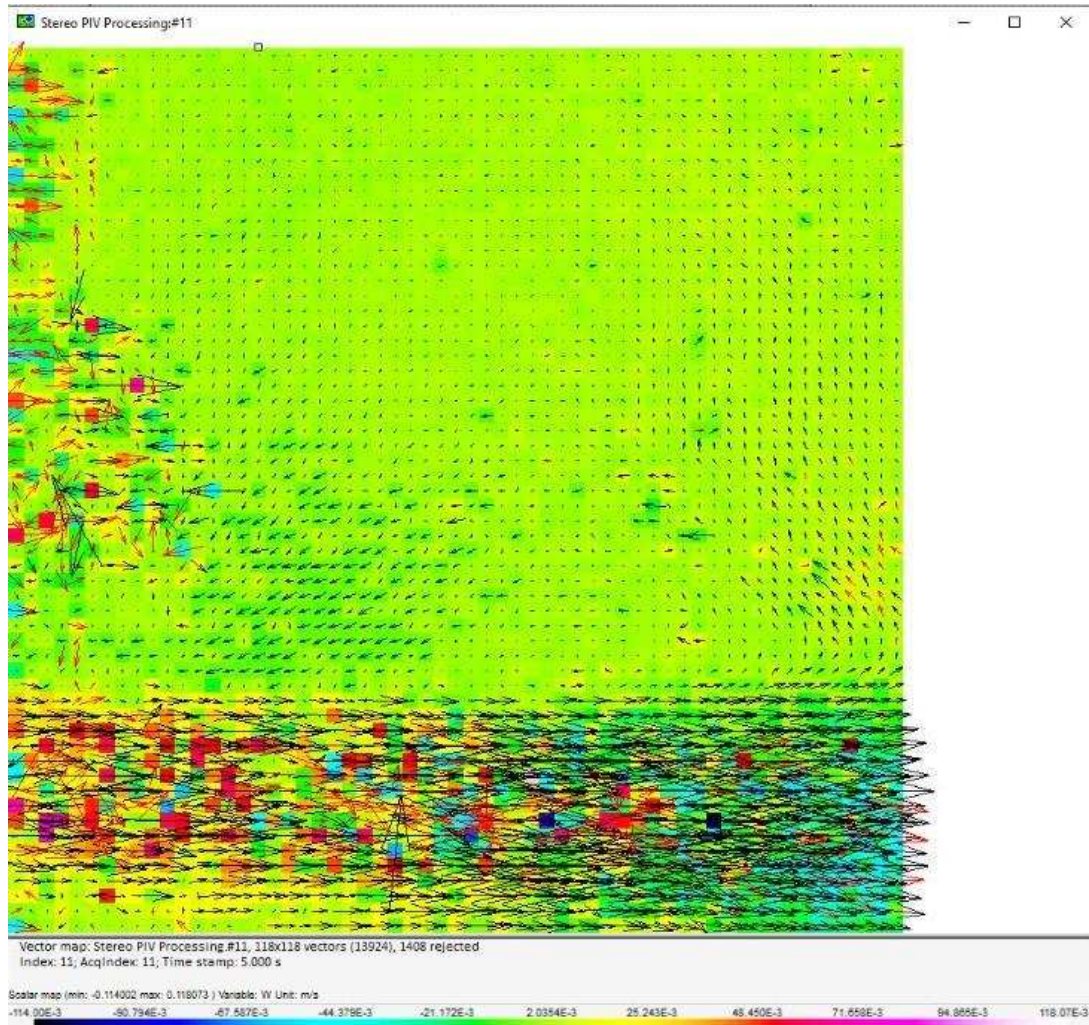


Figura 58 Ejemplo de resultado Stereo PIV Processing.

En este campo de vectores está representada la velocidad en las tres coordenadas del espacio. Las componentes de la velocidad contenidas en el plano de la lámina láser están representadas por las flechas negras, mientras que la componente de la velocidad perpendicular al plano se representa mediante la leyenda de color que se puede apreciar en la parte baja de la imagen. Como se puede observar, al igual que pasaba con los anteriores casos, el resultado tiene ciertas zonas caóticas y no se puede apreciar el resultado con claridad. Aun así, se puede apreciar que en la parte baja de la imagen, el fluido tiene componente fuera del plano, esta componente es positiva (magenta y rojo) en la parte izquierda de la imagen y negativa (cian y azul) en la parte derecha, es decir, el fluido sale del plano para posteriormente volver a entrar en él.

Respecto a la componente dentro del plano, se sigue observando lo mismo que cuando teníamos el campo de velocidades de cada cámara por separado.

4.1.4 Vector Statistics Stereo PIV Processing

Al aplicar la función “Vector Statistics” sobre el resultado de “StereoPIV processing” se obtienen los campos tridimensionales de velocidad de la Figura 59.

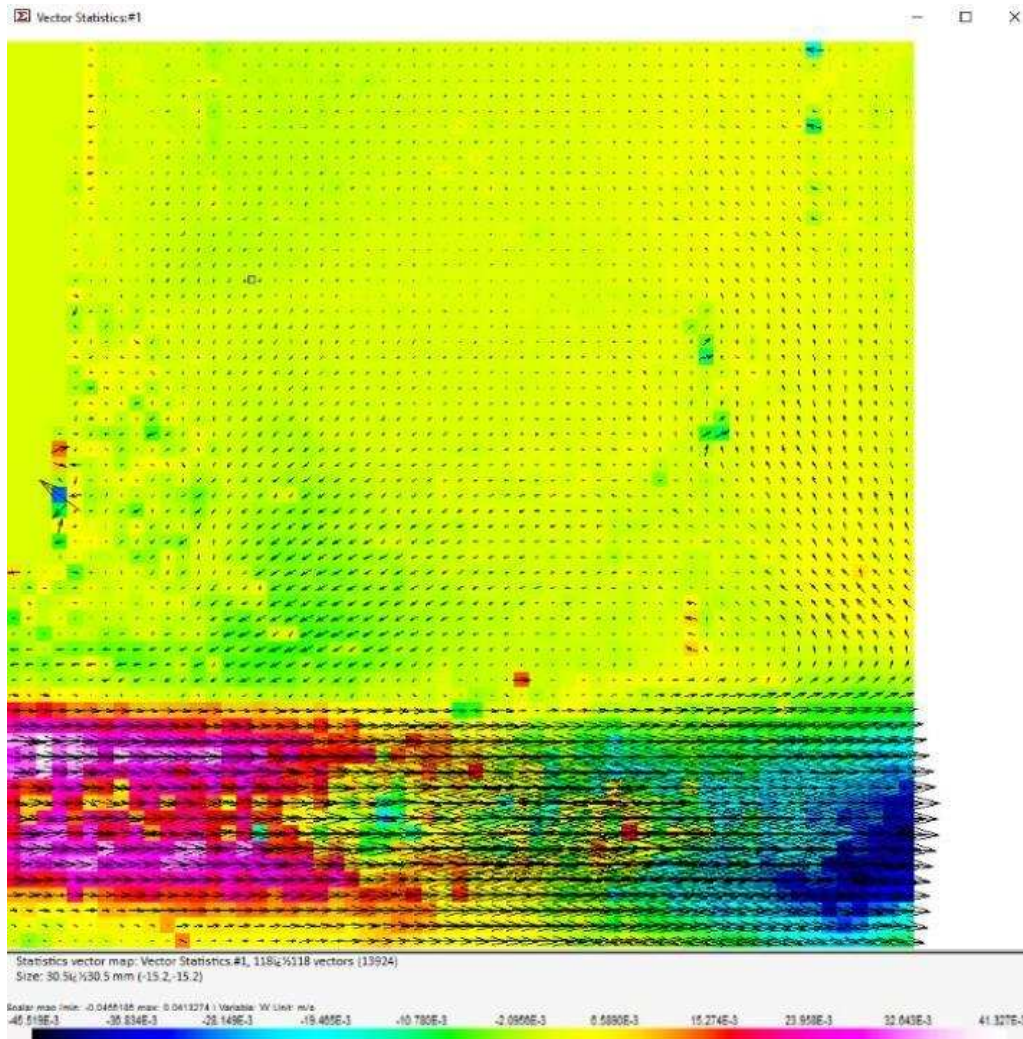


Figura 59 Vector Statistics en Stereo PIV

Como se puede apreciar, el resultado obtenido es mucho más claro y legible. Como ya se veía en el anterior paso, en la zona del conducto horizontal, el fluido tiene una componente en el plano del láser hacia la izquierda. A su vez, tiene una componente en el plano perpendicular al láser que cambia de sentido según nos desplazamos a la derecha. En la parte de la izquierda de la imagen, sale hacia la zona de la cámara y en la parte derecha, sale hacia el sentido contrario. En la parte central de la imagen, es decir, en la unión entre el conducto vertical y horizontal, se puede apreciar un vórtice contenido en el plano, como ya se apreciaba en anteriores pasos.

Este último paso, permite la visualización de los vectores en 3D, de esta forma se

puede apreciar de forma mucho más clara lo mencionado anteriormente. En la Figura 60, se puede apreciar el resultado obtenido al visualizar el campo de velocidades en 3D.

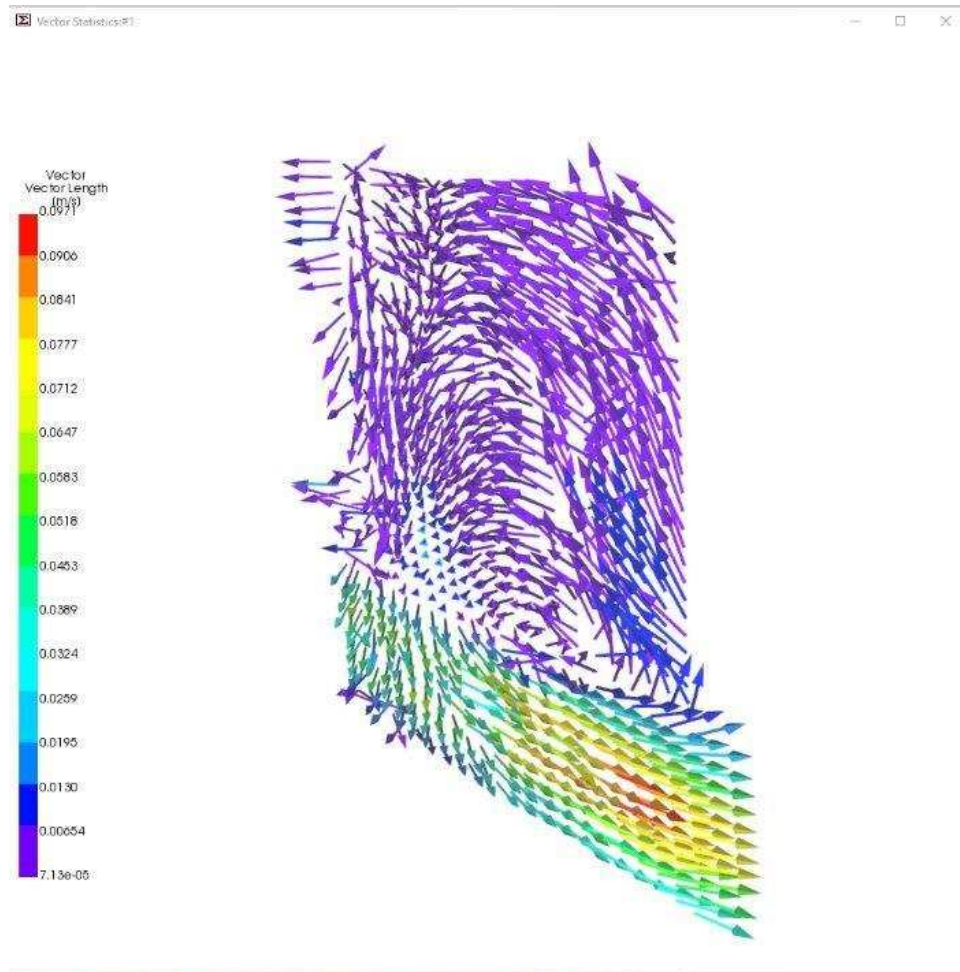


Figura 60 Vector Statistics Stereo PIV 3D.

