



Universidad de Valladolid



ESCUELA DE INGENIERÍAS
INDUSTRIALES

UNIVERSIDAD DE VALLADOLID

ESCUELA DE INGENIERÍAS INDUSTRIALES

Grado en Ingeniería en Tecnologías Industriales

Estudio del campo fluido en un modelo de aurícula

Autor: Anatol Hernández, Joaquín

Tutor: Castro Ruiz, Francisco

Ingeniería Energética y Fluidomecánica

Tutor: Pozo Álvarez, Alberto

Ingeniería Energética y Fluidomecánica

Valladolid, Junio de 2019

A Tita



Universidad de Valladolid



ESCUELA DE INGENIERÍAS
INDUSTRIALES

UNIVERSIDAD DE VALLADOLID

ESCUELA DE INGENIERÍAS INDUSTRIALES

Grado en Ingeniería en Tecnologías Industriales

Estudio del campo fluido en un modelo de aurícula

Autor: Anatol Hernández, Joaquín

Tutor: Castro Ruiz, Francisco

Ingeniería Energética y Fluidomecánica

Tutor: Pozo Álvarez, Alberto

Ingeniería Energética y Fluidomecánica

Valladolid, Junio de 2019

AGRADECIMIENTOS

En primer lugar, quisiera agradecer a Francisco Castro la oportunidad que me ha dado al poder realizar este Trabajo Fin de Grado y la confianza depositada al permitirme ser parte de este proyecto de investigación. Mencionar también, su apoyo y respaldo tanto en el periodo experimental en el laboratorio, como durante la redacción de este trabajo, mostrando gran interés por el proyecto y mi persona.

A Alberto Pozo, con el que he tenido la suerte de coincidir durante el desarrollo de la investigación. Un gran compañero del que he aprendido mucho, gracias a su capacidad de trabajo y gracias a su valor personal.

A José Ángel Moneo, cuyo conocimiento y experiencia han hecho posible la realización de este proyecto, facilitando y simplificando el manejo y el diseño de la instalación.

También quisiera agradecer el trato recibido por parte de los profesores del Departamento de Ingeniería Energética y Fluidomecánica, el cual me ha hecho sentirme muy cómodo durante mi estancia en el Laboratorio.

Por último, y naturalmente, agradecer a mi familia, a mis padres y a mi hermana Irene, la eterna paciencia y el cariño demostrado, sin el cual sería impensable haber podido terminar el grado y realizar este trabajo. Por el apoyo recibido hasta aquí y por el que recibiré, por señalarme siempre el mejor camino y darme las oportunidades para seguirlo, Gracias.

RESUMEN

Se ha diseñado y construido una instalación experimental para estudiar el patrón de flujo, estacionario y flujo pulsante, en un modelo idealizado de aurícula y orejuela izquierdas. Para determinar el campo de velocidades se ha utilizado la técnica de Velocimetría de Imágenes de Partículas (P.I.V.)

El análisis de los resultados ha permitido comparar el comportamiento del flujo dependiendo de las características del ciclo, así como del estado de flexibilidad o rigidez del apéndice. Asemejándose éste último estado a pacientes que padecen fibrilación auricular.

PALABRAS CLAVE

Biofluidos, Orejuela izquierda, P.I.V. (Velocimetría de Imágenes de Partículas), Fibrilación auricular, Flujo cardiaco.

ABSTRACT

An experimental installation has been designed and constructed to study the flow pattern in stationary and pulsating flow in an idealized model of left auricle and atrial appendage. In order to determine the velocity field, the Particle Image Velocimetry (P.I.V.) technique has been used.

The analysis of the results has allowed to compare the behaviour of the flow depending on the characteristics of the cycle, as well as the state of flexibility or rigidity of the appendix. The latter state resembling patients suffering from atrial fibrillation.

KEYWORDS

Biofluids, Left Atrial Appendage, P.I.V. (Particle Image Velocimetry), Atrial fibrillation, Cardiac flow.

ÍNDICE

ÍNDICE DE CAPÍTULOS

CAPÍTULO 1. INTRODUCCIÓN

1.1. PRESENTACIÓN.....	5
1.2. OBJETIVOS	5
1.3. METODOLOGÍA.....	6
1.4. CONTENIDO	6

CAPÍTULO 2. DESCRIPCIÓN FLUIDOMECÁNICA DEL CORAZÓN

2.1. SISTEMA CARDIOVASCULAR.....	11
2.2. LA SANGRE	19
2.3. CICLO CARDÍACO	24
2.4. OREJUELA IZQUIERDA DEL CORAZÓN	29
2.5. ENFERMEDADES CORONARIAS	37

CAPÍTULO 3. DESCRIPCIÓN DE LA INSTALACIÓN

3.1. INTRODUCCIÓN	47
3.2. MODELO IDEALIZADO DE AURÍCULA IZQUIERDA Y DE OREJUELA IZQUIERDA.....	49
3.3. CONFIGURACIONES DEL CIRCUITO HIDRÁULICO.....	57
3.4. ELEMENTOS DEL CIRCUITO	59
3.5. ELEMENTOS DE MEDIDA.....	72
3.6. P I V	79

CAPÍTULO 4. METODOLOGÍA DE MEDIDA

4.1. PREPARACIÓN DE LA INSTALACIÓN	93
4.2. AJUSTES EN LA PUESTA EN MARCHA DE LA INSTALACIÓN.....	102
4.3. GENERADOR DE CICLOS	108
4.4. REGISTRO Y PROCESADO DE IMAGEN.....	113

CAPÍTULO 5. ANÁLISIS DE LOS RESULTADOS

5.1. CONSIDERACIONES PREVIAS	127
5.2. OREJUELA FLEXIBLE.....	133
5.3. OREJUELA RÍGIDA.....	158

CAPÍTULO 6. CONCLUSIONES

6. CONCLUSIONES	191
-----------------------	-----

BIBLIOGRAFÍA

PUBLICACIONES.....	197
DIRECCIONES WEB.....	198

ANEXOS

ANEXO 1. GENERACIÓN DE TRABAJO DEL CORAZÓN	203
ANEXO 2. CIERRE PERCUTÁNEO DE LA OREJUELA.....	205
ANEXO 3. CARACTERIZACIÓN FLUIDODINÁMICA DEL FLUJO DE LA SANGRE.....	211
ANEXO 4. OTROS ELEMENTOS DEL CIRCUITO HIDRÁULICO	217
ANEXO 5. AJUSTE DEL PARALELISMO DEL MODELO	223
ANEXO 6. CONTROL DE LAS PROPIEDADES DEL FLUIDO	228

CAPÍTULO 1

INTRODUCCIÓN

Índice

1. INTRODUCCIÓN.....	5
1.1. PRESENTACIÓN	5
1.2. OBJETIVOS	5
1.3. METODOLOGÍA.....	6
1.4. CONTENIDO	6

1. INTRODUCCIÓN

1.1. PRESENTACIÓN

Este Trabajo Fin de Grado está enmarcado en el estudio del campo fluido en la orejuela izquierda, un apéndice situado en la aurícula izquierda del corazón. Para ello se ha diseñado un modelo idealizado en metacrilato donde se producen los fenómenos fluidomecánicos característicos del flujo en la aurícula y en la orejuela reales.

Para realizar este estudio experimental se ha modificado la instalación de flujo hemodinámico disponible en el Laboratorio de Mecánica de Fluidos del Departamento de Ingeniería Energética y Fluidomecánica de la Universidad de Valladolid. Dicha instalación ya había acogido previamente otros trabajos y proyectos de investigación relativos al flujo cardiaco.

El modelo idealizado de aurícula y orejuela izquierdas es rígido, por lo tanto, se ha configurado el circuito hidráulico de manera que se consiga simular la flexibilidad del apéndice. De esta forma, estableciendo las características del ciclo cardiaco, se pueden estudiar los patrones de flujo presentes tanto en corazones sanos, como en corazones de pacientes con fibrilación auricular, los cuales han perdido la contractibilidad del apéndice. Se ha estudiado el campo de velocidades en situaciones estacionarias, que no representan casos reales del corazón humano y en situaciones de flujo pulsante, que simula el ciclo cardiaco. La técnica utilizada para analizar el flujo es la Velocimetría de Imágenes de Partículas (P.I.V), la cual determina el campo de velocidades.

1.2. OBJETIVOS

El objetivo principal es analizar el comportamiento del fluido en la orejuela izquierda en diferentes fases del ciclo cardíaco, así como en condiciones de corazón sin capacidad contráctil de la orejuela, es decir pacientes con fibrilación auricular.

Para ello se ha realizado la remodelación de la instalación existente en el laboratorio de Mecánica de Fluidos. De manera que se pueda realizar el estudio del campo de velocidades del flujo en la orejuela durante el ciclo cardíaco y en condiciones de flujo estacionario.

Con estas medidas experimentales se pretende validar un modelo numérico CFD que simula el flujo en la orejuela.

Fruto del uso de la instalación y del análisis de los resultados, se han adquirido conocimientos útiles para mejorar el diseño del modelo y de la instalación en el futuro.

1.3. METODOLOGÍA

Previamente a la realización de las medidas, se necesita preparar y ajustar la instalación. Para empezar, se asegura que los dispositivos hidráulicos y eléctricos están bien conectados, después se coloca el modelo en la posición adecuada, de forma que la lámina de luz láser incida correctamente en la sección a estudiar.

Posteriormente se pone en marcha la instalación y se ajustan los diferentes elementos de regulación para conseguir los caudales requeridos en los distintos ensayos. Además, se comprueba que las condiciones de contorno, como la presión o la temperatura, sean las adecuadas.

A continuación, se fija la posición de la cámara para obtener las imágenes. Finalmente se efectúa el procesado de las imágenes obtenidas, del cual se obtiene el campo de velocidades.

1.4. CONTENIDO

La memoria del presente Trabajo Fin de Grado está compuesta por los siguientes capítulos:

- **Capítulo 1: Introducción.** Presenta el trabajo, los objetivos y la metodología desde una visión general.
- **Capítulo 2: Descripción Fluidomecánica del corazón.** Nos proporciona una descripción básica del sistema cardiovascular desde una perspectiva ingenieril. Se detallarán las propiedades de la sangre, que deberá cumplir el fluido utilizado en la simulación. A continuación, se introduce el ciclo cardiaco para caracterizar el entorno de la orejuela. Después se desarrolla la anatomía y el flujo en la orejuela, continuando con la exposición de posibles problemas cardíacos que se pueden presentar en dicho apéndice y su solución médica.
- **Capítulo 3: Descripción de la instalación.** Se describen los principales elementos del circuito, así como los parámetros de funcionamiento de los mismos, lo que proporciona una idea de la instrumentación empleada y cómo trabaja la instalación en conjunto.
- **Capítulo 4: Metodología de medida.** Se explica el procedimiento llevado a cabo para la puesta a punto de la instalación y para realizar los ensayos. También se describe el procedimiento de captura de imágenes y su posterior análisis.
- **Capítulo 5: Análisis de los resultados.** Presentación de todos los datos obtenidos de los ensayos realizados. Se obtendrá el campo de velocidades en la orejuela en flujo estacionario y flujo pulsante. Se mostrará un estudio de caudales en el ostium para la condición de orejuela rígida en flujo estacionario.
- **Capítulo 6: Conclusiones.** Descripción de los resultados más significativos alcanzados en las diferentes etapas de este proyecto.

CAPÍTULO 2

DESCRIPCIÓN FLUIDOMECÁNICA DEL CORAZÓN

Índice

2. DESCRIPCIÓN FLUIDOMECÁNICA DEL CORAZÓN	11
2.1. SISTEMA CARDIOVASCULAR	11
2.1.1. CORAZÓN	11
2.1.2. SISTEMAS ARTERIAL, VENOSO Y CAPILAR	15
2.1.3. CIRCULACIÓN	17
2.2. LA SANGRE	19
2.2.1. PROPIEDADES FÍSICAS	21
2.3. CICLO CARDÍACO	24
2.4. OREJUELA IZQUIERDA DEL CORAZÓN	29
2.4.1. ANATOMÍA DE LA OREJUELA IZQUIERDA	29
2.4.2. FLUJO EN LA OREJUELA IZQUIERDA	32
2.5. ENFERMEDADES CORONARIAS	37
2.5.1. FIBRILACIÓN AURICULAR	38
2.5.2. TROMBOSIS EN LA OREJUELA IZQUIERDA	41

2. DESCRIPCIÓN FLUIDOMECÁNICA DEL CORAZÓN

2.1. SISTEMA CARDIOVASCULAR

El sistema circulatorio constituye el sistema de intercambio de nutrientes a lo largo del cuerpo. Es un enlace, directo e indirecto, entre cada célula individual y los órganos homeostáticos. El buen funcionamiento del sistema cardiovascular lleva a un funcionamiento exitoso de cada uno de los demás sistemas homeostáticos (aparato respiratorio, digestivo y urinario).

La función primaria de este sistema es suministrar el oxígeno y los nutrientes esenciales a las células y recoger los desechos metabólicos que se han de eliminar después por los riñones, en la orina y por el aire exhalado en los pulmones, rico en dióxido de carbono.

Este sistema también efectúa otras funciones “auxiliares”. Ayuda al sistema endocrino a transportar las sustancias secretadas por las glándulas, lleva a cabo un proceso corporal que protege contra infecciones y tiene un papel importante en la regulación de la presión arterial y la temperatura corporal.

El sistema cardiovascular está constituido por el corazón, que actúa como una bomba volumétrica y un sistema vascular del que forman parte las arterias, las venas y los capilares, formando así una unidad funcional puesta al servicio de la sangre, que, como órgano de transporte, ha de estar en constante circulación irrigando los tejidos.

2.1.1. CORAZÓN

El corazón es un órgano encerrado en la cavidad torácica, en el centro del tórax en un lugar denominado mediastino (masa de tejidos que se sitúa entre el esternón y la columna vertebral).

El Pericardio es la membrana que rodea al corazón y protege válvulas, en relación con las cámaras, y las arterias y venas cardíacas que llevan la sangre al tejido del corazón. Esta impide que el corazón se desplace de su posición en el mediastino, al mismo tiempo que permite libertad de movimientos suficiente para su contracción rápida y fuerte. El pericardio consta de dos partes principales, el pericardio fibroso y el seroso. El **pericardio fibroso o parietal** es el superficial y se compone de tejido conectivo denso e irregular resistente. Previene el estiramiento excesivo del corazón, lo protege y lo fija al mediastino. El **pericardio seroso o visceral** que es la

porción profunda y se trata de una membrana más delgada y delicada que forma una doble capa alrededor del corazón. La **capa parietal** externa del pericardio seroso se fusiona con el pericardio fibroso. Su **capa visceral** interna, también llamada **epicardio**, se inserta en la superficie del corazón. Entre estas dos capas se encuentra una delgada película de líquido seroso. Este **líquido pericardio** es una secreción resbalosa de las células pericárdicas que reduce la fricción entre las membranas resultante de los movimientos cardiacos. El espacio que contiene los pocos mililitros del líquido pericárdico es la **cavidad pericárdica**.

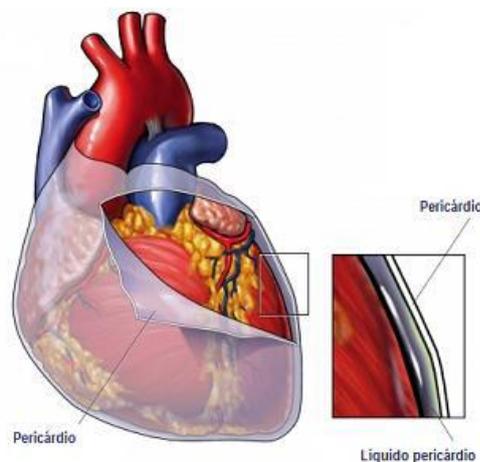


Figura 2.1. Pericardio del corazón

Fuente: <http://www.uv.mx/personal/cblazquez/files/2012/01/Sistema-Cardiovascular.pdf>

Capas de la pared cardíaca

La pared del corazón se forma con tres capas: epicardio, miocardio y endocardio:

- El **epicardio** externo, también llamado *capa visceral del pericardio seroso*, se compone de mesotelio y tejido conectivo delgado, que confiere textura lisa y resbaladiza a la superficie externa del corazón.
- El **miocardio** o capa intermedia, también llamado *músculo cardíaco*, es la capa muscular del corazón y consta de haces entrelazados de fibras musculares cardíacas. Es la más voluminosa y explica la capacidad del corazón para contraerse.
- El **endocardio** reviste las cavidades del corazón, cubre las válvulas y continúa la membrana de revestimiento de los grandes vasos sanguíneos.

Cavidades del corazón

El corazón está dividido en dos mitades por una pared de tejido, o *tabique*, que recorre toda su longitud.

La mitad derecha siempre contiene sangre pobre en oxígeno, procedente de las venas cava superior e inferior, mientras que la mitad izquierda del corazón siempre posee sangre rica en oxígeno y que, procedente de las venas pulmonares, será distribuida para oxigenar los tejidos del organismo a partir de las ramificaciones de la gran arteria aorta.

Cada mitad del corazón tiene una cavidad superior, la aurícula, y otra inferior o ventrículo, de paredes musculares muy desarrolladas. Existen, pues, dos atrios o aurículas: derecha e izquierda, y dos ventrículos: derecho e izquierdo.

- **Aurícula derecha**

Es una cámara de paredes delgadas que recibe la sangre de todas las partes de cuerpo, excepto de los pulmones. Tres grandes venas desembocan en ella: la *vena cava superior*, que trae la sangre venosa de la porción alta del cuerpo; la *cava inferior*, que trae sangre venosa de la porción baja del cuerpo, y el *seno coronario*, que drena la sangre del corazón. La aurícula derecha bombea la sangre venosa desoxigenada (azulosa) hacia el ventrículo derecho. La sangre fluye de la aurícula derecha al ventrículo derecho por la **válvula tricúspide**.

- **Ventrículo derecho**

Forma parte de la cámara anterior del corazón. Su interior contiene una serie de rebordes, que se forman con las haces protuberantes de fibras miocárdicas, la **trabéculas carnosas**, algunas de las cuales contienen la mayor parte del sistema de conducción e impulsos nerviosos del corazón. El **tabique interventricular** es la división que separa el ventrículo derecho del izquierdo. La sangre fluye del ventrículo derecho a través de la **válvula semilunar pulmonar** a una gran arteria, el *tronco de la arteria pulmonar*, que se divide en *arterias pulmonares* derecha e izquierda. Esta cámara es potente pues impulsa la sangre a través de los miles de capilares de los pulmones y de regreso hacia la aurícula izquierda del corazón.

- **Aurícula izquierda**

Forma gran parte de la base de corazón. Recibe la sangre ya oxigenada, procedente de los pulmones, a través de las cuatro venas pulmonares. Después de ser recibida en esta cámara, la sangre es bombeada hacia el ventrículo izquierdo a través de la **válvula mitral** (o **bicúspide**), que tiene solo dos cúspides de mayor grosor ya que el ventrículo izquierdo es el de mayor potencial de bombeo. La aurícula izquierda será la representada en nuestro modelo para el estudio del campo fluido.

- **Ventrículo izquierdo**

Es la cámara más muscular. Sus paredes son tres veces más gruesas que las del ventrículo derecho. Con su potente bombeo, esta cámara impulsa la sangre por la *aorta* a todas partes del cuerpo, excepto los pulmones. La sangre pasa del ventrículo izquierdo por la **válvula semilunar aórtica**, a la arteria de mayor calibre del cuerpo, la *aorta ascendente*. Desde esta, una parte fluye a las *arterias coronarias*, que se ramifican de la aorta y llevan la sangre al *cayado de la aorta* y la *aorta descendente*.

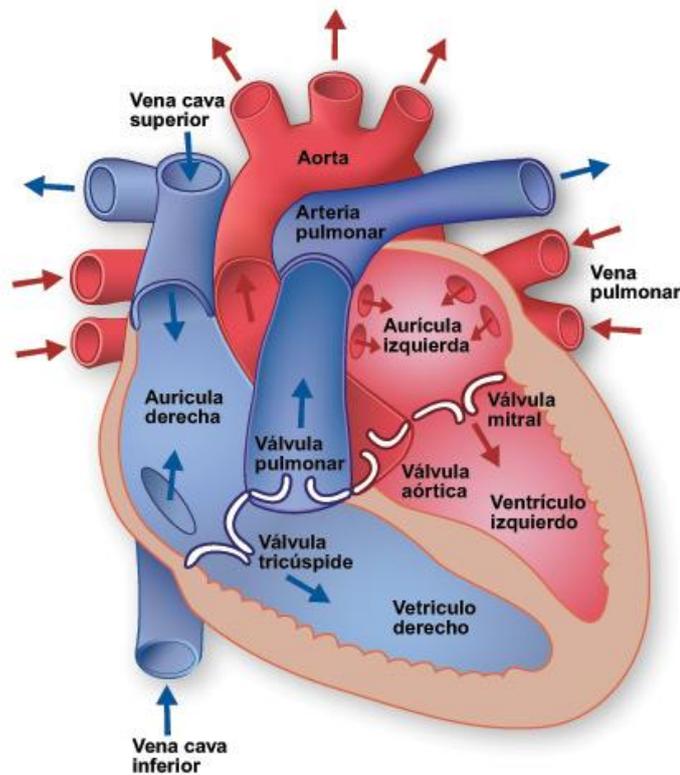


Figura 2.2. Cavidades del corazón y trayecto del flujo sanguíneo.

Fuente:

[http://www.cardiosalud.org/files/images/anatomia_del_corazon_texas_heart_institute.]

Las válvulas mitral y tricúspide impiden el flujo retrógrado de sangre desde los ventrículos hacia las aurículas durante la sístole, y las válvulas semilunares (válvulas aórtica y pulmonar) impiden el flujo retrógrado desde las arterias aorta y pulmonar hacia los ventrículos durante la diástole. Estas válvulas se cierran cuando un gradiente de presión retrógrada empuja la sangre hacia atrás, y se abren cuando un gradiente de presión anterógrada fuerza la sangre en dirección anterógrada (Guyton, 2006).

2.1.2. SISTEMAS ARTERIAL, VENOSO Y CAPILAR

- **Sistema arterial**

Las arterias son conductos por los que circula la sangre desde los ventrículos del corazón hasta los tejidos con el oxígeno y los nutrientes requeridos. Las arterias elásticas de gran calibre nacen en el corazón (aorta), cuyo diámetro puede llegar a ser de 3 cm. Se ramifican en arterias musculares de menor diámetro y con pared más delgada a medida que se alejan del corazón. Estas arterias musculares se dividen a su vez en otras más pequeñas, las arteriolas, pudiendo llegar a los 0,2 mm de diámetro. En estas se produce una gran resistencia al paso de la corriente, lo que ocasiona una elevada pérdida de carga, que ocasiona que se vean sometidas a altas diferencias de presión.

En el sistema arterial las fuerzas viscosas son las dominantes. Debido a la velocidad y diámetro característicos, en las arterias principales se obtienen números de Reynolds del orden de 2000. En las arteriolas, al tener menor diámetro y la sangre menos velocidad, encontramos números de Reynolds menores de 500.

Cuando las arteriolas entran en los tejidos se ramifican en incontables vasos microscópicos, conocidos como capilares.

La pared de las arterias tiene tres capas o tunicas: túnica interna, intermedia y externa.

Las paredes de algunas de las arterias y arteriolas poseen, además de su túnica elástica, una túnica muscular.

Debido a las fibras elásticas, las arterias suelen tener alta distensibilidad, que quiere decir que su pared se estira o expande sin desgarrarse en respuesta a pequeños incrementos de presión. Por eso, son capaces de mantener su forma cilíndrica incluso cuando están vacías, de forma contraria a lo que sucede en las venas. Dos troncos arteriales salen de la base del corazón: la arteria pulmonar, del ventrículo derecho y la arteria aorta, del ventrículo izquierdo.

- **Sistema venoso**

Las venas y las vénulas son vasos sanguíneos de paredes finas y poco elásticas preparadas para retornar la sangre a las aurículas del corazón. Se originan mediante pequeños ramos en las redes capilares.

A pesar de que las venas están compuestas esencialmente por las 3 mismas capas (tunicas) que las arterias el espesor relativo de las capas es diferente. La túnica interna de las venas es más delgada que la de las arterias y la túnica media de las venas es mucho más delgada que en las arterias, con relativamente poco músculo liso y fibras elásticas. La túnica externa de las

venas es la capa más gruesa y está formada por fibras elásticas y colágeno. Como los diámetros en el sistema venoso son del mismo orden de magnitud (ligeramente menores) que en el sistema arterial, las fuerzas de inercia pueden llegar a ser de nuevo influyentes. Sin embargo, tanto la velocidad como la presión, son menores que en el sistema arterial. Como consecuencia, las fuerzas de inercia no estacionarias son de menor importancia que en el sistema arterial. También la presión entre las venas es significativamente menor, cercana a 1 kPa. Debido a las bajas presiones, las fuerzas gravitacionales llegan a ser importantes, sobre todo en la posición vertical. Para superar el efecto de la gravedad, las venas disponen de válvulas que previenen el flujo inverso y aseguran el flujo unidireccional hacia el corazón.

- **Sistema capilar**

Los capilares son arterias que al entrar en los tejidos se ramifican en incontables vasos microscópicos que conectan las arteriolas con las vénulas. Estas llegan a casi todas las células del cuerpo, si bien su distribución varía con la actividad metabólica del tejido correspondiente. Su función principal consiste en permitir el intercambio de nutrientes y desechos entre la sangre y las células de los tejidos a través del líquido intersticial.

El flujo de la sangre de las arteriolas a las vénulas a través de los capilares se denomina microcirculación. El diámetro de los capilares es lo suficientemente pequeño (entre 4 y 10 μm) y la sangre ya no puede considerarse como un fluido homogéneo. Las paredes de los capilares están compuestas solo por una capa de células endoteliales y una membrana basal.

En el sistema capilar, las fuerzas viscosas dominan sobre las fuerzas de inercia, teniendo números de Reynolds próximos a cero. Consecuentemente, la microcirculación, incluyendo las arteriolas, puede ser aproximada como una colección de tubos paralelos o un medio poroso que generan una pérdida de carga en el flujo entre las arterias y las venas que se conoce como presión de perfusión.

$$P_a - P_v = R_p \cdot Q \quad \text{Ecuación 2.1. Presión de perfusión}$$

En la relación lineal de la Ecuación 2.1., P_a es la presión arterial, P_v la presión venosa, Q el flujo sanguíneo y R_p es la resistencia periférica que está controlada principalmente por las fibras musculares de las arteriolas.

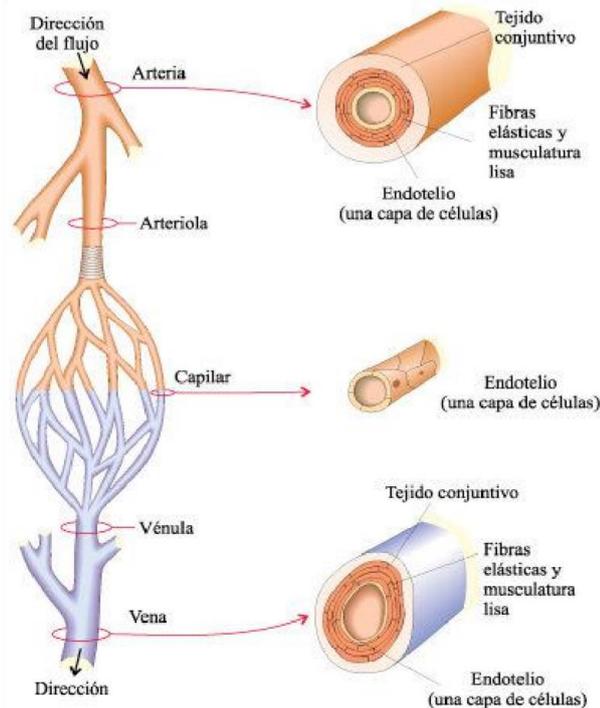


Figura 2.3. Sistemas arterial, venoso y capilar

Fuente: <http://www.uv.mx/personal/cblazquez/files/2012/01/Sistema-Venoso.pdf>

2.1.3. CIRCULACIÓN

El término “circulación” deriva de la raíz latina *circulatio*, que se refiere a los movimientos en círculo o por un trayecto circular. Se puede estudiar el sistema circulatorio dividido en dos circuitos circulatorios más pequeños:

- **Circulación menor o pulmonar:** este circuito lleva sangre del corazón a los pulmones y de estos al corazón; de manera más específica, la sangre viaja del ventrículo derecho por la arteria pulmonar, hasta los pulmones, las arterias pulmonares se dividen rápidamente hasta capilares que rodean a los sacos aéreos (alveolos), para intercambiar oxígeno y dióxido de carbono. De manera gradual, los capilares se reúnen tomando las características de venas. Las venas se unen para formar las venas pulmonares, que llevan sangre oxigenada de los pulmones a la aurícula izquierda.
- **Circulación mayor o sistémica:** este circuito es el principal de la circulación. Lleva la sangre oxigenada del corazón a todas las regiones del cuerpo, excepto a los pulmones, y luego de regreso al corazón. Todas las arterias sistémicas desembocan en la vena cava inferior o en la superior, las cuales a su vez lo hacen en la aurícula derecha.

Pasos a través de un circuito completo en el sistema cardiovascular:

Llenado de ventrículo izquierdo con sangre oxigenada. La sangre se oxigena en los pulmones y retorna a la aurícula izquierda a través de la vena pulmonar. Después esta sangre fluye desde la aurícula al ventrículo izquierdo a través de la **válvula mitral**.

Del ventrículo izquierdo la sangre es expulsada hacia al interior de la aorta. La sangre abandona el ventrículo izquierdo a través de la **válvula aórtica** localizada entre el ventrículo izquierdo y la aorta. Cuando el ventrículo izquierdo se contrae, la presión dentro del ventrículo aumenta y provoca la abertura de la válvula aórtica y la expulsión de la sangre hacia la aorta. Después la sangre fluye a través del sistema arterial impulsada por la presión generada por la contracción del ventrículo izquierdo.

El gasto cardíaco se distribuye entre diferentes órganos. El gasto cardíaco total del hemicardio izquierdo se distribuye en los órganos del cuerpo por medio de grupos de arterias paralelas. Así, se proporciona de manera simultánea 15% del gasto cardíaco al cerebro a través de las arterias cerebrales, 5% se entrega al corazón por medio de las arterias coronarias, el 25% llega a los riñones por las arterias renales.

El flujo sanguíneo de los órganos se recolecta en las venas. La sangre que abandona los órganos contiene productos de desecho del metabolismo, como dióxido de carbono. Esta sangre venosa mixta se recolecta en las venas de diámetro cada vez más grande y por último en la vena mayor, la **vena cava**. Esta lleva la sangre al hemicardio derecho.

Retorno venoso a la aurícula derecha. Ya que la presión en la vena cava es mayor que la de la aurícula, esta última se llena de sangre.

La sangre venosa mezclada llena el ventrículo derecho. La sangre venosa mezclada fluye desde la aurícula derecha hacia el ventrículo derecho a través de la **válvula tricúspide** en el hemicardio derecho.

La sangre es expulsada desde el ventrículo derecho a la arteria pulmonar. Cuando el ventrículo derecho se contrae, la sangre es expulsada a través de las válvulas pulmonares hacia la arteria pulmonar, que lleva sangre a los pulmones. En el lecho capilar de los pulmones se añade oxígeno a la sangre procedente del gas alveolar y se elimina el CO₂, que se añade al gas alveolar. Así, la sangre que abandona los pulmones contiene más O₂ y menos CO₂.

La sangre de los pulmones retorna al corazón a través de las venas pulmonares. La sangre oxigenada regresa a la aurícula izquierda a través de la vena pulmonar para un nuevo ciclo.

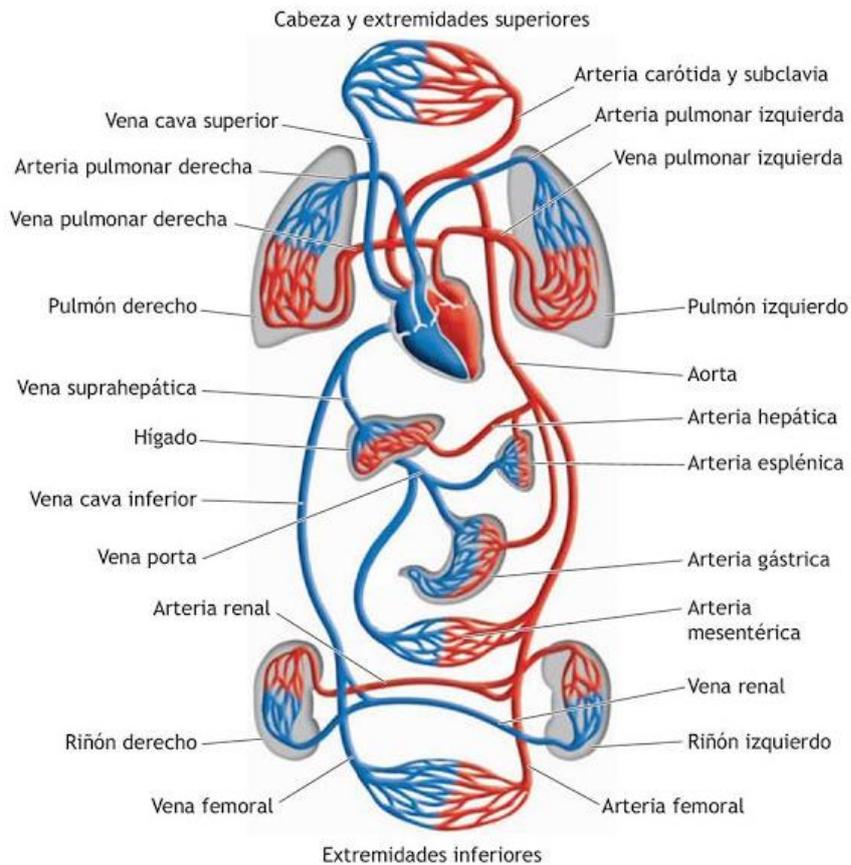


Figura 2.4 Sistema circulatorio

Fuente: <https://3.bp.blogspot.com>

2.2. LA SANGRE

La sangre es un fluido de composición compleja. Su función principal es proveer de nutrientes a las células del organismo (oxígeno, glucosa) y transportar desechos (dióxido de carbono, ácido láctico). Además permite transportar distintas sustancias (aminoácidos, hormonas, lípidos) entre órganos y tejidos. La sangre representa aproximadamente el 7% del peso humano, lo que equivaldría a unos 5 L en un adulto.

La sangre es un líquido, compuesto por agua y sustancias orgánicas e inorgánicas (sales minerales) disueltas, que forman el plasma sanguíneo constituyendo el 60% del volumen total y tres tipos de elementos o células sanguíneas: glóbulos rojos, glóbulos blancos y plaquetas, ocupando el 40% del volumen total, tal y como indica la Figura 2.5. Una gota de sangre contiene aproximadamente unos 5 millones de glóbulos rojos, de 5000 a 10000 glóbulos blancos y alrededor de 250000 plaquetas.

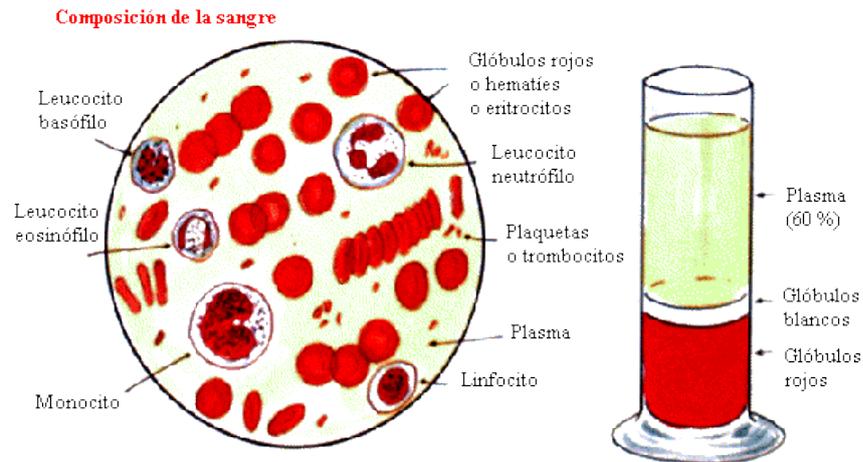


Figura 2.5. Composición de la sangre

Fuente: <http://www.anatomiahumana.ucv.cl/efi/modulo24.html>

El plasma sanguíneo es la parte líquida de la sangre, en su mayor parte agua. Es salado, de color amarillento y en él flotan los demás componentes de la sangre, también lleva los alimentos y las sustancias de desecho recogidas de las células.

Los glóbulos rojos, también denominados eritrocitos o hematíes, se encargan de la distribución del oxígeno molecular. Tienen forma de disco bicóncavo y son tan pequeños que en 1 mm^3 hay entre 4 y 5 millones, midiendo $7 \mu\text{m}$ de diámetro. No tienen núcleo, por lo que se consideran células muertas.

Los hematíes tienen un pigmento rojizo llamado hemoglobina que les sirve para transportar el oxígeno desde los pulmones a las células. Una insuficiente fabricación de hemoglobina o de glóbulos rojos por parte del organismo da lugar a anemia.

Los glóbulos blancos o leucocitos tienen una destacada función en el Sistema Inmunológico al efectuar trabajos de limpieza (fagocitos) y defensa (linfocitos). Son mayores que los hematíes, pero menos numerosos (unos siete mil por milímetro cúbico), son células vivas que se trasladan, se salen de los capilares y se dedican a destruir los microbios y las células muertas que encuentran por el organismo. También producen anticuerpos que neutralizan los microbios que producen las enfermedades infecciosas.

Las plaquetas son fragmentos de células muy pequeños, que sirven para taponar las heridas y evitar hemorragias.

La cantidad de partículas sólidas suspendidas en la sangre ofrece resistencia al avance del flujo, siendo este fenómeno la causa de que la sangre presente un comportamiento viscoso mayor que el agua. Además, dada la gran cantidad

de agua que presenta la sangre, tiene propiedades de incompresibilidad. El fluido que simule su comportamiento también deberá ser incompresible y tener una viscosidad adecuada.

2.2.1. PROPIEDADES FÍSICAS

2.2.1.1. DENSIDAD

La sangre se considera un fluido **incompresible** por la gran cantidad de agua que posee. Esto quiere decir que la densidad ρ permanece constante ante cambios de presión.

La **densidad de la sangre** puede variar de una persona a otra según su metabolismo, pero se suele considerar un valor constante de **1060 kg/m³**.

2.2.1.2. VISCOSIDAD DINÁMICA

La viscosidad dinámica μ , es la propiedad que relaciona el esfuerzo cortante τ , en un fluido en movimiento con la velocidad de deformación $\frac{\delta\theta}{\delta t}$, de las partículas fluidas. Las unidades en el S.I. son kg/ms.

La velocidad de deformación es el desplazamiento relativo de una capa de fluido respecto de la siguiente. De forma intuitiva se puede decir que la viscosidad dinámica mide la resistencia de un fluido al movimiento. Gráficamente, corresponde al valor de la pendiente de la tangente en cada punto a la curva de velocidad del fluido. Con la hipótesis de deformaciones infinitesimales, la velocidad de deformación es equivalente al gradiente de velocidad $\frac{\delta u}{\delta y}$.

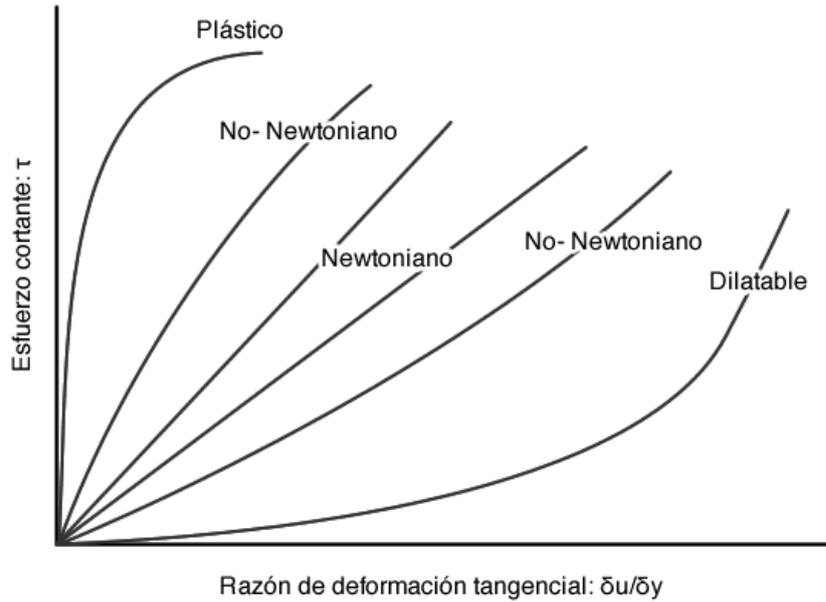


Figura 2.6. Tipos de fluidos según su viscosidad

Fuente: <http://www.textoscientificos.com/fisica/fluidos>

Tal y como se puede ver en la Figura 2.6, los fluidos newtonianos u homogéneos son los que muestran una viscosidad constante, como el agua. En este caso la relación es lineal, tal y como muestra la Ecuación 2.2.

$$\tau = \mu \cdot \frac{\delta u}{\delta y} \quad \text{Ecuación 2.2. Ley de Newton de la viscosidad}$$

En el caso de fluidos no Newtonianos o heterogéneos, esta dependencia no es lineal y la viscosidad toma el valor de la tangente en cada punto de la curva, dejando de ser constante. Es el caso de la sangre, aunque el plasma se comporta como un fluido Newtoniano, la presencia de glóbulos rojos (hematocrito), que suponen hasta el 99% de las partículas presentes en la sangre hacen que la viscosidad sea variable. Ésta se modifica dependiendo de las dimensiones del tubo y del tipo de flujo. Cuando la velocidad de la sangre se incrementa la viscosidad disminuye.

La viscosidad de la sangre depende drásticamente del hematocrito, aumentando su valor cuando el porcentaje de hematocrito es mayor, como muestra la Figura 2.7.

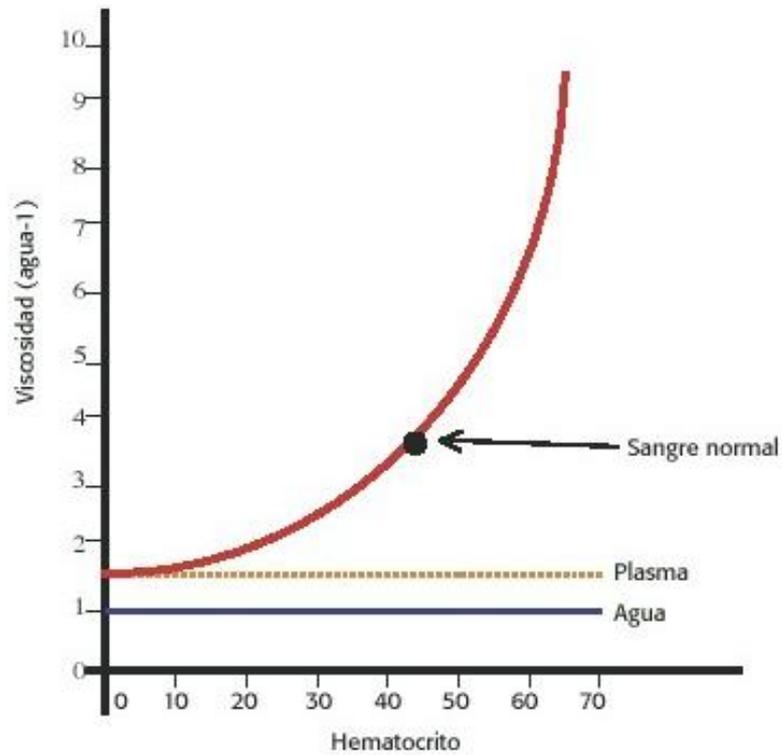


Figura 2.7. Relación entre viscosidad sanguínea y hematocrito

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

Se considera un valor medio de la viscosidad de la sangre de 3,5 centipoise (0.0035 Pas) a la temperatura de 38 °C.