Como se puede observar, el comportamiento del fluido coincide con lo anteriormente mencionado y con lo esperado. Con un vórtice en sentido antihorario en la zona de unión de los conductos y con una velocidad horizontal en la zona del conducto inferior, con velocidad fuera del plano que cambia de sentido a lo largo del conducto.

4.2 Instalación Fontan

Una vez verificado que los datos se están recogiendo de una forma correcta y que los resultados obtenidos son coherentes, se va a pasar a analizar los resultados obtenidos con la instalación que simula el flujo a través del injerto Fontan. Para ello se ha analizado el circuito con distintos caudales.

4.2.1 Configuración 1

El caudal que atraviesa cada conducto del modelo en la primera toma de datos es el siguiente:

- Caudal vena cava superior: 325 ml/min.
- Caudal vena cava inferior: 880 ml/min.
- Caudal arteria pulmonar derecha: 167 ml/min.
- Caudal arteria pulmonar izquierda: 1038 ml/min.

La metodología de toma y análisis de datos para esta instalación es exactamente igual a la descrita anteriormente por lo que se analizarán los datos a partir de la obtención del primer campo de vectores con la herramienta “Adaptative PIV”. Para este caudal los resultados obtenidos han sido los siguientes.

4.2.1.1 Adaptative PIV Configuración 1. Tiempo entre disparos: 7000 us

Inicialmente se toman los datos para este caudal con un tiempo entre disparos láser de 7000 microsegundos. Los resultados obtenidos son los siguientes (Figura 61, Figura 62):

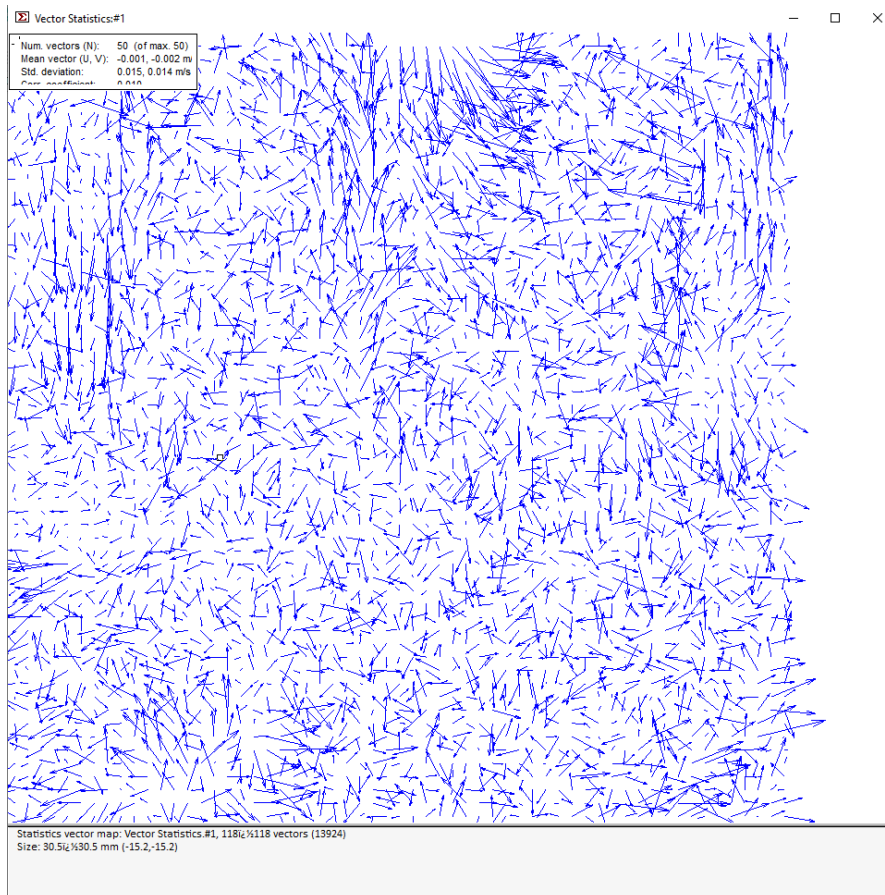


Figura 61 Adaptative PIV Configuración 1 7000us Cámara 1.

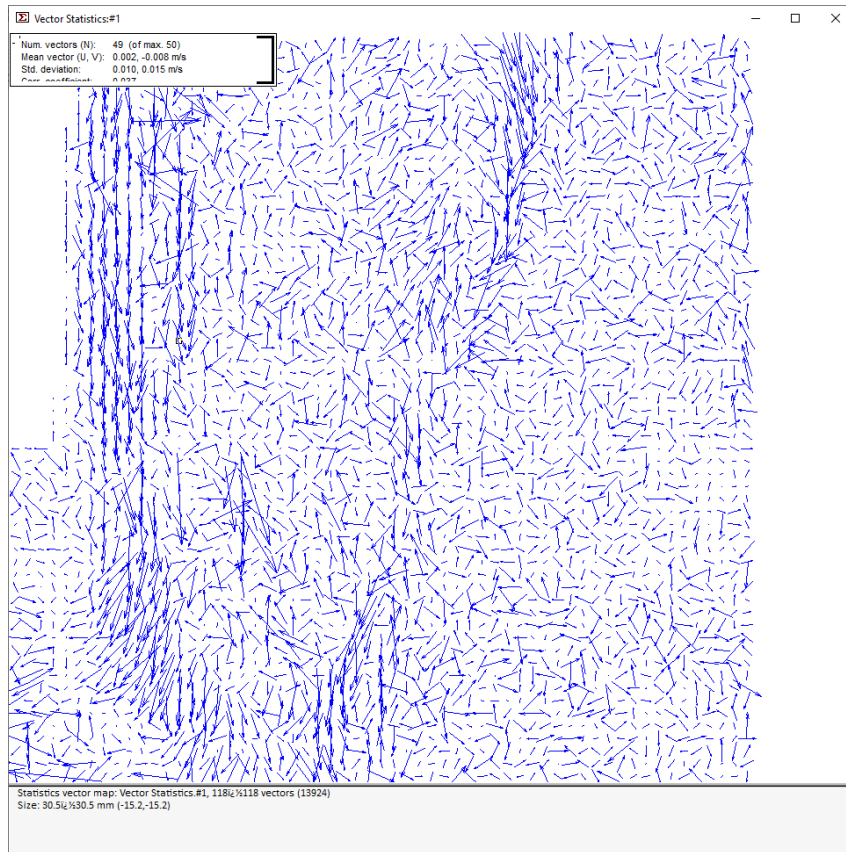


Figura 62 Adaptive PIV Configuración 1 7000us Cámara 2.

Como se puede apreciar, en ninguna de las dos cámaras se aprecian patrones claros de movimiento y la señal captada es muy caótica, esto indica que el tiempo entre disparos láser elegido no es adecuada. En este caso el tiempo entre disparos es demasiado lento y se pierde la trazabilidad de las partículas entre las imágenes consecutivas. Como los resultados obtenidos no son satisfactorios, no se sigue adelante con el análisis de resultados y se repite la toma de datos con un tiempo entre disparos láser diferente.

4.2.1.2 Adaptive PIV Configuración 1. Tiempo entre disparos: 5400 us

Para la segunda toma de datos, se establece un tiempo entre disparos láser de 5400 microsegundos, los resultados obtenidos son los siguientes (Figura 63):

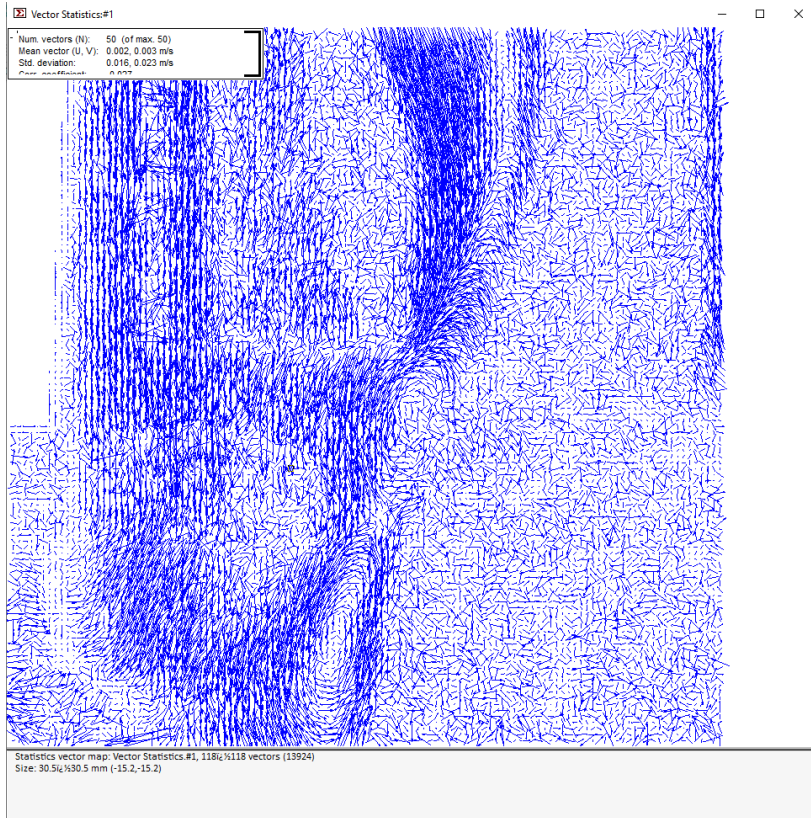


Figura 63 Adaptive PIV Configuración 1 5400 us Cámara 1.

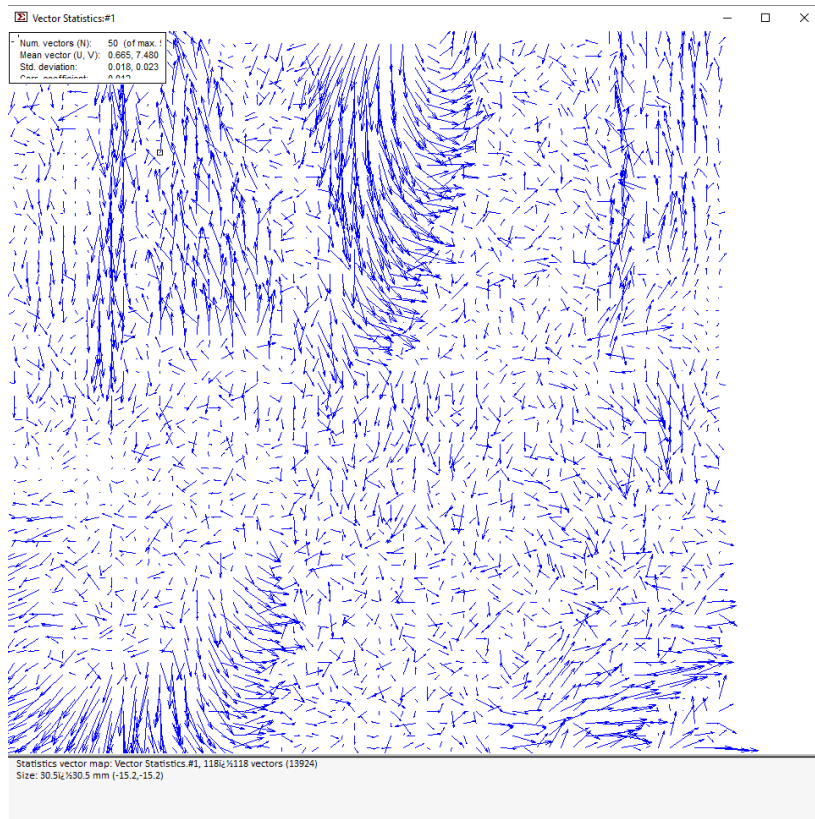


Figura 64 Adaptive PIV Configuración 1 5400 us Cámara 2.