En el Anexo 3. Se desarrolla la caracterización fluidodinámica del flujo de la sangre.

2.3. CICLO CARDÍACO

Los fenómenos cardíacos que se producen desde el comienzo de un latido cardíaco hasta el comienzo del siguiente se denominan ciclo cardíaco.

La sangre normalmente fluye de forma continua desde las grandes venas hacia las aurículas; aproximadamente el 80% de la sangre que llega al corazón fluye directamente a través de las aurículas hacia los ventrículos incluso antes de que se contraigan las aurículas, es decir los ventrículos se llenan porque las válvulas de entrada están abiertas. Después, la contracción auricular habitualmente produce un llenado de un 20% adicional de los ventrículos. Por tanto, las aurículas actúan como *bombas de cebado* para los ventrículos. Los ventrículos a su vez proporcionan la principal fuente de potencia para impulsar la sangre a través del sistema vascular (Guyton, 2006).

El ciclo cardíaco está compuesto por un período de relajación llamado **diástole**, seguido de un período de contracción denominado **sístole**.

Tanto las aurículas como los ventrículos atraviesan estas dos etapas en cada latido del corazón. La tabla de la Figura 2.8. ilustra el estado de las aurículas y los ventrículos en las fases de sístole y diástole ventricular (Dahl, 2012).

	Sístole ventricular	Diástole ventricular	
Ventrículos	Contracción	Relajación	
Aurículas	Relajación	Relajación	Contracción

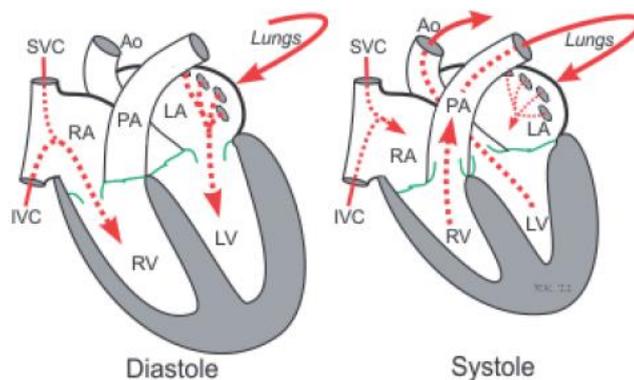


Figura 2.8. Flujo sanguíneo durante la sístole y diástole ventricular

Fuente: [Dahl, 2012]

CAPÍTULO 2: DESCRIPCIÓN FLUIDOMECÁNICA DEL CORAZÓN

Para analizar con más detalle los acontecimientos que se producen durante el ciclo cardíaco en el lado izquierdo del corazón se muestra la Figura 2.9. Las tres curvas superiores muestran los cambios de presión en la aorta, en el ventrículo izquierdo y en la aurícula izquierda, respectivamente. Aunque la presión auricular permanece más o menos constante se observan tres pequeños aumentos de presión (a, c y v) (Guyton, 2006). La cuarta curva representa el flujo sanguíneo en la aorta, la quinta los cambios del volumen ventricular izquierdo y la sexta el electrocardiograma (ECG).

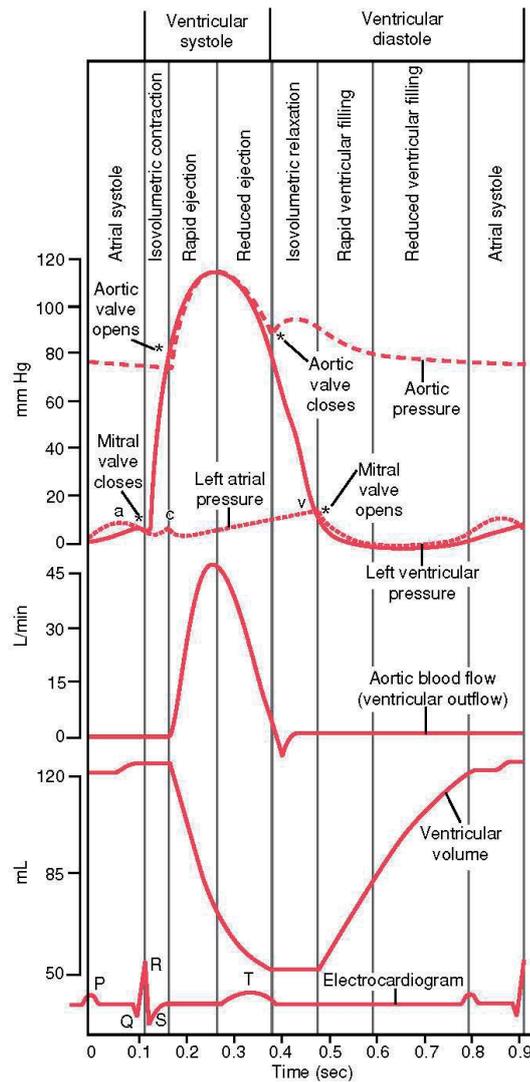


Figura 2.9. Cambios Presión-Volumen en el hemicardio izquierdo en un ciclo cardíaco

Fuente: [Dahl, 2012]

La duración del ciclo cardíaco total es el valor inverso de la frecuencia cardíaca. La duración del ciclo cardíaco es de 0,8 s, que se corresponde con una frecuencia cardíaca de 75 latidos por minuto. La diástole dura aproximadamente 0,5 s y la sístole 0,3 s.

Para analizar con más detalle los acontecimientos que suceden durante un ciclo cardíaco se pueden distinguir siete fases, explicadas a continuación para el hemicardio izquierdo del corazón. Los mismos hechos suceden en el hemicardio derecho, con la diferencia de que la presión en el hemicardio izquierdo es significativamente superior (Dahl, 2012).

- **Fase 1: contracción auricular.** Es la primera fase del ciclo cardíaco y se inicia con la **onda P** correspondiente al electrocardiograma. Esta onda está producida por la propagación de la despolarización en las aurículas y tiene 50 ms de duración aproximadamente (Rubenstein, 2015). Se corresponde con la última parte de la diástole ventricular, en la que todas las cámaras están relajadas y el ventrículo izquierdo está parcialmente lleno de sangre. No existe apenas flujo a través de la válvula mitral en esta etapa puesto que las presiones de la aurícula y el ventrículo izquierdos son prácticamente iguales.

Cuando la aurícula se contrae, la presión en su interior aumenta, causando un flujo adicional de sangre hacia el ventrículo izquierdo, se corresponde con la onda a del diagrama. Habitualmente la presión auricular derecha aumenta de 4 a 6 mmHg durante la contracción auricular y la presión auricular izquierda aumenta aproximadamente de 7 a 8 mmHg (Guyton, 2006).

La presión en la aurícula izquierda excede la presión en las venas, pero sólo pequeñas cantidades de flujo reverso tienen lugar. La sístole auricular dura aproximadamente 100 ms.

- **Fase 2: contracción isovolumétrica.** Es la primera etapa de la sístole ventricular. Aproximadamente 150 ms después del inicio de la onda P, **las ondas QRS** (0,09 s de duración) aparecen como consecuencia de la despolarización eléctrica de los ventrículos, que inicia la contracción de los ventrículos y hace que comience a elevarse la presión ventricular (Rubenstein, 2015). Como la presión en el interior del ventrículo supera la presión auricular, la válvula mitral se cierra inmediatamente. El ventrículo es ahora una cámara cerrada. Durante un corto período de tiempo la presión continúa creciendo rápidamente mientras las válvulas están cerradas. Durante esta fase no hay cambios de volumen, por eso se dice que es isovolumétrica. El rápido incremento en la presión del ventrículo izquierdo causa el pandeo de la válvula mitral hacia la aurícula izquierda, esto se puede observar en un pequeño pico en la curva de presión auricular, **la onda c.**

- **Fase 3: eyección rápida.** Una vez que la presión en el ventrículo izquierdo supera la presión en la aorta (aproximadamente 80 mmHg), la válvula aórtica se abre y comienza una rápida eyección de sangre hacia la aorta. Los músculos ventriculares comienzan a acortarse y el volumen del ventrículo disminuye. Como se puede ver en el diagrama, el gradiente de presión entre la aorta y el ventrículo izquierdo es muy pequeño. Esto es posible por la relativamente gran apertura de la válvula aórtica, es decir, baja resistencia. Como resultado de la contracción y el acortamiento del ventrículo izquierdo, el anillo mitral desciende y la aurícula izquierda se expande ligeramente teniendo lugar una caída de presión en la aurícula izquierda. La sangre venosa continúa pasando a la aurícula izquierda y la presión auricular comienza a aumentar de nuevo.
- **Fase 4: eyección reducida.** Se observa la **onda T** del electrocardiograma, que representa la fase de repolarización de los ventrículos, cuando las fibras del músculo ventricular comienzan a relajarse. Esta onda dura 50 ms aproximadamente y tiene lugar 250 ms después de que el complejo QRS finalice (Rubenstein, 2015). Se reduce la presión en el ventrículo izquierdo y comienza el período de eyección reducida. La presión en el ventrículo izquierdo decrece gradualmente y cae ligeramente por debajo de la presión en la aorta, que también está disminuyendo. En cambio, la sangre continúa saliendo del ventrículo izquierdo debido a la inercia. Al final de la sístole, la presión en el ventrículo izquierdo cae aún más rápido y aparece un flujo reverso de sangre hacia el ventrículo izquierdo. La sangre fluye hacia las cúspides de la válvula aórtica, que se cierra abruptamente. El llenado pasivo de la aurícula continúa durante este período hasta el final de la quinta fase.

Para una persona normal en reposo, la sístole ventricular (fases 2, 3 y 4) dura aproximadamente 270 ms (Klabunde, 2005).

- **Fase 5: relajación isovolumétrica.** Después de que se cierra la válvula aórtica, el ventrículo continúa relajándose y la presión cae drásticamente. El volumen del ventrículo izquierdo permanece constante porque todas las válvulas están cerradas. Este es el comienzo de la diástole ventricular. La presión en la aurícula alcanza ahora su máximo, el pico de la curva de presión auricular, **la onda v**.
- **Fase 6: llenado rápido.** Cuando la presión en el ventrículo izquierdo cae por debajo de la presión en la aurícula izquierda, la válvula mitral se abre rápidamente. La sangre acumulada en la aurícula durante la sístole fluye ahora hacia el ventrículo izquierdo. La presión en el ventrículo y en la aurícula izquierdas continúan cayendo, la de la aurícula porque se está vaciando hacia el ventrículo y la del ventrículo porque aún está bajo relajación. La relajación en marcha del ventrículo izquierdo crea una

succión adicional de sangre procedente de la aurícula izquierda. El volumen en la aurícula izquierda decrece mientras que el ventrículo izquierdo se está expandiendo.

- **Fase 7: llenado reducido.** Como el ventrículo izquierdo continúa llenándose y expandiéndose, la presión en el ventrículo izquierdo comienza a incrementarse de nuevo. Esto reduce el gradiente de presión entre las dos cámaras y el llenado se ralentiza. Durante este período las venas pulmonares rellenan la aurícula izquierda y restauran un gradiente de presión aurículoventricular positivo.

La diástole ventricular comprende las fases 5, 6, 7 y 1 y dura aproximadamente 530 ms para una persona con una frecuencia cardíaca de 75 latidos por minuto.

2.4. OREJUELA IZQUIERDA DEL CORAZÓN

Existen dos orejuelas en el corazón localizadas en cada aurícula, una en el hemicardio derecho y otra en el izquierdo, que es la que va a ser objeto de estudio en este trabajo.

2.4.1. ANATOMÍA DE LA OREJUELA IZQUIERDA

La orejuela izquierda, también conocida por su abreviatura **LAA** (*Left Atrial Appendage*) es una cavidad adicional, con forma de dedo, que se encuentra en la pared de la aurícula izquierda. La unión con la aurícula izquierda está definida por un orificio estrecho denominado **ostium** que da acceso a esta cavidad. Existe gran variedad de tamaños y formas para este apéndice, descubiertos gracias a la ecocardiografía transesofágica (TE). Su relación con las estructuras cardíacas y extracardíacas adyacentes puede ser de gran relevancia cuando se necesita realizar una intervención (Beigel, 2014). La orejuela izquierda deriva de la pared izquierda de la aurícula primaria, pero posee características fisiológicas diferentes a las de la aurícula izquierda. Se encuentra en los confines del pericardio en estrecha relación con la pared libre del ventrículo izquierdo, de ahí que su vaciado y llenado esté significativamente afectado por la función del ventrículo izquierdo (Al-Saady, 1999).

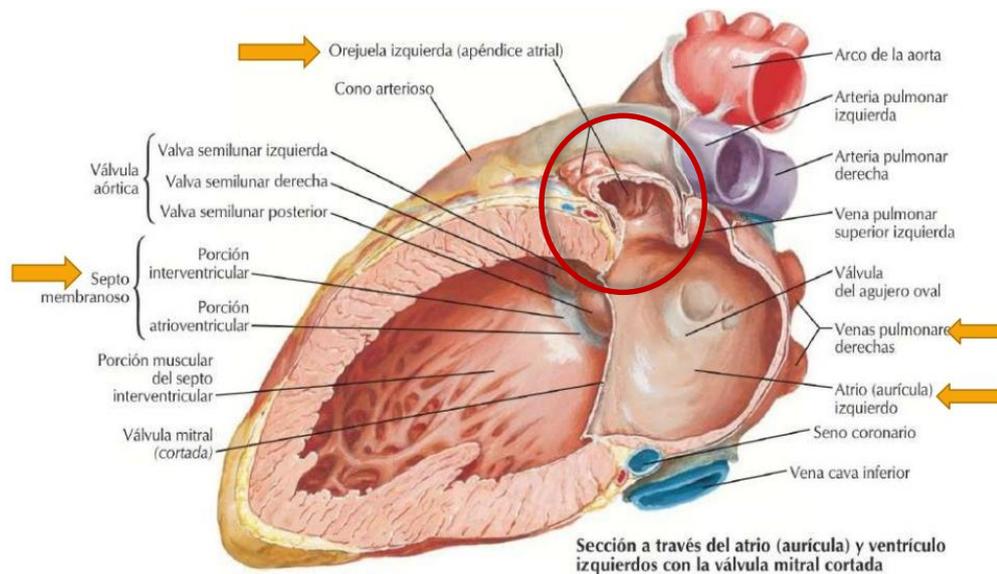


Figura 2.10. Sección de aurícula y ventrículo izquierdos con orejuela rodeada.

Fuente: <http://www.cardiomedica.es/ccbasicas/anat/index.php>

El aspecto externo del LAA es el de una estructura tubular ligeramente aplastada con almenas, a menudo con uno o más dobleces y terminando en una punta puntiaguda, que suele estar dirigida lateralmente y hacia atrás. Debido a su forma levemente aplanada, la superficie inferior generalmente se encuentra sobre el ventrículo izquierdo y la superficie superior está debajo del pericardio fibroso. Internamente, el orificio del apéndice (ostium) suele ser ovalado, mientras que las formas redonda, triangular y de gota de agua son menos frecuentes (Wang, 2010).

El reborde lateral izquierdo separa los orificios de las venas pulmonares izquierdas del orificio de la orejuela izquierda, pero la relación precisa entre el nivel del orificio y su distancia a los orificios venosos varía (López-Mínguez, 2014).

Uno de los primeros estudios sobre la anatomía del LAA lo realizaron Ernst et al. en 1995 estudiando su morfología mediante moldes de resina sintética hechos en la autopsia. En 198 de los casos disponían de un ECG antemortem (143 con ritmo sinusal y 55 con fibrilación auricular). Los resultados ofrecieron grandes variaciones de tamaños:

- El volumen de los moldes estaba comprendido entre 0.7 y 19.2 mL.
- El diámetro del ostium varió de 10 a 40 mm.
- La longitud del LAA osciló entre 16 y 51 mm.

Las muestras de los pacientes que habían padecido fibrilación auricular eran más voluminosas, con orificios más grandes y menos ramificaciones que las de ritmo sinusal.

En un gran estudio de corazones post mortem (Veinot, 1997) definió los **lóbulos** como **protuberancias del cuerpo principal** con la porción de cola, mientras que las curvas en la cola no constituyen más lóbulos. Encontró que 2 lóbulos eran lo más común (54%), seguidos de 3 lóbulos (23%), 1 lóbulo (20%) y 4 lóbulos (3%). No encontró diferencias en la morfología del LAA relacionadas con la edad o el sexo de la persona.

Un mayor número de lóbulos ha sido asociado con la presencia de trombos, independiente del riesgo clínico y la estasis sanguínea (Yamamoto, 2014). En un estudio (Di Biase, 2012) se utilizó la tomografía computarizada multidetector (MDCT) y la imagen por resonancia magnética (MRI) para clasificar las formas del LAA en pacientes con fibrilación auricular crónica en 4 tipos morfológicos: *ChickenWing*, el más usual con el 48%, *Cactus* (30%), *WindSock* (19%) y *CauliFlower* (3%).

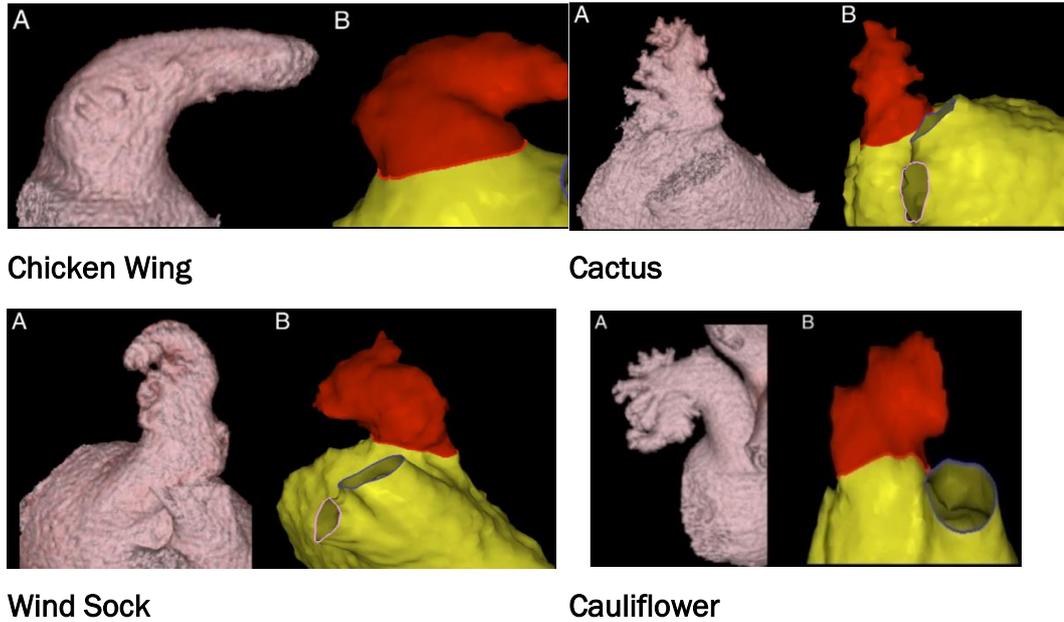


Figura 2.1.1. Distintas morfologías de orejuela izquierda obtenidas por MDCT (A) y MRI (B)

Fuente: [Di Biase, 2012]

- **ChickenWing:** posee un lóbulo dominante que muestra una angulación en su porción proximal o media, volviendo en dirección al origen (ostium). Este tipo de LAA puede tener lóbulos secundarios con diferente orientación respecto al lóbulo principal.
- **Cactus:** se caracteriza por un lóbulo central dominante con lóbulos secundarios que se extienden desde el lóbulo central en direcciones superior e inferior. Las variaciones de este tipo se relacionan con el número, la ubicación y la orientación de los lóbulos secundarios.
- **Windsock:** un lóbulo dominante de suficiente longitud constituye la estructura primaria. Las variaciones surgen con la ubicación y el número de lóbulos secundarios o incluso terciarios que surgen del lóbulo dominante en dirección inferior.
- **Cauliflower:** su principal característica es que tiene una longitud total limitada con características internas más complejas. Las variaciones de este tipo muestran una morfología usualmente irregular del ostium (ovalado vs redondo), un número variable de lóbulos presentes, la ausencia de un lóbulo dominante y la proximidad de separaciones internas o crestas cerca del ostium.

Según el estudio realizado por Di Biase et al. en 2012 la morfología cauliflower de orejuela izquierda presenta el mayor riesgo tromboembólico.

Sin embargo, esta clasificación no es tan clara como se podría pensar ya que puede haber confusión de las distintas morfologías cuando se ve la orejuela desde ángulos diferentes (Beigel, 2014), tal y como muestra la Figura 2.12.

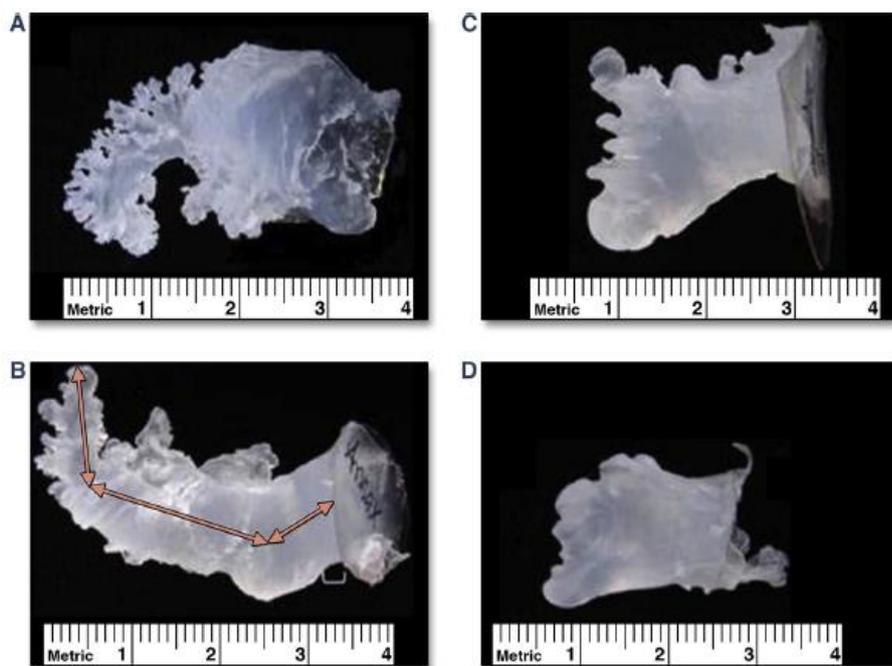


Figura 2.12. Morfologías de orejuela obtenidas mediante moldeo de corazones explantados:

A) ChickenWing, B) Windsock, C) Cauliflower, D) Cactus

Fuente: [Beigel, 2014]

En la Figura 2.12. realmente sólo hay dos muestras: una se corresponde con A) y B) y la otra con C) y D), en las que lo único que cambia es la perspectiva de la imagen.

2.4.2. FLUJO EN LA OREJUELA IZQUIERDA

La orejuela izquierda actúa como una cámara de amortiguamiento durante la **sístole** ventricular y en los períodos de alta presión en la aurícula izquierda (Al-Saady, 1999).

Muestra un **patrón de contracción** distinto al resto de la aurícula izquierda ya que se contrae en mayor medida. El flujo sanguíneo dentro del LAA se ha estudiado con ecocardiografía transesofágica, que proporciona buenas vistas

del apéndice y su orificio. El flujo de LAA medido por Doppler en pacientes con ritmo sinusal se describió como bifásico (García-Fernández, 1992).

Con el inicio de la diástole, se relaja el ventrículo izquierdo y el apéndice se vacía con lo que el flujo se produce hacia fuera del apéndice atravesando la válvula mitral. Coincidente con la sístole auricular, existe un flujo adicional hacia adelante por contracción del apéndice. Con la sístole ventricular (el ventrículo izquierdo se contrae) se inicia un flujo reentrante en LAA, gracias a la elasticidad del apéndice (Al-Saady, 1999).

Fyrenius et al. realizaron en 2001 un estudio real del flujo en el interior del corazón sobre 11 pacientes sanos, mediante imagen por resonancia magnética. A partir de los campos de velocidad obtuvieron las sendas, líneas de corriente y tiempos de tránsito.

Observaron que la entrada de sangre procedente de las venas pulmonares derechas se realiza suavemente por la pared auricular, mientras que las venas izquierdas realizan una entrada más brusca redirigiéndose hacia la válvula mitral.

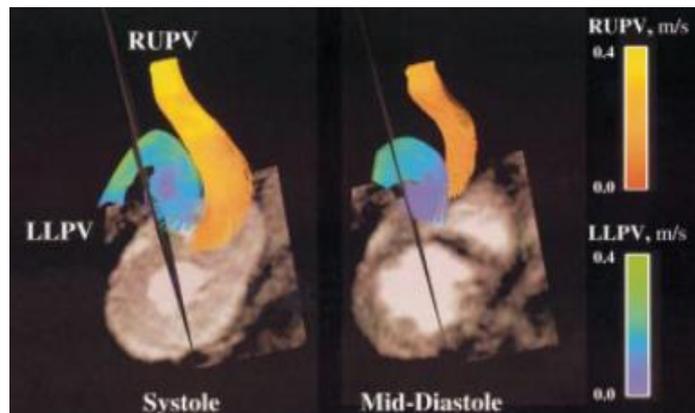


Figura 2.13. Líneas de campo de los flujos de las venas pulmonares der. (naranja) e izq. (azul)

Fuente: [Fyrenius, 2001]

En todos los sujetos se identificaron **dos vórtices temporales en la aurícula izquierda** durante la sístole y hacia la mitad de la diástole. El eje de rotación de ambos vórtices tiene forma de media luna y es paralelo al plano del anillo mitral.

El flujo procedente de la vena pulmonar izquierda contribuyó a la mayoría del volumen incorporado a los vórtices auriculares, tanto en la sístole como en la mitad de la diástole. En cambio, el flujo venoso pulmonar derecho se encuentra restringido entre la periferia del vórtice y la pared auricular.

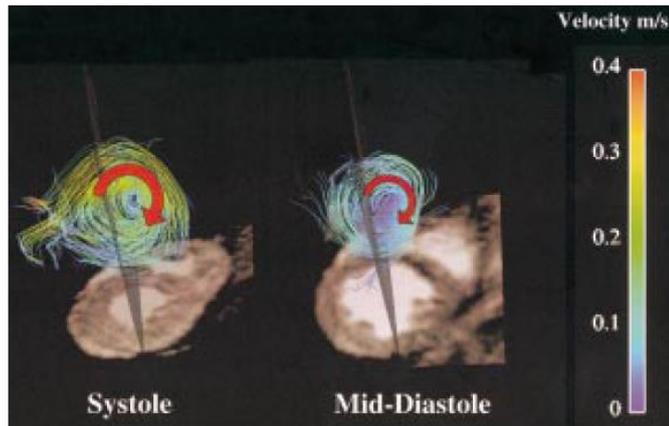


Figura 2.14. Vórtices en la aurícula izquierda en la sístole (izq.) y en la mitad de la diástole (der.)

Fuente: [Fyrenius, 2001]

En la Figura 2.15. se muestran unos tiempos aproximados para la progresión de los vórtices en la aurícula izquierda. A es la diástole tardía, D es la diástole, MD media-diástole, R el flujo reverse en la contracción auricular y S la sístole.

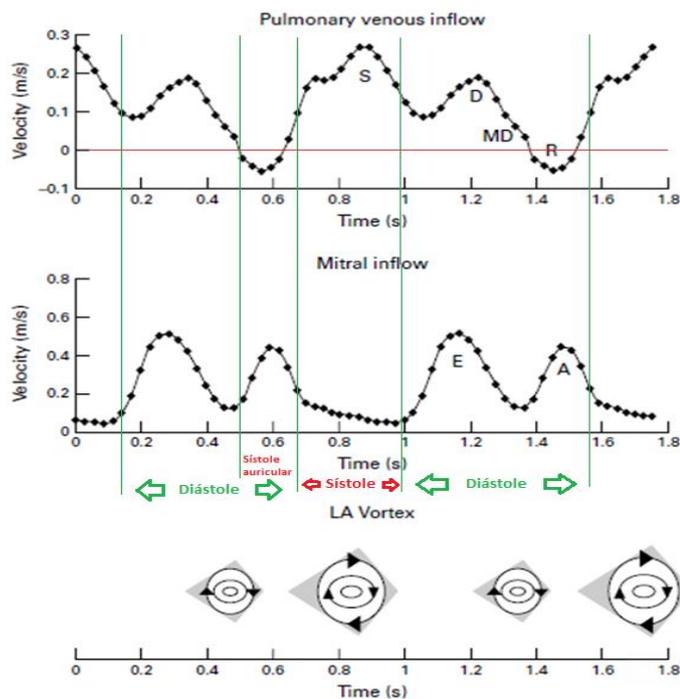


Figura 2.15. Velocidad en el flujo de entrada de las venas pulmonares (arriba) y en el anillo mitral (centro) durante el ciclo cardíaco. Progresión aproximada de los vórtices en la aurícula izq. (abajo)

Fuente: [Fyrenius, 2001]

Se distinguen las siguientes etapas en cuanto al desarrollo de los vórtices en la aurícula izquierda:

- **Sístole ventricular**

El flujo vortical en la aurícula izquierda comienza a desarrollarse justo antes de la sístole ventricular, y aumenta su magnitud durante la sístole. Los diámetros de los vórtices hacia el final de la sístole están comprendidos entre 2.5 y 3.5 cm. El vórtice desaparece al inicio de la diástole. La duración total del vórtice sistólico es de 280 ms, independientemente de la frecuencia cardíaca.

- **Inicio de la diástole**

Sangre de las cuatro venas pulmonares pasa directamente a la aurícula izquierda y atraviesa la válvula mitral durante el rápido vaciado ventricular producido durante la diástole.

- **Diástole**

Un segundo vórtice en la aurícula izquierda se desarrolla hacia la mitad de la diástole. El flujo vortical aparece siguiendo al pico de flujo entrante al inicio de la diástole y su diámetro alcanza su máximo valor hacia la mitad de la diástole, con valores comprendidos entre 3.3 y 2.2 cm. Desde su inicio hasta su desaparición con la contracción auricular, la duración del vórtice fue de 256 ms, aunque dependía en gran medida de la frecuencia cardíaca.

- **Contracción auricular**

El vórtice de la mitad de la diástole se extingue con la contracción auricular y el retroceso del anillo mitral. Las líneas de campo mostraron flujo reverso de sangre auricular hacia las venas pulmonares y flujo hacia adelante a través de la válvula mitral.

Se identificó flujo entrante desde la orejuela izquierda durante la contracción auricular en 9 de los 11 sujetos. Las líneas de campo mostraron una pequeña área de propulsión del flujo desde el apéndice hasta la aurícula izquierda, con recirculación hacia la orejuela durante su posterior relajación.

Los vórtices que aparecen en la sístole y hacia la mitad de la diástole son el resultado de la interacción dispar del flujo entrante de las venas pulmonares derechas e izquierdas con las paredes de la aurícula y con la otra parte del flujo durante las fases del ciclo cardíaco, cuando la salida de sangre de la aurícula disminuye o se para.

El volumen residual presente en la aurícula en el comienzo de esas fases es arrastrado por el flujo entrante y se incorpora al vórtice, de este modo se evita una deceleración completa. El flujo procedente de las venas pulmonares derechas sigue el vórtice por su periferia, restringido entre el vórtice y la pared auricular. Como resultado, en lugar de expandirse hasta el ancho de la aurícula izquierda y decelerarse proporcionalmente, el flujo entrante derecho está efectivamente limitado a un paso estrecho que preserva su velocidad, distribución compacta y dirección hacia la válvula mitral. Al mismo tiempo, las velocidades del flujo entrante derecho en la periferia del vórtice hacia la izquierda podrían aumentar su duración. Este comportamiento diferente del flujo procedente de las venas pulmonares derecha e izquierda está presente durante la sístole, cuando la válvula mitral está cerrada, y durante la mitad de la diástole, cuando un relativo paso directo del flujo entrante procedente de las venas pulmonares derechas coexiste con una recirculación justo encima de una válvula mitral parcialmente cerrada (Fyrenius, 2001).

Además de actuar como volantes de inercia acumulando la energía cinética, los vórtices previenen la aparición de la estasis y por tanto la coagulación de la sangre en el interior de la aurícula.

2.5. ENFERMEDADES CORONARIAS

Las enfermedades del corazón constituyen la primera causa mortal en Europa y Estados Unidos, tal y como recoge la Figura 2.16.

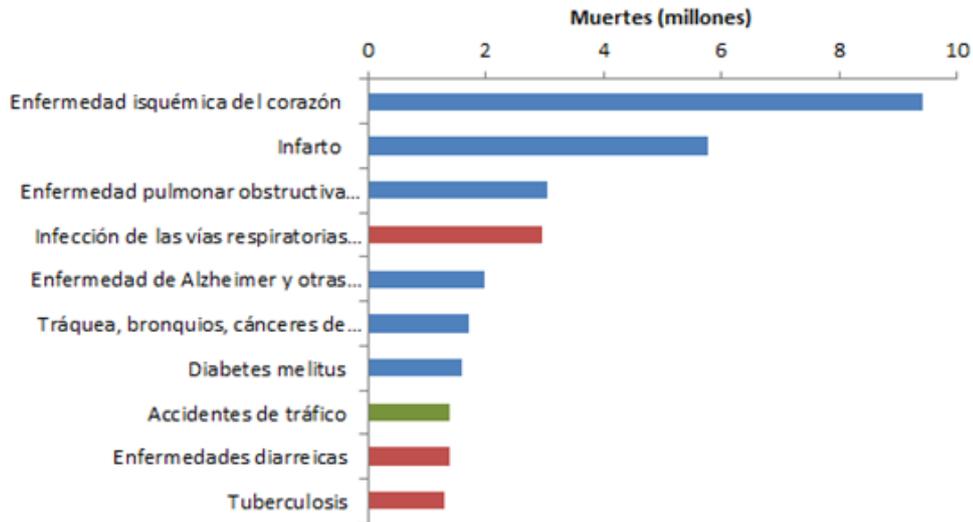


Figura 2.16. Principales causas de muerte en el mundo en 2016

Fuente: [Estimaciones de Salud Global 2016. Ginebra, OMS]

Entre las principales enfermedades del corazón se encuentran:

- **Enfermedades arteriales**, tales como aterosclerosis, aneurisma, embolia y trombosis arteriales.
- **Estenosis aterosclerótica o aterosclerosis**: consiste en un estrechamiento localizado en las arterias causado por acumulación de placa de ateroma, que dificulta el flujo sanguíneo.
- **Arterioesclerosis**: endurecimiento de las arterias debido al proceso de envejecimiento que afecta a todos los humanos.
- **Enfermedades cerebrovasculares**: hemorragia, derrame, embolia, trombosis, apoplejía cerebral o ictus.
- **Enfermedades de las venas**: varices, tromboflebitis y trombosis.
- **Ataque cardíaco y angina estable**: es una afección en la que el corazón no recibe suficiente flujo de sangre y oxígeno, pudiendo llegar a provocar un ataque cardíaco.
- **Soplo cardíaco**: es un ruido silbante, chirriante o áspero que se escucha durante un latido cardíaco ocasionado por un flujo sanguíneo desigual a través de las válvulas cardíacas o cercanas al corazón.
- **Arritmia cardíaca**: cambio en el ritmo normal del corazón, pudiendo ser más rápido o más lento.
- **Fibrilación auricular**: latido cardíaco anormal caracterizado por un ritmo cardíaco rápido e irregular.

- **Insuficiencia cardíaca:** es una afección en la que el corazón no puede bombear suficiente sangre al resto del organismo.
- **Enfermedades coronarias:** obstrucción total o parcial crítica de una o varias arterias coronarias, pudiendo terminar en un infarto del miocardio.
- **Hipertensión arterial:** proceso patológico consistente en un aumento sostenido de la presión arterial que puede ocasionar serias complicaciones.

2.5.1. FIBRILACIÓN AURICULAR

La fibrilación auricular es la frecuencia cardíaca acelerada e irregular como muestra la Figura 2.17. Las aurículas laten de forma caótica, sin coordinar con los ventrículos. Puede aumentar el riesgo de sufrir un accidente cerebrovascular, insuficiencia cardíaca y otras complicaciones relacionadas con el corazón. La fibrilación auricular es la arritmia cardíaca más común e importante ya que del 0,4 al 1% de la población mundial la padece, aumentando a más del 8% para los mayores de 80 años (Beigel, 2014).

La fibrilación auricular puede producir la formación de coágulos sanguíneos en el corazón, que pueden circular hacia otros órganos y bloquear el flujo sanguíneo, este proceso se conoce como isquemia.

Los tratamientos para la fibrilación auricular consisten en medicamentos e intervenciones para intentar alterar el sistema eléctrico del corazón.

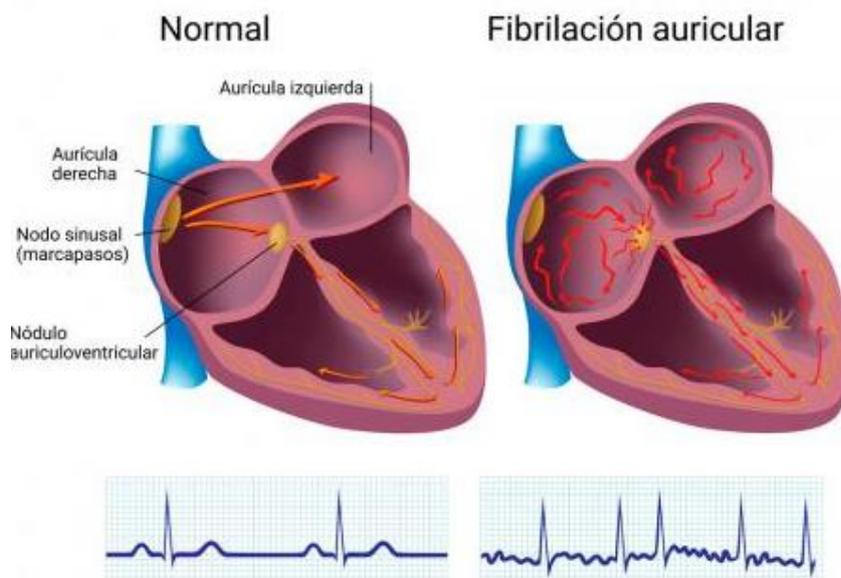


Figura 2.17. Frecuencia cardíaca en corazón sano y en corazón con fibrilación auricular.

Fuente: www.webconsultas.com

Síntomas

Sensación de un latido del corazón acelerado, incómodo e irregular o un aleteo en el pecho, debilidad, menor capacidad de hacer ejercicio, fatiga, aturdimiento, mareos, confusión, falta de aire y dolor en el pecho.

Tipos

La fibrilación auricular puede ser:

Ocasional. Los síntomas duran períodos de tiempo que pueden ir desde minutos hasta horas y luego se detienen.

Persistente. El ritmo cardíaco no vuelve a la normalidad por sí solo. Se necesitan tratamientos.

Permanente. En este tipo de fibrilación auricular, el ritmo anormal del corazón no puede restaurarse. Es permanente y se necesitan medicamentos para controlar la frecuencia cardíaca.

Causas

Dentro de la cavidad superior cardíaca derecha (aurícula derecha), hay un grupo de células llamado nódulo sinusal. El nódulo sinusal es el marcapasos natural del corazón, produce el impulso que da comienzo a cada latido del corazón.

El impulso se traslada primero a través de la aurícula y luego a través de la vía de conexión eléctrica entre las cavidades superiores e inferiores del corazón, llamada nódulo auriculoventricular. A medida que la señal traspasa el nódulo sinusal a través de la aurícula, estas se contraen y bombean sangre desde la aurícula hasta los ventrículos. Por otra parte, a medida que la señal traspasa el nódulo auriculoventricular hasta llegar a los ventrículos, se indica a los ventrículos que se contraigan y bombeen sangre hacia el resto del cuerpo.

En la fibrilación auricular, las cavidades superiores del corazón presentan señales eléctricas caóticas. Como resultado, las aurículas, comienzan a agitarse y el nódulo auriculoventricular recibe una gran cantidad de impulsos que intentan atravesarlo. El resultado es un ritmo cardíaco acelerado e irregular. La frecuencia cardíaca en la fibrilación auricular oscila entre 100 y 175 latidos por minuto. Los límites normales de la frecuencia cardíaca son de 60 a 100 latidos por minuto.

Factores de riesgo

Edad (el riesgo aumenta con la edad), enfermedad cardíaca, presión arterial alta, consumo de alcohol, obesidad, antecedentes familiares y afecciones crónicas como: problemas de tiroides, apnea del sueño, síndrome metabólico, diabetes, enfermedad renal crónica o enfermedad pulmonar.

Consecuencias

En la fibrilación auricular, el ritmo caótico puede hacer que la sangre se acumule en las cámaras superiores del corazón y debido al estancamiento se formen coágulos y trombosis, **la mayoría de los coágulos que se producen en la aurícula, tienen lugar en la orejuela**. Se entrara en más detalle en el siguiente apartado. Los coágulos sanguíneos, pueden desprenderse del corazón y trasladarse al cerebro. Allí podría bloquear el flujo sanguíneo y causar un accidente cerebrovascular. Otra consecuencia es la insuficiencia cardíaca.

Diagnóstico

El electrocardiograma es la principal herramienta, utiliza pequeños electrodos que se colocan en el pecho y los brazos para registrar las señales eléctricas que atraviesan el corazón. Otros métodos son: monitor Holter, ecocardiograma, análisis de sangre, prueba de esfuerzo y radiografía de tórax.

Restablecimiento del ritmo cardíaco

Para restaura el ritmo normal del corazón, se procede con la cardioversión.

La cardioversión puede realizarse de dos maneras:

Cardioversión eléctrica. En este procedimiento, se aplica un choque eléctrico al corazón mediante paletas o parches en el pecho. El choque detiene la actividad eléctrica del corazón de forma momentánea. Cuando el corazón comienza a latir de nuevo, se espera que retome su ritmo sinusal.

Cardioversión con medicamentos. Esta forma de cardioversión utiliza medicamentos intravenosos u orales denominados antiarrítmicos para ayudar a restaurar el ritmo sinusal normal.

Procedimientos quirúrgicos y con catéter

Algunos medicamentos o la cardioversión para controlar la fibrilación auricular no funcionan. En esos casos, existen procedimientos para destruir la zona del tejido cardíaco que causa las señales eléctricas erráticas y restaurar el ritmo normal del corazón. Algunos de los más importantes son:

Ablación con catéter, procedimiento quirúrgico de laberinto, ablación del nodo auriculoventricular y cierre percutáneo de la orejuela, explicado en el Anexo 2. Para realizar el diagnóstico y posterior tratamiento es necesaria la adquisición de imágenes desarrollada en el Anexo 2.1. Además, en el Anexo 2.2 se introducirán las técnicas que implican a la orejuela.

2.5.2. TROMBOSIS EN LA OREJUELA IZQUIERDA

Se debe prestar especial atención a la orejuela izquierda en pacientes con fibrilación auricular para determinar el riesgo de complicaciones cardioembólicas. Aproximadamente el 90% de los trombos auriculares en la **fibrilación auricular** no valvular y el 60% de los trombos en pacientes con valvulopatía mitral reumática (predominantemente estenosis) se observan dentro de la orejuela izquierda (Al-Saady, 1999).

La **formación de trombos** es más probable que ocurra dentro de la orejuela cuando se produce una **reducción de la contractilidad y sobreviene la estasis** en su cavidad. Durante la fibrilación auricular se produce una disminución en la contractilidad, lo que hace que las velocidades en su interior disminuyan y se dilate la orejuela, haciendo que funcione como una bolsa estática que predispone al estancamiento y la trombosis (Nucifora, 2011).

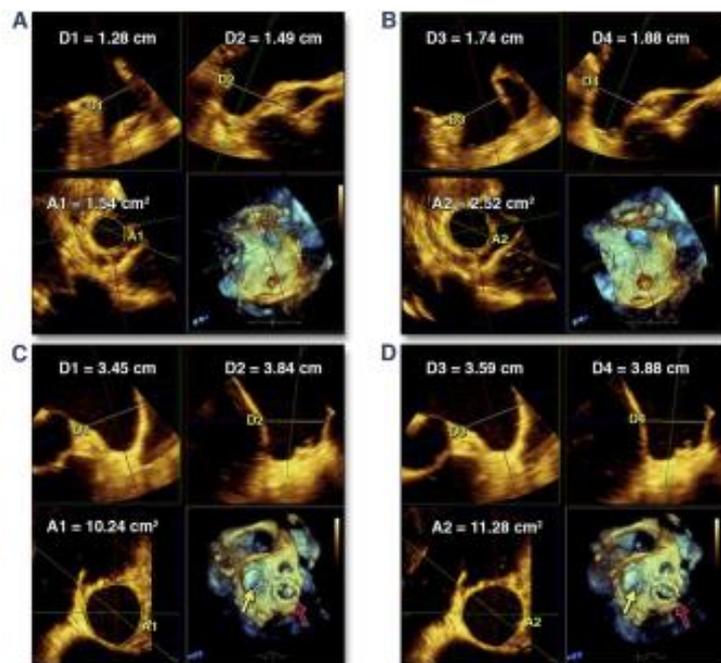


Figura 2.18. Cambios en el área del orificio la orejuela durante el ciclo cardíaco

Fuente: [Beigel, 2014]

En la Figura 2.18. se puede ver en la parte superior la orejuela izquierda de una persona con ritmo sinusal (normal) en la sístole (A) y diástole (B) mostrando la capacidad de contracción, mientras que en la parte inferior se muestra la de un paciente con fibrilación auricular durante la sístole (C) y la diástole (D), en las que se puede ver que las variaciones de volumen son mínimas, además del mayor tamaño de la orejuela izquierda.

En pacientes sin anomalías cardíacas las velocidades de vaciado en la orejuela izquierda van desde los 50 hasta los 80 cm/s y las de llenado desde los 46 hasta los 60 cm/s. En pacientes con presión elevada en la aurícula izquierda las velocidades son inferiores, al igual que en los pacientes con fibrilación auricular. En estos últimos además el patrón de flujo es más variable (Tabata, 1996).

Pacientes con una disfunción ventricular izquierda significativa y presiones elevadas en la diástole ventricular izquierda también pueden estar en riesgo de una formación de trombos en el LAA en ausencia de fibrilación auricular (Vigna, 1992).

Las velocidades por debajo de 40 cm/s se asocian con un mayor riesgo de trombosis, mientras que si las velocidades son inferiores a 20 cm/s existe una alta probabilidad de aparición de trombos en la orejuela izquierda y que puedan ocasionar una embolia cerebral si se transmiten posteriormente al cerebro a través del sistema circulatorio (Beigel, 2014).

En consecuencia, el riesgo de formación de trombos en el LAA parece estar relacionado con una función alterada del LAA, la reducción de la capacidad de contracción y las presiones de llenado elevadas, independientemente de su causa. Los trombos de LAA están presentes en hasta un 14% de los pacientes con fibrilación auricular aguda (Stoddard, 1995).

Aunque la incidencia de tromboembolismo en la fibrilación auricular se puede reducir drásticamente con el uso de anticoagulantes, este tratamiento puede estar contraindicado (Al-Saady, 1999). Un estudio de ecocardiografía transesofágica (TEE) encontró que el 1,6% de los pacientes tratados con anticoagulantes durante 1 mes tenía evidencia ecocardiográfica de un trombo en el LAA (Scherr, 2009). Se necesitan formas alternativas de tratamiento para la profilaxis del tromboembolismo en estos pacientes (Al-Saady, 1999).

CAPÍTULO 3

DESCRIPCIÓN DE LA INSTALACIÓN

Índice

3. DESCRIPCIÓN DE LA INSTALACIÓN	47
3.1. INTRODUCCIÓN	47
3.2. MODELO IDEALIZADO DE AURÍCULA IZQUIERDA Y OREJUELA IZQUIERDA.....	49
3.2.1. PATRÓN DE FLUJO EN LA OREJUELA	49
3.2.2. GEOMETRÍA IDEALIZADA	51
3.2.3. CONDICIONES DE CONTORNO FLUIDODINÁMICAS	55
3.3. CONFIGURACIONES DEL CIRCUITO HIDRÁULICO	57
3.3.2. DIÁSTOLE.....	57
3.3.3. SÍSTOLE.....	58
3.3.4. TRAYECTOS COMUNES.....	58
3.4. ELEMENTOS DEL CIRCUITO.....	59
3.4.1. FLUIDO Y PARTÍCULAS TRAZADORAS	59
3.4.2. CIRCUITO HIDRÁULICO	63
3.4.3. CÁMARA OSCURA.....	71
3.5. ELEMENTOS DE MEDIDA	72
3.5.1. CAUDALÍMETROS	73
3.5.2. SENSORES DE PRESIÓN.....	76
3.6. P I V.....	79
3.6.1. PRINCIPIO DE FUNCIONAMIENTO	79
3.6.2. ELEMENTOS UTILIZADOS PARA LA TÉCNICA P.I.V	80

3. DESCRIPCIÓN DE LA INSTALACIÓN

3.1. INTRODUCCIÓN

En este capítulo se pretende explicar todo lo relacionado con los componentes de la instalación, además de su funcionamiento. En la Figura 3.1. se presenta un esquema de la instalación que se detallará más tarde.

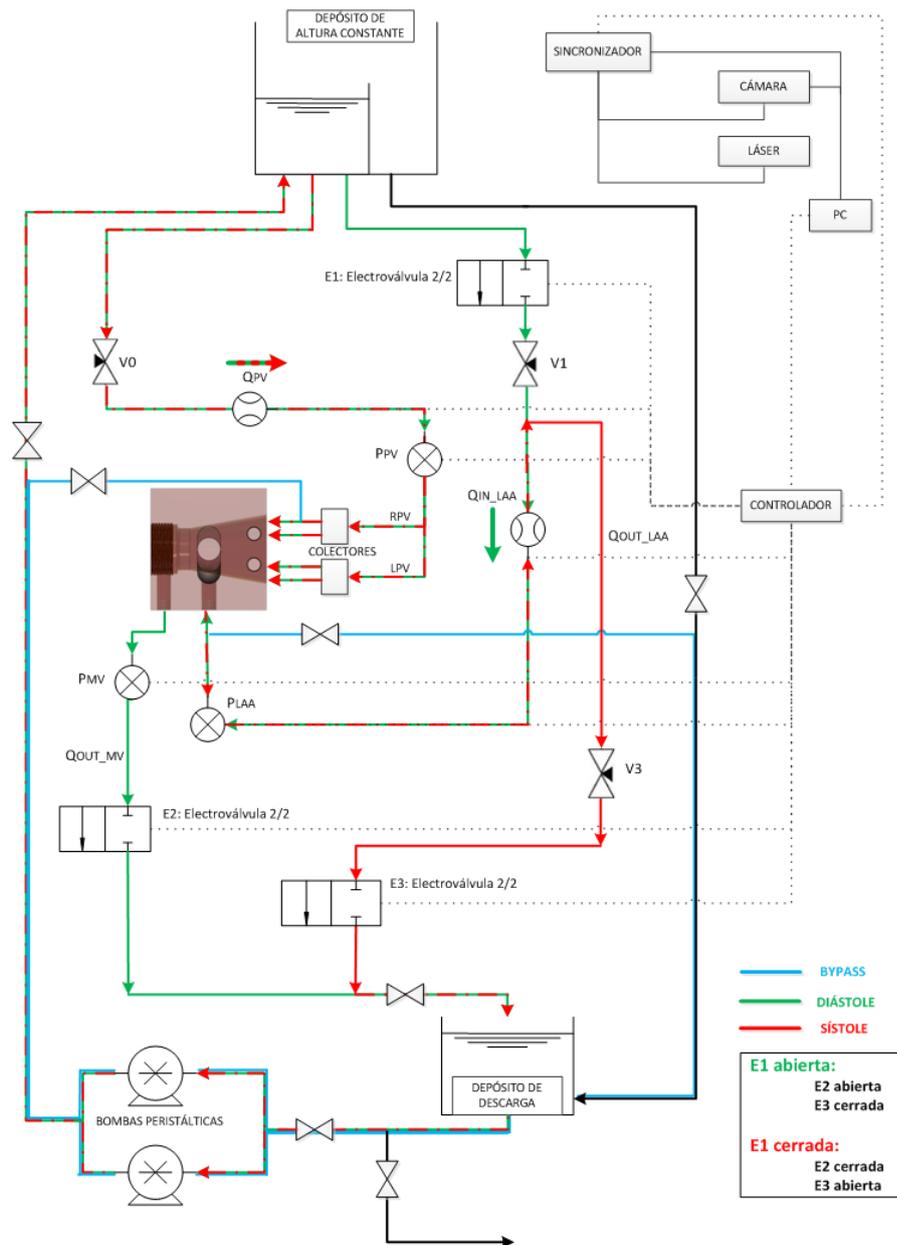


Figura 3.1. Esquema de la instalación.

En la instalación mostrada en la Figura 3.2 se pretende simular el flujo en un modelo idealizado de aurícula y orejuela izquierdas. Se han montado todos sus elementos sobre una mesa de trabajo resultando un conjunto más compacto y fácil de utilizar.

El modelo a estudio se encuentra ubicado en un recinto denominado caja negra. Una cámara recoge instantáneas del movimiento de las partículas trazadoras presentes en el fluido al ser iluminadas por una lámina láser de alta intensidad, que procede de una fuente láser en la parte exterior de esa caja negra. La luz incide a través de una rendija convenientemente ajustada para enfocar el plano de estudio deseado.

Para generar el flujo se dispone de dos bombas peristálticas en paralelo, que impulsan el fluido procedente del depósito de descarga, situado en la parte inferior, hacia el depósito de altura constante, situado en la parte más alta de la instalación. El fluido desciende desde el depósito de altura constante hacia el modelo y posteriormente desemboca en el depósito de descarga, para de nuevo volver a ser impulsado hacia el depósito de altura constante. Se trata de un circuito cerrado.

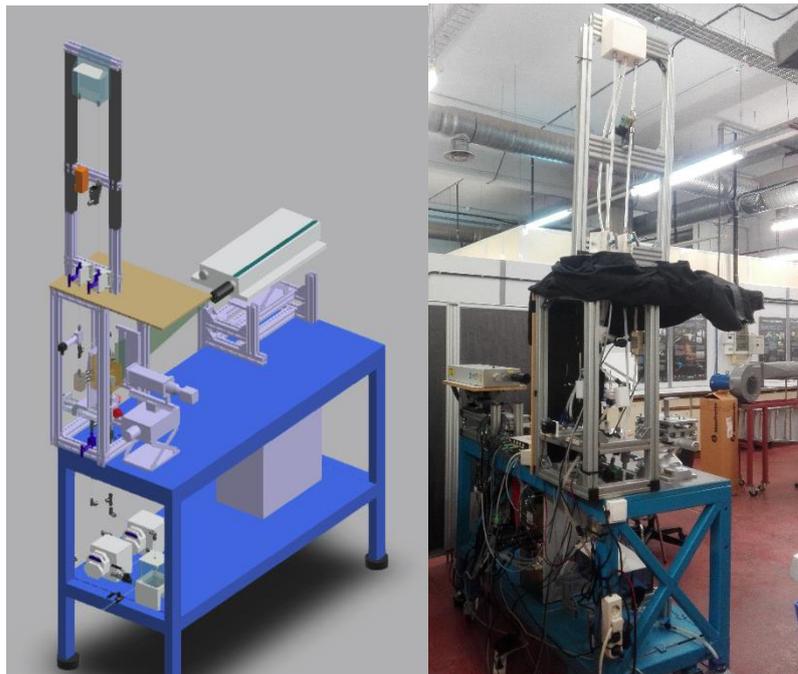


Figura 3.2. Modelo en CAD de la instalación (izquierda) e instalación real situada sobre la mesa de trabajo (derecha) en el Laboratorio.

3.2. MODELO IDEALIZADO DE AURÍCULA IZQUIERDA Y OREJUELA IZQUIERDA

3.2.1. PATRÓN DE FLUJO EN LA OREJUELA

La localización y orientación de las entradas de las cuatro venas pulmonares en la aurícula izquierda puede variar según el paciente. Varios estudios como el de Dahl et al. en 2012, en el que obtuvieron geometrías a través de Imagen por Resonancia Magnética (MRI) o en el de Olivares et al. en 2017, que las obtuvieron a través de Angiografía Rotacional 3D coincidieron en utilizar para sus estudios una geometría semejante a la de la Figura 3.3.

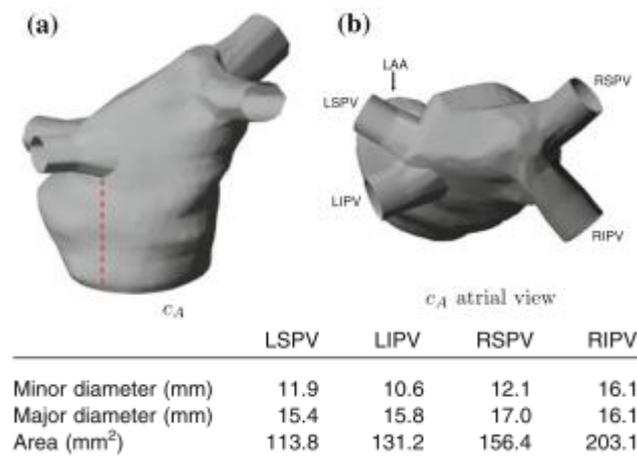


Figura 3.3. Entrada de las venas pulmonares en la aurícula izquierda (arriba) y diámetros obtenidos por Imágenes de Resonancia Magnética (abajo)

Fuente: [Dahl, 2012]

Se observa en la tabla de la Figura 3.3 que aparecen un diámetro mayor y otro menor puesto que la sección de las venas pulmonares no es totalmente circular, sino elíptica. También se puede ver que las venas pulmonares derechas forman un ángulo aproximado entre ellas de 90°, mientras que en las izquierdas este ángulo puede ser de 45° aproximadamente. La entrada de flujo por las venas pulmonares derechas es más suave y se encuentra más orientado hacia la válvula mitral, mientras que la entrada de flujo por las venas izquierdas se realiza de forma más brusca, tal y como describieron Fyrenius et al. en 2001.

La descripción del flujo entrante en la aurícula izquierda procedente de las venas pulmonares realizada por Fyrenius et al. en 2001 también se observa en el estudio CFD realizado por Olivares et al. en 2017, como se muestra en la Figura 3.4.

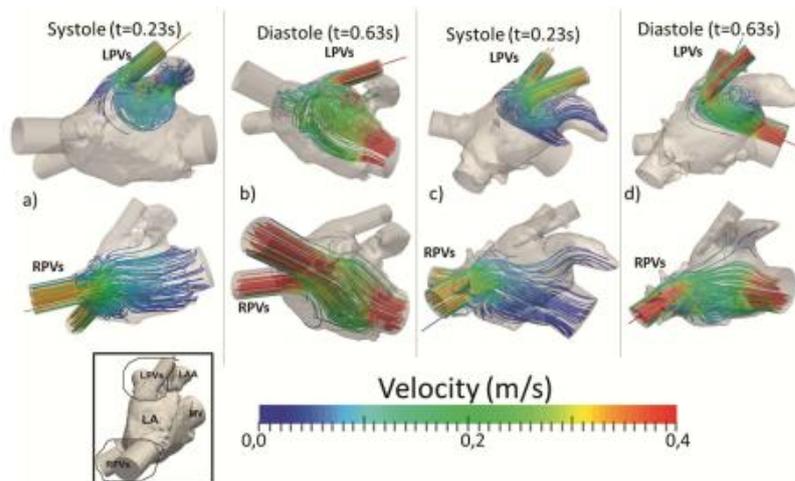


Figura 3.4. Entrada de flujo en la aurícula izquierda procedente de las venas pulmonares
Fuente: [Olivares, 2017]

El patrón de flujo en la aurícula izquierda obtenido por Olivares et al. es similar al que observaron Vedula et al. en 2015 mediante CFD, tal y como se ve en las imágenes de la Figura 3.5.

Durante la diástole la válvula mitral está abierta y el flujo procedente de las venas pulmonares derechas e izquierdas se dirige suavemente hacia ella para pasar hacia el ventrículo izquierdo. La entrada brusca del flujo procedente de las venas pulmonares izquierdas origina la aparición de un vórtice (cuyo eje es paralelo a la válvula mitral) hacia la mitad del período de diástole. En cambio, durante la sístole la válvula mitral está cerrada y el vórtice generado (también de eje paralelo a la válvula mitral) es de mayor magnitud que en la diástole.

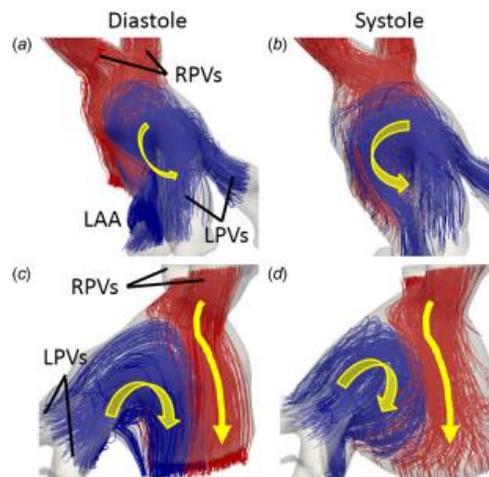


Figura 3.5. Líneas de campo en la aurícula izquierda durante la diástole (izq.) y la sístole (der.)
Fuente: [Vedula, 2015]

3.2.2. GEOMETRÍA IDEALIZADA

Los experimentos se realizarán bajo las hipótesis de flujo viscosidad dominante, temperatura constante y sin efectos gravitacionales. El modelo de estudio será de metacrilato con paredes rígidas, es decir, que la aurícula y orejuela izquierdas no sufrirán variaciones de volumen. De este modo se podrán reproducir las condiciones del **escenario más propenso a la formación de trombos** en la orejuela izquierda: pacientes con fibrilación auricular en los que la contracción auricular no es posible por la pérdida de capacidad de contracción (Olivares, 2017), como ocurre en el caso 2 de la Figura 3.6. en el que apenas existe variación de volumen en la orejuela izquierda (< 5 mL) durante el ciclo cardíaco.

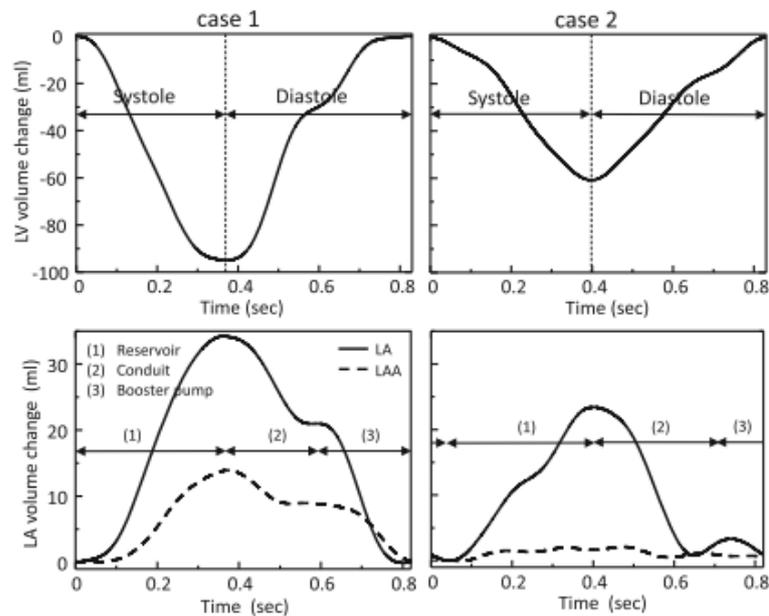


Figura 3.6. Variación de volumen durante el ciclo cardíaco en el ventrículo izq. (arriba), en la aurícula izq. (LA) y orejuela izq. (LAA) en línea discontinua (abajo) para dos casos diferentes

Fuente: [Otani, 2016]

En la Figura 3.6. se observa que la orejuela se dilata durante la sístole ventricular al estar cerrada la válvula mitral y producirse una circulación de fluido hacia ella. Posteriormente durante la diástole ventricular se produce una contracción de volumen para descargar el fluido almacenado durante la etapa anterior hacia el ventrículo izquierdo a través de la válvula mitral, ahora abierta. En un corazón sano la orejuela se contrae, impulsando el fluido hacia el ventrículo, no obstante en nuestro modelo idealizado tenemos rigidez de la pared de la orejuela, por lo que, por un conducto alternativo a las venas pulmonares y proveniente del depósito de altura constante, se introducirá fluido por un orificio de la orejuela de manera que éste salga a través del ostium en dirección a la válvula mitral, simulando así el desalojo de fluido propio de

una orejuela contráctil. Variando las pérdidas de carga y por tanto los caudales se pueden simular distintos comportamientos elásticos de la orejuela.

Por otra parte, ante la imposibilidad de implementar entradas de las venas pulmonares a 45° en nuestro modelo de metacrilato, se ha optado por situar las entradas de las venas pulmonares derechas (RSPV y RIPV) a 90° respecto de las izquierdas (LSPV y LIPV). Además, como el flujo procedente de las venas pulmonares derechas entra suavemente en la aurícula izquierda (LA), cuya forma se ha aproximado con un cono, están orientadas hacia la válvula mitral (MV). La entrada de las venas pulmonares izquierdas es mucho más brusca pudiendo originar el patrón de flujo que aparecía en las referencias descritas anteriormente.

El orificio de entrada a la orejuela, denominado **ostium**, comunica con la aurícula izquierda y se ha localizado cerca de la parte del cono con menor diámetro. En la parte de menor diámetro del cono se encuentra un orificio que corresponde a la válvula mitral.

La forma de la orejuela se ha simplificado, de manera que su sección de paso aumenta a medida que se aleja del ostium.

En este modelo simplificado V1 se ha representado la aurícula por un cono con cuatro entradas que representan las venas pulmonares, una salida que corresponde a la válvula mitral y un conducto entrada/salida en el extremo de la orejuela para poder simular su contractibilidad.

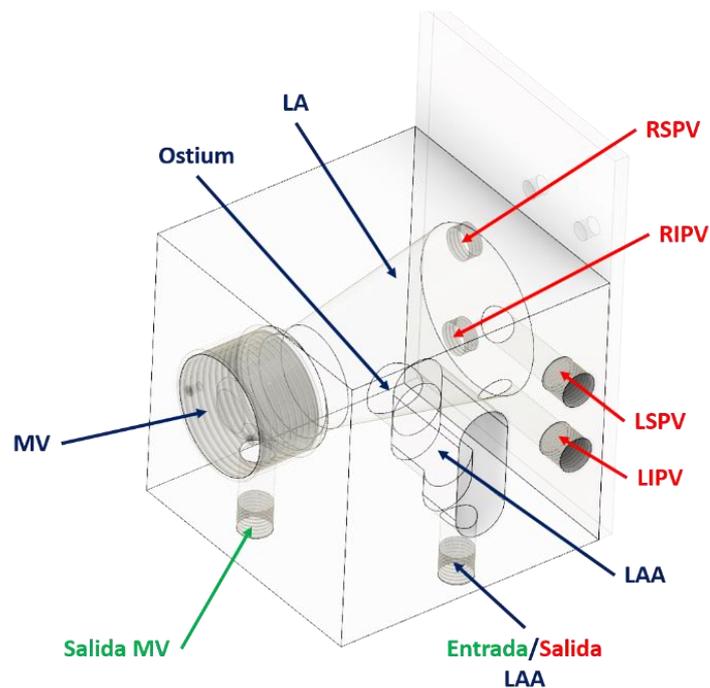


Figura 3.7. Modelo simplificado V1 de aurícula y orejuela izquierdas.

En la Figura 3.8. se presenta el plano dimensionado del modelo de orejuela y aurícula izquierdas realizado mediante CAD.

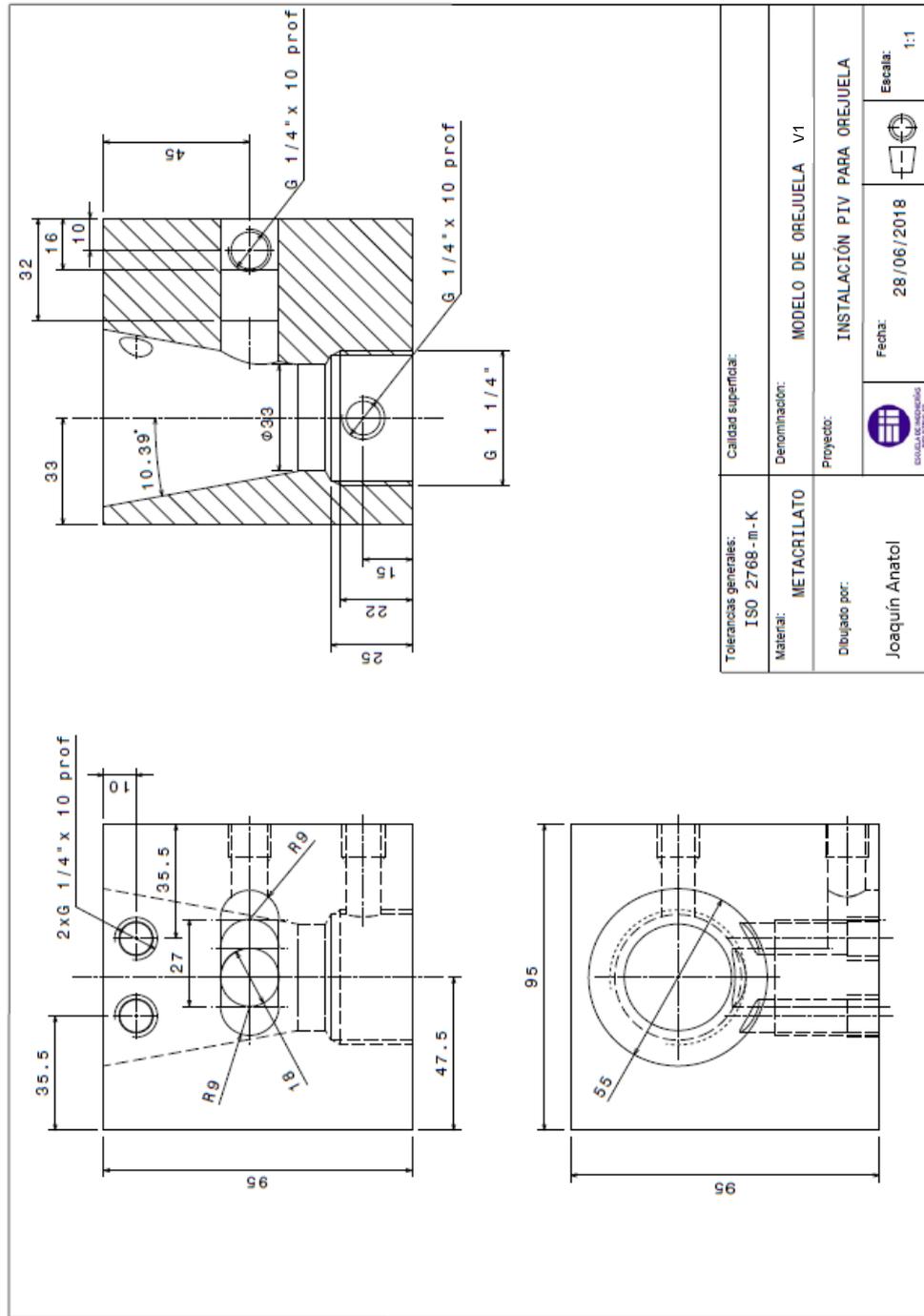


Figura 3.8. Plano del modelo V1.

Para ayudar al lector a tener una mejor imagen del modelo, se muestran en la Figura 3.9. un conjunto de imágenes del modelo de metacrilato. Dichas imágenes muestran el modelo idealizado V1 independiente de la instalación y de elementos de conexión.



Figura 3.9. Distintas perspectivas del modelo de metacrilato.

Cabe destacar que este primer modelo idealizado de metacrilato ha presentado algunos **inconvenientes** durante el desarrollo de la investigación.

El modelo no es una única pieza de metacrilato, se han utilizado tapas de metacrilato para cerrar las cavidades de la aurícula y de la orejuela, así como una rosca del mismo material para tapar la válvula mitral. Estos elementos han sido sellados con cloroformo en su unión al cubo principal, no obstante, han aparecido fugas de fluido entre los solapamientos de las diferentes piezas.

Por otra parte, se ha observado que en las zonas horizontales del modelo, como el cono que representa la aurícula o los escalones de la orejuela, se depositan partículas trazadoras que empeoran la calidad de las medidas e imágenes.

Por último, otro gran inconveniente ha sido la acumulación de burbujas de aire en las zonas superiores de la aurícula y la orejuela.

Todos estos problemas se han solucionado en el **modelo idealizado V2**.

3.2.3. CONDICIONES DE CONTORNO FLUIDODINÁMICAS

Los caudales de sangre que atraviesan la válvula mitral y las cuatro venas pulmonares se han tomado del estudio computacional realizado por Koizumi et al. en 2015 y se representan en la Figura 3.10. La línea HA representa el caudal en un paciente sano.

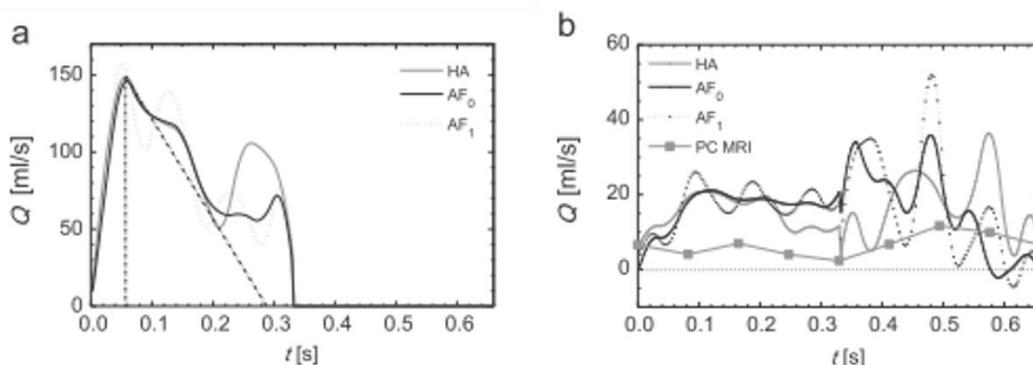


Figura 3.10. Caudal de sangre durante un ciclo cardíaco en (a) Válvula Mitral y (b) Vena Pulmonar

Fuente: [Koizumi, 2015]

En la Figura 3.10. se puede ver que el **caudal máximo a través de la válvula mitral** se produce durante la diástole y es aproximadamente **150 mL/s**. En cambio, para una de las **venas pulmonares el caudal máximo es** aproximadamente **32 mL/s** (Koizumi, 2015).

En cuanto a la **sección transversal de las venas pulmonares** se tomará el valor medio de los valores propuestos por Dahl et al. para sus experimentos (Figura 3.10.): **151,13 mm²**.

La velocidad máxima del flujo a través de la válvula mitral durante la diástole puede llegar a alcanzar valores de hasta 0.5 m/s, aunque el valor más usual es de 0.33 m/s (Fernández-Pérez, 2012).

El **anillo mitral** tiene forma elíptica y varía de forma y tamaño durante el ciclo cardíaco. En la bibliografía existen valores muy dispares para su sección pero durante la diástole su forma es más circular y **se puede aproximar por un círculo de diámetro 24 mm** (Koizumi, 2015).

El **número de Reynolds referido al diámetro del anillo mitral medio durante el pico de la diástole es de 2420** mientras que el número de Womersley referido al diámetro del anillo mitral y a la duración del ciclo cardíaco es de 19 (Vedula, 2015).

El **diámetro del ostium** variaba considerablemente de un paciente a otro (de 10 a 40 mm), como se puede extraer de los resultados del estudio realizado por Ernst et al. en 1995. Así que se tomará su **valor medio**, que es de **25 mm**.

Existe riesgo de formación de trombos en la orejuela si las velocidades en el orificio de entrada (ostium) son inferiores a 0,4 m/s, mientras que el riesgo es muy elevado si las velocidades son inferiores a 0,2 m/s (Beigel, 2014).

Muy recientemente, Isla et al. realizaron un estudio en 2017 en el que analizaban diferentes geometrías básicas de orejuela a través de un modelo CFD para estudiar el riesgo de trombosis en esta zona. Las velocidades que obtuvieron en el ostium para las dimensiones medias de las morfologías de orejuela se muestran en la Figura 3.11.

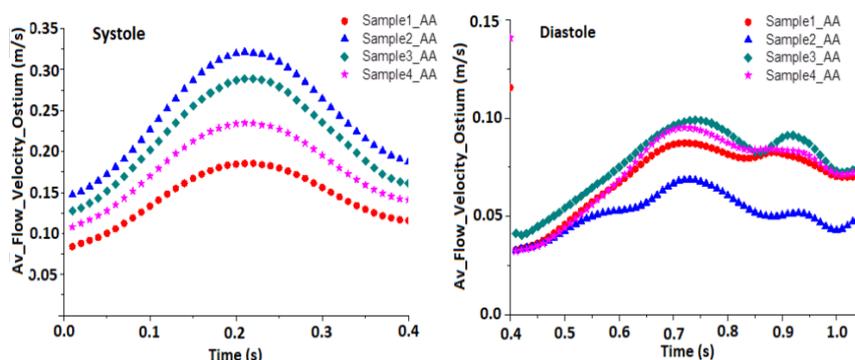


Figura 3.11. Velocidad media en el ostium durante la sístole (izq.) y la diástole (der.)

Fuente: [Isla, 2017]

Viendo las curvas de la Figura 3.11 se pueden considerar como **velocidades máximas en el ostium 0,3 m/s para la sístole y 0,1 m/s para la diástole**. Como Isla et al. simulaban diferentes geometrías de orejuela, para nuestro estudio se tomará el valor medio de los valores máximos de la velocidad en el ostium para cada geometría de orejuela.

Tabla 3.1. Resumen de las condiciones de contorno tomadas como referencia.

	Diástole (0,6 s)			Sístole (0,4 s)		
	4 PV	MV	Ostium	4 PV	MV	Ostium
D medio (m)	1,39E-02	2,40E-02	2,50E-02	1,39E-02	2,40E-02	2,50E-02
V _{pico} (m/s)	0,212	-0,365	0,075	0,187	0,000	-0,230
Re	885	2640	565	781	0	1733
Q _{pico} (mL/min)	7680	-9889	2209	6774	0,00	-6774
V (mL)	76,80	98,89	22,09	45,16	0,00	45,16

Cabe destacar que estas condiciones de contorno son las presentes en un corazón humano real. En nuestro modelo idealizado V1 hemos aproximado las dimensiones de los diámetros, no obstante, no hemos podido alcanzar el valor del caudal ni de la velocidad, por tanto, el número de Reynolds será inferior.

3.3. CONFIGURACIONES DEL CIRCUITO HIDRÁULICO

El fluido de trabajo se introduce en el circuito hidráulico a través del depósito de descarga. Las bombas peristálticas situadas junto a este depósito aspiran el fluido y lo impulsan hacia el depósito de altura constante.

Habrà momentos donde el flujo estudiado va a ser pulsante, el camino que siga el fluido una vez que ha llegado al depósito de altura constante dependerà de la fase del ciclo en la que se encuentre en ese momento.

El ciclo a estudiar va a tener un tiempo característico similar al del ciclo cardíaco, es decir, una duración total de 1 s y se dividirá en dos partes: 0,6 s corresponderán a la diástole y 0,4 s a la sístole.

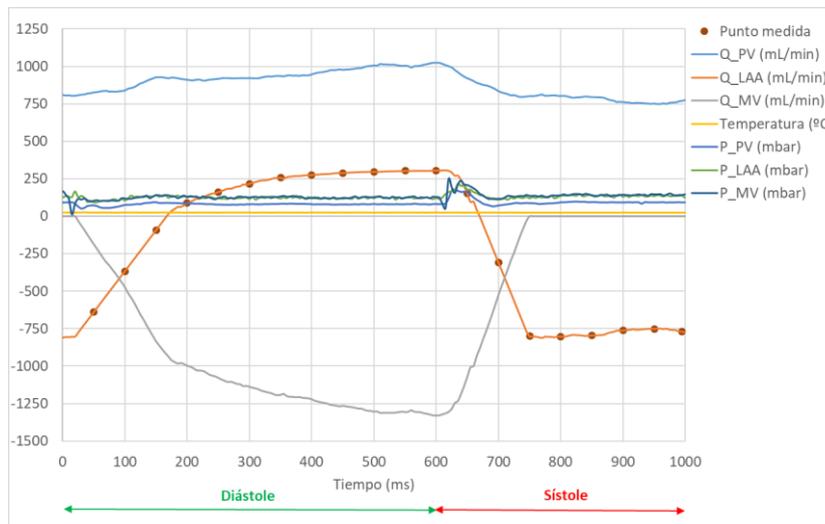


Figura 3.12. Ciclo para el estudio del flujo en la orejuela.

Se va a aplicar este ciclo mediante el controlador, que se encarga de transmitir las señales a las electroválvulas localizadas en la instalación. Todas ellas son de 2 vías y 2 posiciones y su estado cambiarà durante las dos fases del ciclo.

Como nuestro modelo es rígido, variando el caudal que circula por la orejuela se consigue simular condiciones de deformabilidad en el apéndice en nuestro modelo rígido.

3.3.2. DIÁSTOLE

El fluido descenderà desde el depósito de altura constante por la rama pulmonar, se regularà el caudal que circula por esta rama con la válvula de aguja V0, mostrada en la Figura 3.1. (las electroválvulas también se muestran en este esquema). Se localizarà un sensor de presión inmediatamente antes de producirse la división de la rama pulmonar en las cuatro venas pulmonares, que desembocan en la aurícula izquierda del modelo.

Durante esta fase la válvula mitral está abierta y se produce una descarga del flujo sanguíneo hacia el ventrículo izquierdo. Por esta razón la **electroválvula E1**, situada cerca del depósito de altura constante en la rama que se dirige hacia la orejuela, estará **abierta** permitiendo el paso de fluido desde el depósito de altura constante hasta la orejuela. Mediante el caudalímetro situado aguas abajo de E1 se obtendrá el caudal circulante por esta rama, que podrá ser regulado mediante la válvula de aguja V1, localizada en esa rama.

La **electroválvula E3** estará **cerrada** impidiendo la salida de fluido por la orejuela, de manera que la única salida por la que circulará caudal en este caso será la válvula mitral ya que la **electroválvula E2** estará **abierta**.

3.3.3. SÍSTOLE

Durante esta etapa la válvula mitral permanece cerrada y se produce una recirculación del flujo hacia la orejuela izquierda. Para simular esta situación la **electroválvula E1**, situada cerca del depósito de altura constante en la rama que se dirige hacia la orejuela, se encontrará **cerrada** impidiendo el paso del fluido por esta rama.

Como durante la sístole la válvula mitral se encuentra cerrada, la **electroválvula E2**, situada en la rama de salida de la válvula mitral del modelo se encuentra **cerrada**, al igual que E1, impidiendo que circule caudal por esta rama. Así que únicamente saldrá caudal por la salida de la orejuela ya que la **electroválvula E3** se encuentra **abierta** en ese momento para simular la recirculación producida en la orejuela. Mediante la válvula de aguja V3, situada en ese conducto, se regulará el caudal que sale por la orejuela.

Finalmente, este conducto se une al de la salida procedente de la válvula mitral y desembocan ambos al depósito de descarga, para que el fluido sea de nuevo impulsado por las bombas peristálticas.

3.3.4. TRAYECTOS COMUNES

Existen una serie de elementos o trayectos del fluido independientes de la fase del ciclo.

La rama de la orejuela, posterior a la bifurcación del tubo que viene desde el depósito de altura constante, es un tramo que comparte flujo de la fase de diástole y de sístole, ya que esta rama alberga fluido que entra en la orejuela en la diástole y fluido que sale en la sístole. En este ramal, se localizará un **caudalímetro**. Este caudalímetro permitirá obtener el caudal circulante por la orejuela durante el ciclo cardíaco.

Otro **caudalímetro** se sitúa en la rama de las venas pulmonares a la salida del depósito de altura constante. Este es otro tramo común del ciclo, ya que tanto en sístole como en diástole va a existir caudal proveniente de las venas pulmonares.

Del depósito de descarga sale un único conducto dirigido hacia las bombas peristálticas, pero existe un **divisor de flujo que permite vaciar el circuito hidráulico**, que normalmente estará cerrado mediante una llave de paso.

En el depósito de altura constante hay una entrada y tres salidas. Dos salidas se conectan con el modelo, mientras que la otra está situada en el rebosadero. Así se puede enviar el excedente de volumen de fluido directamente hacia el depósito de descarga sin necesidad de que pase por el modelo.

3.4. ELEMENTOS DEL CIRCUITO

3.4.1. FLUIDO Y PARTÍCULAS TRAZADORAS

3.4.1.1. FLUIDO

Es importante que los índices de refracción de la mezcla y el modelo sean compatibles para que las imágenes que se obtengan reflejen lo más fielmente posible la imagen real en el interior del modelo. Si se obtienen imágenes muy distorsionadas el trabajo de corregir la deformación de las imágenes es altamente laborioso, sobre todo en la zona cercana a las paredes del modelo.

La mezcla utilizada debe tener unas propiedades fluidomecánicas similares a las de la sangre. No es necesario que la temperatura de trabajo coincida con la temperatura de la sangre en el cuerpo humano, pero debe permanecer constante, ya que el experimento no requiere cambios en la viscosidad ni en la densidad, que serían consecuencia de un cambio en la temperatura.

Como ya se han realizado abundantes estudios hemodinámicos previos, el fluido utilizado es una mezcla de **agua destilada** con un 39% en peso y **glicerina** con un 61%. La mezcla resultante posee un índice de refracción de 1.4129, totalmente compatible con el índice de refracción del modelo (de metacrilato), que toma un valor de 1.4905.

Se muestra la Tabla 3.2. con los valores tomados para realizar la mezcla:

Tabla 3.2. Valores para la preparación de la mezcla.