Como se puede apreciar, aunque la señal ha mejorado y es menos caótica, sigue sin apreciarse de forma clara patrones de movimiento en las imágenes de ambas cámaras. Al igual que pasó en el anterior caso, el tiempo entre disparos láser es demasiado lento, por lo que se deben repetir de nuevo la toma de datos variando el tiempo entre disparos láser.

4.2.1.3 *Adaptative PIV Configuración 1. Tiempo entre disparos: 2000 us*

Para la tercera toma de datos se establece un tiempo entre disparos láser de 2000 microsegundos, los resultados obtenidos son los siguientes (Figura 65, Figura 66):

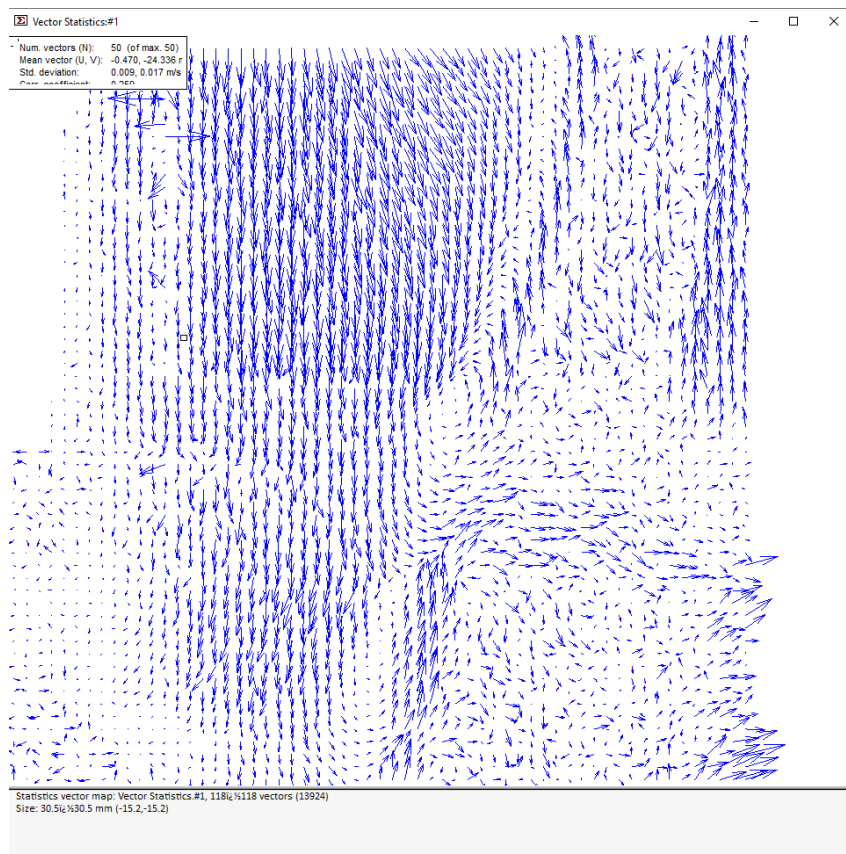


Figura 65 *Adaptative PIV Configuración 1 2000 us Cámara 1.*

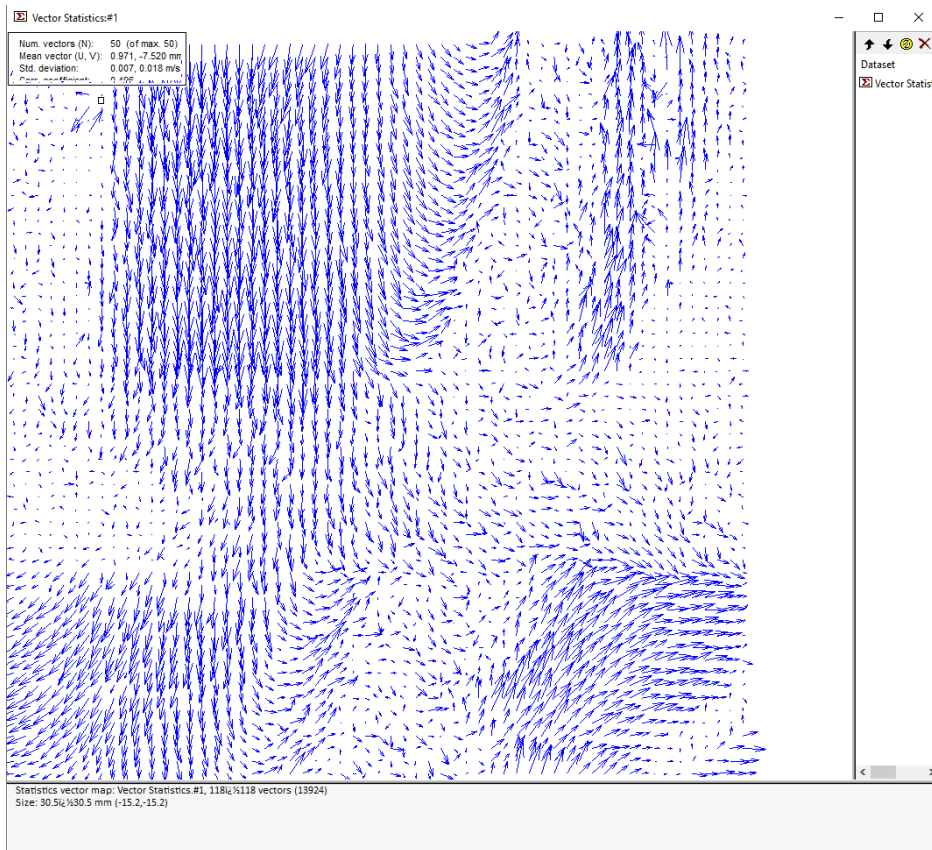


Figura 66 Adaptive PIV Configuración 1 2000 us Cámara 2.

Como se puede apreciar en la Figura 55 y Figura 66, en este caso si se pueden distinguir patrones de flujo claros y coherentes en ambas cámaras, por lo que se puede dar por válida este tiempo entre disparos láser y se puede continuar con el procesamiento de los datos obtenidos.

4.2.1.4 Stereo PIV Processing Configuración 1. Tiempo entre disparos: 2000 us

Al igual que se hizo con los datos obtenidos con el circuito de verificación, se combinan los campos de vectores de ambas cámaras utilizando la herramienta "Stereo PIV Processing". Una vez obtenido el campo de velocidades, se trata con la herramienta "Vector Statistics" para obtener una señal más depurada y adecuada. Una vez realizados estos pasos se obtiene el resultado final, el cual puede ser visualizado tanto en 2D con la tercera componente de la velocidad representada por colores o en 3D. En la Figura 67 y Figura 68 se puede apreciar los resultados obtenidos.

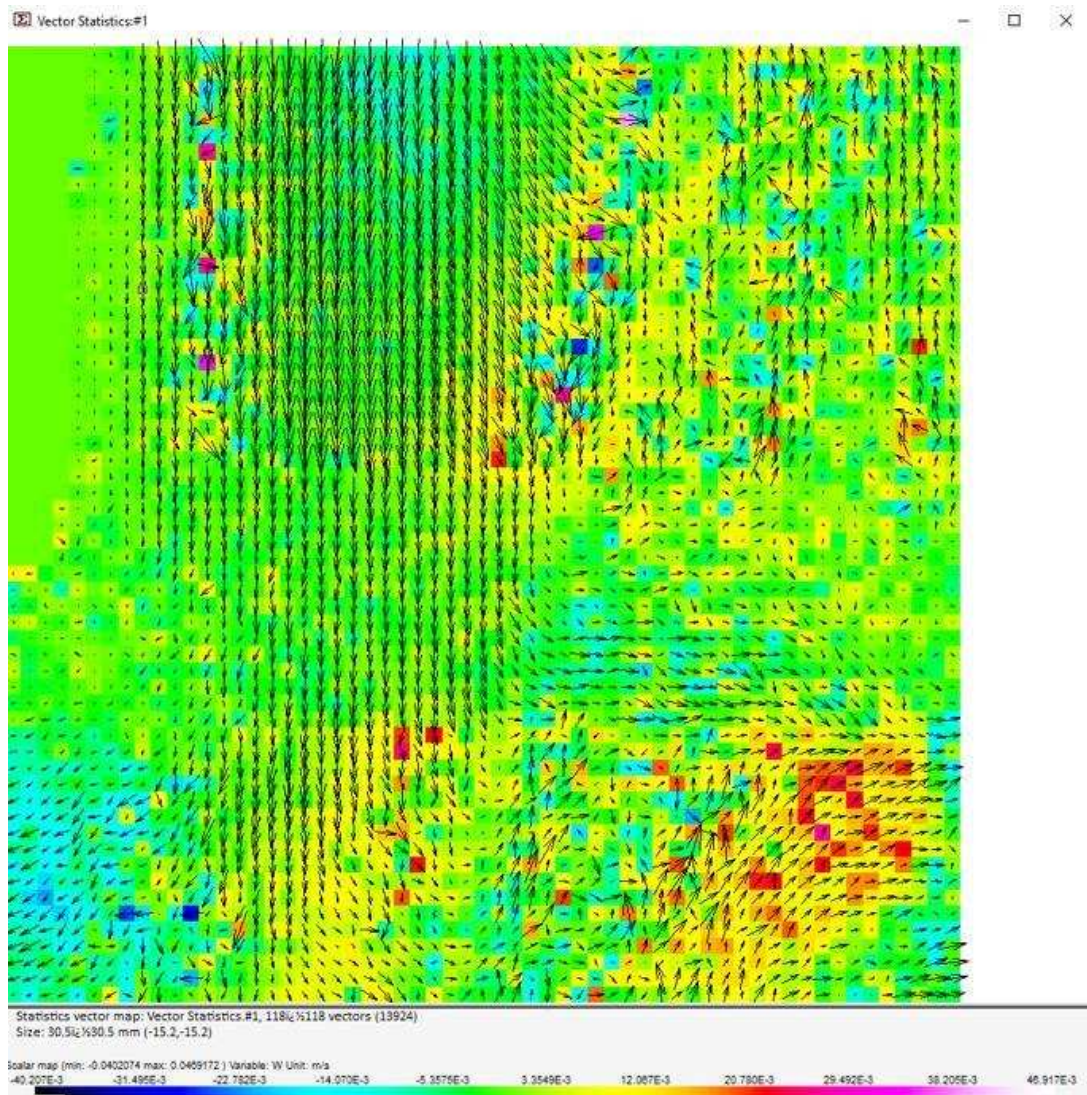


Figura 67 Stereo PIV Configuración 1.

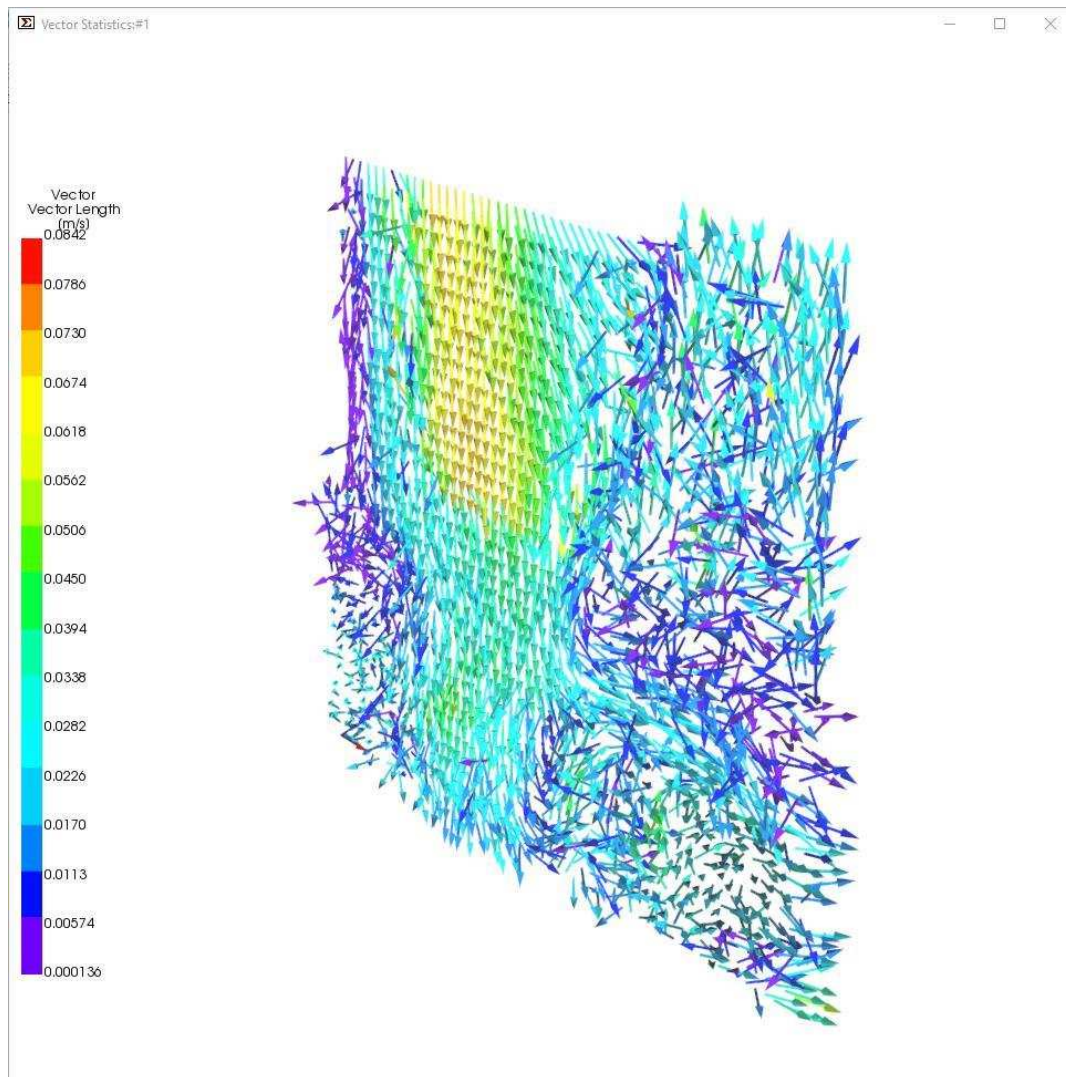


Figura 68 Stereo PIV Configuración 1 3D.

La zona representada en los resultados es el cuadrante donde se unen los cuatro conductos del modelo. Los resultados obtenidos son lógicos y coherentes ya que se puede apreciar la entrada de fluido por la zona superior e inferior del modelo y la mezcla correspondiente de estos mismos, generándose unos pequeños vórtices en las esquinas derechas. A su vez se puede apreciar la salida del fluido por ambos extremos del modelo, siendo mayor la salida por la zona derecha del mismo, lo cual es coherente ya que previamente se ha comprobado el caudal de cada conducto.

Debido a que el caudal utilizado es bajo, el movimiento en el interior del modelo es bastante plano y la componente normal al plano tiene poca presencia en esta toma de datos.

4.2.2 Configuración 2

El caudal que atraviesa cada conducto del modelo para la segunda de datos es el siguiente:

- Caudal vena cava superior: 230 ml/min
- Caudal vena cava inferior: 1020 ml/min
- Caudal arteria pulmonar derecha: 330 ml/min
- Caudal arteria pulmonar izquierda: 920 ml/min

Al igual que se hizo con las anteriores mediciones, el primer paso es establecer un correcto tiempo entre disparos láser.

4.2.2.1 Adaptive PIV Configuración 2. Velocidad: 2000 us

Inicialmente se van a tomar datos con el tiempo entre disparos láser que ha resultado satisfactoria en el anterior caso. Los resultados obtenidos son los siguientes:

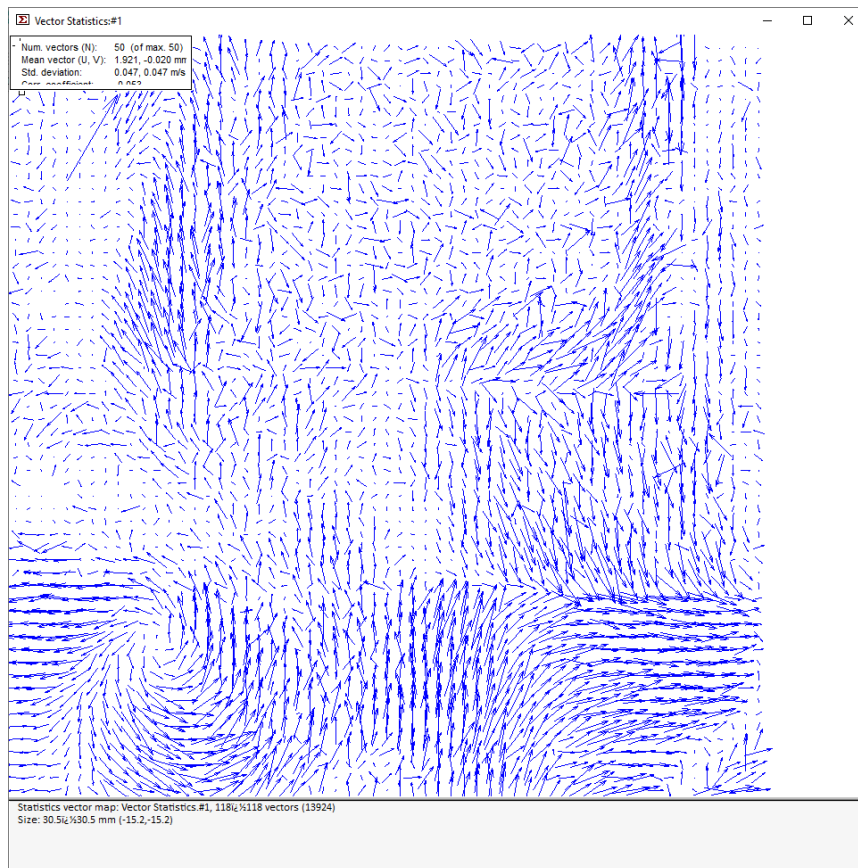


Figura 69 Adaptive PIV Configuración 2 2000us Cámara 1.

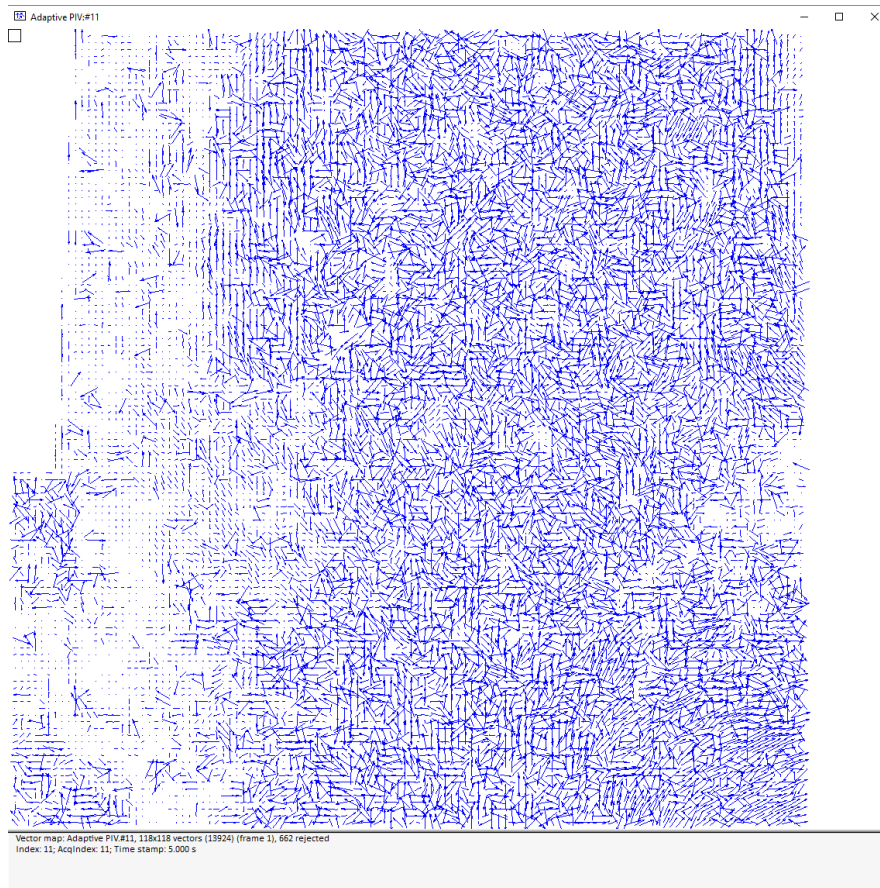


Figura 70 Adaptive PIV Configuración 2 2000us Cámara 2.

Como se puede apreciar en la Figura 69 y Figura 70, los campos de velocidades obtenidos no son válidos ya que no se puede apreciar patrones de movimientos claros en ambas fotografías, esto se debe a que al haber aumentado el caudal, la velocidad del fluido es mayor, por lo que el tiempo entre fotografías deberá ser menor para que no haya pérdida de información.

4.2.2.2 Adaptive PIV Configuración 2. Tiempo entre disparos: 1000 us

Para un tiempo entre disparos láser de 1000 microsegundos los resultados obtenidos son los siguientes:

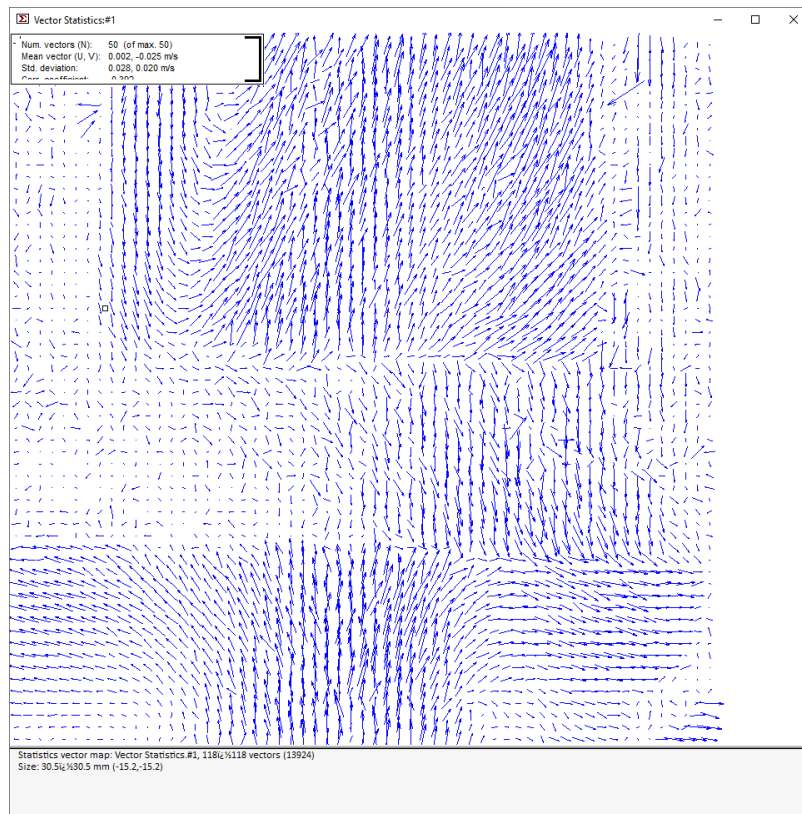


Figura 71 Adaptive PIV Configuración 2 1000us Cámara 1.