Viscosidad agua (kg.m/s)	0,000817
Viscosidad glicerina (kg.m/s)	0,648
Densidad agua (kg/m ³)	995,620
Densidad glicerina (kg/m ³)	1258,034
Concentración Glicerina (%)	61
Temperatura (°C)	29
Densidad mezcla (kg/m ³)	1158,317
Viscosidad mezcla (kg.m/s)	0,00857

La mezcla posee una densidad de 1158 kg/m^3 , muy similar a la densidad de la sangre, cuyo valor es 1060 kg/m^3 . El parámetro que peor se ajusta es el de la viscosidad cinemática. La de la mezcla es 9.264 cS y la de la sangre 3.3 cS .

El valor de las propiedades anteriores se modifica en función de la temperatura. Los valores citados anteriormente corresponden a una temperatura de 29°C . Por ejemplo el índice de refracción para este tipo de mezcla disminuye en torno a un 0.04% cada incremento de 5°C .

En la Figura 3.13 se muestra un gráfico que ilustra la variación de la densidad con la temperatura. El valor de la densidad de la mezcla disminuye un 0.21% cada incremento de 5°C . Este efecto es prácticamente despreciable.

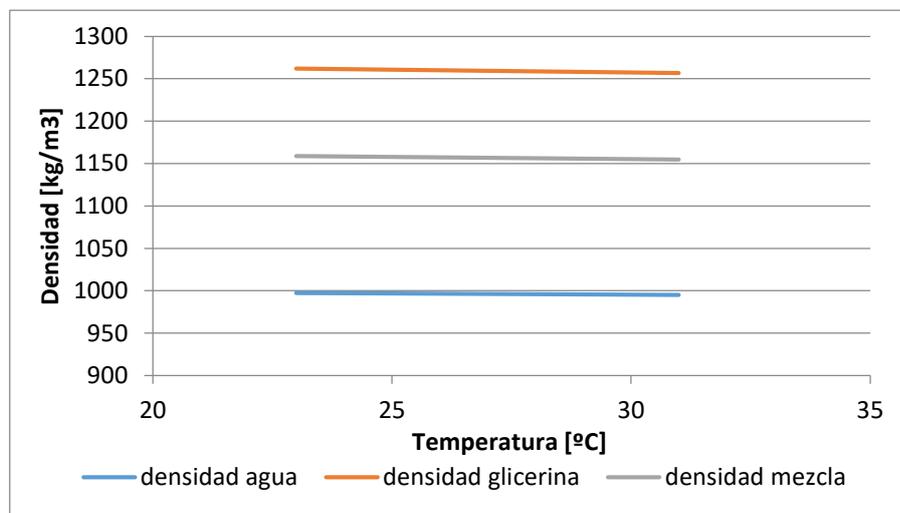


Figura 3.13. Densidad en función de la temperatura

La viscosidad dinámica es la propiedad más sensible a los cambios de temperatura, disminuyendo su valor un 17% cada incremento de temperatura de 5°C .

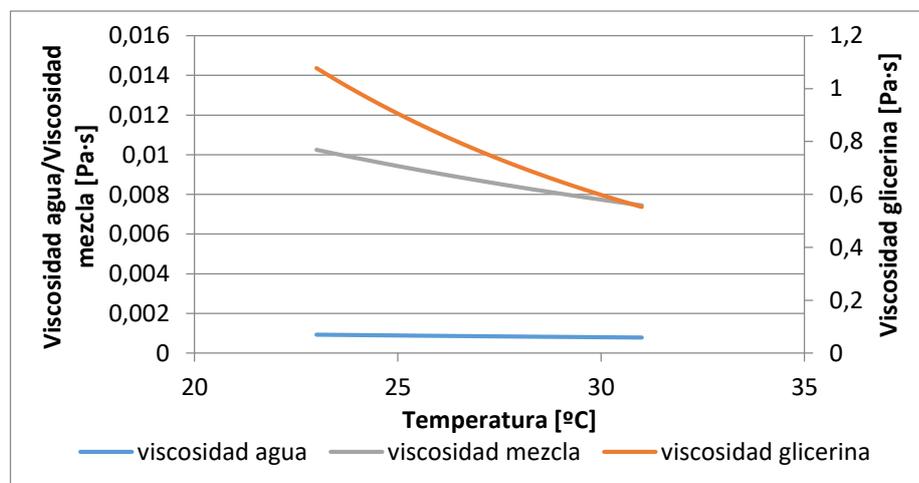


Figura 3.14. Viscosidad dinámica en función de la temperatura

Cabe resaltar la importancia de controlar la temperatura, puesto que cambios en la viscosidad dinámica al incrementar la temperatura influyen notablemente en el número de Reynolds, que aumenta aproximadamente un 4.5% por cada grado de temperatura.

3.4.1.2. PARTÍCULAS TRAZADORAS

Son pequeñas partículas sólidas que acompañan al fluido en su movimiento de manera que su velocidad sea representativa de la del fluido sin alterar las propiedades de éste.

Su posición se debe poder registrar fácilmente cuando son iluminadas. Los requerimientos para las partículas a emplear son:

- Deben seguir adecuadamente el flujo.
- Deben dispersar suficiente luz para poder ser registradas.
- Debe haber la cantidad de partículas adecuada para obtener buenos resultados.

El primer requerimiento está relacionado con la densidad del material que constituye la partícula y de su tamaño. En cambio el segundo, no sólo depende de la propia partícula sino que está relacionado también con la potencia del láser empleado y con la sensibilidad del sistema de registro. El último requerimiento es resultado de la experiencia y de diversas simulaciones realizadas para obtener buenos resultados.

Para el desarrollo experimental se han utilizado Partículas de Polímero Fluorescente (FFP) de tono rosado, ya que son las que mejor se ajustan a las necesidades al poseer forma esférica, densidad similar a la del fluido de trabajo, tamaño no muy pequeño y ser fosforescentes. Estas partículas deben ser fluorescentes para que la longitud de onda reflejada por éstas al incidir sobre ellas la lámina láser sea detectada por la cámara. La luz que incide procedente del láser es de 532 nm, así que la que emitan las partículas debe ser superior. Sus características se recogen en la Tabla 3.3.

Tabla 3.3. Características de las partículas trazadoras

Proveedor	Dantec Dynamics
Tipo	Partículas de Polímero Fluorescente (FFP)
Tamaño medio	15 μm
Densidad	1.19 g/cm^3
Velocidad terminal en el fluido de trabajo	34.5 $\mu\text{m}/\text{min}$

Si se quisiera realizar un estudio con distintos tamaños de partículas se pueden distinguir dos casos:

. Para vistas generales del modelo con la técnica de P.I.V. convencional, como en nuestro caso, se utilizan partículas de tamaño medio de $15\ \mu\text{m}$, las de la Tabla 3.3.

. Para vistas muy detalladas de una parte concreta del modelo usando la lente de microscopio bajo la técnica de Micro-P.I.V. se necesitan partículas de menor tamaño medio (cercano a $5\ \mu\text{m}$).



Figura 3.15. Envase de partículas trazadoras y jeringuilla para su inyección.

3.4.2. CIRCUITO HIDRÁULICO

En este apartado se explica el circuito hidráulico dispuesto para el desarrollo del trabajo. Al ser una instalación compleja, cuenta con muchos elementos. En este capítulo se desarrollarán aquellos con una importancia relevante dentro de nuestro estudio. Por otra parte, aquellos elementos complementarios más sencillos dentro del circuito hidráulico tales como el circuito by-pass, las válvulas de aguja, los colectores, los tubos, los codos, los racores y las llaves de paso se describen en el Anexo 4.

El circuito hidráulico cuenta con un depósito de descarga, en el cual se deposita el fluido para iniciar el tránsito de flujo por la instalación. El fluido es impulsado desde este depósito mediante dos bombas peristálticas situadas a la misma altura que el depósito. Las bombas están conectadas en paralelo de manera que consigan llevar el fluido al depósito de altura constante, desde el cual salen los ramales que distribuyen el fluido por el resto del circuito mediante tubos.

A lo largo del circuito se disponen electroválvulas y válvulas de aguja que son las responsables del control del caudal y del ciclo cardíaco.

Otros elementos como los codos, los racores o las llaves de paso, tienen como misión facilitar el montaje del circuito hidráulico, y del modelo en él, y el direccionamiento del fluido a su paso por el circuito, así como para su vaciado.

3.4.2. 1. BOMBAS PERISTÁLTICAS

En la instalación se dispone de dos bombas peristálticas de tres rodillos situadas en paralelo para impulsar el fluido al depósito de altura constante. Las bombas peristálticas son unas máquinas de fluido de desplazamiento positivo. El fluido debe estar contenido dentro de un tubo flexible empotrado en la cubierta circular de la bomba.



Figura 3.16. Cabezal de bomba peristáltica “Easy-Load”
Fuente: Catálogo de Masterflex, 2012

Presentan las siguientes ventajas:

- No hay ningún elemento en contacto con el fluido que pueda contaminarlo, siendo ideal para trabajar en procesos que requieren mucha precisión en la composición del fluido. Puede trabajar con líquidos de viscosidades elevadas.
- Elevada precisión. La mayor parte de estas bombas tienen una precisión en cuanto al ajuste de velocidad del $\pm 5-10\%$.
- Buena higiene. Ningún elemento mecánico está en contacto directo con el fluido.

Tienen los siguientes inconvenientes:

- No permiten generar un flujo constante. Por esta razón, en esta instalación de flujo ha sido necesario instalar el depósito de altura constante para uniformizar el flujo.
- Sólo puede trabajar con velocidades moderadas.
- El tubo, debido al contacto con los rodillos, sufre mucho desgaste y la materia flexible envejece, por eso hay que cambiarlo periódicamente.
- Las presiones de trabajo reducidas a 3 bares como máximo limitan la altura de impulsión.
- Fragilidad de la máquina ante la presencia de cuerpos extraños, que pueden rasgar con facilidad la membrana tubular.

El principio de funcionamiento es el siguiente: un elemento tubular de dimensiones muy precisas, fabricado en un material flexible, se aloja en el cuerpo de la bomba. Al comprimir este elemento tubular por la acción giratoria del rotor y sus correspondientes rodillos, éste recupera seguidamente su forma inicial creando el vacío y la consiguiente aspiración del fluido. El fluido penetra en la cavidad formada por los rodillos que comprimen el tubo y es empujado suavemente hacia la salida por el siguiente rodillo, como se puede ver en la Figura 3.17.

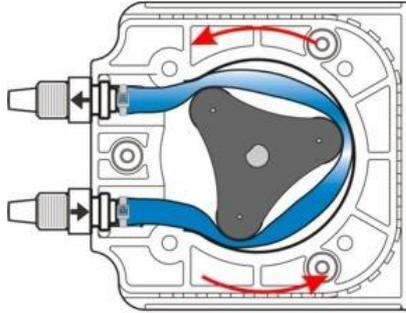


Figura 3.17. Ilustración del funcionamiento de una bomba peristáltica de tres rodillos

Fuente: https://blue-white.com/wp-content/uploads/2013/08/per_pumphead.jpg



Figura 3.18. Bomba peristáltica en la instalación.

Tabla 3.4. Características principales de las bombas peristálticas

Marca	Easy Load, Cole Palmer, Masterflex
Modelo	7518-00
Tubos aceptados	L/S 13, L/S 14, L/S 16, L/S 25, L/S 17, L/S 18
Caudal mínimo (mL/ min)	0,06 (girando a 1 rpm con tubos L/S 13)
Caudal máximo (mL/min)	567 (girando a 200 rpm con tubos L/S 18)
Material del rotor	Acero laminado

En nuestra instalación se trabaja con tubos L/S 17, obteniendo un caudal máximo de 567 mL/min. por bomba, para la velocidad máxima de 200 rpm.

Tabla 3.5. Otras características proporcionadas por el fabricante.

Tipo de control	Velocidad variable analógica		
Control de velocidad	±5%		
Motor Reversible	Si		
Tipo de cabezas de bombas aceptadas	Estándar y de carga fácil		
Potencia	12 V 2.4 A		
Dimensiones (mm)	Longitud	Anchura	Altura
	165	133	114
Control encendido y apagado	Manual		

3.4.2.2. DEPÓSITO DE ALTURA CONSTANTE

El depósito de altura constante es un recipiente construido mediante impresión 3D y está ubicado encima del recinto de la cámara oscura, tal y como muestra la Figura 3.19. Posee una tapa para impedir que la suciedad entre en contacto con el fluido circulante por la instalación.

El objetivo de este depósito es uniformar el flujo de fluido impulsado por las bombas peristálticas y suministrar fluido al modelo al caer por gravedad.

Consta de un compartimento con un orificio central de entrada de fluido y dos de salida hacia el modelo a ambos extremos en la parte inferior y una descarga de lámina libre al compartimento contiguo, en el que hay un orificio de descarga en la parte inferior que conecta directamente con el depósito principal de descarga.

El depósito se encuentra fijado a un perfil metálico y las válvulas de aguja de ambos ramales descansan sobre una estructura metálica compuesta por perfiles metálicos del mismo tipo que el que sujeta el depósito.

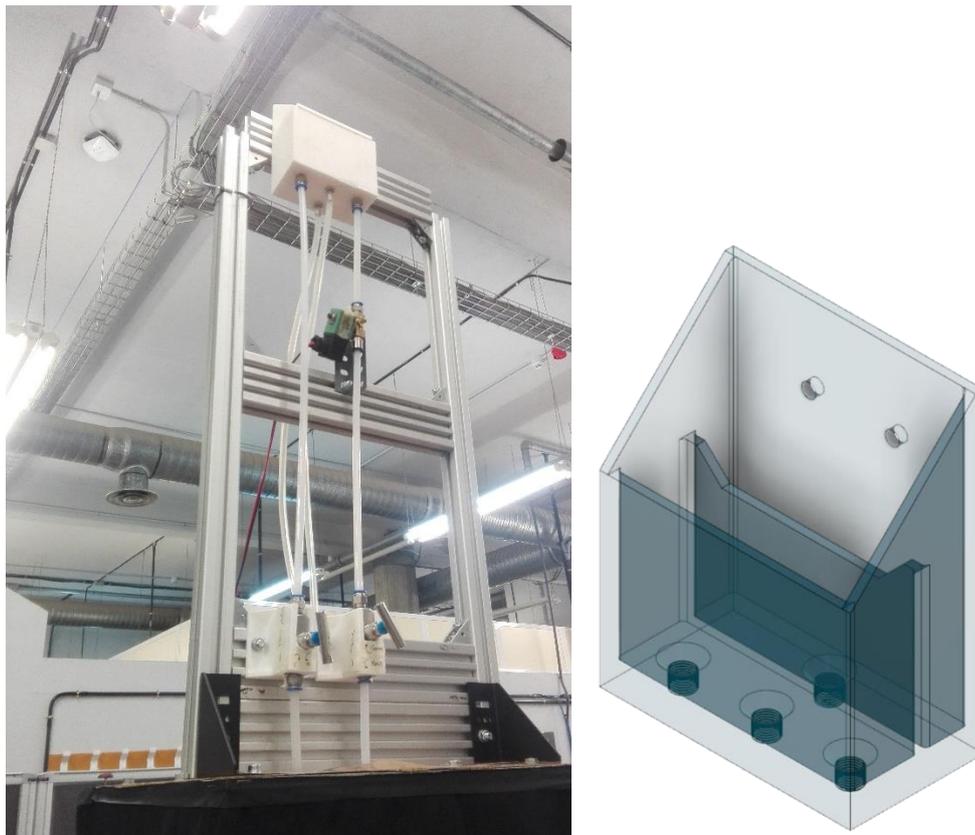


Figura 3.19. Zona superior del circuito hidráulico (izq.) y modelo en CAD del depósito de altura constante (der.)

3.4.2.3. DEPÓSITO DE DESCARGA

El depósito de descarga es de metacrilato y se encuentra localizado en la parte más baja de la instalación sobre un soporte construido con perfiles metálicos para asegurar la estabilidad del depósito.

Consta de dos compartimentos cubiertos por una tapa de PLA.

Uno de ellos cuenta con dos entradas de flujo procedentes del modelo y del depósito de descarga. También cuenta con dos salidas, una hacia las bombas y otra hacia un depósito de vaciado.

El otro compartimento está separado del compartimento anterior por una lámina de metacrilato. Sin embargo esta separación permite, por su parte superior, un paso de fluido cuando se produzca un desbordamiento del mismo desde el primer compartimento. Este segundo compartimento también dispone de una salida hacia el depósito de vaciado.

Cabe destacar que se ha buscado una cierta inclinación a la hora de colocar el depósito de descarga sobre el soporte, de manera que se consiga favorecer la salida del fluido por el conducto que se dirige hacia las bombas peristálticas.

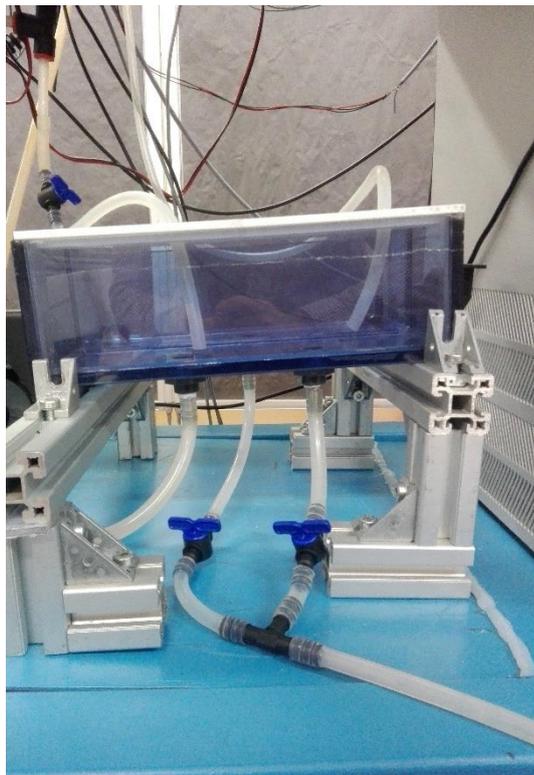


Figura 3.20. Depósito de descarga y soporte que permite su inclinación.

3.4.2.4 ELECTROVÁLVULAS

Las electroválvulas son una parte fundamental dentro de la instalación. Son las encargadas de permitir e interrumpir el flujo que circula por el circuito, pudiendo así ofrecer un control total sobre el recorrido del fluido. De esta manera se puede simular el ciclo cardíaco u otros ciclos que puedan considerarse de interés.

Se dispone de tres electroválvulas, normalmente cerradas cuando no tienen tensión, para la instalación, todas son de tipo de 3/2 modificadas para que sean 2/2. Es decir, son de dos vías, entrada y salida, y de dos posiciones, abierto-cerrado, siendo estas posiciones de carácter “todo-nada”, de manera que se consigue un paso o una interrupción completa del paso del fluido.

La nomenclatura utilizada para la designación de las electroválvulas ha sido E1, E2 y E3. Se muestran sus posiciones en la Figura 3.1.

La electroválvula E1 está situada en la rama que se dirige a la orejuela desde el depósito de altura constante. A la salida de la válvula mitral se ha situado la electroválvula E2 y por último, la electroválvula E3 está dispuesta en la rama que sale de la orejuela hacia el depósito de descarga.

Podremos conseguir la diástole si con E1 abierta, abrimos E2 y cerramos E3, consiguiendo un caudal entrante desde las venas pulmonares y la orejuela y saliente por la válvula mitral.

Para el período de sístole, E1 permanece cerrada a la vez que se cierra E2 y se abre E3, de esta manera no sale flujo por la válvula mitral y entra por la orejuela.

Todos los estados de las electroválvulas se consiguen mediante un controlador, que activa o desactiva las electroválvulas. Al cual se le envían las órdenes desde el ordenador mediante el software “Control Láser I.E.F.”. Se profundizará más sobre el controlador en otro apartado.

En la Figura 3.21. se muestra el aspecto de las electroválvulas.



Figura 3.21. Electroválvula 3/2 convertida en 2/2.

Tabla 3.6. Características principales de las electroválvulas

Marca	Asco
Modelo	Solenoid valves 3/2
Viscosidad máxima	40 mm ² /s
Tiempo de respuesta	5 - 10 ms
Rango de temperaturas	-10°C a 100°C
Material	Acero inoxidable y elastómero fluorado
Voltaje	24 V - 48 V
Dimensiones tubo conexión	Diámetro máx. 10 mm. Diámetro min. 6 mm.

3.4.3. CÁMARA OSCURA

Es un determinado recinto de la instalación donde se coloca el modelo y la cámara digital. Tiene como objetivo que penetre la mínima luz posible del exterior, es decir, pretende conseguir la máxima oscuridad posible.

Para conseguir la máxima oscuridad en el interior de esta cámara se utilizan una cortina negra y una lámina de madera, en la que se deja una rendija situada adecuadamente para que a través de ella pase la parte central de la lámina láser (de mayor intensidad).

En la Figura 3.22. se pueden ver los elementos que se encuentran dentro de la cámara oscura. En la imagen de la izquierda, para mejorar la visión de estos elementos, no aparece la cortina cubriendo la parte delantera.

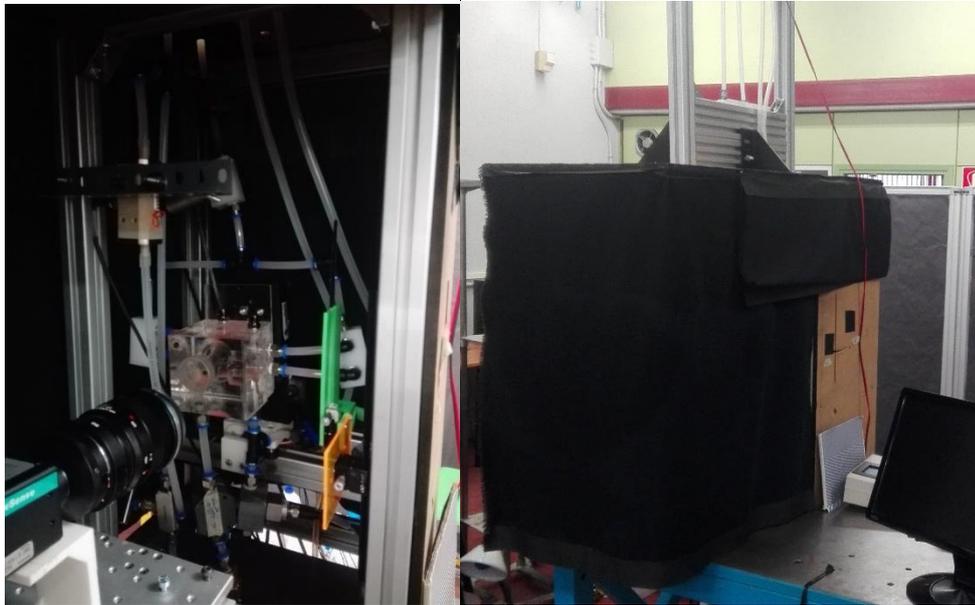


Figura 3.22. Interior del recinto de la cámara oscura y recinto cubierto.

3.5. ELEMENTOS DE MEDIDA

Entre los aparatos de medida localizados a lo largo del circuito hidráulico se encuentran dos caudalímetros y tres sensores de presión (dos de ellos idénticos y el restante sólo mide presiones por encima de la atmosférica).

En la rama pulmonar, justo antes de dividirse en las cuatro venas pulmonares, se sitúa un sensor de presión que sólo detecta presiones superiores a la atmosférica.

En la salida del modelo por la válvula mitral y en el ramal de entrada/salida de la orejuela se localizan dos sensores de presión idénticos que permiten medir presiones inferiores o superiores a la atmosférica.

En la Figura 3.23. se muestra una imagen que muestra los tres sensores de presión instalados.

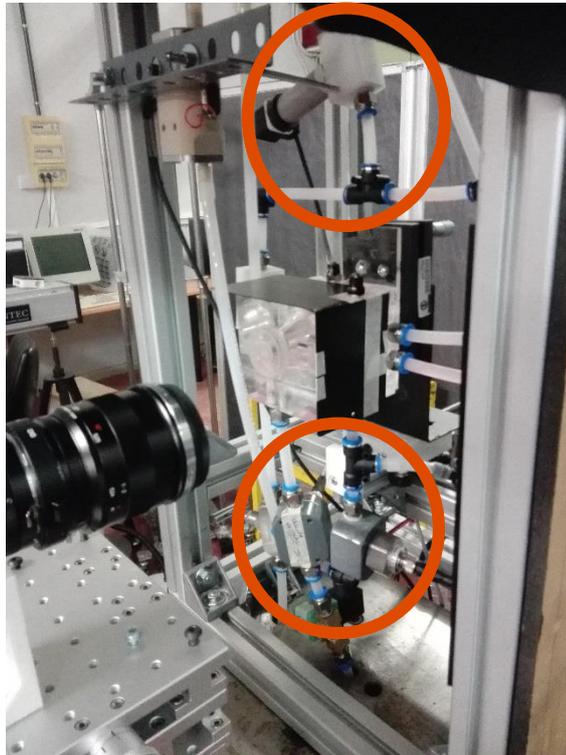


Figura 3.23. Disposición en el circuito hidráulico de los sensores de presión

3.5.1. CAUDALÍMETROS

La instalación cuenta con dos caudalímetros de la marca Sonotec.

3.5.1.1. CAUDALÍMETRO SONOFLOW IL.52/4

Es un sensor de caudal por ultrasonidos que permite medir caudales pulsantes para flujos pulsátiles. Además, este caudalímetro, es capaz de medir la temperatura.

Dentro de la instalación se sitúa fijo en la parte de trayecto común de diástole sístole de la rama que se dirige hacia la orejuela.



Figura 3.24. Caudalímetro SonoFlow IL52/4.

Fuente: <https://www.sonotec.eu/products/non-invasive-fluid-monitoring/flow-rate-measurement/sonoflow-clamp-on-sensor/>

En la Tabla 3.7. se recogen las principales características del caudalímetro.

Tabla 3.7. Características del caudalímetro

Marca	Sonotec
Modelo	SONOFLOW IL.52/4
Principio de medición	Ultrasonidos
Caudal máximo de medida	0.6 L/min
Precisión para el agua a 23°C ± 2°C y a 1 bar	0 - 0.06 L/min: ± 0.6 mL/min
	0.06 - 0.6 L/min: ± 1.0 %

Ciclo de medida	Normalmente 20 ms		
Adaptador para la conexión del tubo	Diámetros: exterior 8 mm/interior: 4 mm		
Medición de Temperatura	Sensor integrado ($\pm 1^{\circ}\text{C}$)		
Tensión de alimentación	12 – 30 V (corriente continua)		
Corriente requerida	100 mA como máximo		
Rango de Temperaturas	Fluido: 0 – 140°C	Ambiente: 0 – 70°C	Almacenaje: -20 – 70°C

3.5.1.2. CAUDALÍMETRO SONOFLOW CO.55/100 V2.0

El medidor de flujo ultrasónico de pinza SONOFLOW CO.55/100 V2.0 asegura una medición mediante ultrasonidos de los caudales en tubos de plástico sin ningún contacto medio, esto es posible gracias a una abrazadera compacta que se pinza al tubo en el que se quiera medir el caudal. La principal característica de este caudalímetro radica en que es móvil.

Está instalado en la rama pulmonar, antes de la división de ésta, que conecta el depósito de altura constante y el modelo.

Para asegurar la calidad de las medidas el fabricante aconseja que el tramo de tubo anterior al caudalímetro sea de una longitud 10 veces superior al diámetro del tubo y el tramo posterior sea al menos 5 veces superior al diámetro.



Figura 3.25. Caudalímetro sonoflow co.55/100 v2.0.

Fuente: <https://www.sonotec.eu/products/non-invasive-fluid-monitoring/flow-rate-measurement/sonoflow-clamp-on-sensor/>

En la Tabla 3.8. se recogen las principales características del caudalímetro.

Tabla 3.8. Características del caudalímetro

Marca	Sonotec		
Modelo	SONOFLOW CO.55/100 V2.0		
Material	Aluminio y polimetilmetacrilato		
Principio de medición	Ultrasonidos		
Caudal máximo de medida	10 L/min		
Precisión para el agua a 23°C ± 2°C y a 1 bar	0 – 1 L/min: ± 20 mL/min		
	1 – 10 L/min: ± 2.0 %		
Ciclo de medida	20 milisegundos		
Diámetros usados en la calibración	Diámetros: exterior 12 mm/interior: 9 mm		
Adaptador para la conexión del tubo	Diámetros: exterior 8 mm/interior: 4 mm		
Anchura del canal	10 mm		
Dimensiones (mm) y peso (g)	44x44x35 ; 138		
Tensión de alimentación	12 – 30 V (corriente continua)		
Corriente requerida	100 mA como máximo		
Corriente consumida	30 mA		
Rango de Temperaturas	Fluido: 0 – 140°C	Ambiente: 0 – 60°C	Almacenaje: -20 – 70°C

3.5.2. SENSORES DE PRESIÓN

Los sensores de presión situados a la salida del modelo por la válvula mitral y en la rama de entrada/salida a la orejuela son capaces de medir presiones por encima y por debajo de la atmosférica, al contrario que el sensor de presión localizado en la rama pulmonar, únicamente capaz de detectar presiones mayores que la atmosférica.

$$P_m = \rho \cdot g \cdot h \quad \text{Ecuación 3.1. Presión manométrica de una columna de líquido}$$

En la Ecuación 3.1. ρ es la densidad del fluido en kg/m^3 , g es la aceleración de la gravedad en m/s^2 y h la altura de la columna de líquido en m que se encuentre por encima del sensor estableciendo como nivel 0 el del sensor de presión.

La presión resultante estaría en Pascales y habría que realizar una conversión a bares, que es la unidad en la que aparece la presión en los sensores. Para calibrarlos se irá variando la altura de la columna de fluido, de manera que se obtendrá la Figura 3.26. con las rectas de calibración de los sensores de presión adquirida del TFM “*Estudio de la interacción de un cuerpo romo con un flujo a bajos números de Reynolds*” de Alberto Pozo Álvarez.

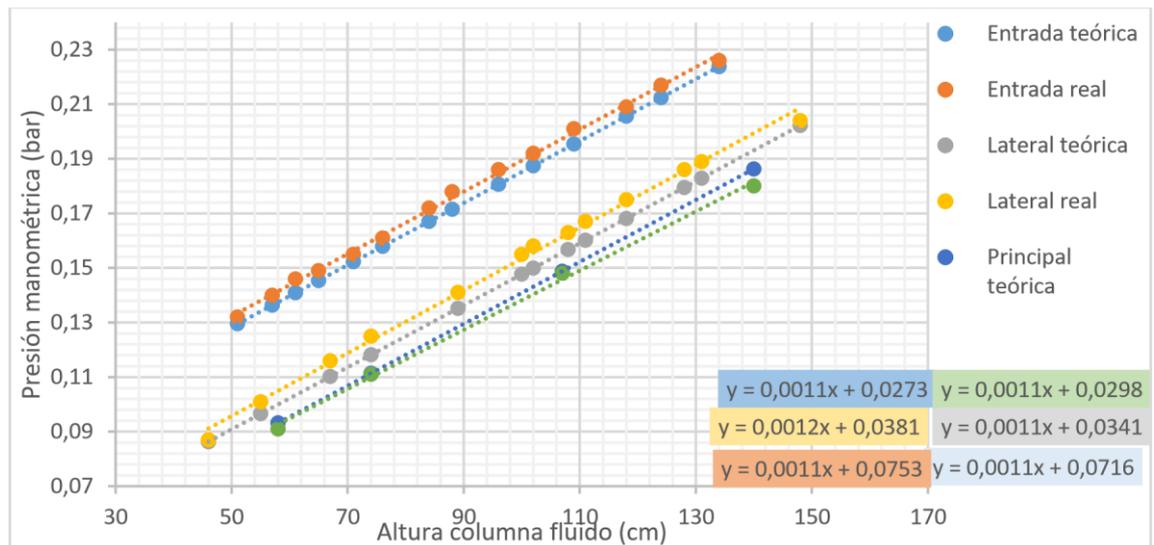


Figura 3.26. Rectas de calibración de los sensores de presión.

En la Figura 3.27. se puede ver un sensor de presión como el situado a la salida del modelo junto con el soporte de acople al circuito hidráulico.



Figura 3.27. Sensor de presión de la salida (izq.) y su soporte (der.)

La rosca del sensor encaja en el centro de la pieza de acople y la parte blanca debe quedar a ras del conducto para realizar las medidas correctamente. Los cuatro taladros de la pieza de acople sirven para fijar la posición del sensor en el circuito hidráulico mediante tornillos.

En la Tabla 3.9. aparece la descripción de las características más importantes de este tipo de sensor.

Tabla 3.9. Características de los sensores de presión de las salidas del modelo

Marca	RS
Modelo	SS-GM1P1-5C
Tipo de sensor	Cerámico
Rango de medidas (presiones manométrica)	Desde -1 hasta 1 bar
Precisión	$\pm 0.156\%$ BFSL
Material de la carcasa	Acero inoxidable
Temperatura de operación	De -20°C a 125°C
Salida analógica	4 – 20 mA (corriente máxima 28 mA)
Tensión de alimentación	9 – 32 V (corriente continua)

El sensor de presión de la rama pulmonar se puede ver en la Figura 3.28.



Figura 3.28. Sensor de presión de la rama pulmonar

Fuente: <http://www.jumo.co.uk/products/as-per-approvals/ehedg/404366/jumo-dtrans-p30--pressure-transmitter-404366.html?parentId=4061>

Este tipo de sensor únicamente detecta presiones por encima de la atmosférica y sirve tanto para líquidos como para gases. Sus principales características se recogen en la Tabla 3.10.

Tabla 3.10. Características del sensor de presión de la rama pulmonar

Marca	JUMO		
Modelo	JUMO dTRANS p30 TYP404366/000 TN43006500		
Material de la carcasa	Acero inoxidable		
Rango de medidas (presiones manométrica)	Desde 0 hasta 0.25 bar		
Precisión	± 0.156% BFSL		
Rango de Temperaturas	Fluido: 30 – 140°C	Ambiente: -20 – 100°C	Almacenaje: 40 – 125°C
Tensión de alimentación	10 – 30 V (corriente continua)		
Salida analógica	4 – 20 mA		

3.6. PIV

La técnica Velocimetría de Imágenes de Partículas, conocida como P.I.V. (Particle Image Velocimetry) permite determinar el campo de velocidades registrando el desplazamiento de miles de partículas de forma simultánea.

3.6.1. PRINCIPIO DE FUNCIONAMIENTO

El procedimiento se puede resumir de la siguiente manera: se añaden al fluido una serie de partículas que siguen su movimiento llamadas partículas trazadoras. Una cámara digital, perfectamente sincronizada con una fuente láser, recoge pares de fotografías consecutivas de una zona de ensayo registrando la posición de las partículas iluminadas.

Si el láser es pulsado dos veces con un intervalo de tiempo conocido, se registrarán dos posiciones de cada partícula, conociendo así el desplazamiento sufrido por dicha partícula durante ese intervalo de tiempo. Posteriormente se deduce la velocidad de las partículas como el cociente del desplazamiento y el intervalo de tiempo. Las imágenes son analizadas empleando software específico. Un esquema típico de la técnica P.I.V. se muestra en la Figura 3.29.

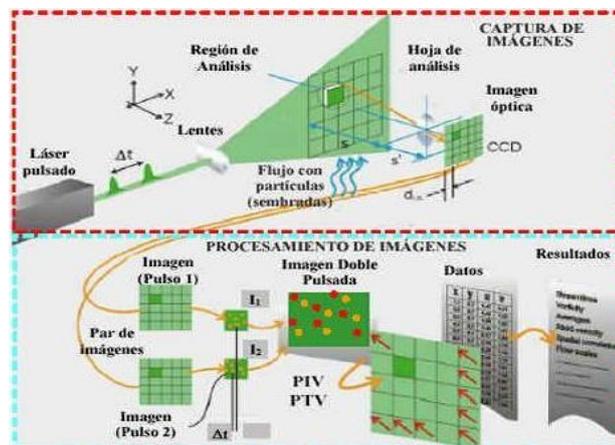


Figura 3.29. Ilustración de la técnica de PIV

Fuente: <http://www.scielo.org.mx/img/revistas/iit/v9n1/a4f1.jpg>

La Velocimetría de Imágenes de Partículas se basa en la medida de la velocidad de las partículas trazadoras transportadas por el fluido. Para ello se ilumina el plano a estudio mediante una lámina de luz láser, de forma que las partículas son visualizadas y su imagen puede ser registrada. El análisis se realiza con dos imágenes consecutivas de una misma región en dos instantes t y t' , separadas un intervalo de tiempo Δt .

Las imágenes se dividen en cuadrículas, llamadas áreas de interrogación, de forma que cada una se analiza por separado. En cada área de interrogación se superponen las dos imágenes, se calculan las coordenadas de cada punto de luz y se mide la diferencia entre todos los puntos, permitiendo determinar el desplazamiento ΔX^{\rightarrow} de las partículas.

Haciendo una correlación con todos esos vectores, se obtiene el vector velocidad instantánea $u^{\rightarrow}(X^{\rightarrow}, t)$ del fluido en esa área de interrogación de la siguiente manera:

$$u^{\rightarrow}(X^{\rightarrow}, t) = \frac{\Delta X^{\rightarrow}(X^{\rightarrow}, t)}{\Delta t} \quad \text{Ecuación 3.2. Vector velocidad instantánea.}$$

A mayor número de partículas en cada área de interrogación, se alcanza mayor precisión con cada vector velocidad. Y a mayor densidad de áreas de interrogación, aumenta el número de vectores y por tanto el campo de velocidades tendrá mayor resolución.

P.I.V. es una técnica de visualización cuantitativa, puesto que permite la visualización del flujo a la vez que la realización de medidas cuantitativas de velocidad.

3.6.2. ELEMENTOS UTILIZADOS PARA LA TÉCNICA P.I.V

3.6.2.1. DISPOSITIVO LÁSER

Es el emisor de la luz que ilumina la sección del modelo a estudiar. Se compone de dos generadores láser que posibilitan un tiempo entre disparos muy pequeño. Posee en su interior una lente cilíndrica que transforma el haz de luz puntual en una línea. Sus características se resumen en la Tabla 3.11.

Tabla 3.11. Características del dispositivo láser

Proveedor	Dantec Dynamics
Tipo	Dual Power Nd: YAG 500 mJ (250 mJ cada uno)
Frecuencia máxima entre disparos	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 (reducido a 0.2 o 0.1 mm mediante la guillotina)

La potencia del láser se regula manualmente. Para que el reflejo de las partículas trazadoras sea el adecuado la potencia no debe ser ni muy baja (el software no sería capaz de distinguir las partículas) ni muy elevada (ya que el reflejo sería demasiado grande). Se deberá establecer un nivel de potencia intermedio que dependerá del número de partículas presentes en el fluido para conseguir las mejores capturas posibles. La técnica de Micro-P.I.V. requerirá normalmente la utilización de potencias mayores del láser que mediante el P.I.V. convencional.

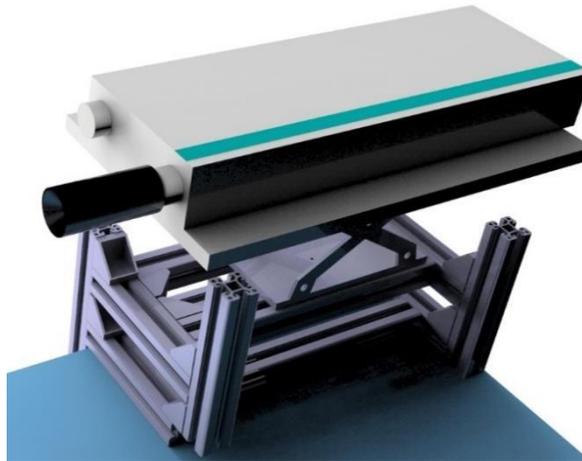


Figura 3.30. Modelo en CAD del dispositivo láser.

En la Figura 3.30. se puede ver el dispositivo láser montado sobre un elevador mecánico que permite regular la altura a la que se sitúa el láser. Todo el conjunto está sujeto a la mesa mediante una estructura metálica.

3.6.2.2 GUILLOTINA

La guillotina es un dispositivo colocado entre el modelo y la fuente láser. Su función es limitar el espesor de la lámina láser que reflejará las partículas presentes en el fluido. Únicamente la parte central de la lámina láser, que es la de mayor intensidad, penetrará en el modelo. El ajuste de la guillotina será descrito en el siguiente capítulo.

3.6.2.3. CÁMARA DIGITAL

La cámara digital es la responsable de recoger la luz reflejada por las partículas trazadoras a través de la lente y grabar las imágenes para su posterior análisis con el ordenador. Posee un objetivo para controlar la profundidad de campo y un enfoque, todo ello encaminado a determinar la región de estudio del modelo. La cámara empleada es de tipo CCD (Charge Coupled Device) con las características recogidas en la Tabla 3.12.

Tabla 3.12. Características de la cámara digital

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

Esta cámara tiene acoplados los diferentes dispositivos:

- Filtro. Su función es eliminar el ruido procedente de la iluminación ambiental en las imágenes dejando pasar solamente los valores de longitud de onda correspondientes a las partículas fosforescentes iluminadas por el láser. Es un filtro polarizador de 570 nm de longitud de onda. Permite el paso de valores de longitud de onda superiores a 570 nm.
- Objetivo adicional. Permite un mayor enfoque mediante la regulación de la distancia de las lentes ubicadas en su interior. Uno de los utilizados es de la marca Nikon tipo Makro-Planar 50 mm f.2 ZF. Posee un diafragma cuyo propósito es aumentar o disminuir la cantidad de luz que entra al sensor del exterior. Para ello se compone de una apertura circular regulable con apertura máxima de f/2. Una de sus consecuencias es la disminución de profundidad de campo con el aumento de la luminosidad.



Figura 3.31. Cámara digital sobre el posicionador.

En la Figura 3.31. se puede ver que la cámara está montada sobre una estructura con un elevador mecánico preciso que permite variar la región de estudio subiendo o bajando la altura a la que se posiciona la cámara. Hay que regular adecuadamente el conjunto formado por el objetivo y la posición de la cámara establecida con el elevador para obtener una calidad óptima de las imágenes. Si este conjunto anterior no se enfoca correctamente la luz reflejada por las partículas puede estar muy distorsionada obteniendo malos resultados.

3.6.2.4. SINCRONIZADOR

Es un dispositivo que sirve para controlar la cámara y el láser. Su objetivo es que los disparos desde el dispositivo láser y las capturas de la cámara se produzcan de forma sincronizada. Debe ser compatible con estos dispositivos (cámara, láser, etc.) y el software de control. La Figura 3.32. muestra la sincronización entre una cámara y un láser como los utilizados en la instalación.