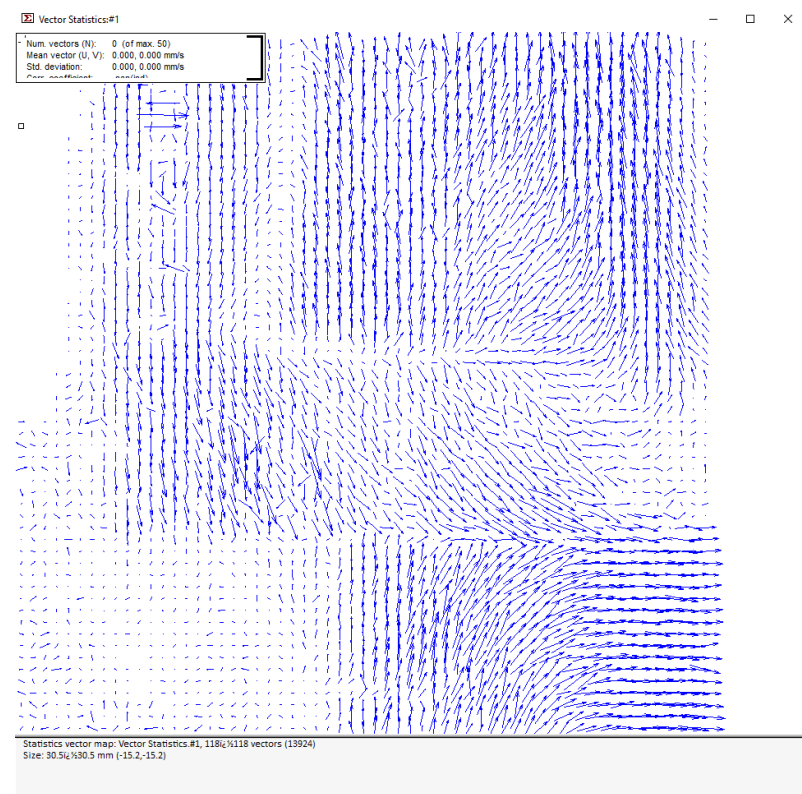


Figura 72 Adaptive PIV Configuración 2 1000us Cámara 2.

Como se puede apreciar en la Figura 71 y Figura 72, para esta velocidad si se

pueden apreciar unos resultados coherentes y con unos patrones de flujo apreciables, por lo que se puede continuar con el tratamiento de los datos.

4.2.2.3 Stereo PIV Processing Configuración 2. Tiempo entre disparos: 1000 us

Una vez tratados los datos con la herramienta “Stereo PIV Processig” para obtener el campo de velocidades tridimensional y utilizada la herramienta “Vector Statistics” para obtener unos resultados más realistas y depurados los resultados obtenidos son los siguientes:

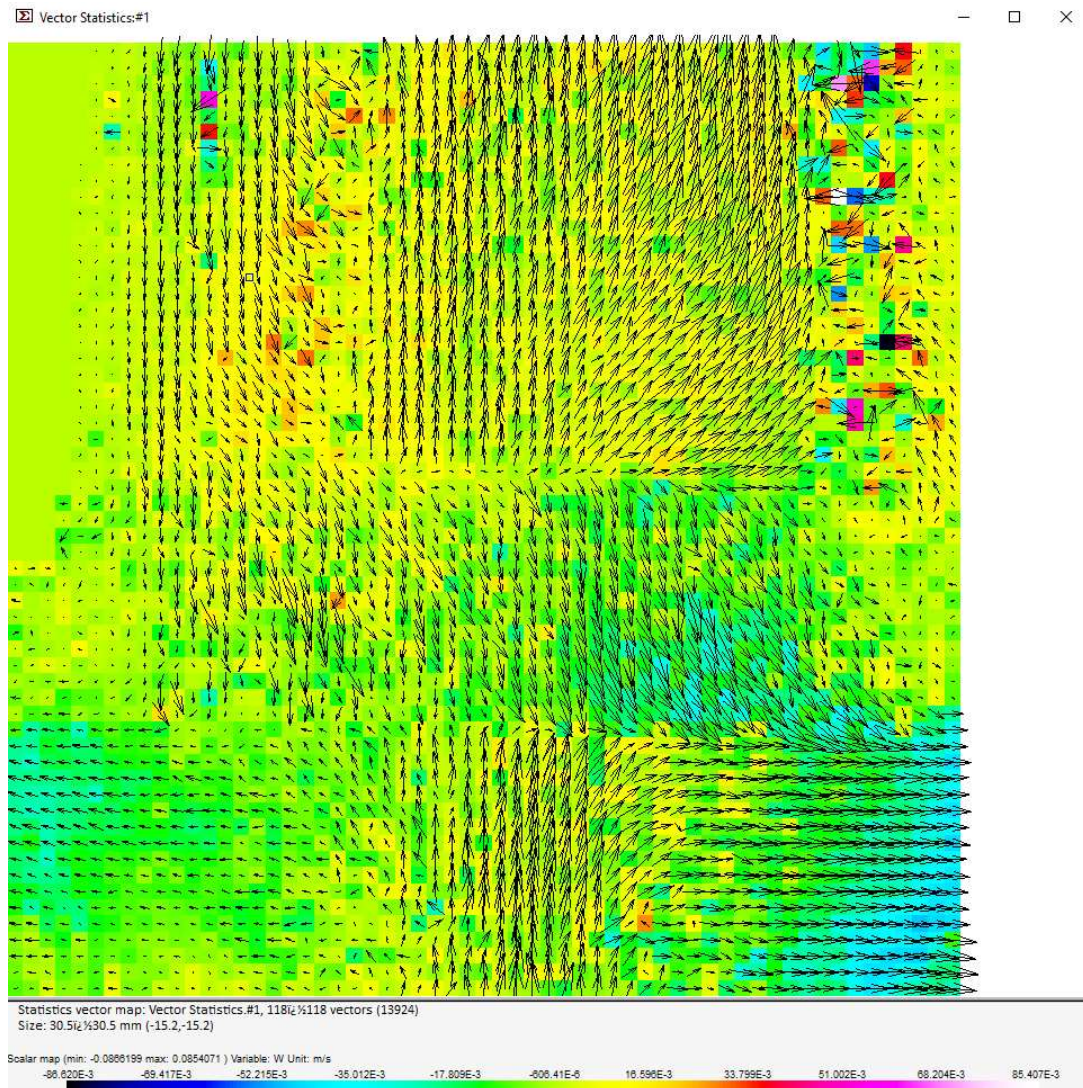


Figura 73 Stereo PIV Configuración 2 1000 us.

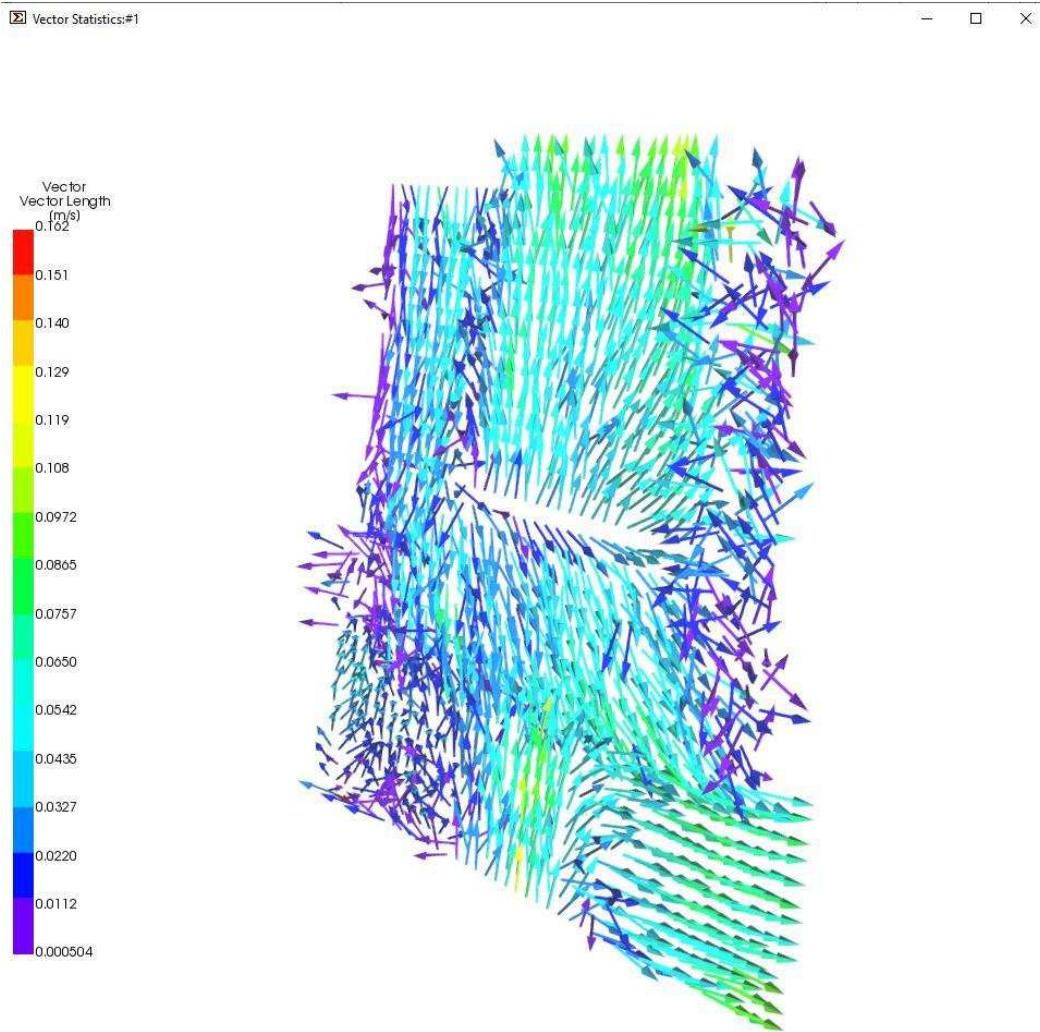


Figura 74 Stereo PIV Configuración 2 1000 us 3D.

Como se puede apreciar en las figuras, el resultado obtenido es coherente. Al igual que pasaba en la anterior configuración, se puede apreciar la entrada de fluido por el extremo inferior y superior del modelo. Además, en este caso se puede apreciar una cortina de flujo proveniente de otro plano. También se puede apreciar la zona de mezcla donde se producen torbellinos. Es en esta zona donde más presencia tiene la componente de velocidad normal al plano. Si bien estos resultados son correctos, se pueden obtener resultados más detallados en algunas zonas del modelo, por lo que se va a repetir el estudio con un tiempo entre disparos de láser menor.

4.2.2.4 Adaptive PIV Configuración 2. Tiempo entre disparos: 500 us

Repetiendo las mediciones con un tiempo entre disparos láser de 500 microsegundos se obtienen los siguientes campos de vectores para cada una de las cámaras:

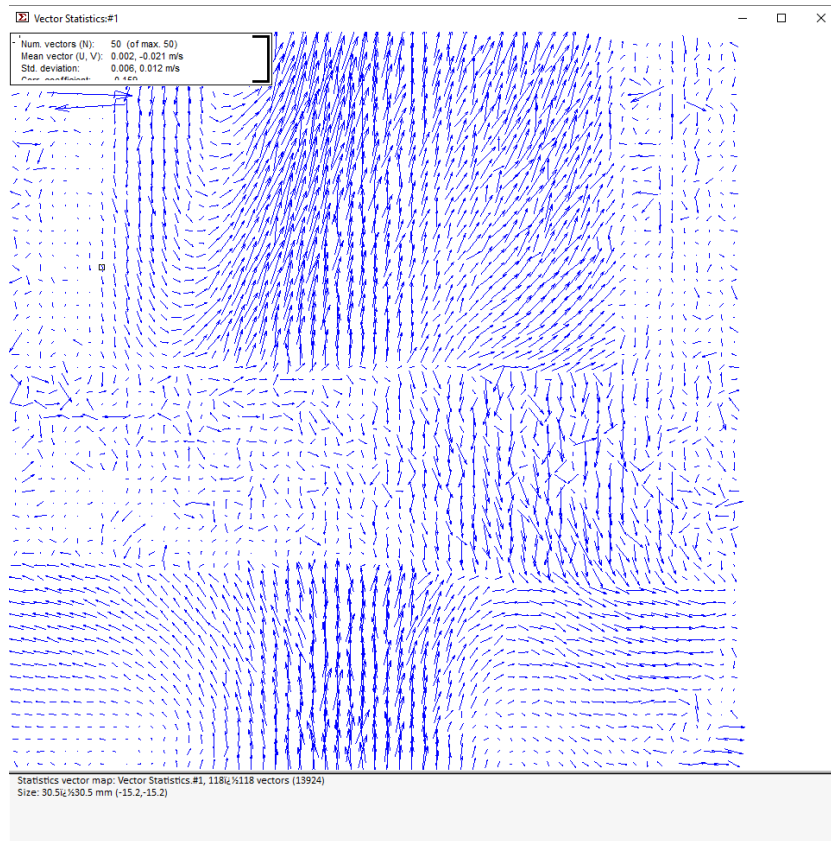


Figura 75 Adaptive PIV Configuración 2 500 us Cámara 1.

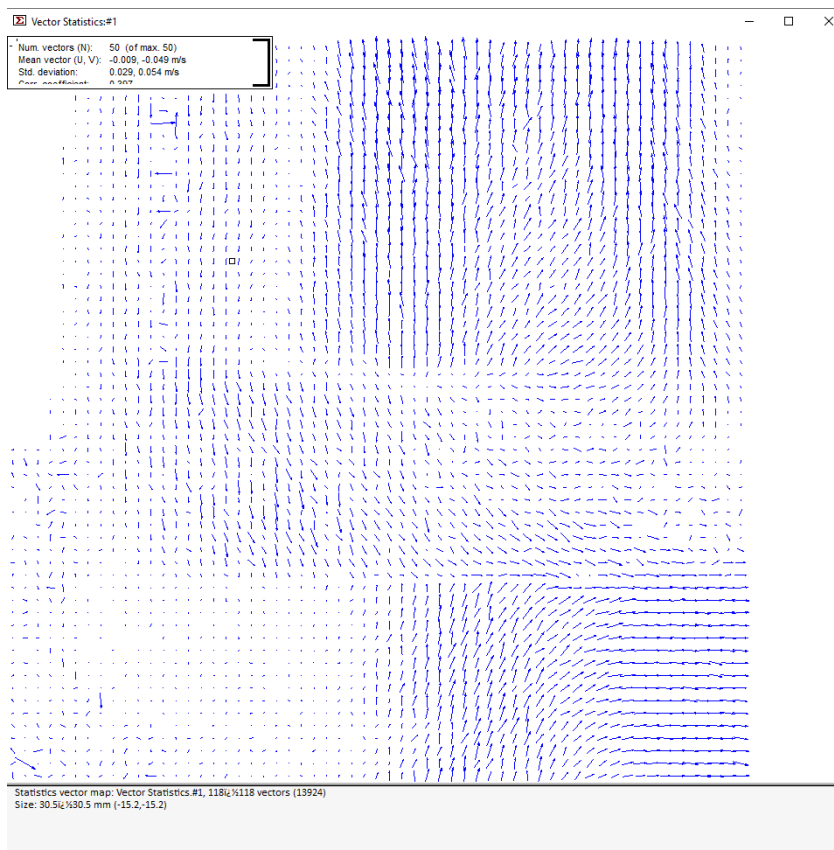


Figura 76 Adaptive PIV Configuración 2 500 us Cámara 2.

Como se puede apreciar en la Figura 75 y Figura 76, el resultado obtenido es coherente y muestra patrones de flujo claros en ambas cámaras, por lo que se puede continuar con el tratamiento de los datos.

4.2.2.5 Stereo PIV Processing Configuración 2. Tiempo entre disparos: 500 us

Una vez tratados los campos de velocidades de cada cámara con la herramienta “Stereo PIV Processing” y posteriormente procesadas con la herramienta “Vector Statistics” para obtener un resultado más depurado, se obtienen los siguientes resultados:

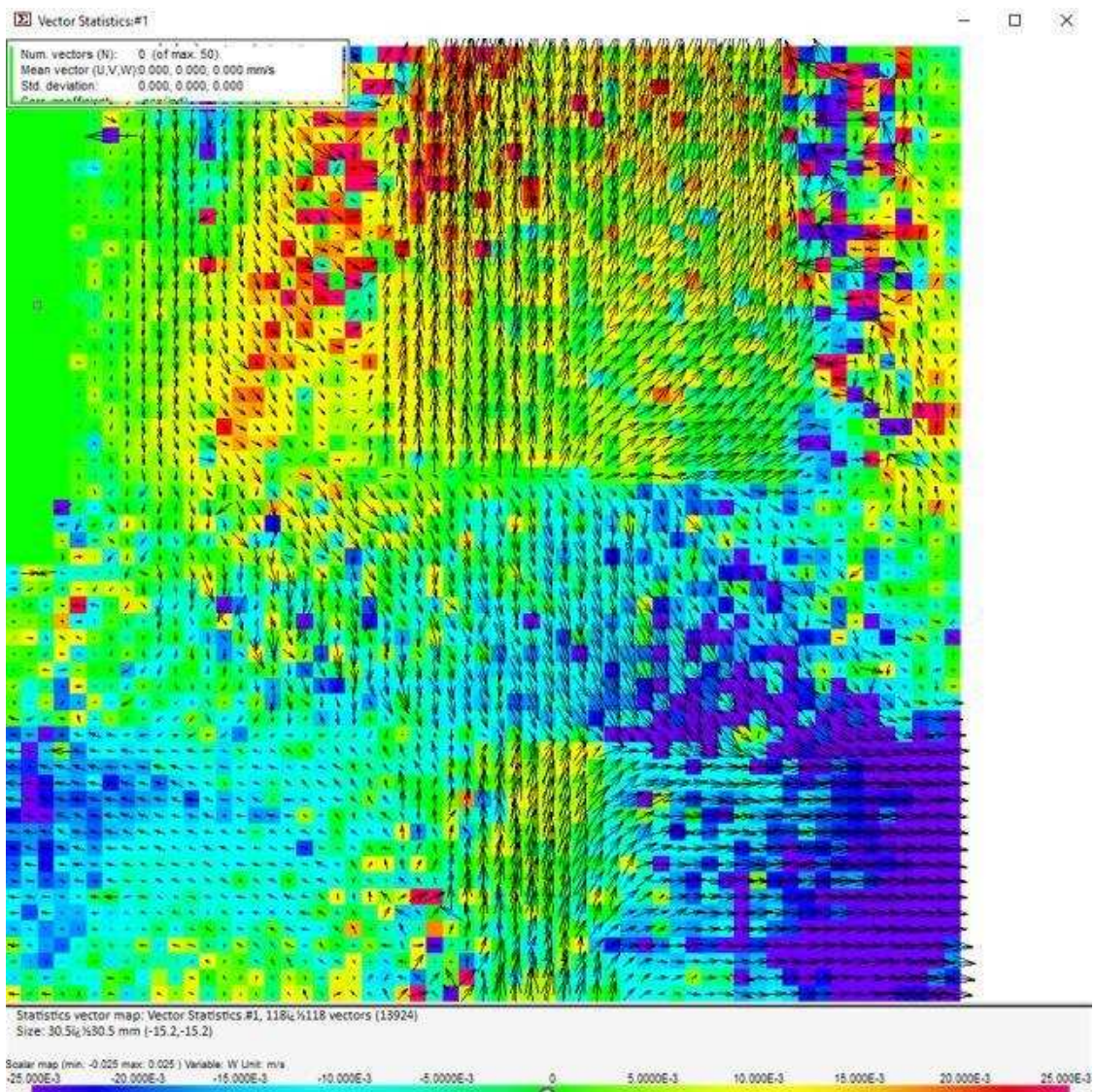


Figura 77 Stereo PIV Processing Configuración 2 500 us 2D.

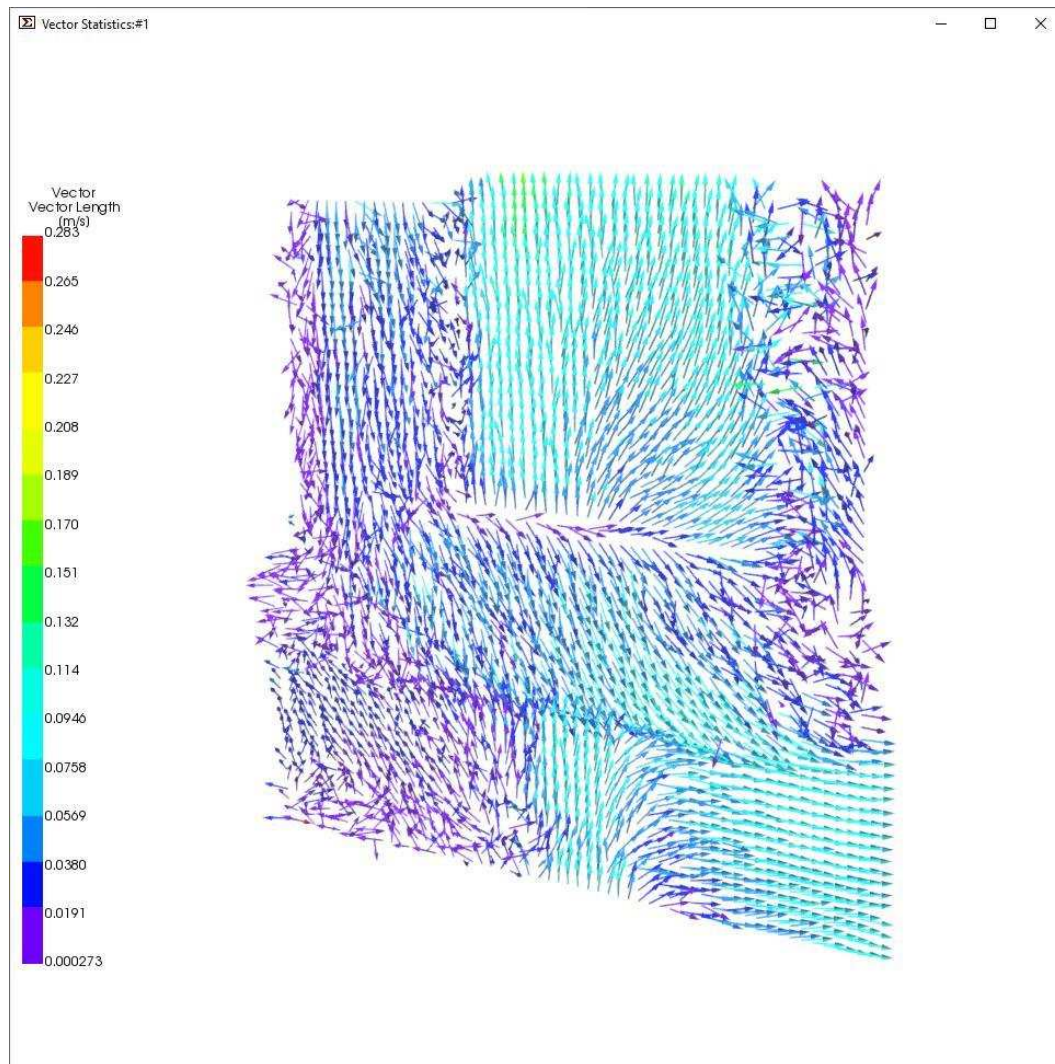


Figura 78 Stereo PIV Processing Configuración 2 500 us 3D.

Como se puede apreciar en la Figura 77 y Figura 78, el resultado es similar al obtenido para el tiempo entre disparos del láser de 1000 microsegundos, con la diferencia de que el resultado para alguna zona del modelo es más detallada que en este último. No obstante, para otras zonas del modelo, el resultado para el tiempo entre disparos mayor es más representativo. Esto se debe a que, al existir distintos valores de velocidad en el seno del fluido, puede que cada tiempo entre disparos sea bueno para una zona del modelo en concreto, teniendo así que realizar varias tomas de datos para obtener el campo de velocidades en todo el modelo de una forma satisfactoria.

4.2.3 Configuración 3

Para la tercera configuración de la Instalación, el caudal que atraviesa cada uno de los conductos del modelo es el siguiente:

- Caudal vena cava superior: 345 ml/min
- Caudal vena cava inferior: 477 ml/min
- Caudal arteria pulmonar derecha: 120 ml/min

- Caudal arteria pulmonar izquierda: 702 ml/min

La metodología de toma y análisis de datos para esta instalación es exactamente igual a la descrita en las anteriores configuraciones de la instalación

4.2.3.1 *Adaptative PIV Configuración 3. Tiempo entre disparos: 2000 us*

Al igual que con el resto de configuraciones, el primer paso a tomar es determinar qué tiempo entre disparos del láser es el correcto. Para esta configuración se ha determinado que el tiempo correcto es de 2000 microsegundos.