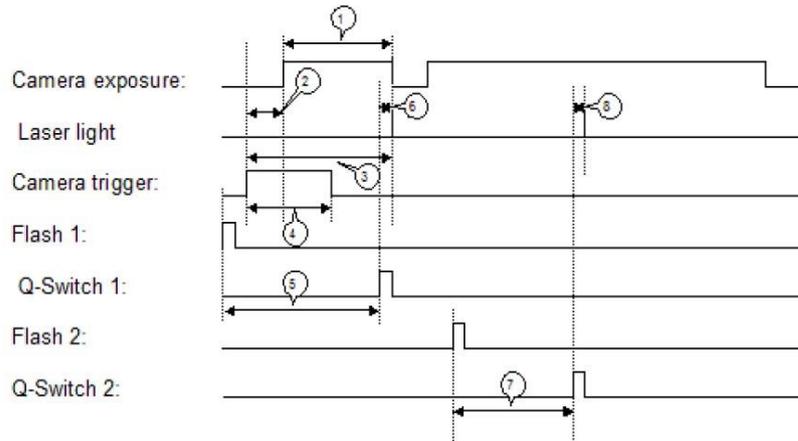


Figura 3.32. Esquema del sincronismo entre la cámara y el láser

Fuente: DynamicStudio v3.14 User's Guide

Las etapas indicadas en la Figura 3.32. se detallan a continuación:

1. Tiempo de exposición de la cámara.
2. Retraso de apertura (con más o menos frecuencia en un rango de 1 a 10 μ s).
3. Pulso que indica el tiempo de inicio de disparo de la cámara respecto a T_0 .
4. Ancho de pulso de disparo de la cámara (normalmente en el rango de 1 a 10 μ s).
5. Flash de retardo de 1 a Q-Switch 1 (dentro del rango de 100 a 200 μ s).
6. Retardo de la activación Q-Switch 1 (dentro del rango de 100 a 200 μ s).
7. Flash de retardo de 2 a Q-Switch 2 (habitualmente en el rango de 100 a 200 μ s).
8. Retardo de la activación Q-Switch 2 (usualmente en el rango de 100 a 200 μ s).

El sincronizador usado es el modelo Dantec Dynamic Timerbox 80N77.

Sus características se resumen a continuación:

- Posee 8 canales de salida y funciones de disparo interna.
- Sincronización externa.

El control de disparo de este sincronizador se produce mediante la tarjeta de comunicación PCI-6602 (National Instruments).

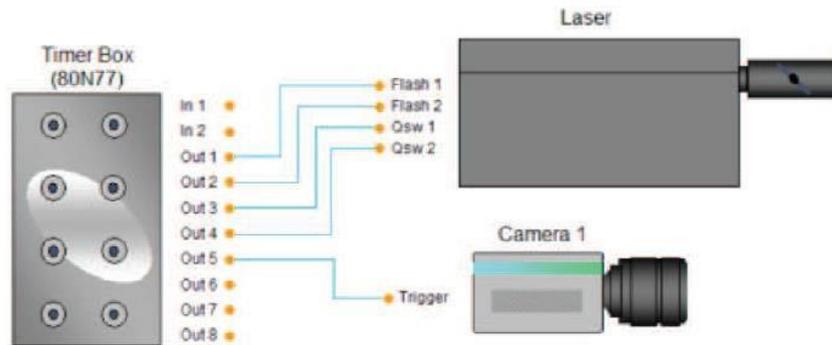


Figura 3.33. Conexión del sincronismo TimerBox 80N77

Fuente: DynamicStudio v3.14 User's Guide

Tal y como indica la Figura 3.33. el sincronizador 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.

3.6.2.5. CONTROLADOR

A este dispositivo se le envían las órdenes desde el ordenador mediante el software “Control Láser I.E.F.”. En la Figura 3.34. aparece la caja de este controlador. En su interior tiene diversos componentes (placas, condensadores, resistencias, etc....) conectados entre sí que desempeñan las funciones requeridas para la realización de los ciclos.

El LED verde de la parte delantera se ilumina cuando está encendido el controlador, el rojo que se encuentra a su izquierda se ilumina justo en el instante en el que se dispara el láser y el LED rojo de la derecha se enciende cuando ha ocurrido algún fallo.



Figura 3.34. Caja del controlador (izq.) y vista delantera (der.)

El controlador recibe las señales del caudalímetro (entrada “C2”) y de los sensores de presión (entradas “C1” y “C3”). Transmite la señal a las electroválvulas (entrada “MOTOR”) y al sincronizador (entrada situada a la izquierda) para que se dispare el láser en el instante de tiempo requerido del ciclo. Como la caja no dispone de suficientes entradas se ha conectado una “t” (de color verde) que posibilita recibir la señal de dos de los sensores de presión. Existía un problema con la “t” ya que únicamente conmutaba el pin 4 y los sensores emitían por el pin 2. Se ha hecho una permutación en el cable procedente del sensor para poder aprovechar la “t” de la que disponíamos.

Realiza ciclos programados de muestreos cada 5 ms, es decir, se obtienen valores de las variables analizadas (presión, caudal, temperatura, etc...) cada 5 ms.

3.6.2.6. DESPLAZADOR

La estructura de la zona de medida está formada por la cámara oscura, la guillotina y el soporte de los modelos a estudiar. El soporte del modelo está apoyado sobre una placa de color blanca que va unida a un raíl que permite su movimiento en dirección horizontal.

Con el desplazador de precisión se pueden realizar estudios de diferentes secciones del modelo, no limitándose únicamente al estudio de secciones que pasen por el eje central de la orejuela, es decir, permitiendo el estudio de diferentes planos de profundidad. En la Figura 3.35. se muestra el desplazador instalado.

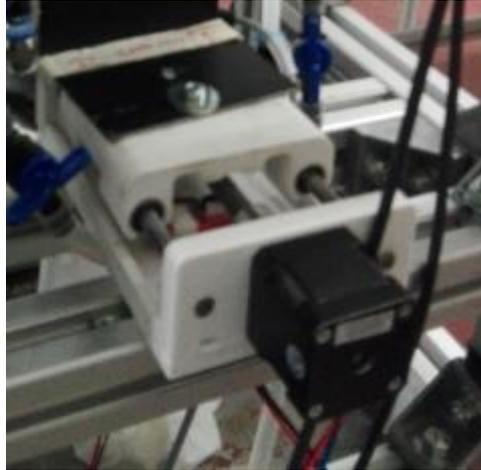


Figura 3.35. Desplazador del modelo

El movimiento de la estructura de la zona de medida se puede regular mediante el desplazador perteneciente al raíl, que permite el giro en ambos sentidos de modo que se pueden estudiar secciones a diferente profundidad tanto en un sentido de desplazamiento como en el contrario. El plano central de la orejuela está a 25.5 mm del origen del desplazador.

El desplazador se controla mediante el dispositivo mostrado en la Figura 3.36.

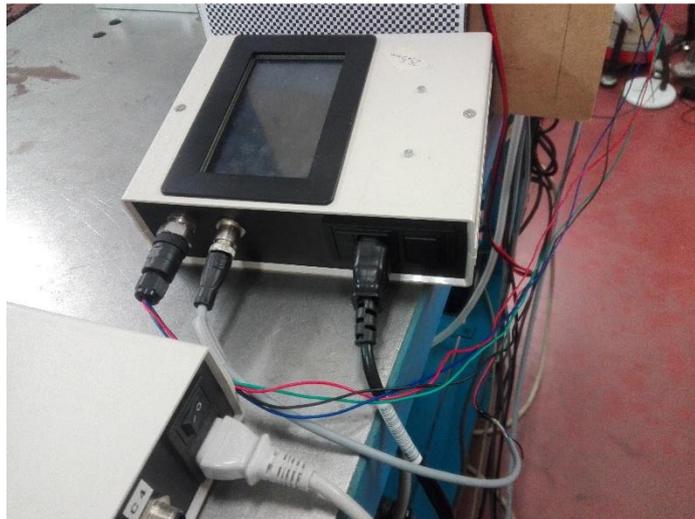


Figura 3.36. Controlador del desplazador.

3.6.2.7. UNIDAD DE PROCESADO

Se utiliza un sistema operativo que facilite el control del equipo para el procesamiento de los datos, en este caso Windows 7. El software de control es DynamicStudio v3.14 (DANTEC Dynamics), encargado de controlar el sincronizador, y también de actuar sobre la fuente 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 PIV.

La mayor limitación del sistema de medida radica en que la frecuencia máxima de muestreo sólo puede ser de 7 Hz debido al láser disponible en el laboratorio.

En la Figura 3.37. se muestra el equipo con el que se ha trabajado. Se han dispuesto dos pantallas para facilitar la visualización a la hora de manipular elementos del circuito.



Figura 3.37. Equipos del Laboratorio utilizados para el procesamiento.

CAPÍTULO 4

METODOLOGÍA DE MEDIDA

Índice

4. METODOLOGÍA DE MEDIDA.....	93
4.1. PREPARACIÓN DE LA INSTALACIÓN.....	93
4.1.1. MONTAJE Y CONEXIÓN DEL MODELO	93
4.1.2. COLOCACIÓN DEL DISPOSITIVO LÁSER	95
4.1.3. AJUSTE DE GUILLOTINA	96
4.1.4. AJUSTE DE LA CÁMARA FOTOGRÁFICA.....	98
4.1.5. ARRANQUE DEL SISTEMA DE GENERACIÓN DE FLUJO	100
4.2. AJUSTES EN LA PUESTA EN MARCHA DE LA INSTALACIÓN	102
4.2.1. AJUSTE DE CAUDALES Y CALIBRACIÓN DE LOS CAUDALÍMETROS.....	102
4.3. GENERADOR DE CICLOS.....	108
4.4. REGISTRO Y PROCESADO DE IMAGEN	113
4.4.1. CAPTURA DE IMÁGENES CON EL PROGRAMA.....	113
4.4.2. ANÁLISIS DE LAS IMÁGENES TOMADAS	117

4. METODOLOGÍA DE MEDIDA

Para obtener resultados experimentales válidos con la instalación descrita anteriormente es necesario establecer un procedimiento de medida. Se necesita preparar y ajustar la instalación previamente a la realización de la toma de datos.

El paso inicial de este procedimiento consiste en una preparación preliminar de la instalación para una correcta puesta en marcha de la misma. Hay que asegurarse de que la conexión de todos los dispositivos, tanto eléctricos como hidráulicos, sea la correcta, ya que cualquier error en este paso puede conllevar un tiempo muy grande para averiguar el posible fallo. Aquí se puede incluir también la colocación del modelo en su posición adecuada de manera que la lámina de máxima intensidad procedente de la fuente láser ilumine la sección a estudio de este modelo.

Posteriormente se pondrá en marcha la instalación, poniendo en funcionamiento las bombas peristálticas. El circuito hidráulico comenzará a llenarse del fluido. Después se regula la relación de caudales mediante las válvulas de aguja.

Además se comprobarán todas las variables del fluido, como son la temperatura, la presión y la densidad, para que sean las adecuadas. Finalmente se fijará la posición de la cámara con su enfoque y la apertura de campo adecuada a la sección que se desee analizar, para poder procesar todas las imágenes obtenidas.

4.1. PREPARACIÓN DE LA INSTALACIÓN

Este paso inicial consiste en la adecuación de la instalación, lleva consigo el correcto posicionamiento de cada uno de los dispositivos con sus conexiones adecuadas, además del montaje y alineamiento de las distintas partes que conforman la instalación. Se puede dividir en las siguientes tareas:

4.1.1. MONTAJE Y CONEXIÓN DEL MODELO

Estos dos procesos consisten en la colocación del modelo sobre su soporte y su incorporación al circuito hidráulico, que sólo se realizarán cuando se quiera dar comienzo al estudio o cuando sea preciso desmontar el modelo y realizar alguna modificación, para luego volver a montarlo.

Para poder desarrollar de forma más clara el proceso de montaje y conexión el modelo, se muestra a continuación en la Figura 4.1. el modelo de orejuela con sus entradas y salidas de flujo y un sistema de referencia elegido para su estudio.

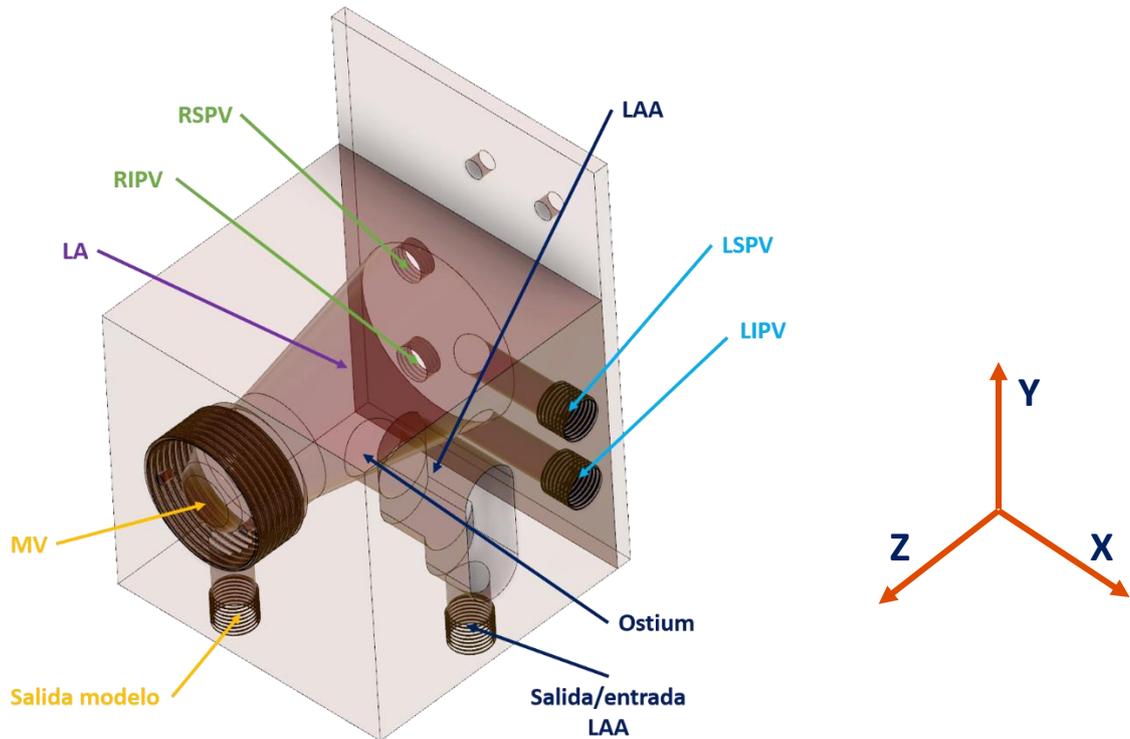


Figura 4.1. Modelo de orejuela y sistema de referencia

El modelo debe ir posicionado de forma que la pared lateral donde está situada la orejuela quede orientada hacia la emisión del láser, es decir la cara paralela al plano y-z es la que recibe la emisión. De esta forma la lámina laser atraviesa menos cantidad de material, conservando la mayor cantidad de luz posible con la mínima desviación.

Además se orienta el modelo de forma que la cámara quede enfrentada a la cara paralela al plano x-y, que nos permite obtener una imagen de la sección de la orejuela.

La sujeción del modelo al soporte se realiza mediante un atornillamiento:

Se taladran dos agujeros en una placa de metacrilato que **se ha solapado mediante cloroformo**, el mejor sistema para pegar este tipo de materiales. La lámina queda reflejada en la Figura 4.1. , como se observa está situada en la cara posterior del plano x-y. Esta placa intermedia entre el soporte y el modelo permite el montaje sin dañar ni modificar la estructura del modelo. Además, hay que tener en cuenta que la posición de estos taladros no debe perjudicar a la visión de la cámara ni debe encontrarse entre el emisor láser y el modelo. Por último se fija el modelo a su soporte a través de los tornillos situados en

los taladros realizados como muestra la Figura 4.2. A nivel técnico conviene atornillar los dos tornillos a la vez, ya que si se atornilla uno primeramente se tienen problemas de encuadre con el otro taladro.

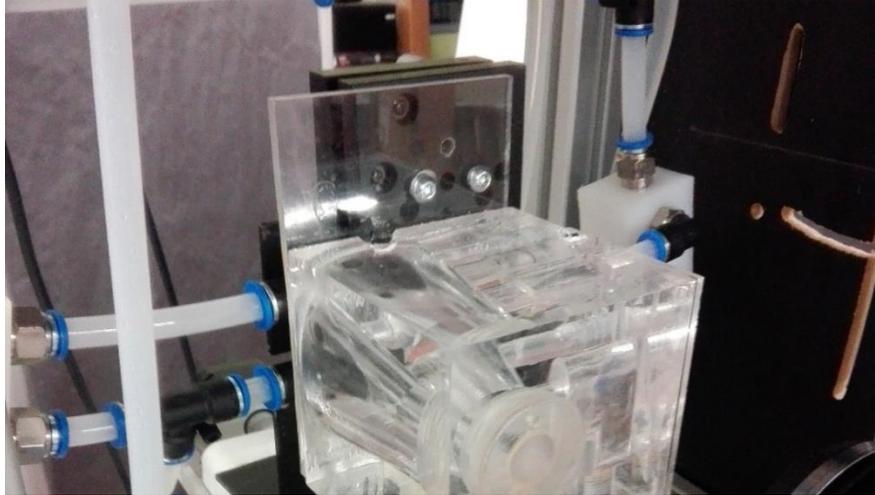


Figura 4.2. Montaje del modelo acoplado a la placa de metacrilato al soporte mediante tornillos

Posteriormente al montaje del modelo sobre el soporte se pasará a la conexión del modelo con el resto de los elementos que forman el circuito hidráulico. Cabe destacar que el modelo se monta con los racores ya incluidos para que la posterior unión con los tubos se realice de forma más sencilla. Los tubos que conforman las venas pulmonares, la rama que conecta con la orejuela y la salida de la válvula mitral serán conexiónados sin dobleces ni curvas, esto se ha conseguido gracias a elementos como codos y colectores como ya se ha mencionado en el *Capítulo 3*. Además, las salidas y entradas no deben ubicarse en una posición intermedia entre el modelo y la cámara fotográfica ni entre el modelo y la lámina láser, ya que afectaría a la toma de datos.

Conviene que una vez completado el montaje del modelo, se asegure la máxima limpieza de las superficies de metacrilato, ya que es un material que se ensucia fácilmente cuando se manipula. Cuanto más limpias estén las caras de modelo, sobre todo las caras donde va a incidir el láser y la que enfocaremos con la cámara, mejores medidas se obtendrán.

4.1.2. COLOCACIÓN DEL DISPOSITIVO LÁSER

El dispositivo láser está montado sobre una mesa provista de un elevador mecánico preciso para situarlo con facilidad, como se puede ver en la Figura 4.3. Para el encendido de este aparato hay que asegurarse de que el nivel de agua utilizada como refrigerante esté por encima del mínimo marcado con una línea. Si esto se cumple habrá que encender primero el circuito hidráulico de refrigeración de este láser, posteriormente el disparador y finalmente, tras abrir

la escotilla del cañón, se podrán realizar los disparos de la lámina láser con la potencia deseada, que es regulada manualmente.

Se colocará de forma que la lámina disparada por éste sea perpendicular al raíl del desplazador del modelo, iluminando el modelo tras introducirse por las rendijas presentes en la guillotina y en la lámina de cartón. De este modo, si el modelo y su montaje fueran perfectos, con este ajuste automáticamente resultaría una lámina láser paralela al plano central del modelo. Como esto no es así, este paso no es crítico y el ajuste final se realiza mediante el control de inclinación que permite el soporte de los modelos.



Figura 4.3. Emisor láser sobre elevador mecánico.

Como ya se ha señalado anteriormente la zona central de la lámina láser es la de mayor intensidad, por lo que se quiere que esta zona sea la que se encuentre a la misma altura que el modelo. No se requiere una gran precisión en este ajuste ya que la zona de máxima intensidad de la lámina láser es lo suficientemente ancha como para cubrir el modelo con margen.

Advertencia: muchas veces se producen disparos de láser con altas potencias, debido a ello es fundamental que siempre que se produzca el uso de este láser o haya riesgo de disparo accidental, todas las personas que se encuentren en una posición cercana de este emisor o puedan ser alcanzadas por el haz directo o reflejado lleven puestas gafas de protección específicas para la longitud de onda de ese láser, ya que de no ser así, las consecuencias de un accidente pueden ser muy graves para la vista de las personas que resulten afectadas.

4.1.3. AJUSTE DE GUILLOTINA

Tras tener ajustados el soporte del modelo, su desplazador y el láser, se procede a colocar la guillotina.

Con ayuda del láser se marca la posición de la lámina central del láser. Para hacerla coincidir con la ranura de la guillotina se tiene un desplazador situado a la derecha de la Figura 4.4. detrás de la placa naranja, que permite un ajuste fino para posicionar correctamente la guillotina.

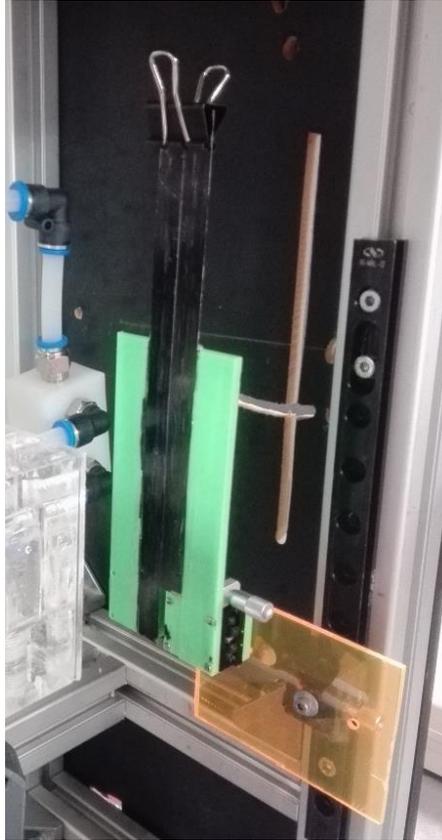


Figura 4.4. Guillotina junto con sus desplazadores y rendija en la lámina de cartón

Para controlar la separación entre las hojas de la guillotina se dispone de otro desplazador situado al lado de la placa verde. Para conocer la distancia real entre las dos hojas de la guillotina se debe haber calibrado previamente antes de montarla mediante un juego de galgas de diferentes espesores.

Es importante que la separación entre las hojas sea uniforme y del valor deseado.

Una vez montada, se modificará la inclinación manualmente de modo que quede la lámina láser lo mejor alineada posible con la ranura de la guillotina.

Este ajuste es sencillo pero es muy importante realizarlo de una forma correcta ya que de lo contrario se obtiene una lámina láser con una inclinación no deseada y con menor intensidad, ya que se introduciría una zona distinta a su parte central.

En el Anexo 5 se describe el ajuste del paralelismo del modelo con la lámina láser para conseguir un alineamiento adecuado entre el láser y la sección de estudio.

4.1.4. AJUSTE DE LA CÁMARA FOTOGRÁFICA

El ajuste de la cámara fotográfica se realiza para obtener imágenes con la mayor nitidez posible. Para ello se realizan una serie de pasos que son detallados a continuación.

4.1.4.1. SELECCIÓN DE LA VISTA

Una vez determinado el nivel de detalle con el que se quiere estudiar el modelo se establecerá el campo de visión más apropiado, teniendo dos opciones:

- Vista general del modelo. No se necesita un alto nivel de detalle, de modo que se utilizará el trípode como método de sujeción de la cámara digital.
- Vista detallada del modelo. El nivel de detalle requerido es elevado. Para lograrlo se utilizará el posicionador de la cámara descrito en el capítulo anterior. Es la vista que se ha empleado para el estudio.

Cuando se utilice el posicionador de la cámara se podrían obtener diferentes grados de detalle variando la distancia focal.

En el caso de máximo detalle se buscará un campo de visión pequeño del modelo pero con elevado grado de detalle. Por eso se necesita una distancia focal grande.

En el caso de una visión más global del modelo el campo de visión buscado es más amplio y corresponde a una distancia focal pequeña.

4.1.4.2. ENFOQUE

Después de elegir el nivel de detalle y establecer la distancia focal adecuada se monta el objetivo y se procederá a enfocar la parte del modelo que se quiere estudiar. El objetivo principal es colocar la cámara de modo que el eje del objetivo quede perpendicular al plano a medir.

Se ajusta de forma preliminar la inclinación y altura de la cámara para que la orejuela quede perfectamente vertical en las imágenes y con la zona de medida en el centro. Esto se realiza manualmente, acercando la cámara hasta que el objetivo esté en contacto con la pared del modelo y quede paralelo a ella.

No es necesaria una precisión muy alta ya que la profundidad de campo utilizada podrá absorber los errores que se produzcan en este paso.

Después se moverá el enfoque de la cámara al punto medio de su recorrido para tener margen para afinar el enfoque posteriormente y además se fijará

la máxima apertura en el diafragma para captar la máxima luz posible, que facilitará el enfoque preliminar.

Ahora se busca la distancia de la cámara a la que enfocará el modelo. Para ello se necesita de iluminación extra en el modelo, ya que con la del ambiente no es suficiente. Para ello existen dos opciones:

1. Iluminar mediante una fuente constante al modelo como puede ser una bombilla o una linterna.
2. Disparar el láser en coordinación con la cámara para iluminar el modelo.

Hay que tener en cuenta que en la primera opción no es necesaria ninguna protección visual ya que no existe riesgo de dañarse la vista, pero en la segunda sí, por lo que se deberá llevar en todo momento gafas protectoras específicas para la longitud de onda del láser.

Se debe tener cuidado de no iluminar en exceso el modelo, pudiendo originar la saturación del sensor, llegando incluso a dañarlo. Esto es especialmente importante cuando se utiliza el primer tipo de iluminación.

4.1.4.3. CENTRADO DE IMAGEN

Para ver lo que recoge la cámara se usará el programa DynamicStudio. Dentro del mismo se pulsa el botón Free Run si la iluminación se ha generado con ayuda de una fuente de luz constante o al botón Preview si se ha empleado el láser. La pantalla muestra las imágenes que toma de forma continua la cámara hasta que se decida pararlo (botón Stop/Abort).

Con la cámara perpendicular en contacto con el modelo, se procede a alejarla muy poco a poco sin perder esa perpendicularidad hasta conseguir que se vea la sección de estudio lo más nítida posible. En ese punto se procederá a afinar la nitidez de la imagen con ayuda del enfoque del objetivo. Cuando se alcance el máximo nivel de nitidez en la imagen se comprobará que se ve realmente la zona a estudiar. Si no es así se realizan pequeñas correcciones en altura del posicionador (eje Y, vertical en las imágenes) y en la posición lateral (eje X, horizontal en las imágenes) hasta centrar la imagen en la zona de interés. Se harán correcciones en el enfoque también si fuese necesario.

Llegados a este punto se comprueba que la orejuela está perfectamente vertical en las imágenes con la ayuda de la rejilla del programa DynamicStudio (botón derecho sobre la imagen, Show grid).

4.1.4.4. CONTROL DE LA ILUMINACIÓN

Por último, se tomarán imágenes de la sección enfocada con el láser cerrando la apertura del diafragma hasta que no aparezcan partículas desenfocadas en los bordes de las imágenes. De este modo se aumenta la profundidad de campo hasta que abarque toda la sección iluminada. No debe cerrarse en exceso ya que cuanto más cerrado esté más luz necesitará y puede que las imágenes sean demasiado oscuras. Por ello hay que alcanzar un equilibrio entre nitidez e iluminación de las partículas. Unos valores comunes pueden ser $f/2$, $f/4$ o $f/5.6$.

A la vez que se realiza este ajuste se aumenta la potencia de la lámina láser para conseguir más luminosidad de campo sin perder profundidad. Para ello, primero se ajusta la apertura del diafragma hasta que toda la zona de medida aparezca enfocada, y después se modifica la potencia del láser hasta dar con una luminosidad adecuada. Se procurará tener la apertura máxima que permita la mínima profundidad de campo que cubra toda la sección de estudio en conjunto con la mínima potencia del láser.

Por último se cierra la cámara oscura con su cortina para reducir al máximo en su interior la cantidad de luz ambiental. Una vez completados todos estos pasos la cámara estará preparada para tomar imágenes.

4.1.5. ARRANQUE DEL SISTEMA DE GENERACIÓN DE FLUJO

Una vez finalizados todos los ajustes anteriores se procederá a la puesta en marcha del circuito hidráulico de la instalación.

En primer lugar se procede al llenado del modelo, así como de todas las ramas que componen el circuito, exceptuando obviamente la rama del rebosadero del depósito de altura constante.

El procedimiento de llenado del modelo es el siguiente:

- Verter el fluido mezcla en el depósito de descarga, comprobando que las llaves de paso que dan lugar a su vaciado se encuentran cerradas. Antes de introducir la mezcla en el depósito se debe agitar la garrafa que la contiene para asegurarse de que las partículas estén perfectamente mezcladas en el fluido.
- Abrir completamente las válvulas de aguja.
- Con el programa de control "Control Láser I.E.F.", abrir todas las electroválvulas.
- Cerrar llave de descarga que se encuentra entre el depósito de descarga y las bombas peristálticas.
- Comprobar que el circuito by-pass no está activado.
- Poner en marcha las bombas peristálticas.

- Eliminación de burbujas de aire que se forman en el modelo con los purgadores mostrados en la Figura 4.5. dichos purgadores conectan el interior del modelo con el exterior gracias a un agujero taladrado de grosor mínimo Así se evita que el aire se acumule en zonas horizontales de la orejuela y la aurícula, distorsionando las medidas.
- Comprobar que no quedan burbujas en el resto del circuito, en caso de que hubiera, se pueden mover ligeramente los elementos del circuito donde se acumulan para que se liberen por el depósito de altura constante.

Este proceso de llenado, estableciendo el orden de apertura de válvulas, evita acumulaciones de fluido que pueden hacer que revienten los tubos.

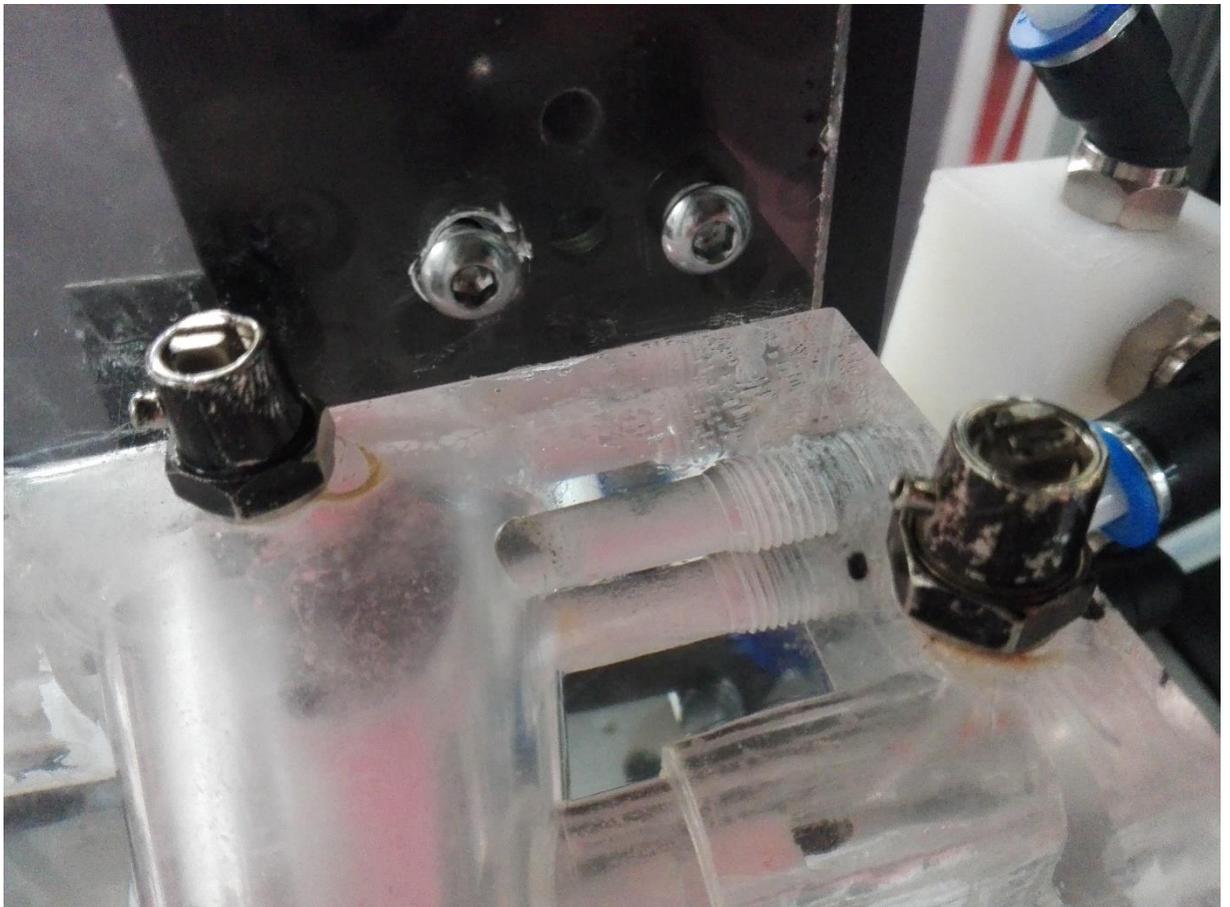


Figura 4.5. Purgadores de aire.

4.2. AJUSTES EN LA PUESTA EN MARCHA DE LA INSTALACIÓN

Después de poner en marcha la instalación se determinará una serie de parámetros y se establecerán una serie de ajustes que permitan realizar la toma de datos. En el Anexo 6 se describe el ajuste de temperatura, densidad y viscosidad dinámica.

4.2.1. AJUSTE DE CAUDALES Y CALIBRACIÓN DE LOS CAUDALÍMETROS

Podemos controlar en todo momento el caudal que tenemos en los diferentes tramos del circuito hidráulico gracias a las válvulas de aguja y a los caudalímetros. Las válvulas de aguja que se nombran a continuación, vienen representadas en la Figura 3.1.

La válvula de aguja V0 nos permite controlar el caudal presente en las venas pulmonares tanto en diástole como en sístole. Por otro parte, la válvula de aguja V1 regula el caudal que entra en la orejuela en la diástole. Por último, gracias a la válvula de aguja V3, ajustamos el caudal que sale por la orejuela durante la sístole y también el de las venas pulmonares durante esta parte del ciclo, ya que todo el caudal entrante al modelo por las venas pulmonares, saldrá por la orejuela hacia el depósito de descarga. Con las válvulas de aguja completamente abiertas trabajaremos con caudales máximos.

Existen dos caudalímetros colocados estratégicamente en el circuito de manera que en todo momento tengamos constancia del caudal que circula por todas las ramas del circuito durante el ciclo cardíaco. El registro del caudal lo podemos visualizar por la pantalla del equipo gracias al software “Control Láser I.E.F.” que recoge los datos de los caudalímetros en mL/min.

Como se ha mencionado en el Capítulo 3, los caudalímetros con los que se trabaja son el Sonoflow IL 52/4, y el Sonoflow C0.55/100 V2.0. Para abreviar a la hora de mencionarlo nos referimos a ellos como caudalímetro IL y caudalímetro C0.55 respectivamente.

El caudalímetro C0.55 es el que se sitúa en el ramal pulmonar y permite conocer el caudal que circula por el en la diástole y en la sístole, así como el caudal de las venas en flujo estacionario. Por otro lado, el caudalímetro IL se localiza en la rama con flujo común en diástole y en sístole que se conecta con la orejuela, se puede conocer entonces el caudal que entra en la orejuela en la diástole y el caudal que sale de la misma en la sístole, así como el caudal que circula por esta rama en flujo estacionario.

Por último, gracias a las ecuaciones que se expondrán a continuación se puede calcular el caudal que sale por la válvula mitral en la diástole o en periodos estacionarios de flujo.

A continuación explicaremos las ecuaciones de los caudales en el circuito hidráulico durante el ciclo cardíaco. Se ha utilizado la siguiente nomenclatura:

In: Para todo caudal entrante al modelo.

Out: Para caudales salientes del modelo.

LAA: (Left Atrial Appendage) Orejuela izquierda.

PV: Venas pulmonares.

MV: Válvula mitral.

Durante la **diástole**:

$$Q_{PV} + Q_{IN_LAA} = Q_{OUT_MV} \quad \text{Ecuación 4.1. Caudal durante la diástole.}$$

Durante la **sístole**:

$$Q_{PV} = Q_{OUT_LAA} \quad \text{Ecuación 4.2. Caudal durante la sístole.}$$

$$Q_{OUT_MV} = 0$$

Otra relación a destacar es la dada en el caso de **orejuela rígida**:

$$Q_{PV} = Q_{OUT_MV} \quad \text{Ecuación 4.3. Caudal con orejuela rígida.}$$

$$Q_{IN_LAA} = Q_{OUT_LAA} = 0$$

Las mismas ecuaciones se cumplen en diástole estacionaria y sístole estacionaria.

Las ecuaciones mencionadas anteriormente son las utilizadas para nuestros ensayos, pero gracias a las válvulas de aguja y a las electroválvulas podemos establecer el recorrido del flujo como precisemos.

Además se han realizado ensayos variando la relación “r” entre el caudal entrante en la orejuela y el caudal de las venas pulmonares durante diástole estacionaria. Por anatomía del corazón se ha determinado que la relación existente es de $r=0,3$.

$$r = \frac{Q_{LAA}}{Q_{PV}} \quad \text{Ecuación 4.4. Relación de caudales diástole.}$$

Para tener la seguridad de que la información ofrecida por el software “Control Láser I.E.F.” sobre los valores recogidos por los caudalímetros se ha realizado una calibración de los mismos. Primero se calibró comparando con el caudal real y después se calibró midiendo la tensión de salida del caudalímetro y viendo el caudal de saturación del sensor.

El primer proceso de calibración ha consistido en contrastar el caudal que se recibía por la pantalla del software de control con el caudal real.

El proceso de medición del caudal real se ha realizado recogiendo durante un periodo determinada de tiempo una cantidad de volumen de fluido en una probeta. Teniendo el volumen de flujo desalojado y un intervalo de tiempo, se determina el caudal.

Por lo tanto, se ha dispuesto las electroválvulas de la instalación de manera que el flujo que transcurre por el caudalímetro IL es el mismo flujo que se va a desalojar hacia el depósito de descarga. Así que, recogiendo el fluido a su salida de la rama que se dirige hacia el depósito de descarga, podemos comparar su caudal con el caudal que ha recogido el caudalímetro.

Para afinar lo máximo posible la calibración se ha realizado el proceso variando el fondo de escala de la medida recogida por el caudalímetro. También, se ha realizado la calibración para diferentes caudales, regulando éste con las válvulas de aguja. Mediante Excel se ha realizado la calibración del caudalímetro Sonoflow IL 52/4 para fondos de escala de 508 y 525.

Tabla 4.1. Comparación de caudales para un fondo de escala de 525 con $\Delta t=30s$

FONDO ESCALA 525			
Q_{real} (mL/min)	Q_{sensor} (mL/min)	Error Abs	Error Rel
495	500	5	1,01%
450	450	0	0,00%
375	383	8	2,13%
315	322	7	2,22%
255	265	10	3,92%
192	200	8	4,17%
150	150	0	0,00%
100	100	0	0,00%
0	0	0	0

Tabla 4.2. Comparación de caudales para un fondo de escala de 508 con $\Delta t=30s$

FONDO ESCALA 508			
Q_{real} (mL/min)	Q_{sensor} (mL/min)	Error Abs	Error Rel
450	430	-20	-4,44%
375	370	-5	-1,33%
315	300	-15	-4,76%
255	255	0	0,00%
192	180	-12	-6,25%
150	146	-4	-2,67%
100	97	-3	-3,00%
0	0	0	0

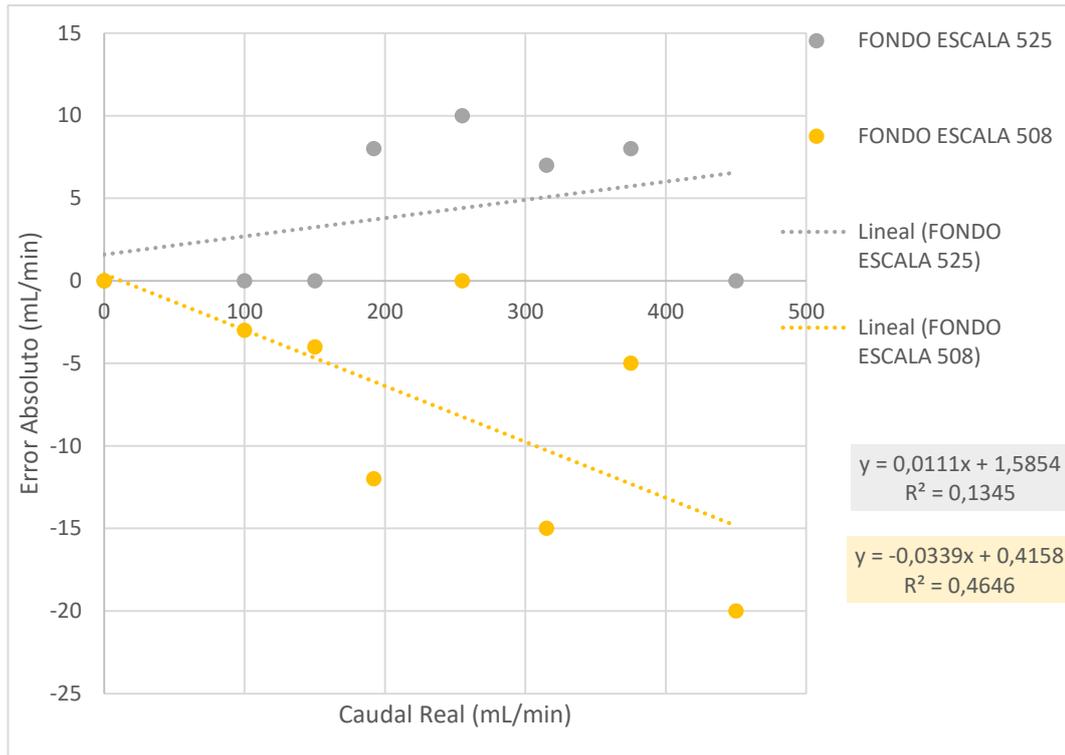


Figura 4.6. Error absoluto frente al caudal real y rectas de regresión.

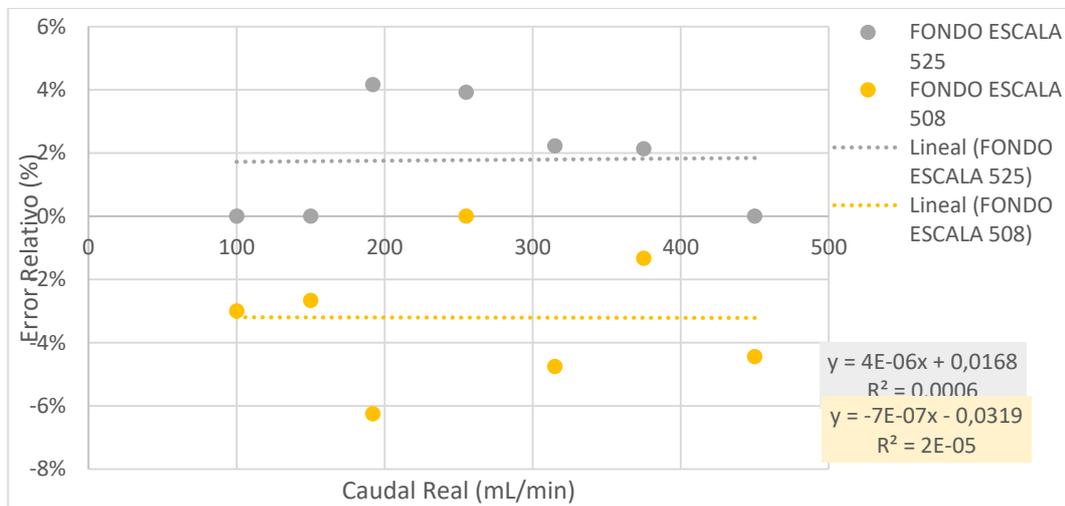


Figura 4.7. Error relativo frente al caudal real y rectas de regresión.

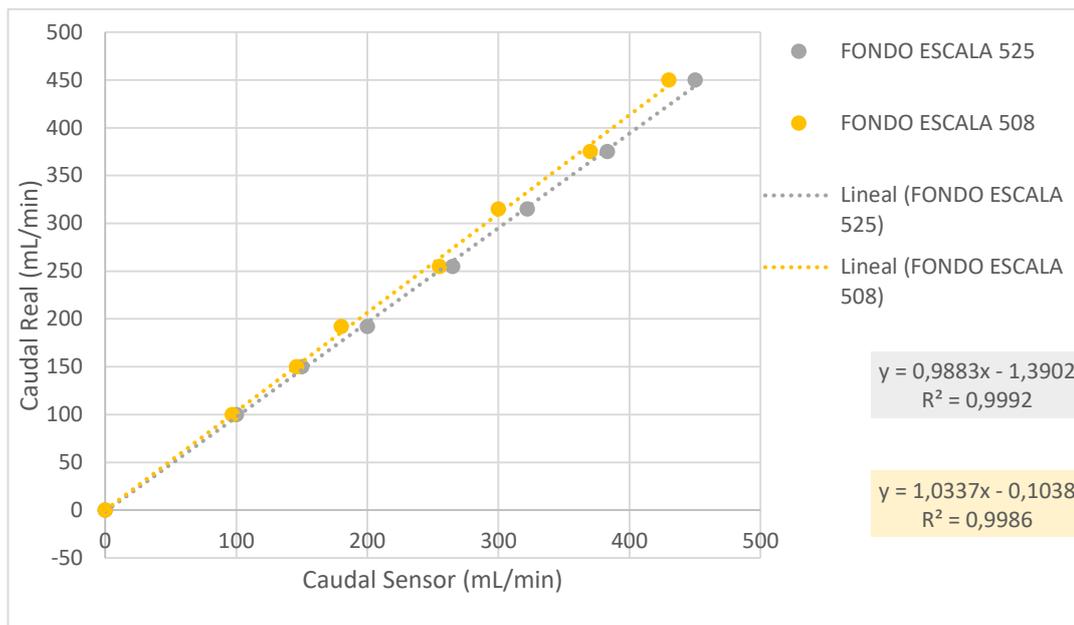


Figura 4.8. Caudal real frente caudal medido por caudalímetro y rectas de regresión.

Teniendo en cuenta los valores obtenidos con este método de calibración, introduciremos en el programa de control la ecuación de la recta de regresión correspondiente al fondo de escala de 525 ya que tiene un valor de R^2 mayor. Es decir, se modificarán los valores obtenidos por el caudalímetro a razón de $y = 0,9883 - 1,3902$ para ver en pantalla valores de caudal en concordancia con los que circulan por el circuito.

Después de haber obtenido una primera calibración del fondo de escala se procedió a su ajuste final midiendo la tensión de salida del caudalímetro y viendo el caudal a partir del cual saturaba el sensor.

Las pruebas de calibración del caudal se han realizado con la mezcla de agua y glicerina.

El **caudalímetro Sonoflow CO.55/100 V2.0** se ha calibrado instalándolo en serie con el otro caudalímetro hasta obtener valores semejantes en el caudal.

En la Figura 4.9. se muestran los valores de caudal durante el ciclo cardíaco en la orejuela (recogidos por el caudalímetro Sonoflow IL 52/4) y en las venas pulmonares (recogidos por el caudalímetro Sonoflow CO.55/100 V2.0). También se muestran otros parámetros como la presión y la temperatura.

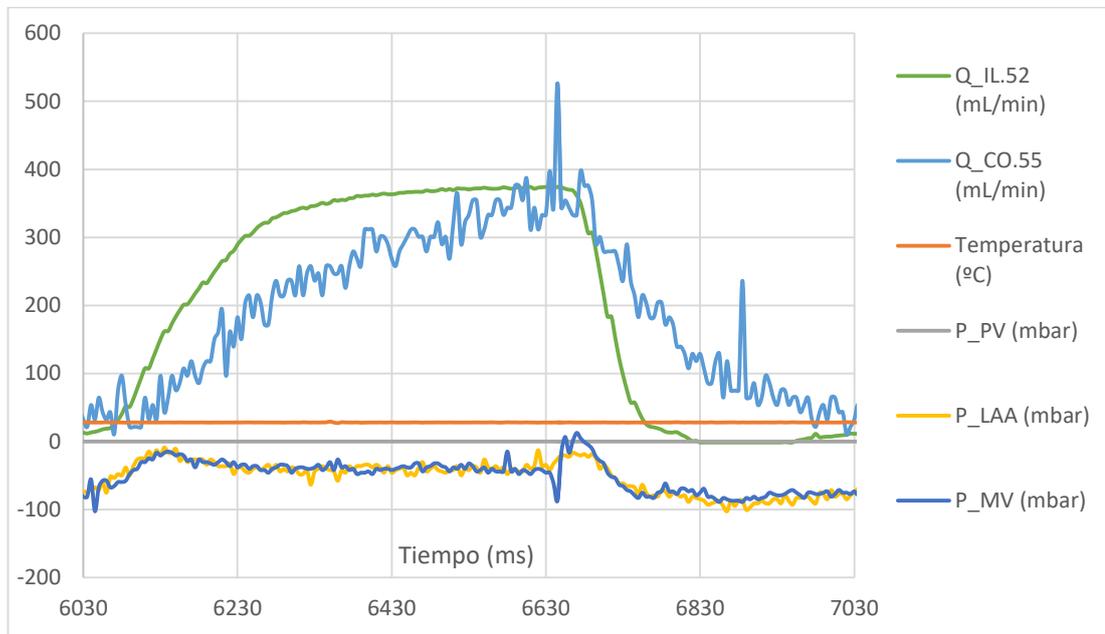


Figura 4.9. Caudales medidos por los caudalímetros.

4.3. GENERADOR DE CICLOS

Para estudios de flujo pulsante es necesario introducir un ciclo mediante el controlador. Se debe conectar este controlador a las electroválvulas, al sincronizador y al ordenador.

Se controlarán todas estas señales desde el ordenador del laboratorio mediante el software “Control Láser I.E.F.”, basado en una aplicación desarrollada en Visual Basic expresamente para este propósito.



Figura 4.10. Pantalla de inicio del software “Control Láser I.E.F.”

Lo primero que se debe realizar es un cambio de configuración en el programa “DynamicStudio” en las propiedades del sincronizador.

Se debe seleccionar que el tiempo entre disparos se controle de forma externa, mediante la señal que envíe el controlador al sincronizador para que el láser se dispare en el instante de tiempo requerido, sin ningún tipo de retardo, por eso el parámetro “Trigger delay” es nulo. Esta configuración aparece en la Figura 4.11.

Para poder disparar el láser desde el programa “DynamicStudio” hay que seleccionar el modo interno. De este modo se realizan las pruebas en flujo estacionario.

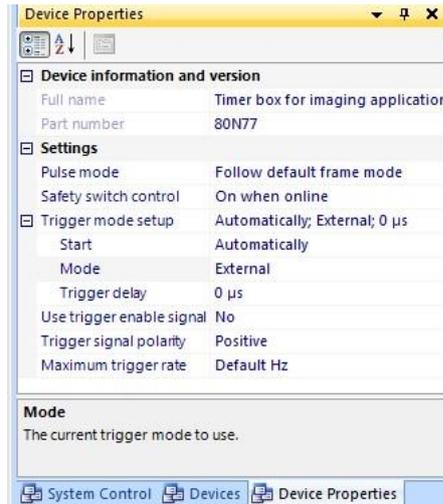


Figura 4.11. Cambio de configuración del tiempo entre disparos

A continuación se procede a detallar los comandos del programa “Control Láser I.E.F.” que nos ofrece el menú principal de la Figura 4.12. En primer lugar se debe abrir el puerto correspondiente mediante “Abrir/Cerrar”, que es la primera pestaña del cuadro de Control.

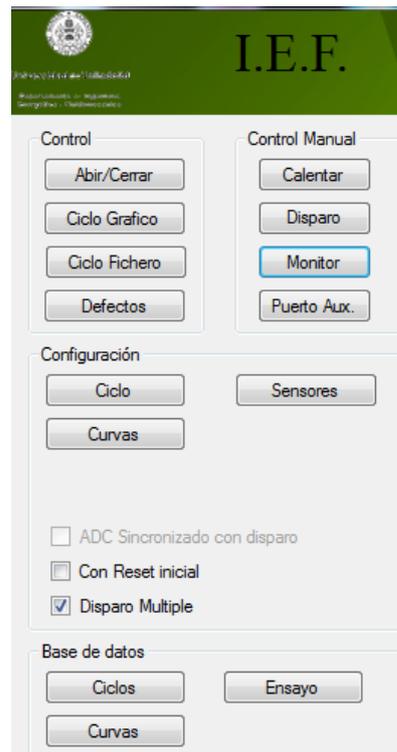


Figura 4.12. Menú principal del programa

Dentro del cuadro de Control Manual se encuentran diversas opciones:

- “Calentar”. Realiza el ciclo ininterrumpidamente mientras esté activado este botón.
- “Disparo”. Realiza un único disparo del láser en el momento en el que se pincha sobre este comando.
- “Monitor”. Muestra por pantalla los valores de los sensores de presión, temperatura y caudal de ambos caudalímetros.
- “Posicionar”. Permite el posicionamiento de las electroválvulas, como muestra la Figura 4.13, el cuadro de control cuenta con 3 salidas, cada una va en correspondencia numérica con las 3 electroválvulas.

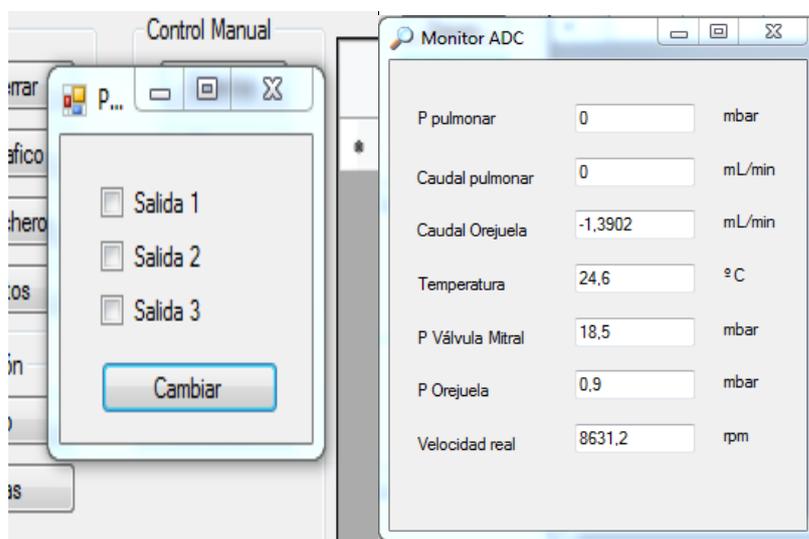


Figura 4.13. Comandos “Monitor” y “Posicionar” del cuadro de Control Manual

La relación del posicionado de las salidas 1, 2 y 3 (electroválvulas E1,E2 y E3) con el ciclo cardíaco se muestra en la siguiente Tabla 4.3.

Tabla 4.3. Posicionamiento de las electroválvulas

Salida 3. E3	Salida 2. E2	Salida 1. E1	Estado
0	0	0	0 TODO CERRADO
0	0	1	1
0	1	0	2
0	1	1	3 DIÁSTOLE
1	0	0	4 SÍSTOLE
1	0	1	5
1	1	0	6
1	1	1	7 TODO ABIERTO

Group	Sensor ID	Fondo de Escala	Corrección Offset	Texto	Unidades	Pendiente Recta Cal.	Cero Recta Calibracion
C1	AI1	250	0	P pulmonar	mbar	1	0
	AI2	11000	0	Caudal pulmonar	mL/min	1	0
C2	AI3	525	0	Caudal Orejuela	mL/min	0,9883	-1,3902
	AI4	80	0	Temperatura	°C	1	0
C3	AI5	2000	-960	P Válvula Mitral	mbar	1	0
	AI6	2000	-960	P Orejuela	mbar	1	0
C4	A7	9000	-360	Velocidad real	rpm		
	AO1	6000		Velocidad prog	rpm		
	AO2	1		Reserva	Sin asignar		

Figura 4.14. Comando “Configuración de los sensores”

En el Cuadro de Configuración se pueden configurar:

- “Sensores”. Permite asignar el nombre, las unidades de medida y la escala de todos los sensores. Establecer una escala adecuada mediante el fondo de escala y la corrección del Offset es importante a la hora de realizar la calibración de cada sensor.

Cabe decir que todas las presiones son manométricas; además a la presión de salida de la válvula mitral y a la de entrada y salida de la orejuela hay que restarles 1000 mbar puesto que estos sensores son capaces de medir presiones por debajo de la atmosférica.

- “Ciclo”. Permite introducir valores a los tiempos relacionados con el ciclo que se desea realizar:
 - T1 es el tiempo de retardo del disparo láser (medido desde el inicio de cada ciclo).
 - T2 es el número de ciclos.
 - T3 es el tiempo que dura el escalón.
- “Curvas”. Se puede controlar el ciclo temporizando las electroválvulas.

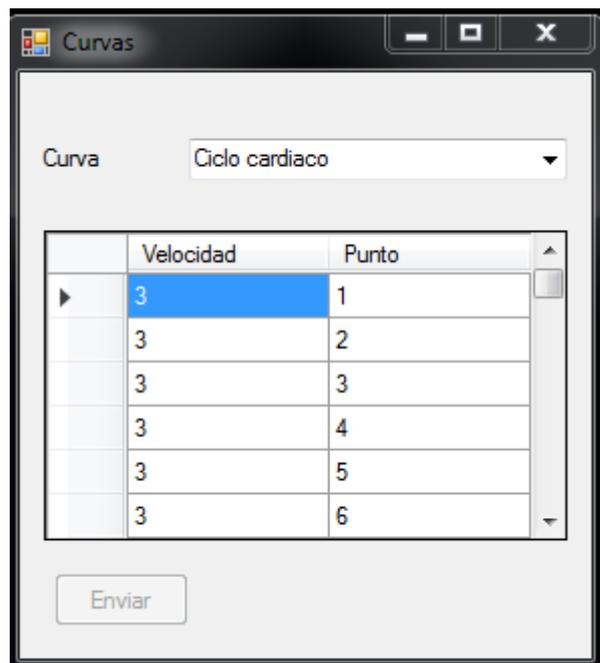


Figura 4.15. Comando Configuración de “Curvas”

El ciclo cardíaco ha sido configurado mediante Access, el ciclo cuenta con 40 puntos de los cuales 24 son posición 3 (diástole) y 16 posiciones 4 (sístole).

Con este reparto de puntos conseguimos que un 60% del tiempo se produzca la diástole y un 40% la sístole, tal y como establece el ciclo cardíaco.

El cuadro de Control posee los siguientes comandos:

- “Ciclo Gráfico”. Realiza el ciclo seleccionado y saca por pantalla los valores de todos los sensores, además de un gráfico de estos.
- “Ciclo Fichero”. Es equivalente a “Ciclo Gráfico” pero además guarda los datos de la gráfica en un fichero Excel de manera que podamos obtener una gráfica del ciclo como la que se puede ver en la Figura 4.16.

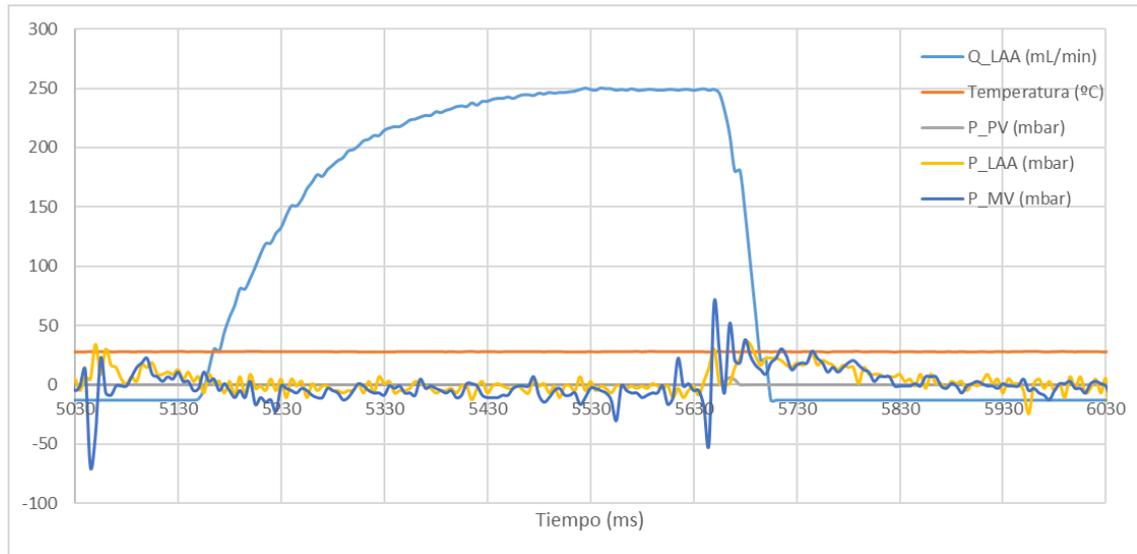


Figura 4.16. Gráfica obtenida con Excel tras el uso del comando “Ciclo Fichero”.

- “Defectos”. Muestra por pantalla algún fallo o error que puede haber sucedido durante la ejecución del programa.

4.4. REGISTRO Y PROCESADO DE IMAGEN

La adquisición y análisis de las imágenes se realizará a través del paquete de software “DynamicStudio”.

4.4.1. CAPTURA DE IMÁGENES CON EL PROGRAMA

Como primer paso se abre el programa “DynamicStudio” y se pulsa el botón “Enter acquisition mode”. En la pestaña “Devices” se comprueba que la cámara y el láser han sido reconocidos por el programa (no aparecen en gris). Si alguno no apareciese correctamente, se desconectará y conectará ese dispositivo de nuevo hasta que lo reconozca.

Inicialmente se podrá crear una nueva base de datos para ubicar los datos y no mezclar los resultados de distintos modelos experimentales. Para crear la base de datos hay que seguir el proceso “File/New Database...”. Posteriormente se pueden crear diferentes proyectos dentro de una misma base de datos, por ejemplo para estudiar diferentes partes del modelo. Para ello hay que pinchar con el botón derecho del ratón del ordenador y seleccionar la opción “Create Project...”.

El siguiente paso será la adquisición de las imágenes procedentes de la captura de la cámara mediante la opción “Start Acquiring Images” situada en la barra de herramientas. Una vez seleccionada esta opción aparecerán las dos ventanas que se muestran en las Figuras 4.17. y 4.18.

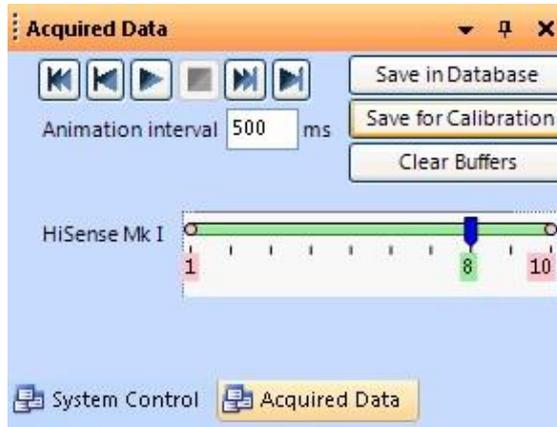


Figura 4.17. DynamicStudio Acquired Data

Fuente: *DynamicStudio v3.14 User's Guide*

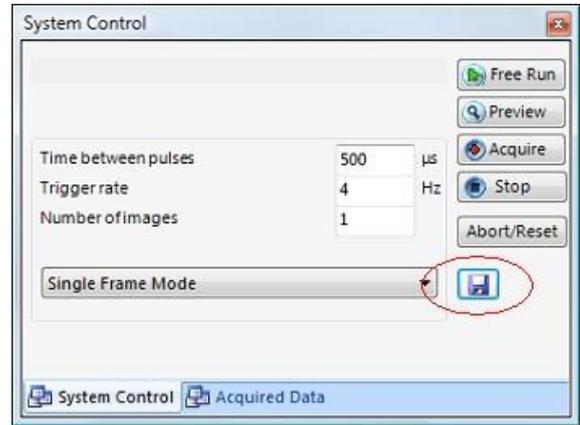


Figura 4.18. DynamicStudio

Fuente: *DynamicStudio v3.14*

En la Figura 4.18. se distinguen varias opciones que se van a describir a continuación:

- “Time between pulses”. Antes de realizar la captura de imágenes se debe establecer el tiempo entre disparos en μs ya que se corresponde con el tiempo que transcurrirá entre dos imágenes consecutivas procedentes de la cámara. Este paso es importante ya que el programa determinará el perfil de velocidades del fluido relacionando el tiempo transcurrido entre dos imágenes sucesivas y el desplazamiento de una partícula del campo fluido.

Si el tiempo entre disparos es demasiado grande puede conducir a la obtención de velocidades erróneas ya que la partícula se puede haber desplazado fuera del área de interrogación. Por eso si varía el caudal de entrada al modelo se debe ajustar el tiempo entre disparos.

Para velocidades altas de las partículas, el tiempo entre pulsos será menor que si las velocidades son muy bajas. El ajuste del tiempo entre disparos suele hacerse mediante prueba-error fijándonos en el desplazamiento de las partículas. Si se mueven muy poco, elevaremos el tiempo entre disparos y viceversa.

También se puede calcular el tiempo entre disparos mediante la Ecuación 4.5.

$$\Delta t = \frac{n_{\text{pixel}} \cdot d_{\text{pixel}} \cdot S_c \cdot \% \text{longitud}}{\text{velocidad}} \quad \text{Ecuación 4.5. Tiempo entre disparos}$$

En la expresión anterior $n_{\text{píxel}}$ es el número de píxeles del área de interrogación en la dirección axial, $d_{\text{píxel}}$ es el tamaño que ocupa un píxel en el sensor (7.4 μm), S_c es el factor de escala que relaciona la longitud real con la longitud de la imagen (se obtiene en la calibración), %longitud se refiere a la relación en porcentaje entre la longitud recorrida por las partículas y la raíz cuadrada del área de interrogación y velocidad es la velocidad del fluido en esa sección.

- “Trigger rate” es la frecuencia entre tomas de imágenes. Es lo que se denominará frecuencia de muestreo. El valor máximo que se permite seleccionar es 7 Hz.
- “Number of images”. Es el número de pares de imágenes que se quiere recoger en un conjunto de tomas. Para una calibración se recogerán unas 20, mientras que para el análisis se tomarán 125. Las 15 primeras imágenes siempre se descartarán por ser usualmente problemáticas ya que la iluminación no suele ser uniforme, es decir, se obtienen 110 imágenes para su análisis.
- “Single frame mode” o “Double frame mode”. Se refiere al modo de captura. El programa puede recoger una imagen en cada toma o dos, teniendo diferentes procesados para cada modo. Para nuestro estudio mediante la técnica PIV se deben tomar imágenes dobles, ya que la velocidad en cada instante se calcula con el desplazamiento de las partículas entre dos instantes muy próximos. Por tanto se seleccionará siempre “Double frame mode”.
- “Free Run”. No realiza ninguna captura sino que saca por pantalla continuamente cómo discurre el fluido a través de la orejuela. Este modo es adecuado para ajustar convenientemente la posición de la cámara y su enfoque, además de la potencia del láser para una mejor apreciación de las partículas que contiene el fluido.
- “Stop”. Sirve para cerrar cualquier captura de datos.
- “Preview”. Permite realizar la captura de imágenes de forma ilimitada. Es otra forma de asegurarse de que la posición de la cámara, la potencia del láser y la alineación del modelo son adecuadas.

Una vez finalizados estos ajustes se procede a la toma de imágenes mediante “Acquire”. Podremos guardar las capturas para calibración “Save for Calibration” o para un análisis posterior “Save in Database”.

Antes de guardar una serie de capturas hay que asegurarse de que los resultados son los adecuados comprobando que dos pares de imágenes están correlacionadas. Para ello, después de la captura, ésta se reflejará en la

pantalla del ordenador con una serie de imágenes. Presionando la tecla “t” se puede ir de una imagen a otra sucesiva, pudiendo observar el movimiento de cada partícula individual porque los desplazamientos no serán muy elevados.

Después de realizar y guardar los resultados en el proyecto adecuado se debe establecer la calibración de la imagen. En las capturas guardadas para calibración se pincha con el botón derecho del ratón y aparecen una serie de opciones, entre las que elegimos “Measure Scale Factor...” y se abrirá una ventana en la que se pueden seleccionar dos puntos de referencia dentro de la sección de orejuela analizada. Uno de esos dos puntos, el denominado “A”, será el origen del sistema de referencia bidimensional establecido. Este sistema de coordenadas se puede visualizar si en la pantalla que muestra la imagen de la orejuela que se está analizando se pulsa el botón derecho del ratón y se selecciona “Rulers Pixels” cuya unidad de medida son los píxeles o “Rulers Metric” cuya unidad de medida son los metros. El objetivo de esta serie de pasos es poder establecer la medida real entre dos puntos de la misma sección de la orejuela conocida la distancia real entre ellos, que se debe introducir en “Absolute distance”. Una vez ubicados estos dos puntos e introducida la distancia que los separa se puede conocer el valor de “Scale Factor”, que es un cociente entre la distancia real de dos puntos (L_{real}) y la distancia de esos mismos puntos en la imagen adquirida (L_{imagen}), tal y como muestra la Ecuación 4.6.

$$S_c = \frac{L_{real}}{L_{imagen}} \quad \text{Ecuación 4.6. Factor de escala}$$

Utilizaremos una distancia real conocida para esta calibración como puede ser el diámetro del ostium o la distancia horizontal de un escalón.

Para finalizar, se pulsa “Ok” para guardar los cambios realizados en todas las imágenes pertenecientes a ese proyecto y con las mismas capturas de calibración.

Una vez concluida la calibración se analizarán las imágenes guardadas en la base de datos. Si se pincha con el botón derecho del ratón sobre las capturas guardadas se abrirá una ventana con múltiples opciones. “Show Contents List” muestra el conjunto de capturas realizadas de forma extendida, pudiéndose analizar y observar cada una de ellas individualmente. “Export” permite exportar los resultados, bien como imagen con “Export/Export as Image...” o bien como conjunto de variables numéricas con “Export/Export as Numeric...”. Estas exportaciones sirven para poder utilizar los resultados en programas como “Microsoft Excel” o “Tecplot 360”.

4.4.2. ANÁLISIS DE LAS IMÁGENES TOMADAS

A continuación se describe la secuencia de pasos realizados con DynamicStudio, además de los comandos utilizados.

- “Analyze.../Image Processing/Image Min/Max”. Este proceso se utiliza para determinar el campo de mínimos/máximos de una serie de imágenes. Crea una sola imagen a partir del conjunto de capturas en la que establece cada píxel como mínimo o máximo dependiendo de la elección. Para nuestro caso se calculará el mínimo de las imágenes capturadas.
- “Analyze.../Masking/Define Mask”. Se utiliza para definir una máscara que oculte regiones que no son de interés para analizar únicamente una parte de la imagen, ya que existe ruido derivado de la luz de fondo. Se puede definir la máscara mediante tres herramientas: rectángulo, polígono o elipse. Para realizar este proceso correctamente es necesario conocer el límite que separa la región de interés y la zona donde no interesa realizar el estudio, por ello se utiliza usualmente como imagen la obtenida de “Analyze.../Image Processing/Image Min/Max”, donde quedan claramente reflejadas las zonas pertenecientes al límite de la orejuela.
- Se selecciona la máscara diseñada anteriormente y pulsando sobre ella la tecla “espacio” se marcará esa máscara para un uso posterior. Todo esto seguido del proceso “Analyze.../Masking/Image Masking” lo que hace es estudiar el conjunto interior a la máscara del conjunto de imágenes al que se le ha aplicado dicha máscara, conservando el resto de la imagen que no es de interés en blanco.

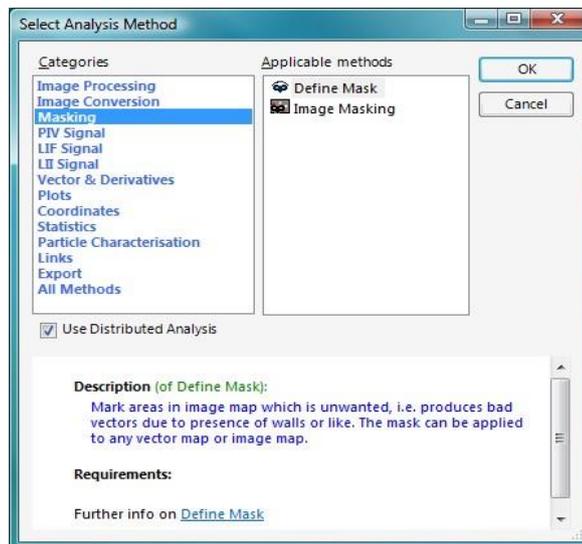


Figura 4.19. DynamicStudio v3.14 Select Analysis Method: Masking

Fuente: DynamicStudio v3.14 User's Guide

- “Analyze.../Image Processing/Image Arithmetic”. Permite la realización de operaciones aritméticas como suma, resta, multiplicación y división sobre los valores de los píxeles. Existen dos posibilidades de operando: una imagen y una constante por un lado, y dos imágenes por el otro. Para realizar una operación aritmética con dos imágenes una de ellas tiene que estar marcada anteriormente. Para nuestro estudio se suele utilizar para restar la imagen del mínimo obtenida en el primer paso al conjunto de imágenes capturadas.

- “Analyze.../PIV Signal/Average Correlation”. Se utiliza para obtener el campo de velocidades después de filtrar y corregir las imágenes en los pasos anteriores. Este método de correlación promediada consiste en obtener un campo de velocidades para cada par de imágenes y posteriormente promediar todos los vectores que están en la misma posición, es decir, con las mismas coordenadas X e Y, pero que provienen de campos de velocidades de diferentes parejas de imágenes. Para representar el campo de velocidades existen diferentes opciones para el tamaño del Área de Interrogación, tanto en dirección horizontal como en vertical. Se deberá elegir un mayor tamaño del Área de Interrogación cuando se posea flujo en dirección vertical y horizontal, estableciendo un menor tamaño si el flujo sólo tiene una dirección. Además hay que tener en cuenta que con Áreas de Interrogación de menos tamaño se filtra menos ruido. Además se pueden escoger diferentes solapamientos (“Overlapping”) de las Áreas de Interrogación tal y como recoge la Figura 4.20. Cuanto mayor sea el solapamiento más información se tiene del Área de Interrogación contigua pero no conviene aumentar demasiado este parámetro. Este comando se ha utilizado en este estudio para posteriormente exportar los datos a “Tecplot” y obtener patrones de flujo en el modelo.

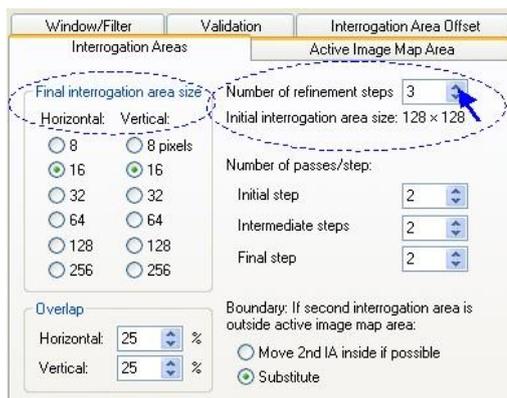


Figura 4.20. “Interrogation Areas”

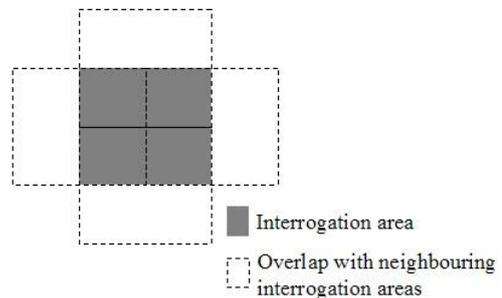


Figura 4.21. Ilustración del “Overlapping”

Fuente: DynamicStudio v3.14 User's Guide

- “Analyze.../PIV Signal/Cross Correlation”. La Correlación Cruzada es la encargada de medir la similitud entre dos señales por comparación entre ellas, es función del tiempo relativo entre ellas. En un estudio en frecuencia constituye el paso previo a la obtención del espectro de frecuencias y dispone de una ventana similar a la que aparece en la Figura 4.20. para seleccionar el tamaño del Área de Interrogación y el “Overlapping” adecuados.
- “Analyze.../PIV Signal/Moving Average Validation”. Este método se usa para corregir el campo de vectores comparando cada vector con la media de otros vectores dentro de una porción determinada de la imagen. Los vectores que se desvían demasiado de los vecinos son sustituidos por la media de los vecinos para acercarse más a una estimación real de las velocidades. Se puede utilizar como filtro después de la obtención de la Correlación Cruzada.
- “Analyze.../PIV Signal/Adaptive Correlation”. La Correlación Adaptativa calcula los vectores de velocidad con un Área de Interrogación inicial de tamaño N veces el del Área de Interrogación final. Utiliza los resultados intermedios como información para la siguiente Área de Interrogación más pequeña hasta alcanzar el Área de Interrogación final. N es el número de pasos de refinamiento.

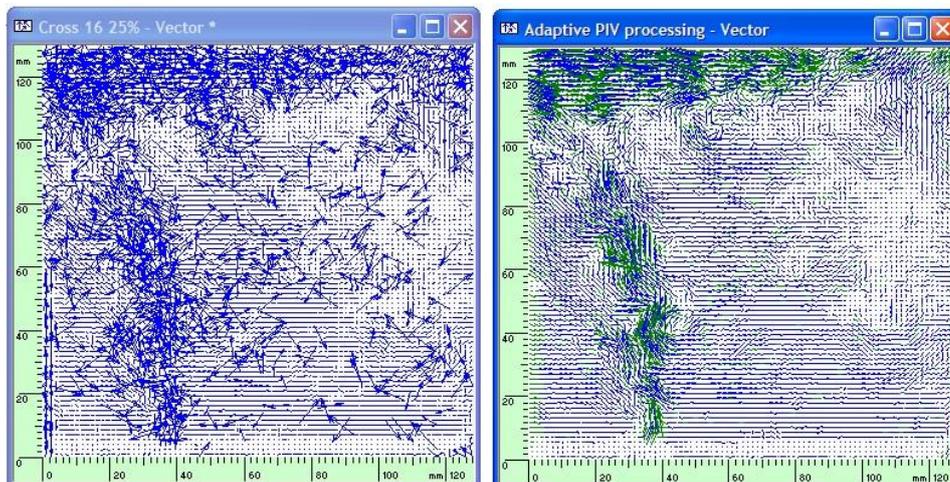


Figura 4.22. Cross Correlation de 16x16 y 25% overlap (izq.) y Adaptive Correlation de 16x16 y 25% overlap con 3 pasos de refinamiento (der.)

Fuente: DynamicStudio v3.14 User's Guide

En la Figura 4.22. se puede ver que con el método de la Correlación Adaptativa los vectores malos son corregidos y sustituidos por otros vectores que aparecen en verde. De este modo se obtiene un campo de velocidades más realista.

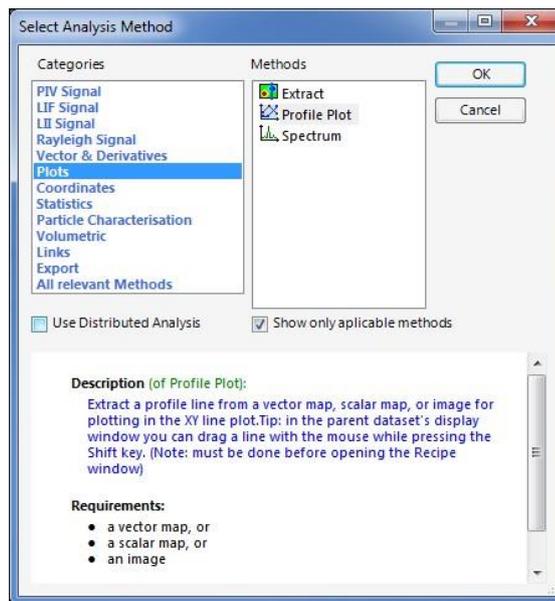


Figura 4.23. DynamicStudio v3.14 Select Analysis Method: Plots

Fuente: DynamicStudio v3.14 User's Guide

- “Analyze.../Plots/Spectrum”. Este comando permite la representación gráfica de la amplitud característica o intensidad (eje vertical) en función de la frecuencia en Herzios (eje horizontal). Matemáticamente el análisis espectral está relacionado con la transformada de Fourier, que relaciona una función en el dominio del tiempo con una función en el dominio de la frecuencia.
- “Analyze.../Plots/Extract”. Este método de análisis permite la representación gráfica de una propiedad en diferentes posiciones seleccionadas anteriormente en función de otra, habitualmente el tiempo aunque permite otras opciones. Al igual que sucede con el comando anterior el resultado puede exportarse como conjunto de variables numéricas para su posterior manipulación a través de un programa como el “Microsoft Office Excel”.
- “Analyze.../Plots/Profile Plot”. Permite obtener el perfil de una variable ya sea escalar o vectorial, como puede ser la velocidad, a lo largo de una línea dibujada por el usuario. Es muy útil a la hora de ajustar el paralelismo cuando se quiere obtener los perfiles de velocidad en diferentes planos de medida para una misma sección de la orejuela (dibujada con la línea mencionada anteriormente).

En la Figura 4.24. aparece a la izquierda la ventana en la que se selecciona la posición de los puntos que definirán la línea, que se puede ver representada de color rojo en la ventana central, donde aparece el campo de velocidades obtenido en el modelo. A la derecha se muestra el perfil del módulo de la velocidad a lo largo de la sección seleccionada.

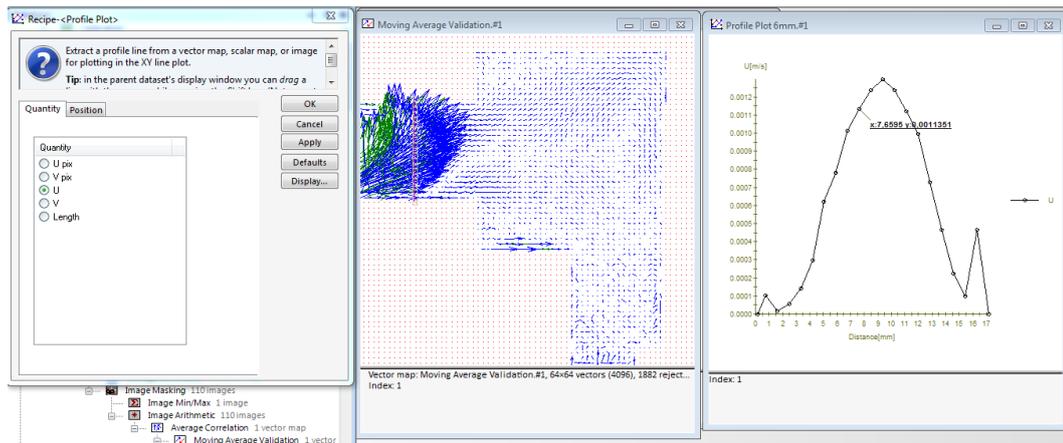


Figura 4.24. Comando “Profile Plot”

- “Analyze.../Plots/Scalar Map”. Se utiliza para extraer una variable escalar procedente de un campo de vectores de una serie de medidas realizadas y mostrar por pantalla el campo de esa variable escalar. Se pueden extraer las variables escalares que aparecen en la Figura 4.25.

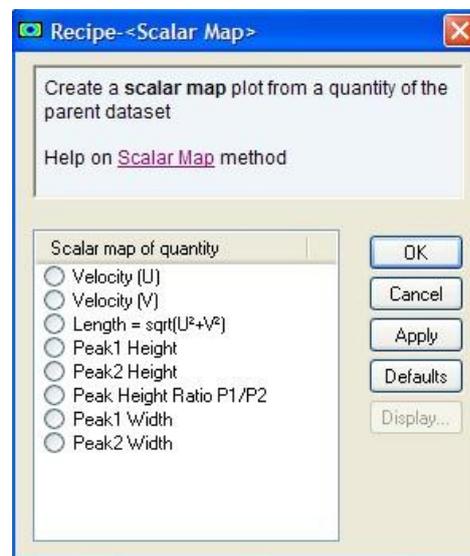


Figura 4.25. Comando “Scalar Map”

- “Velocity (U)” es la componente horizontal de la velocidad.
- “Velocity (V)” es la componente vertical de la velocidad.
- “Length” es el módulo de la velocidad.
- “Peak1 Height” se corresponde con la altura del primer pico de la correlación.

- “Peak2 Height” se corresponde con la altura del segundo pico de la correlación.
- “Peak Height Ratio” se refiere a la relación de la altura de picos: P1/P2.
- “Peak1 Width” es el ancho del primer pico de la correlación.
- “Peak2 Width” es el ancho del segundo pico de la correlación.

Los parámetros que se refieren a la altura y el ancho de los picos de la correlación cruzada sirven para evaluar la calidad del mapa de vectores obtenido. Idealmente la altura del primer pico debería ser mayor que la del segundo pico originando una relación de picos mayor que la unidad.

El método de procesamiento es el estándar SCC (utiliza la Transformada Rápida de Fourier FFT). Así que a partir de la relación de picos se puede calcular la incertidumbre asociada a las medidas realizadas siguiendo la Ecuación 4.7.

$$U_{\text{incert}} = \sqrt{\left(13.1 \cdot e^{-\frac{1}{2} \left(\frac{R_p - 1}{0.317}\right)^2}\right)^2 + (0.226 \cdot R_p^{-1})^2 + (0.08)^2}$$

Ecuación 4.7. Cálculo de incertidumbre de medida

En la expresión anterior U_{incert} es la incertidumbre de medida expresada en tanto por uno y R_p es la relación de la altura de los picos en la correlación, P_1/P_2 .

El valor predominante de la incertidumbre en los campos de velocidades obtenidos se encuentra en torno al 8%.

CAPÍTULO 5

ANÁLISIS DE LOS RESULTADOS

Índice

5. ANÁLISIS DE LOS RESULTADOS	127
5.1. CONSIDERACIONES PREVIAS.....	127
5.1.1. DISEÑO DE EXPERIMENTOS.....	127
5.1.2. INCERTIDUMBRE EN LAS MEDIDAS	129
5.1.3. CRITERIOS DE MEDIDA	130
5.2. OREJUELA FLEXIBLE.....	133
5.2.1. FLUJO ESTACIONARIO	133
5.2.1.1. DIÁSTOLE.....	134
5.2.1.2. RELACIÓN DE CAUDALES EN LA DIÁSTOLE.....	138
5.2.1.3. SÍSTOLE.....	142
5.2.2. FLUJO PULSANTE.....	146
5.3. OREJUELA RÍGIDA	158
5.3.1. FLUJO ESTACIONARIO. DIÁSTOLE.....	158
5.3.1.1. PLANO CENTRAL.....	158
5.3.1.2. PLANOS PARALELOS	162
5.3.1.3. CAUDALES EN EL OSTIUM.....	172
5.3.2. FLUJO PULSANTE.....	181

5. ANÁLISIS DE LOS RESULTADOS

Se quiere analizar el campo de velocidades del fluido a su paso por la orejuela. Se mostrarán las medidas obtenidas para el caso de orejuela flexible y para el caso de orejuela rígida. En ambos supuestos se ha estudiado el flujo estacionario y el flujo pulsante.