Para este tiempo entre disparos el campo de vectores obtenido en cada cámara son los siguientes:

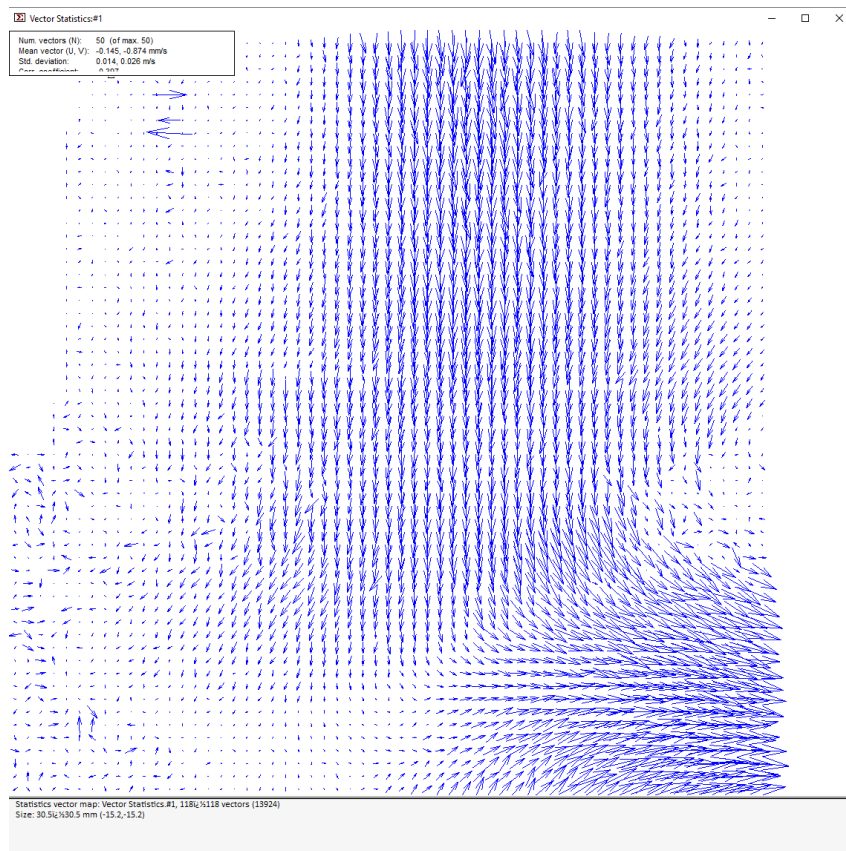


Figura 79 *Adaptative PIV configuración 3 Cámara 1.*

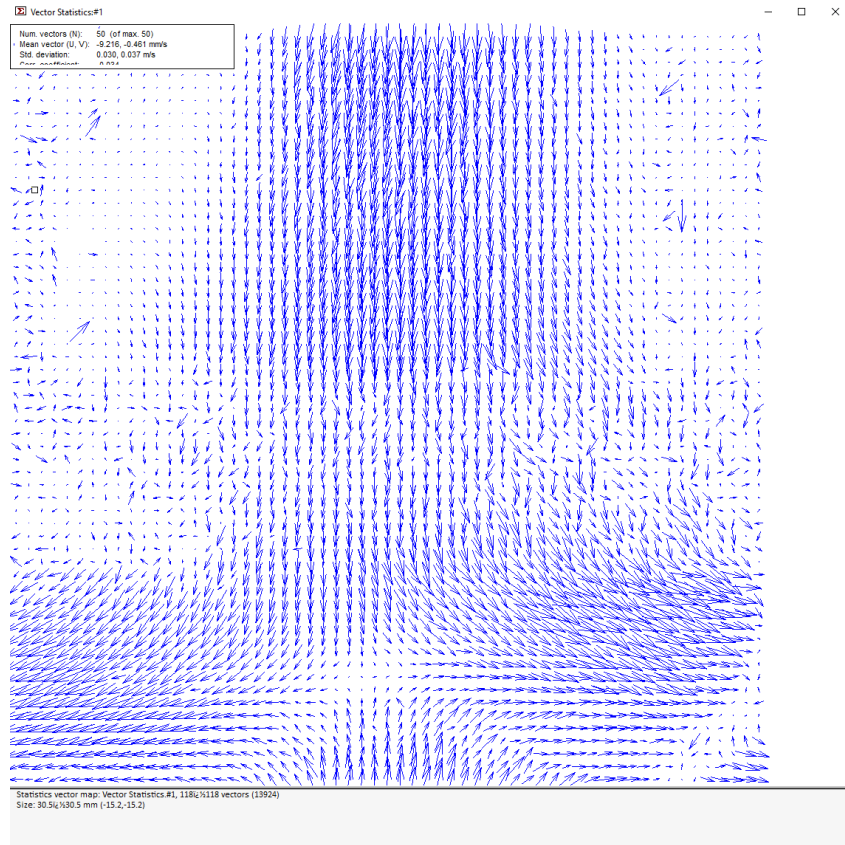


Figura 80 Adaptive PIV configuración 3 Cámara 2.

Como se puede apreciar en la Figura 79 y Figura 80, el resultado obtenido para ambas cámaras es coherente y muestra patrones de flujo claramente identificables por lo que se puede seguir adelante con el tratamiento de los datos.

4.2.3.2 Stereo PIV Processing Configuración 3. Tiempo entre disparos: 2000 us

Al igual que se ha hecho con el resto de toma de datos, se procesan los campos de velocidades de ambas cámaras con la herramienta “Stereo PIV Processing” y posteriormente se depura el resultado con la herramienta “Vector Statistics”. El resultado obtenido es el siguiente:

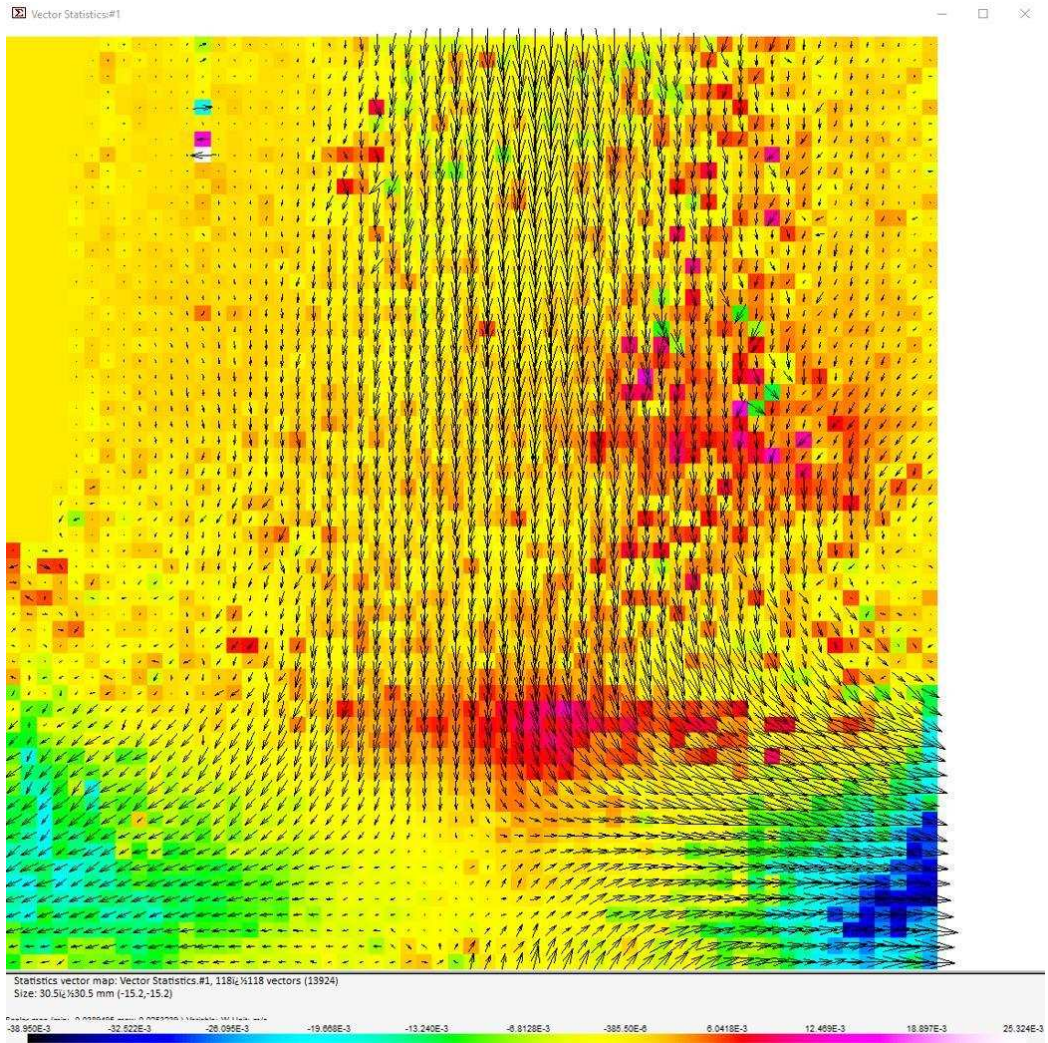


Figura 81 Stereo PIV Processing configuración 3 2D.

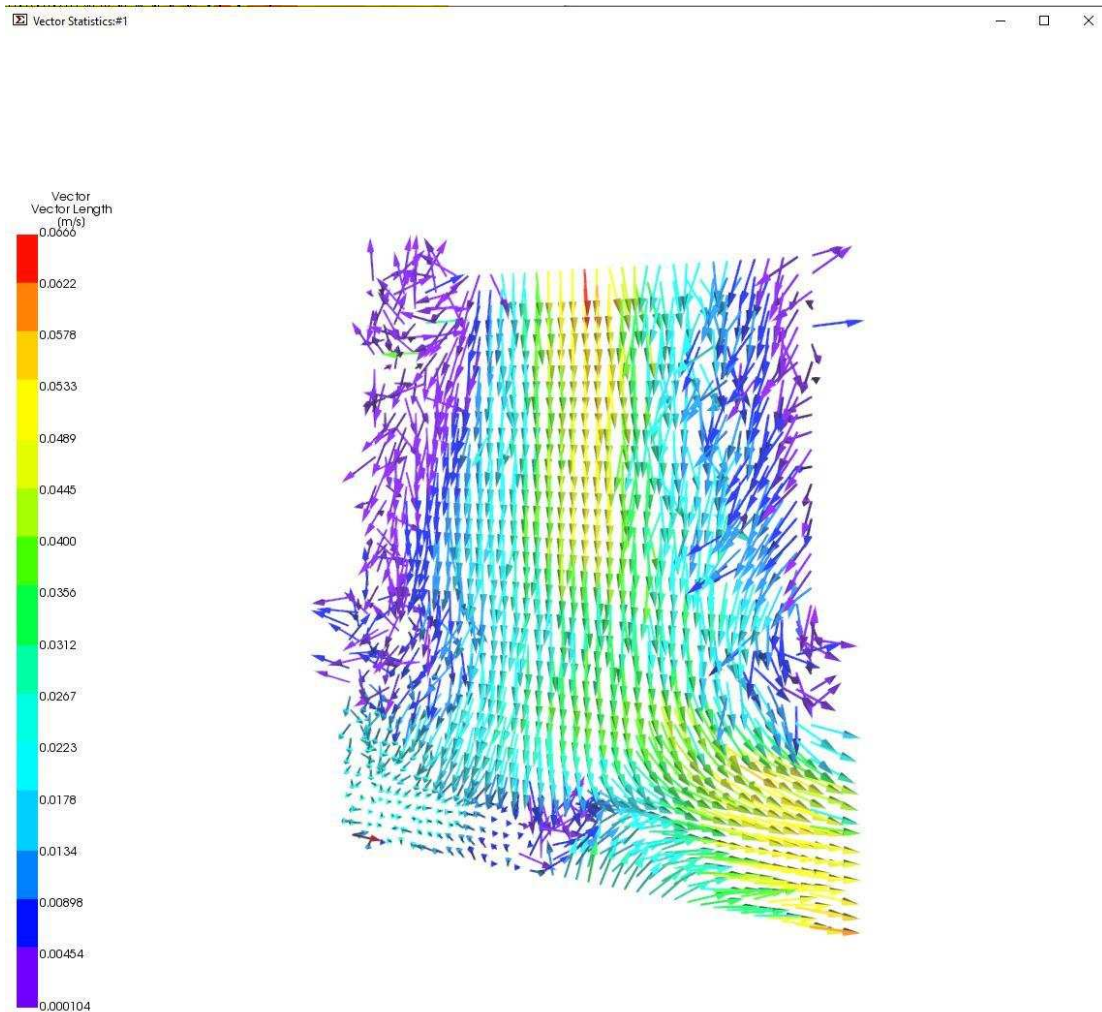


Figura 82 Stereo PIV Processing Configuración 3 3D.