También se analizará el campo de velocidades en diferentes planos de la orejuela y el caudal que atraviesa el ostium para el caso de orejuela rígida en flujo estacionario.

5.1. CONSIDERACIONES PREVIAS

5.1.1. DISEÑO DE EXPERIMENTOS

Se han realizado diferentes pruebas para simular el comportamiento de la orejuela.

Por un lado, se ha simulado un **comportamiento flexible** de la orejuela, es decir, cuando el apéndice sufre una variación de volumen, que describe un **ritmo sinusal** del ciclo cardíaco. Como nuestro modelo es rígido sin variación de volumen esto se traduce en entrada de fluido en la orejuela durante la diástole y salida de fluido durante la sístole.

Por otro lado, se ha simulado un **comportamiento rígido** de la orejuela. Esta situación se da en los pacientes con **fibrilación auricular** que han perdido la capacidad de contracción en la orejuela, ya que no existe prácticamente variación de volumen en el apéndice. Por lo tanto, en nuestro modelo los caudales de entrada y salida de la orejuela durante la diástole y la sístole del ciclo cardíaco se reducen a cero.

Para ambos comportamientos se estudian los casos de flujo estacionario y pulsante.

En la simulación de comportamiento flexible de la orejuela, para el caso de flujo estacionario, se han realizado medidas en diástole, en sístole y variando la relación de caudales de la orejuela y de las venas pulmonares durante la diástole. Para el caso de flujo pulsante se han estudiado las medidas realizadas para diferentes instantes de tiempo a lo largo de un ciclo cardíaco con las válvulas de aguja abiertas completamente, es decir, con el máximo caudal posible que nos permite la instalación.

En la simulación de comportamiento rígido de la orejuela, para el caso de flujo estacionario se ha estudiado durante la diástole el comportamiento del campo de velocidades en diferentes planos de la orejuela, así como el caudal a través del ostium para el plano central en diversos puntos a lo largo de la longitud de éste. Para el caso de flujo pulsante se han analizado medidas del campo de velocidades en instantes de interés dentro del ciclo cardíaco.

En este capítulo se recogen las medidas obtenidas en los diferentes ensayos y se desarrollan ampliamente. En el Capítulo 6. “Conclusiones” volveremos a tratar con ellos reflejándolos de una manera más resumida y concluyente.

Las medidas presentadas a continuación se han realizado con una mezcla de agua (39% en peso) con glicerina (61% en peso) con densidad $\rho=1158,8 \text{ kg/m}^3$ y viscosidad dinámica $\mu=0,00874 \text{ kg}\cdot\text{m/s}$.

Las Tablas 5.1, 5.2 y 5.3 resumen los casos estudiados, las condiciones de contorno y los parámetros de medida relacionados con el programa “DynamicStudio”.

Tabla 5.1 Resumen de las medidas realizadas en el modelo.

	Orejuela flexible		Orejuela rígida	
Caudal en orejuela	≠0		=0	
Estacionario	Diástole	Sístole	Diástole	
			Plano central	Planos paralelos
Pulsante	Ciclo cardíaco sinusal		Ciclo con fibrilación auricular	

Tabla 5.2. Resumen de las condiciones de contorno experimentales para **orejuela flexible** en condiciones de caudal máximo en cada ensayo.

		Diástole (0,6 s)			Sístole (0,4 s)		
		4 PV	MV	Ostium	4 PV	MV	Ostium
	Diámetro (m)	0,01	0,024	0,018	0,01	0,024	0,018
Estacionario	Re	68	148	46	54	0	120
	Q_{pico} (mL/min)	970	-1266	296	785	0	-785
Pulsante (ciclo cardíaco)	Re	70	152	47	56	0	123
	Q_{pico} (mL/min)	1000	-1300	300	800	0	-800

$$r_{\text{diástole}} = \frac{Q_{LAA}}{Q_{PV}} \cong 0,3$$

$$\frac{Q_{PV_sístole}}{Q_{PV_diástole}} \cong 0,9$$

Tabla 5.3. Parámetros de medida para el estudio del flujo en la orejuela.

Tamaño de la zona de estudio (píxeles)	2048 x 2048
Tamaño de la zona de estudio (mm)	55.438 x 55.438
Factor de escala	3.658
Energía láser (V)	6.8 – 6.5
Frecuencia de muestreo (Hz)	7
Tamaño del Área de interrogación (píxeles)	32 × 32
Tamaño del Área de Interrogación (mm)	0.87 x 0.87
Overlap (%)	0

5.1.2. INCERTIDUMBRE EN LAS MEDIDAS

A partir de la relación de picos se puede calcular la incertidumbre asociada a las medidas realizadas siguiendo la Ecuación 5.1 (Charonko and Vlachos, 2013).

$$U_{incert} = \sqrt{\left(13.1 \cdot e^{-\frac{1}{2} \left(\frac{R_p - 1}{0.317}\right)^2}\right)^2 + (0.226 \cdot R_p^{-1})^2 + (0.08)^2}$$

Ecuación 5.1. Cálculo de incertidumbre de medida

En la expresión anterior U_{incert} es la incertidumbre de medida expresada en tanto por uno y R_p es la relación de la altura de los picos en la correlación, P_1/P_2 .

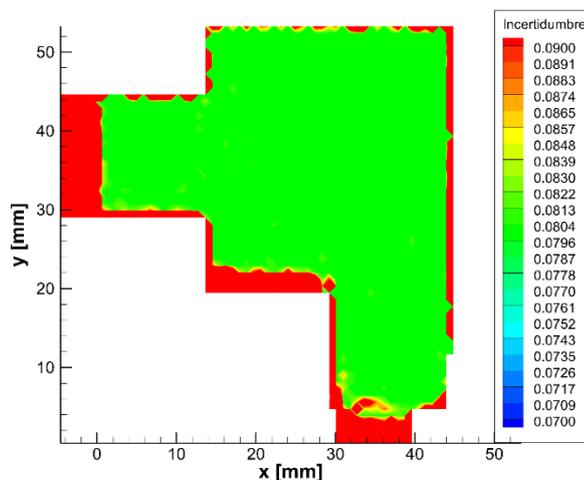


Figura 5.1. Mapa de incertidumbre para las medidas de la orejuela en el modelo.

El valor predominante de la incertidumbre en los campos de velocidades obtenidos se encuentra en torno al 8%. Las zonas con mayor incertidumbre se corresponden a la parte inferior de los escalones de la orejuela, donde la deposición de partículas trazadoras es mayor y la zona de sombra de la rosca de la válvula mitral. La zona situada más a la izquierda del ostium tiene una incertidumbre elevada, por esta razón se ha trasladado el origen de los campos de velocidad hacia la derecha a partir del comienzo del ostium, posición que ya no se ve afectada por la rosca de la válvula mitral.

5.1.3. CRITERIOS DE MEDIDA

Ha sido necesario establecer un criterio de signos para los caudales entrantes y salientes a través de la aurícula por las venas pulmonares y la válvula mitral y a través de la orejuela. También se ha definido un **sistema de referencia xyz**. Como ya se ha mencionado con anterioridad en este trabajo.

Se tomará el siguiente **criterio de signos** para los caudales:

- Si el **flujo es entrante en el modelo**, como es el caso de las venas pulmonares será siempre **positivo**. También será positivo el caudal que circula por la orejuela durante la diástole.
- Si el **flujo es saliente del modelo**, como ocurre en la válvula mitral será **negativo**. El caudal que sale por la orejuela durante la sístole será por tanto negativo.

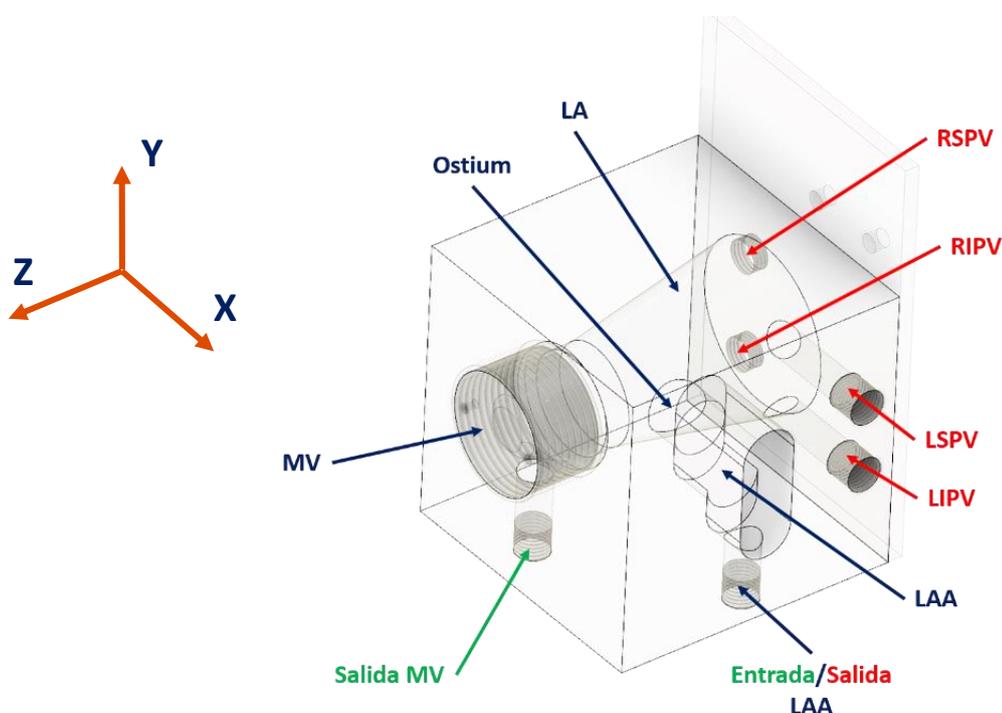


Figura 5.2. Entradas y salidas del modelo. Sistema de Referencia xyz.

Para la obtención de unos campos velocidades que se asemejen a los resultantes en un corazón humano, se ha dimensionado la orejuela como muestra la Figura 5.3. El modelo de orejuela izquierda tiene las siguientes dimensiones vistas desde un plano paralelo a la cámara, es decir el plano xy:

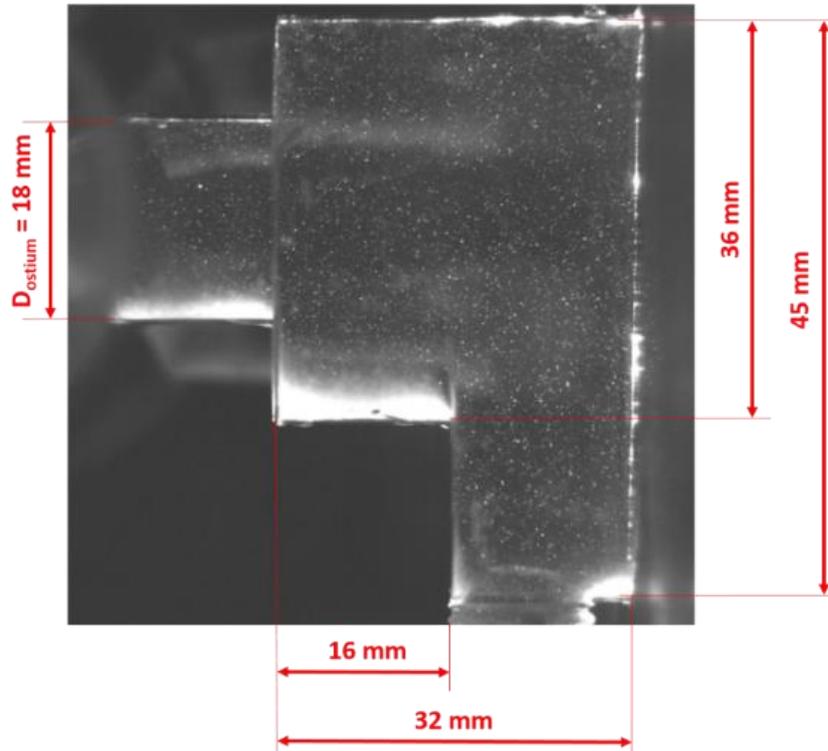


Figura 5.3. Dimensiones de la orejuela en nuestro modelo idealizado.

Para poder desarrollar de forma más clara y precisa los análisis de los resultados obtenidos, se presenta a continuación en la Figura 5.4. un **mallado** de la orejuela por zonas. De esta forma se hará referencia a lugares concretos de interés a la hora de hablar de la distribución del campo de velocidades obtenido en la sección estudiada en la orejuela.

La nomenclatura es la siguiente:

Los **números** 1, 2 y 3 hacen referencia al primer, segundo y tercer escalón respectivamente, es decir una división de izquierda a derecha a lo largo de lo que es, según el sistema de referencia, el eje x.

La **letra O** hace referencia al ostium y las **letras S, M e I** establecen una división de arriba abajo en el eje y, siendo S la zona superior, M la zona media e I la zona intermedia dentro de cada escalón.

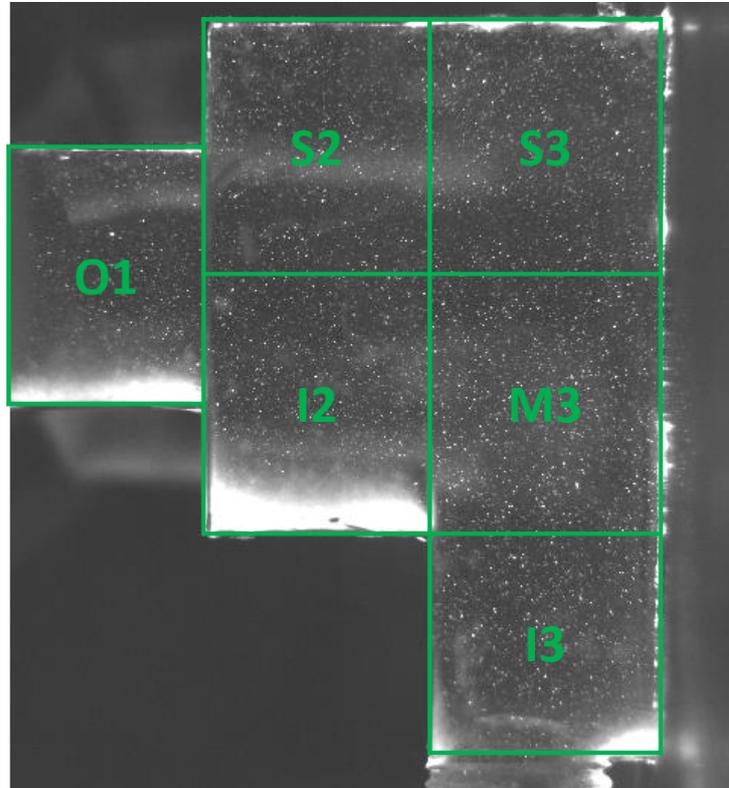


Figura 5.4. Mallado de la orejuela

El mallado se incorporará en los apartados de cada uno de los análisis de los diferentes ensayos realizados.

En la Figura 5.4. se puede observar el problema de la formación de posos de partículas trazadoras en zonas horizontales que se mencionó en el Capítulo 3.

Dicho problema se ha resuelto en el modelo idealizado V2 evitando superficies horizontales en el diseño de la orejuela.

5.2. OREJUELA FLEXIBLE

5.2.1. FLUJO ESTACIONARIO

Tabla 5.1. Resumen de las medidas realizadas en flujo estacionario.

Diástole estacionaria	Caudal (mL/min)			$r = \frac{Q_{LAA}}{Q_{PV}}$	Re				Presión (mbar)			T ^a (°C)
	PV	LAA	MV		PV	Ostium	E/S LAA	MV	PV	LAA	MV	
MEDIDA 1	450	124	-574	0.28	32	20	36	69	0	-12	-9	29
MEDIDA 2	480	135	-615	0.28	34	22	39	74	0	-10	-8	29
MEDIDA 3	625	195	-820	0.31	44	30	55	96	0	30	28	28.5
MEDIDA 4	800	235	-1035	0.29	56	37	66	121	33	78	77	28.5
MEDIDA 5	913	283	-1196	0.31	64	44	80	140	84	127	125	28.5
MEDIDA 6	970	296	-1266	0.31	68	46	83	148	88	134	132	28.5
Sístole estacionaria	Caudal (mL/min)			$r = \frac{Q_{LAA}}{Q_{PV}}$	Re				Presión (mbar)			T ^a (°C)
	PV	LAA	MV		PV	Ostium	E/S LAA	MV	PV	LAA	MV	
MEDIDA 1	100	-100	0	-1	7	15	27	0	46	96	98	27.7
MEDIDA 2	370	-370	0	-1	25	56	101	0	94	135	138	27.7
MEDIDA 3	500	-500	0	-1	34	76	136	0	108	155	158	27.7
MEDIDA 4	690	-690	0	-1	48	106	190	0	99	143	147	28
MEDIDA 5	785	-785	0	-1	54	120	217	0	92	135	139	28

Tabla 2.5. Resumen de las medidas realizadas para estudiar la relación de caudales.

Diástole estacionaria	Caudal (mL/min)			$r = \frac{Q_{LAA}}{Q_{PV}}$	Re				Presión (mbar)			T ^a (°C)
	PV	LAA	MV		PV	Ostium	E/S LAA	MV	PV	LAA	MV	
MEDIDA 1	625	195	-820	0.31	44	30	55	96	0	30	28	28.5
MEDIDA 2	380	195	-575	0.51	27	30	55	67	0	-10	-12	27.7
MEDIDA 3	250	195	-445	0.78	18	30	55	52	0	-22	-24	27.8
MEDIDA 4	195	195	-390	1	14	30	55	46	0	-37	-36	28
MEDIDA 5	156	195	-351	1.25	11	30	55	41	0	-42	-40	28

5.2.1.1. DIÁSTOLE

MEDIDA 1	Caudal (mL/min)			$r = \frac{Q_{LAA}}{Q_{PV}}$	Re				Presión (mbar)			T ^a (°C)
	PV	LAA	MV		PV	Ostium	E/S LAA	MV	PV	LAA	MV	
	450	124	-574		0.28	32	20	36	69	0	-12	

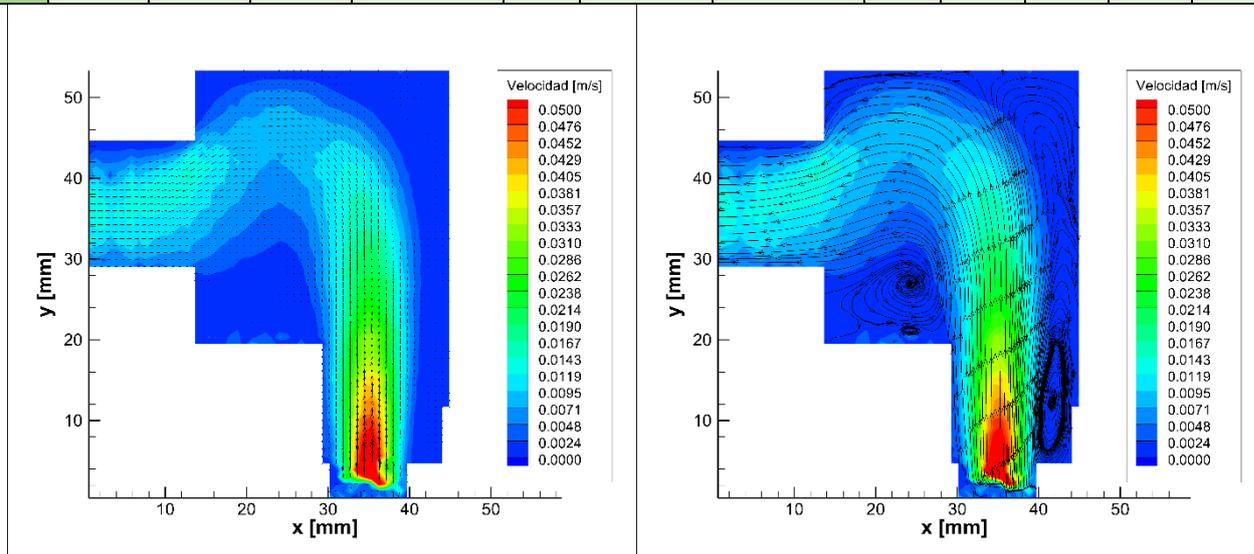


Figura 1.5. Campo de velocidades (izq.) y líneas de corriente (der.) para $Q_{LAA}=124$ mL/min

MEDIDA 2	Caudal (mL/min)			$r = \frac{Q_{LAA}}{Q_{PV}}$	Re				Presión (mbar)			T ^a (°C)
	PV	LAA	MV		PV	Ostium	E/S LAA	MV	PV	LAA	MV	
	480	135	-615		0.28	34	22	39	74	0	-10	

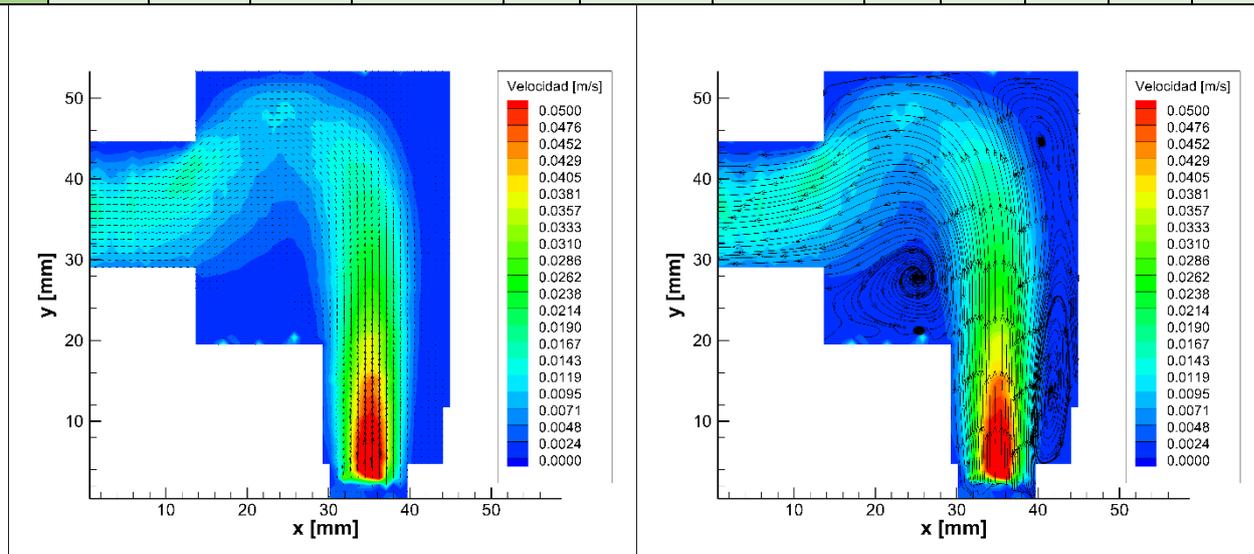


Figura 5.6. Campo de velocidades (izq.) y líneas de corriente (der.) para $Q_{LAA}=135$ mL/min

CAPÍTULO 5: ANÁLISIS DE LOS RESULTADOS

MEDIDA 3	Caudal (mL/min)			$r = \frac{Q_{LAA}}{Q_{PV}}$	Re				Presión (mbar)			T ^a (°C)
	PV	LAA	MV		PV	Ostium	E/S LAA	MV	PV	LAA	MV	
	625	195	-820		0.31	44	30	55	96	0	30	

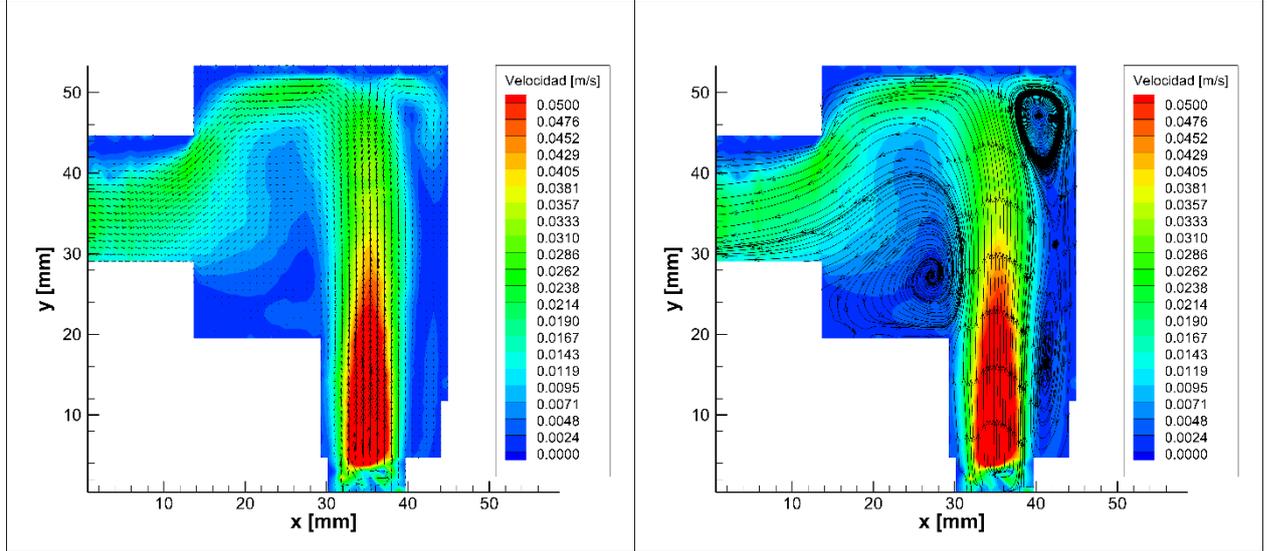


Figura 5.7. Campo de velocidades (izq.) y líneas de corriente (der.) para $Q_{LAA}=195$ mL/min

MEDIDA 4	Caudal (mL/min)			$r = \frac{Q_{LAA}}{Q_{PV}}$	Re				Presión (mbar)			T ^a (°C)
	PV	LAA	MV		PV	Ostium	E/S LAA	MV	PV	LAA	MV	
	800	235	-1035		0.29	56	37	66	121	33	78	

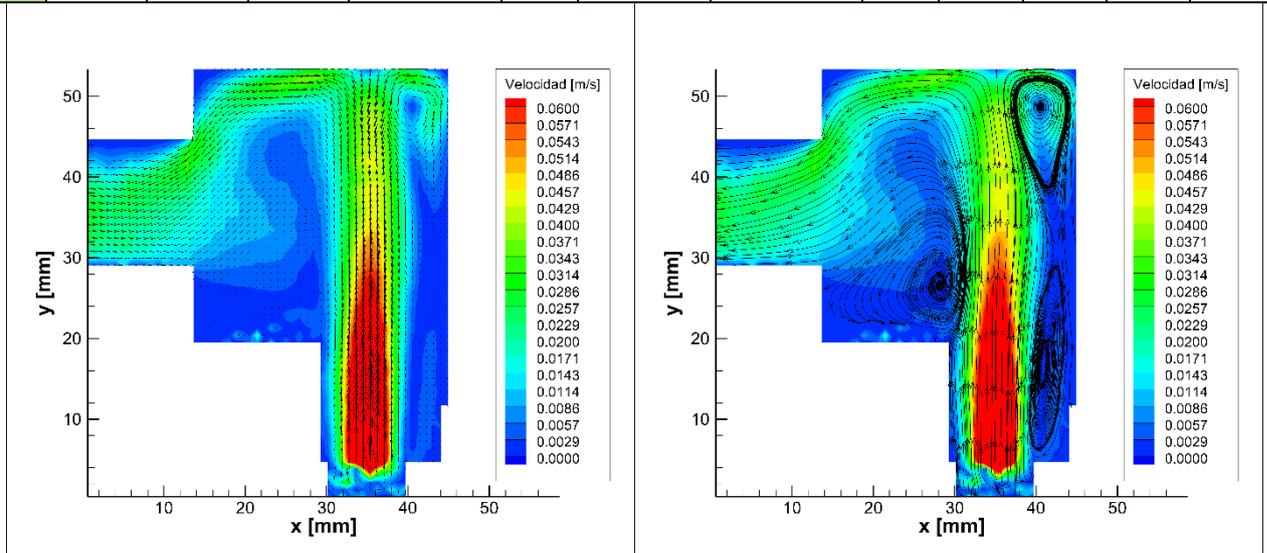


Figura 5.8. Campo de velocidades (izq.) y líneas de corriente (der.) para $Q_{LAA}=235$ mL/min

MEDIDA 5	Caudal (mL/min)			$r = \frac{Q_{LAA}}{Q_{PV}}$	Re				Presión (mbar)			T ^a (°C)
	PV	LAA	MV		PV	Ostium	E/S LAA	MV	PV	LAA	MV	
	913	283	-1196		0.31	64	44	80	140	84	127	

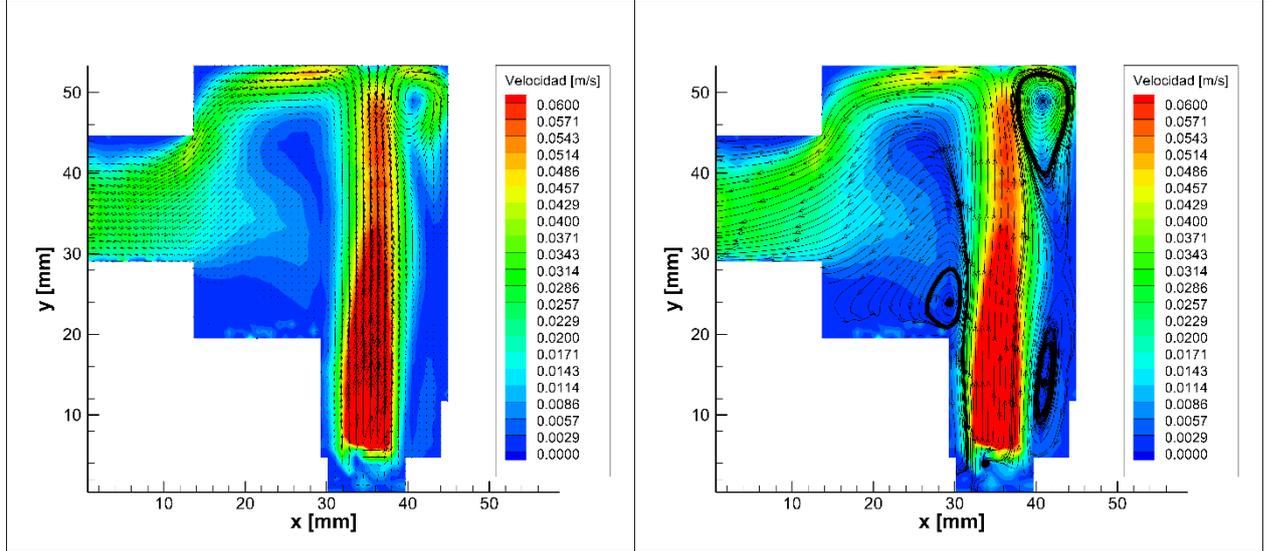


Figura 5.9. Campo de velocidades (izq.) y líneas de corriente (der.) para $Q_{LAA}=283$ mL/min

MEDIDA 6	Caudal (mL/min)			$r = \frac{Q_{LAA}}{Q_{PV}}$	Re				Presión (mbar)			T ^a (°C)
	PV	LAA	MV		PV	Ostium	E/S LAA	MV	PV	LAA	MV	
	970	296	-1266		0.31	68	46	83	148	88	134	

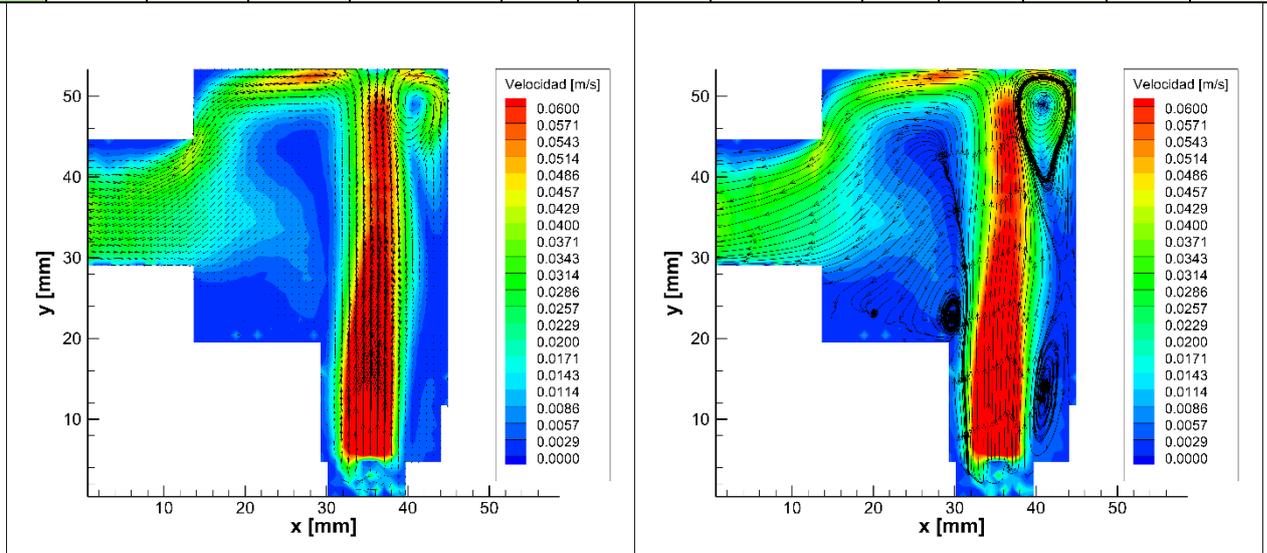


Figura 5.10. Campo de velocidades (izq.) y líneas de corriente (der.) para $Q_{LAA}=296$ mL/min

5.2.1.1.1. ANÁLISIS

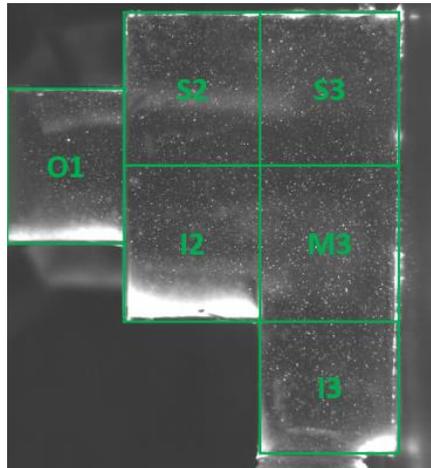


Figura 5.4. Mallado de la orejuela

En este ensayo de flujo estacionario para orejuela flexible en el estado de diástole, el fluido está entrando al modelo por las venas pulmonares y por la orejuela, se desaloja por la válvula mitral en su totalidad.

Se va variando el caudal de venas pulmonares y orejuela de manera que siempre se cumple la relación de 0,3 entre ellos.

Fijándonos en la orejuela, el caudal está entrando por la zona I3. A medida que aumenta el caudal, las velocidades alcanzadas en esta zona de la orejuela se hacen más elevadas. Para caudales de 124 mL/min y 135 mL/min, observamos la formación de pequeños vórtices en el lateral de I3 y en I2.

Cuando se alcanzan caudales de 195 mL/min el flujo adquiere más velocidad y choca en la parte superior de S3, desarrollándose dos vórtices, uno de radio pequeño en la zona S3 y otro de radio más grande en la zona S3 que direcciona el flujo hacia el ostium.

Para caudales a partir de 283 mL/min la velocidad del flujo se mantiene elevada y prácticamente constante hasta que choca con la parte superior S3. Además se acentúan los vórtices mencionados anteriormente.

5.2.1.2. RELACIÓN DE CAUDALES EN LA DIÁSTOLE

MEDIDA 1	Caudal (mL/min)			$r = \frac{Q_{LAA}}{Q_{PV}}$	Re				Presión (mbar)			T ^a (°C)
	PV	LAA	MV		PV	Ostium	E/S LAA	MV	PV	LAA	MV	
	625	195	-820		0.31	44	30	55	96	0	30	

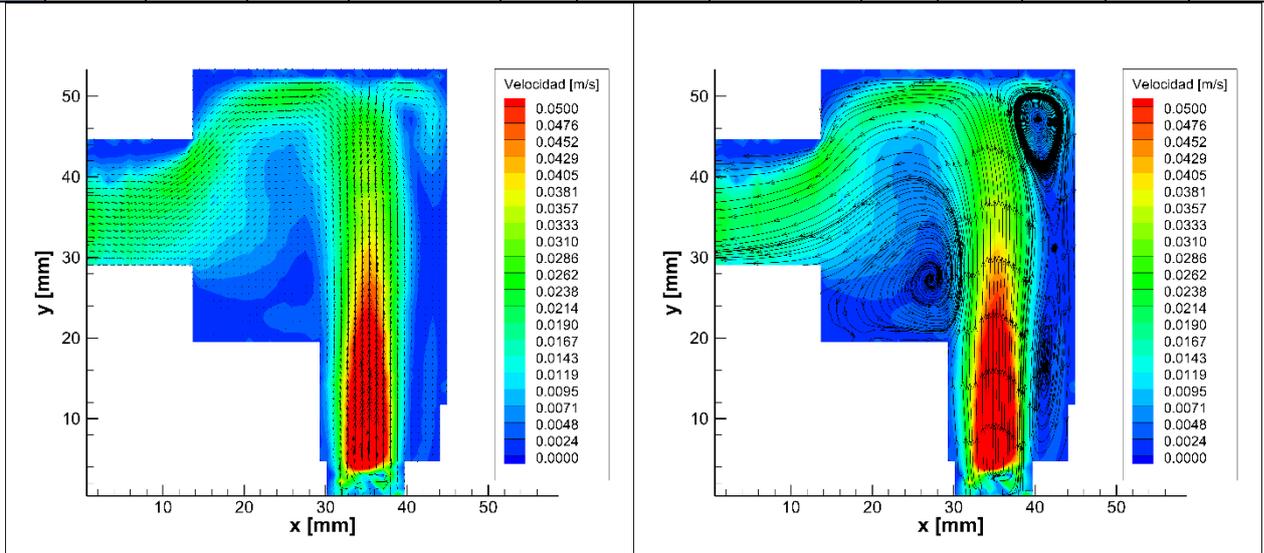


Figura 5.11. Campo de velocidades (izq.) y líneas de corriente (der.) para r=0.3

MEDIDA 2	Caudal (mL/min)			$r = \frac{Q_{LAA}}{Q_{PV}}$	Re				Presión (mbar)			T ^a (°C)
	PV	LAA	MV		PV	Ostium	E/S LAA	MV	PV	LAA	MV	
	380	195	-575		0.51	27	30	55	67	0	-10	

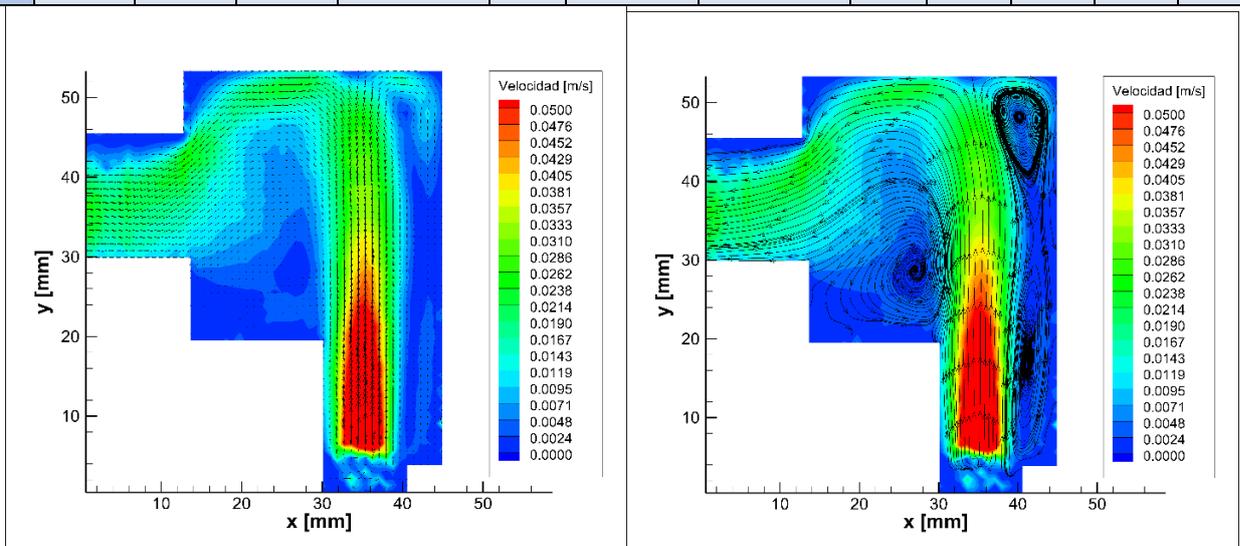


Figura 5.12. Campo de velocidades (izq.) y líneas de corriente (der.) para r=0.5

CAPÍTULO 5: ANÁLISIS DE LOS RESULTADOS

MEDIDA 3	Caudal (mL/min)			$r = \frac{Q_{LAA}}{Q_{PV}}$	Re				Presión (mbar)			T ^a (°C)
	PV	LAA	MV		PV	Ostium	E/S LAA	MV	PV	LAA	MV	
	250	195	-445		0.78	18	30	55	52	0	-22	

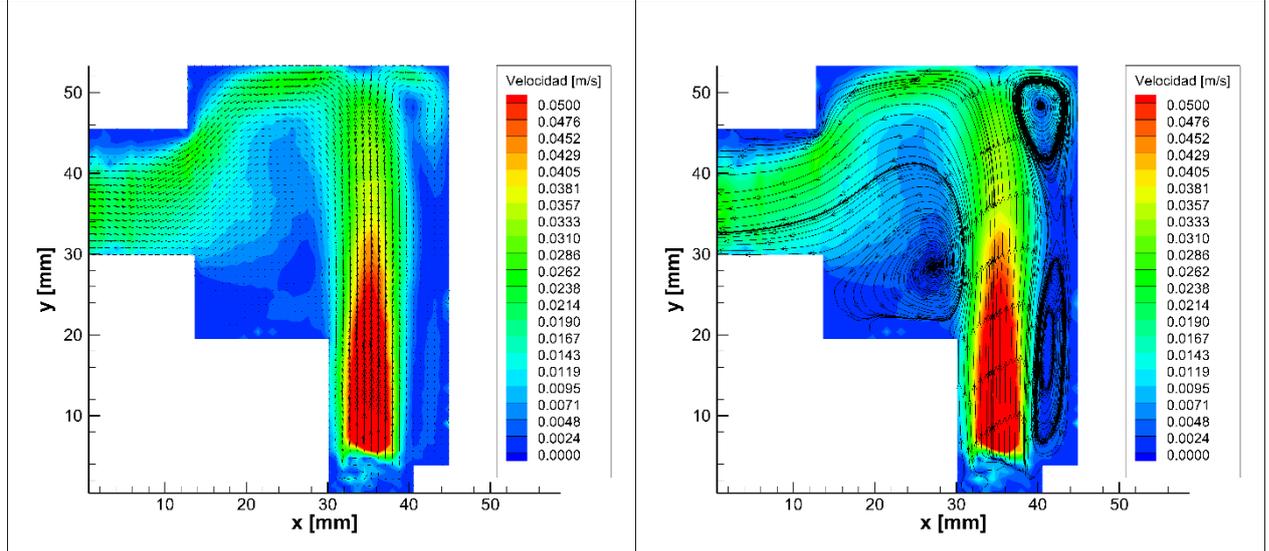


Figura 5.13. Campo de velocidades (izq.) y líneas de corriente (der.) para r=0.78