Como se puede apreciar, los resultados obtenidos son coherentes y se pueden interpretar de forma correcta. Al igual que pasaba en el resto de configuraciones, podemos apreciar ambas entradas de fluido por la parte inferior y superior del modelo, así como la salida de fluido por los extremos derechos e izquierdo. También se puede apreciar que debido a que el caudal de entrada superior es mayor, la mezcla de los caudales de entrada se produce en la parte baja del modelo. También podemos apreciar en la zona de mezcla de fluidos la presencia de unos vórtices, es en estos donde tiene más presencia la componente de velocidad perpendicular al plano.

5 Conclusiones y líneas futuras

5.1 Conclusiones

En este trabajo, se ha implementado un circuito hidráulico sencillo estacionario como primera aproximación al estudio del campo de velocidades en un injerto de Fontan mediante velocimetría de imágenes de partículas estereoscópica.

En primer lugar, ha sido necesario hacer una calibración completa de la instalación. Esta tarea es fundamental y ha llevado gran parte del esfuerzo de este trabajo. Primero se ha realizado un correcto alineamiento geométrico del modelo con el láser. Después, se han calibrado las cámaras para poder reconstruir tridimensionalmente los vectores del campo de velocidades a partir de los campos individuales vistos por cada cámara.

Una vez calibrada la instalación se ha realizado una primera medida a partir de una configuración fluidomecánica simplificada para validar la rutina calibración. Esta etapa ha servido también para definir las etapas de la rutina de procesado de las imágenes obtenidas por las cámaras para obtener los campos de velocidades, incluyendo la limpieza de las imágenes brutas y el tratamiento estadístico de los resultados.

Finalmente, se configuró el circuito hidráulico en una versión más realista que busca del flujo en el interior de un injerto Fontan, donde se ha obtenido el campo de velocidades en el centro del injerto en dos conjuntos de caudales.

5.2 Líneas futuras

Si bien el trabajo realizado ha cumplido con los objetivos planteados, se dejan abiertas las siguientes cuestiones que pueden ser planteados para líneas futuras de trabajo.

1. Realizar el estudio con un modelo más realista que refleje la geometría de un injerto Fontan, ya que el modelo empleado en este trabajo es un modelo simplificado.
2. Desarrollar una instalación hidráulica que simulara de una forma más realista el flujo a través del injerto Fontan, ya que la empleada tiene un flujo constante.
3. Utilizar los resultados de obtenidos para validar modelos CFD.

6 Bibliografía

- [1] J. Wong *et al.*, “Exploring kinetic energy as a new marker of cardiac function in the single ventricle circulation,” *J Appl Physiol*, vol. 125, no. 3, 2018, doi: 10.1152/japplphysiol.00580.2017.
- [2] “Información sobre el síndrome de hipoplasia del ventrículo izquierdo.” Accessed: Apr. 25, 2024. [Online]. Available: <https://www.cdc.gov/ncbddd/spanish/heartdefects/hlhs.html>
- [3] Á. Alonso Arévalo, “Caracterización de un músculo neumático para su utilización en la cirugía Fontan,” *Universidad de Valladolid*, 2021.
- [4] P. Silva Labarca, “Terapia Fetal en Cardiopatías Congénitas.” Universidad de Chile.
- [5] “Procedimiento de Norwood,” Kidshealt. Accessed: Apr. 07, 2024. [Online]. Available: Procedimiento de Norwood
- [6] “Procedimiento de Fontan,” Kidshealth. Accessed: Apr. 08, 2024. [Online]. Available: Procedimiento de Fontan
- [7] “Cirugía de Fontan,” Cardiopatías Congénitas La Paz. Accessed: Apr. 15, 2024. [Online]. Available: <https://www.cardiopatiascongenitaslapaz.com/desde-el-palpito/cirugia-de-fontan/>
- [8] C. M. Haggerty *et al.*, “Simulating hemodynamics of the Fontan Y-graft based on patient-specific in vivo connections,” *Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery*, vol. 145, no. 3, 2013, doi: 10.1016/j.jtcvs.2012.03.076.
- [9] A. K. Prasad, “Stereoscopic particle image velocimetry Review Paper,” Springer-Verlag, 2000.
- [10] “Constant Temperature Anemometer (CTA),” Institute of Turbomachinery and Fluids Dynamics. Accessed: Apr. 25, 2024. [Online]. Available: <https://www.tfd.uni-hannover.de/en/research/our-services/measurement-technology/constant-temperature-anemometer>
- [11] P. Martín Rodríguez, E. Martín Rodríguez, A. M. Loredó-Souza, and B. E. Schettini Camano, “Utilización de anemómetro de hilo caliente a temperatura constante para mediciones de velocidad de aire en túnel de viento,” *Ingeniería Electrónica, Automática y Comunicaciones*, vol. 35, no. 1, 2014.
- [12] “Measurement Principles of LDA.” Accessed: Apr. 20, 2024. [Online]. Available: <https://www.dantecdynamics.com/solutions/fluid-mechanics/laser-doppler-anemometry-lda/measurement-principles-of-lda/>

- [13] J. Velásquez-Aguilar and A. Zamudio-Lara, "Procesamiento de Imágenes en Tiempo Real para Mediciones con Sistemas Ópticos".
- [14] D. A. Jonson, "Laser Doppler Anemometry," 1988.
- [15] F. Durst, G. Brenn, and T. H. Xu, "A review of the development and characteristics of planar phase-Doppler anemometry," *Measurement Science and Technology*, vol. 8, no. 11. 1997. doi: 10.1088/0957-0233/8/11/002.
- [16] "Measurement Principles of PDA." Accessed: Apr. 16, 2024. [Online]. Available: <https://www.dantecdynamics.com/solutions/spray-and-particle/phase-doppler-anemometry-pda/measurement-principles-of-pda/>
- [17] B. Ofner, "Phase Doppler Anemometry (PDA)," in *Optical Measurements: Techniques and Applications*, F. Mayinger and O. Feldmann, Eds., Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, 2001, pp. 139–152. doi: 10.1007/978-3-642-56443-7_9.
- [18] R. Natalia Pinochet *et al.*, "4D FLOW: Una nueva herramienta de diagnóstico para cardiopatías congénitas," *Revista Chilena de Radiología*, vol. 17, no. 3, 2011, doi: 10.4067/S0717-93082011000300007.
- [19] M. M. Bissell *et al.*, "4D Flow cardiovascular magnetic resonance consensus statement: 2023 update," *Journal of Cardiovascular Magnetic Resonance*, vol. 25, no. 1. 2023. doi: 10.1186/s12968-023-00942-z.
- [20] Zoran Stankovic, Bradley D. Allen, Julio Garcia, and Kelly B. Jarvis, "4D flow imaging with MRI," *Department of Radiology, Feinberg School of Medicine, Northwestern University, Chicago, USA*, 2014.
- [21] P. Vilanova Gallart, B. Muñiz Ribas, and J. Moreno Pigem, "Angiografía por resonancia magnética: técnica y aplicaciones en el estudio de la estenosis de carótida," *Imagen Diagnóstica*, vol. 5, no. 1, 2014, doi: 10.1016/j.imadi.2013.10.002.
- [22] M. Raffel, C. E. Willert, F. Scarano, C. J. Kähler, S. T. Wereley, and J. Kompenhans, "Particle Image Velocimetry: A Practical Guide," *Particle Image Velocimetry: A Practical Guide*, 2018.
- [23] J. Westerweel, "Fundamentals of digital particle image velocimetry," *Meas Sci Technol*, vol. 8, no. 12, 1997, doi: 10.1088/0957-0233/8/12/002.
- [24] P. Puga Sanchez, "velocimetría por imagen de partículas (PIV) aplicado a lechos fluidizados," *Universidad Carlos III de Madrid*, 2015.
- [25] "Measurement Principles of PIV," Dantec Dynamics. Accessed: Apr. 29, 2024.

- [Online]. Available: <https://www.dantecdynamics.com/solutions/fluid-mechanics/particle-image-velocimetry-piv/measurement-principles-of-piv/>
- [26] "Particle Image Velocimetry: Basics, Developments and Techniques." Accessed: Apr. 26, 2024. [Online]. Available: https://www.photonics.com/Articles/Particle_Image_Velocimetry_Basics_Developments/a25121
- [27] A.K. Prasad, "Stereoscopic particle image velocimetry," *Experiments in Fluids* 29, 2000.
- [28] M. Wernet, *Comparison of Tomo-PIV Versus Dual Plane PIV on a Synthetic Jet Flow*. 2017.

7 Presupuesto

Antes de presentar el presupuesto estimado del desarrollo del proyecto, se va a detallar la forma en la que se ha obtenido el precio por hora personal, así como el precio por hora de explotación de laboratorio.

Para determinar cuánto cuesta una hora de trabajo de un ingeniero se ha tomado como referencia el convenio de la siderometalurgia de Valladolid, el cual establece el salario base de Ingeniero en 31752,98€. A este mismo se le debe añadir los impuestos de cotización a la seguridad social, que serían de un 28,30%. Con esto tendríamos un salario anual de 40739,07€. Teniendo en cuenta que este salario está asociado a una jornada completa de 40h semanales y que un año tiene 52 semanas, tendríamos un salario por horas de 19,58€/hora.

Para el precio de explotación de laboratorio, la Universidad de Valladolid determina que el precio de explotación de un laboratorio con una instalación de estas características es de 40€/hora para personas ajenas a la universidad y de 25€/hora para explotación propia.

Salario base según convenio	31752,98€
Cotización SS (28,3%)	8986,09€
Salario total	40739,07€
Horas semanales	40 h
Semanas anuales	52
Salario por hora (€/h)	19,58€/h

A continuación, se van a detallar todas las partidas de gastos correspondientes al desarrollo de este proceso:

Recopilación de información e investigación sobre el tema

Concepto	unidades	Coste unitario	Coste total
Horas personales	90	19,58	1762,2
TOTAL:			1762,2

Tareas de laboratorio:

Concepto	unidades	Coste unitario	Coste total
Horas montaje de instalación (2 personas)	7	39,16	274,12
Horas de explotación laboratorio	7	25	175
Horas aprendizaje personal software	16	39,16	626,56
Horas de explotación laboratorio	16	25	400
Toma de datos (2 personas)	8	39,16	313,28
Horas de explotación laboratorio	8	25	200
Montaje nueva instalación (2 personas)	3	39,16	117,48
Horas de explotación laboratorio	3	25	75
Material para instalación	1	350	350
Material informático para desarrollo de TFG	1	5	5
TOTAL:			2536,44

Desarrollo de la memoria

Concepto	unidades	Coste unitario	Coste total
Horas personales	130	19,58	2545,4
TOTAL:			2545,4

Tratamiento de datos

Concepto	unidades	Coste unitario	Coste total
Horas personales	20	19,58	391,6
TOTAL:			391,6

El presupuesto total del proyecto asciende a **7235,64€**.