MEDIDA 4	Caudal (mL/min)			$r = \frac{Q_{LAA}}{Q_{PV}}$	Re				Presión (mbar)			T ^a (°C)
	PV	LAA	MV		PV	Ostium	E/S LAA	MV	PV	LAA	MV	
	195	195	-390		1	14	30	55	46	0	-37	

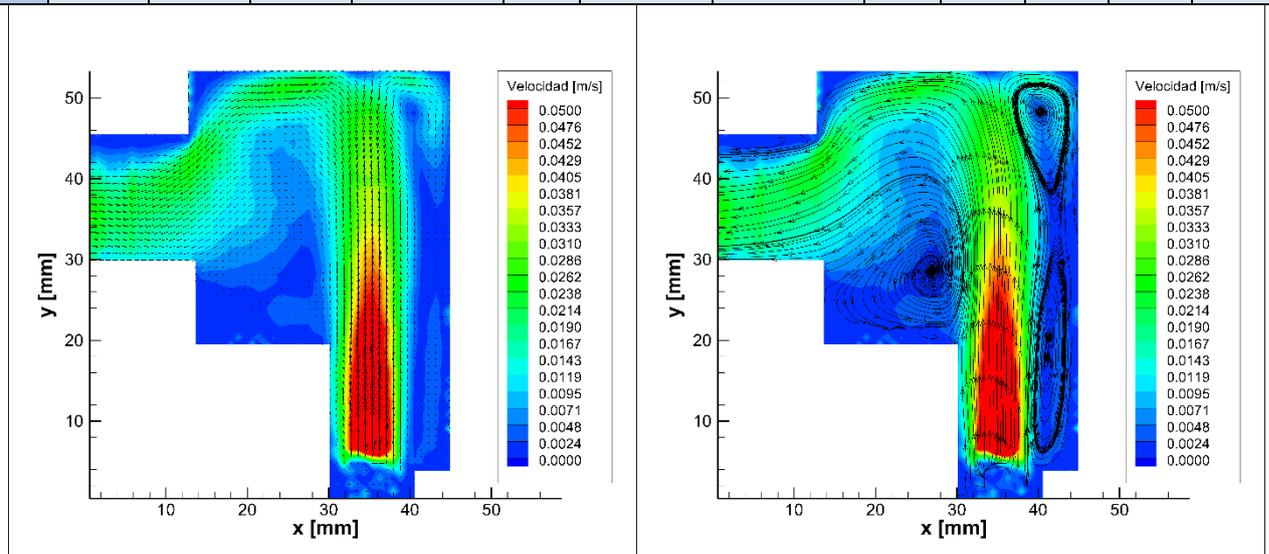


Figura 5.14. Campo de velocidades (izq.) y líneas de corriente (der.) para r=1

MEDIDA 5	Caudal (mL/min)			$r = \frac{Q_{LAA}}{Q_{PV}}$	Re				Presión (mbar)			T ^a (°C)
	PV	LAA	MV		PV	Ostium	E/S LAA	MV	PV	LAA	MV	
	156	195	-351	1.25	11	30	55	41	0	-42	-40	28

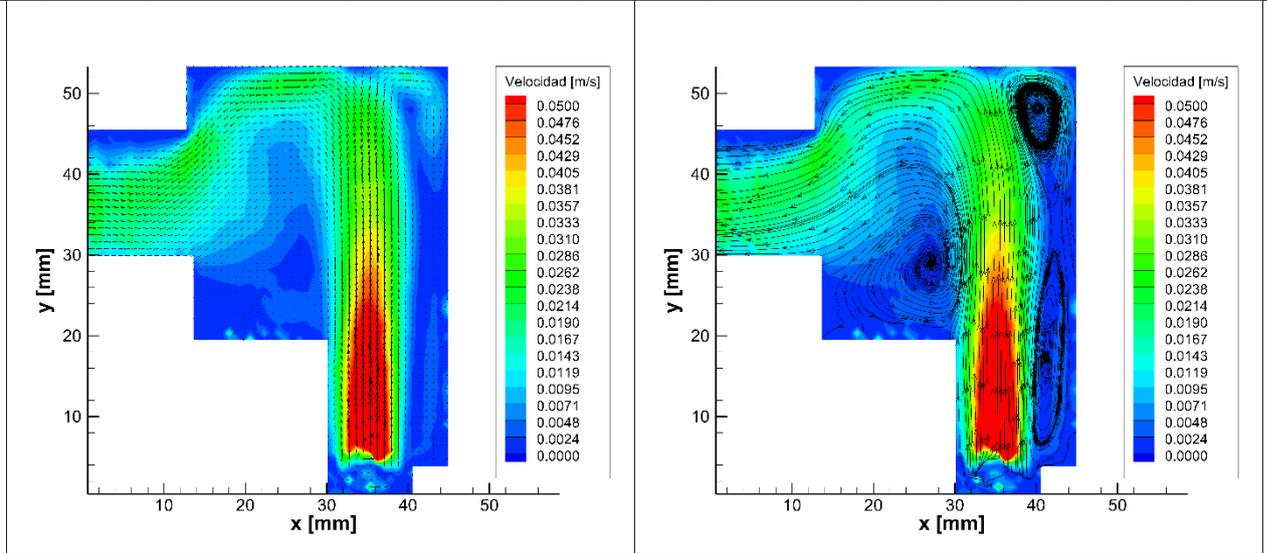


Figura 5.15. Campo de velocidades (izq.) y líneas de corriente (der.) para $r=1.25$

5.2.1.2.1 ANÁLISIS

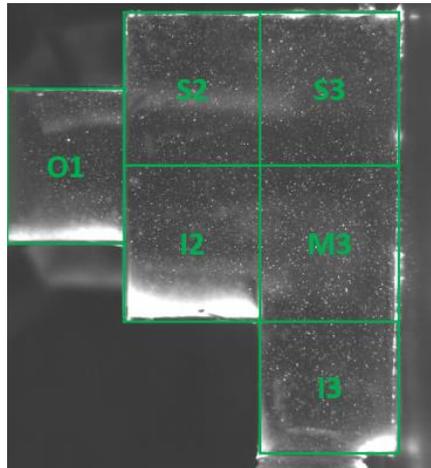


Figura 5.4. Mallado de la orejuela

En este ensayo de flujo estacionario para orejuela flexible en el estado de diástole, el fluido está entrando al modelo por las venas pulmonares y por la orejuela, se desaloja por la válvula mitral en su totalidad.

Se ha ido variando la relación de caudales que existe entre el caudal que entra por la orejuela y el entrante por las venas pulmonares. Se mantiene constante el caudal de la orejuela en 195 mL/min y se varía el de las venas pulmonares mediante la válvula de aguja para cumplir la relación de caudales especificada.

Observamos que el caudal variable de las venas pulmonares no afecta al campo de velocidades en la orejuela, al encontrarse aguas arriba la unión entre el fluido procedente de las venas pulmonares y la orejuela.

Por lo tanto, tendremos siempre el mismo campo de velocidades en nuestro apéndice, el cual tiene una velocidad alta de entrada que se mantiene hasta llegar a la zona M3. También se distinguen dos pequeños vórtices en I2 y en la zona superior derecha de S3.

5.2.1.3. SÍSTOLE

MEDIDA 1	Caudal (mL/min)			$r = \frac{Q_{LAA}}{Q_{PV}}$	Re				Presión (mbar)			T ^a (°C)
	PV	LAA	MV		PV	Ostium	E/S LAA	MV	PV	LAA	MV	
	100	-100	0		-1	7	15	27	0	46	96	

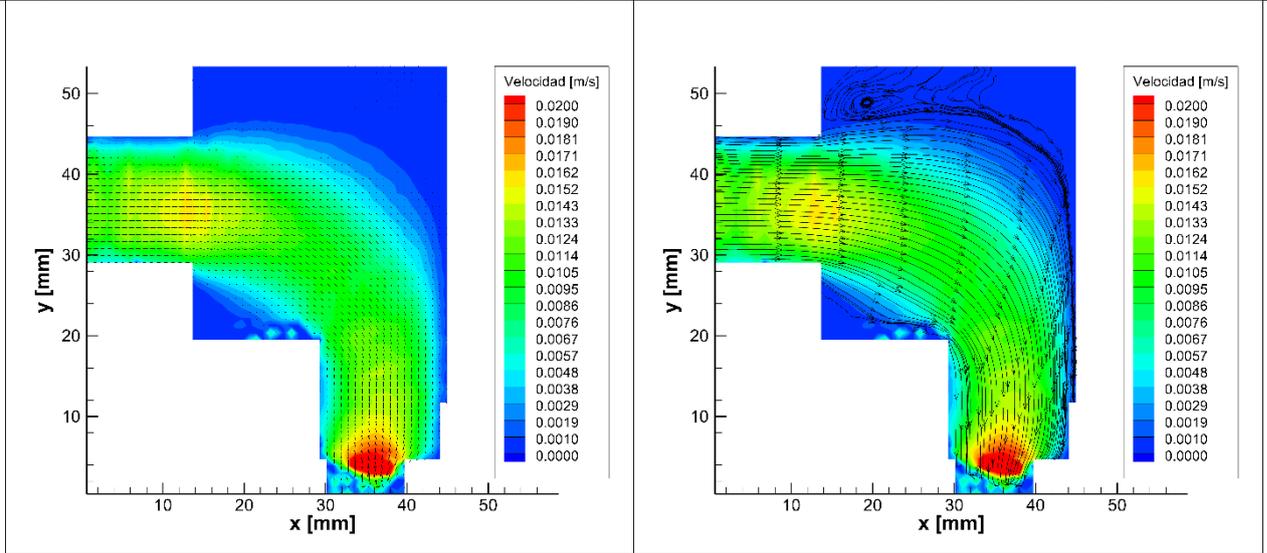


Figura 5.16. Campo de velocidades (izq.) y líneas de corriente (der.) para $Q_{LAA}=-100$ mL/min

MEDIDA 2	Caudal (mL/min)			$r = \frac{Q_{LAA}}{Q_{PV}}$	Re				Presión (mbar)			T ^a (°C)
	PV	LAA	MV		PV	Ostium	E/S LAA	MV	PV	LAA	MV	
	370	-370	0		-1	25	56	101	0	94	135	

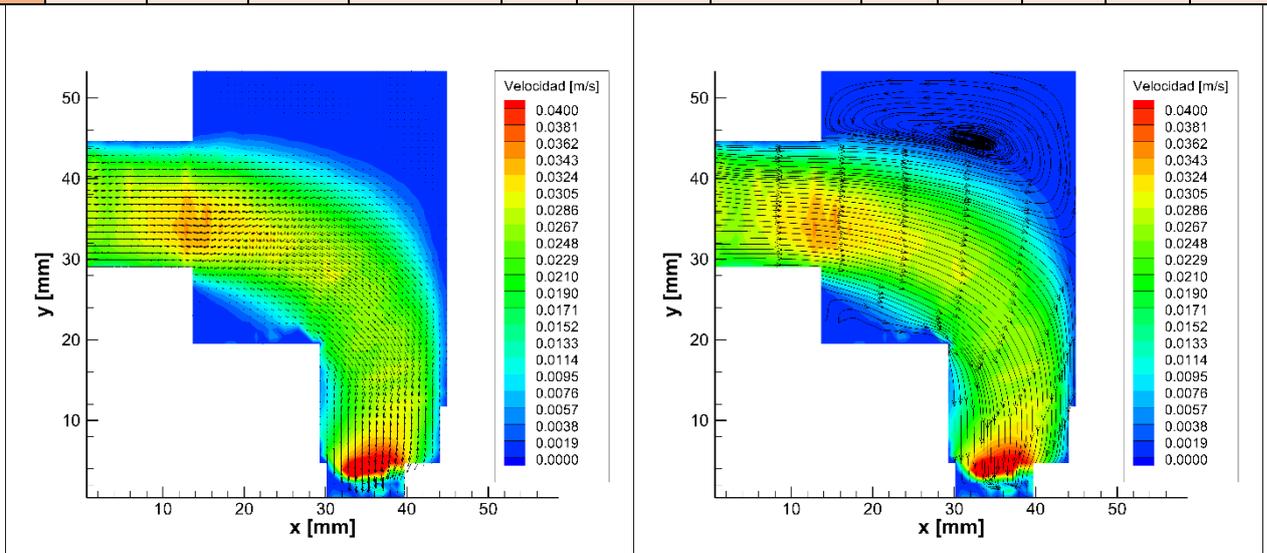


Figura 5.17. Campo de velocidades (izq.) y líneas de corriente (der.) para $Q_{LAA}=-370$ mL/min

CAPÍTULO 5: ANÁLISIS DE LOS RESULTADOS

MEDIDA 3	Caudal (mL/min)			$r = \frac{Q_{LAA}}{Q_{PV}}$	Re				Presión (mbar)			T^a (°C)
	PV	LAA	MV		PV	Ostium	E/S LAA	MV	PV	LAA	MV	
	500	-500	0	1	34	76	136	0	108	155	158	27.7

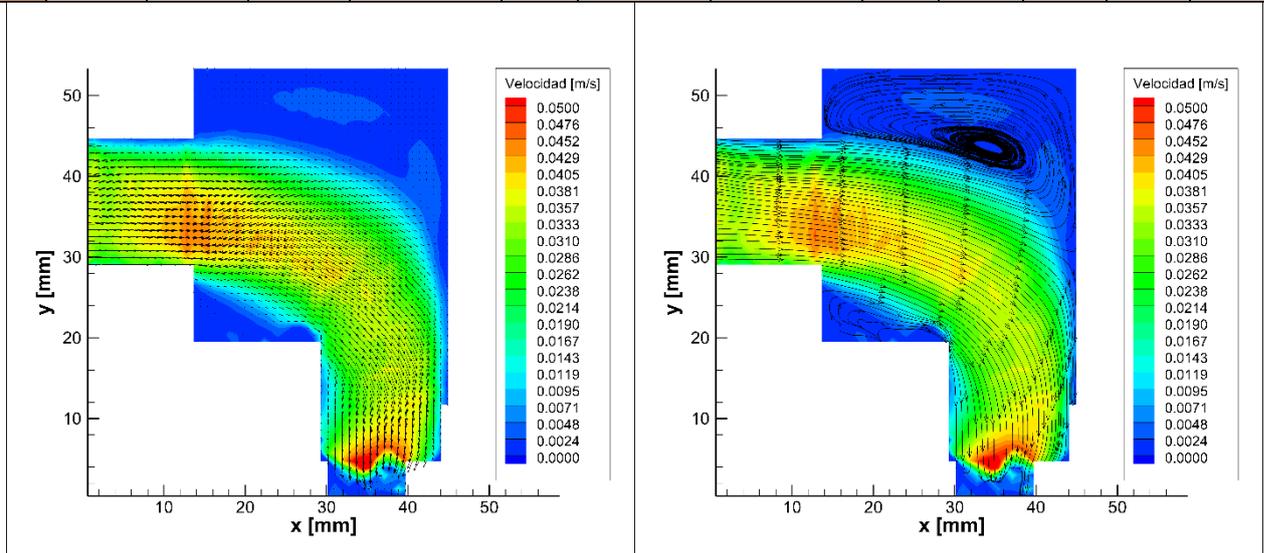


Figura 5.18. Campo de velocidades (izq.) y líneas de corriente (der.) para $Q_{LAA} = -500$ mL/min

MEDIDA 4	Caudal (mL/min)			$r = \frac{Q_{LAA}}{Q_{PV}}$	Re				Presión (mbar)			T^a (°C)
	PV	LAA	MV		PV	Ostium	E/S LAA	MV	PV	LAA	MV	
	690	-690	0	-1	48	106	190	0	99	143	147	28

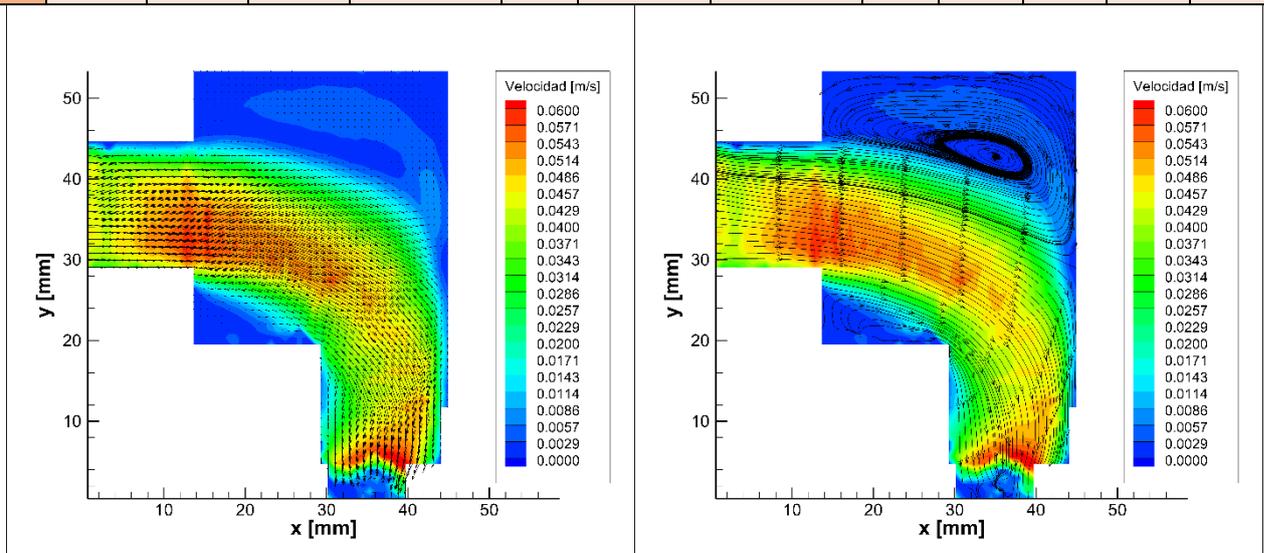


Figura 5.19. Campo de velocidades (izq.) y líneas de corriente (der.) para $Q_{LAA} = -690$ mL/min

MEDIDA 5	Caudal (mL/min)			$r = \frac{Q_{LAA}}{Q_{PV}}$	Re				Presión (mbar)			T ^a (°C)
	PV	LAA	MV		PV	Ostium	E/S LAA	MV	PV	LAA	MV	
	785	-785	0		-1	54	120	217	0	92	135	

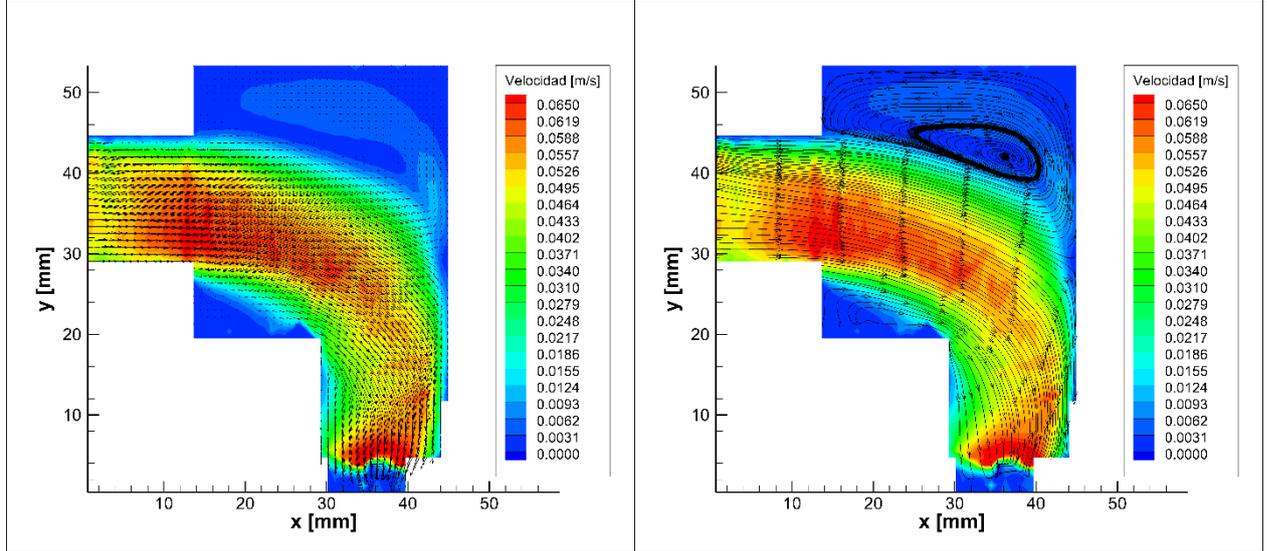


Figura 5.20. Campo de velocidades (izq.) y líneas de corriente (der.) para $Q_{LAA} = -785$ mL/min

5.2.1.3.1. ANÁLISIS

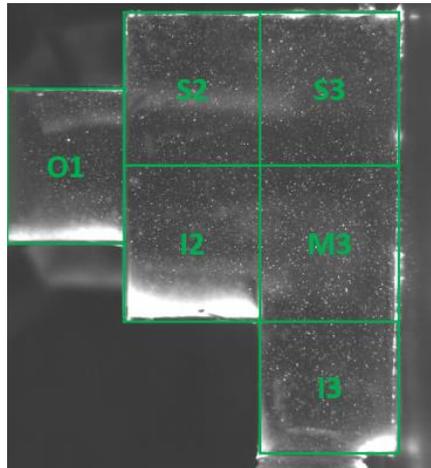


Figura 5.4. Mallado de la orejuela

En este ensayo de flujo estacionario para orejuela flexible en el estado de sístole, el fluido está entrando al modelo por las venas pulmonares y se desaloja en su totalidad por la orejuela, encontrándose la válvula mitral cerrada. Por lo tanto el caudal que entra al modelo por el ramal pulmonar, sale por la orejuela.

El campo de velocidades descrito por el fluido se mantiene muy similar a medida que aumentamos el caudal. Entra por O1 y describe una curva muy abierta que recorre el centro de la orejuela hasta desembocar en la parte inferior de I3 donde aumenta considerablemente la velocidad de flujo habiendo un estrechamiento de la sección.

Cabe destacar que a partir de caudales de 500 mL/min el flujo choca con la pared en la zona superior de M3 y se establece un pequeño vórtice en S3.

5.2.2. FLUJO PULSANTE

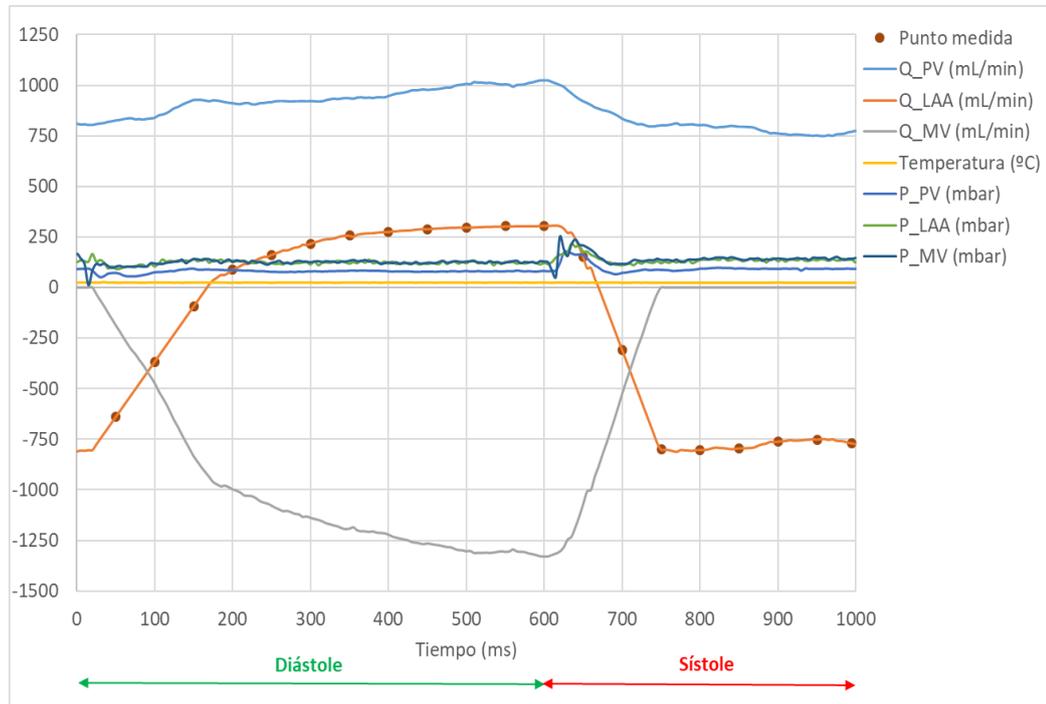


Figura 5.21. Ciclo utilizado para estudiar el flujo sinusal en la orejuela izquierda

Tabla 5.3. Resumen de las condiciones de contorno en el ciclo cardíaco sinusal utilizando la mezcla de agua con glicerina.

	Diástole (0,6 s)			Sístole (0,4 s)		
	4 PV	MV	Ostium	4 PV	MV	Ostium
Q_{pico} (mL/min)	1000	-1300	300	800	0	-800
Re ($T^a = 28.5^{\circ}C$)	70	152	47	56	0	123

Se han realizado medidas del campo de velocidades cada **50 ms** del ciclo, tal y como muestran las siguientes imágenes.

Fase: diástole
t = 50 ms

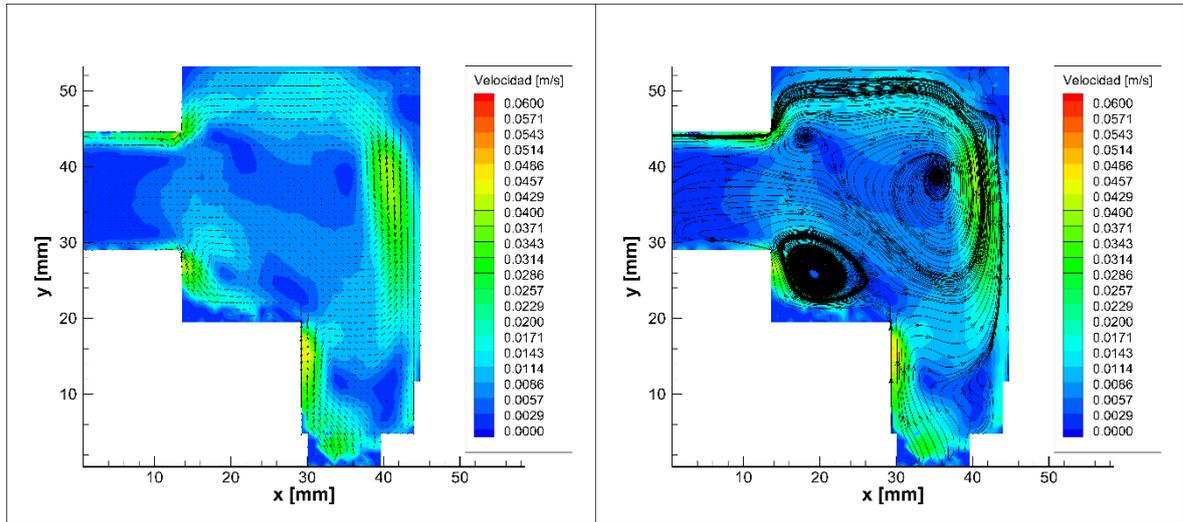
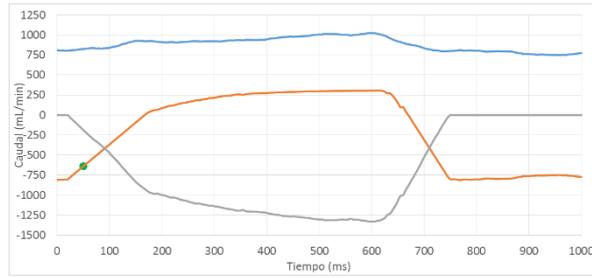


Figura 5.22. Campo de velocidades (izq.) y líneas de corriente (der.) a los 50 ms.

Fase: diástole
t = 100 ms

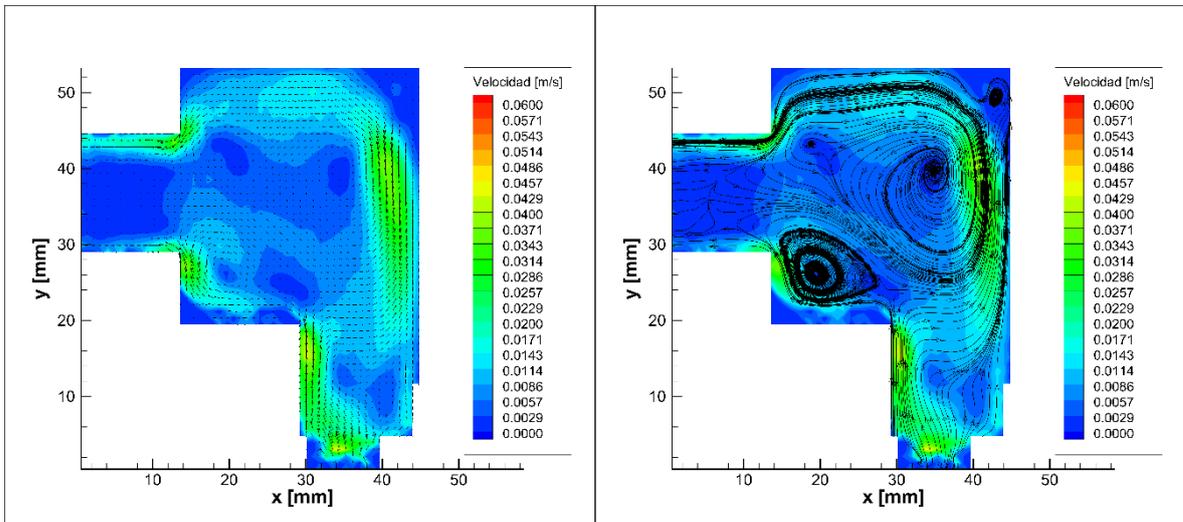
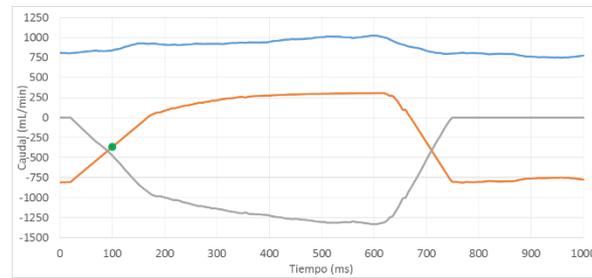


Figura 5.23 Campo de velocidades (izq.) y líneas de corriente (der.) a los 100 ms.

Fase: diástole
 $t = 150$ ms

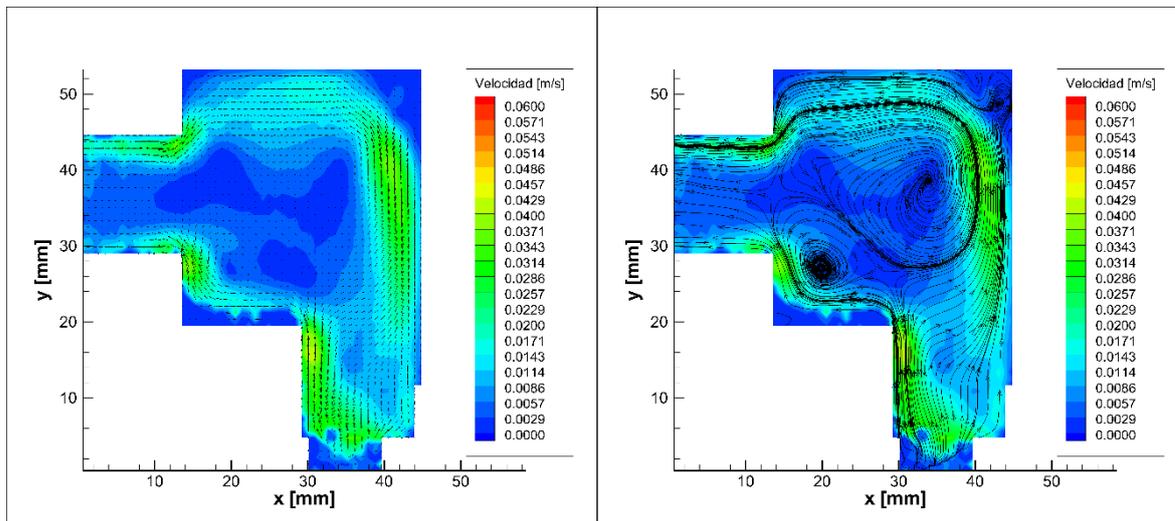
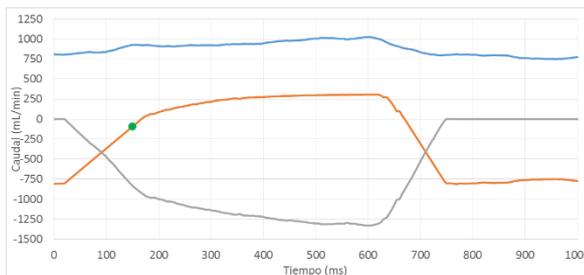


Figura 5.24. Campo de velocidades (izq.) y líneas de corriente (der.) a los 150 ms.

Fase: diástole
 $t = 200$ ms

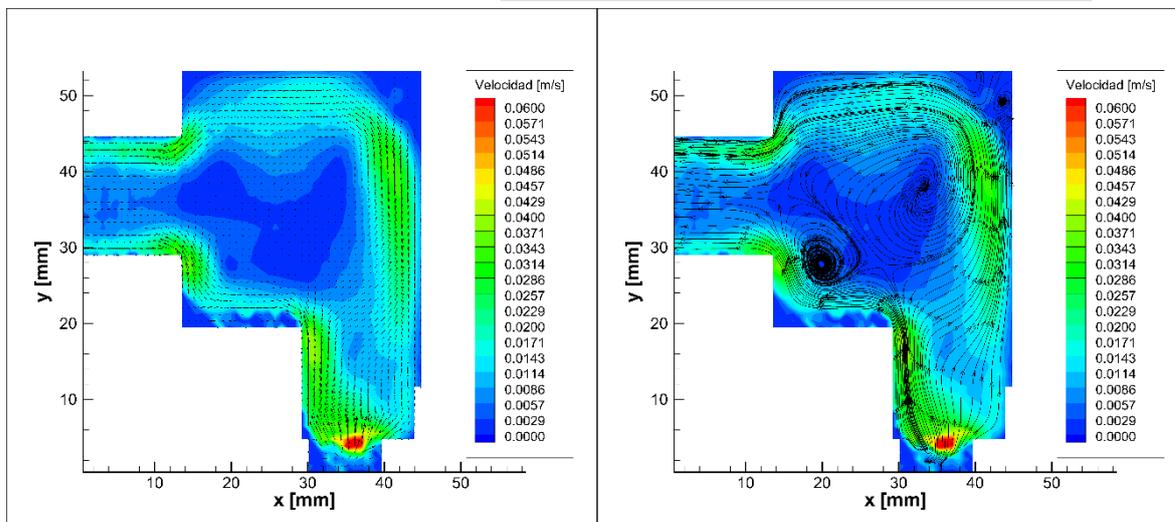
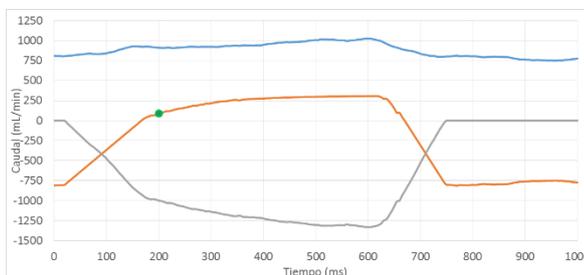


Figura 5.25. Campo de velocidades (izq.) y líneas de corriente (der.) a los 200 ms.

Fase: diástole
 $t = 250$ ms

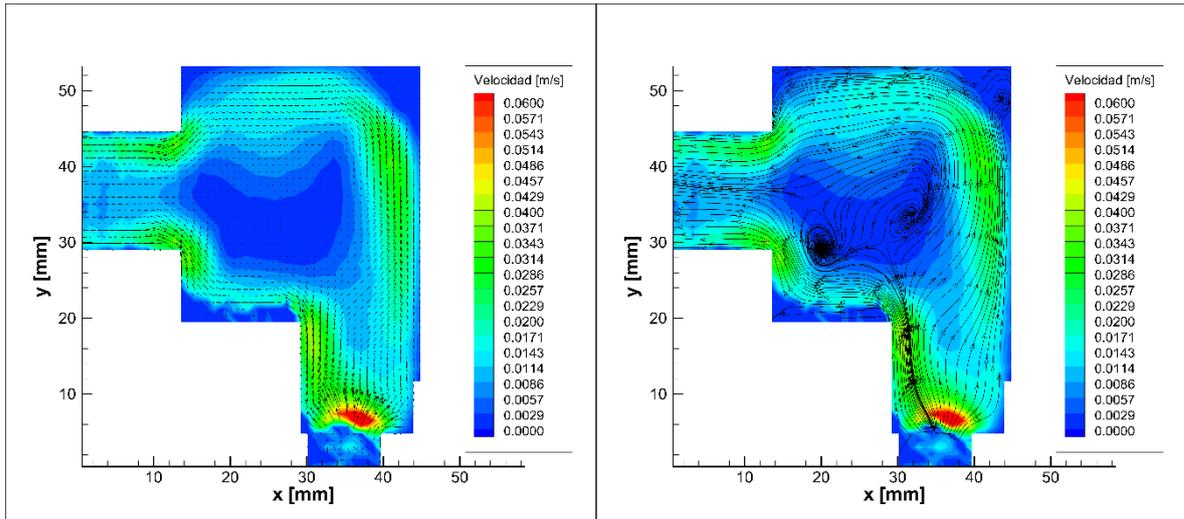
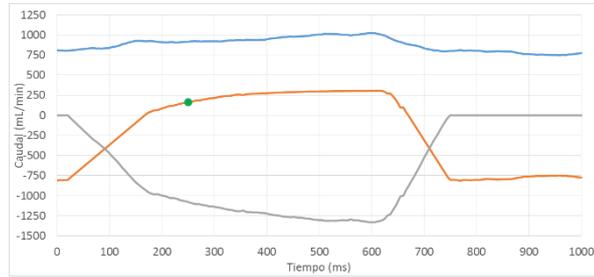


Figura 5.26. Campo de velocidades (izq.) y líneas de corriente (der.) a los 250 ms.

Fase: diástole
 $t = 300$ ms

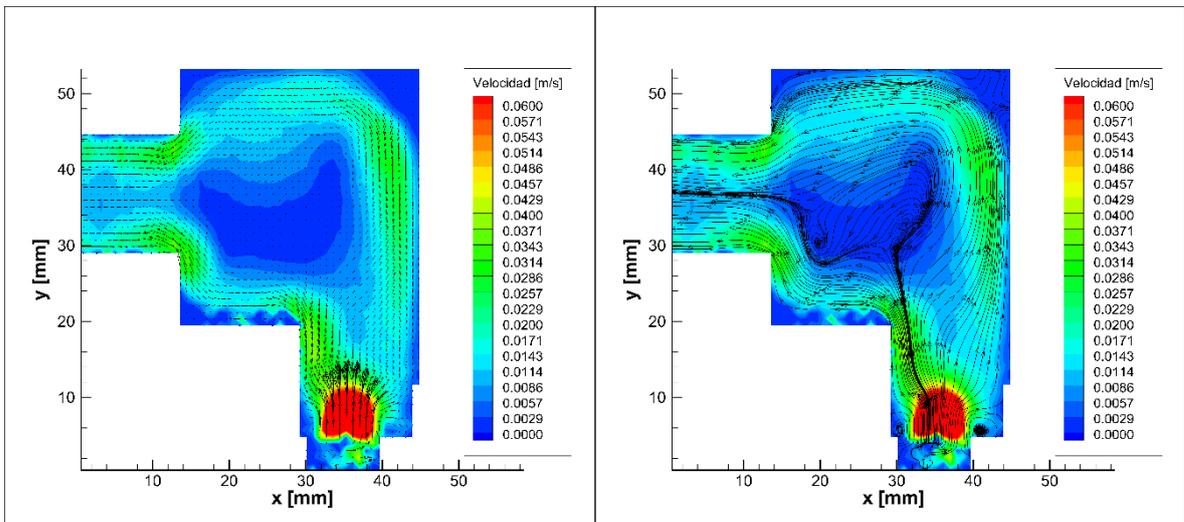
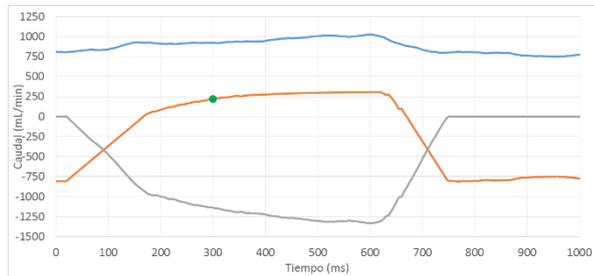


Figura 5.27. Campo de velocidades (izq.) y líneas de corriente (der.) a los 300 ms.

Fase: diástole
t = 350 ms

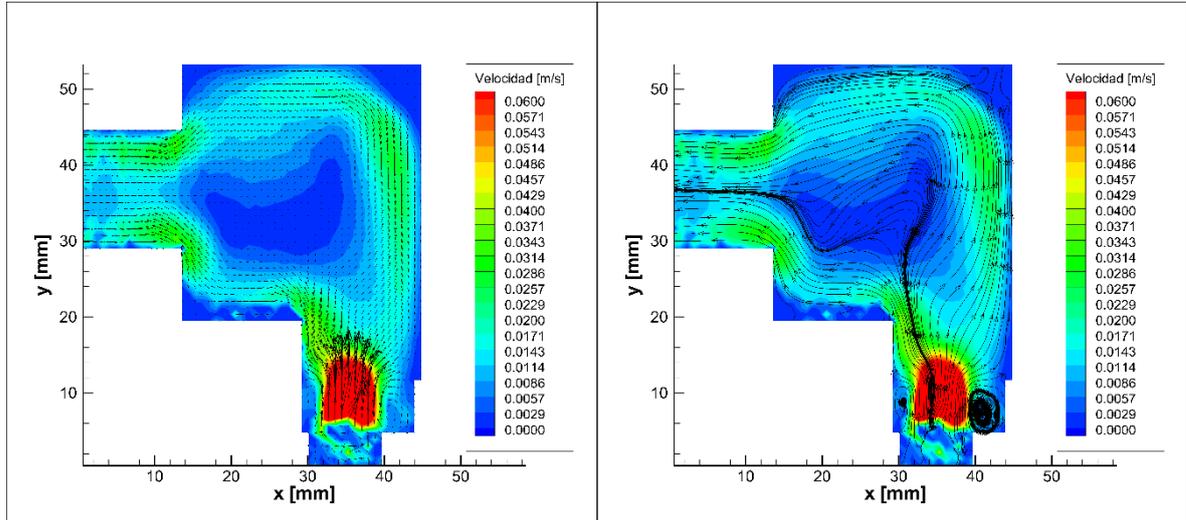
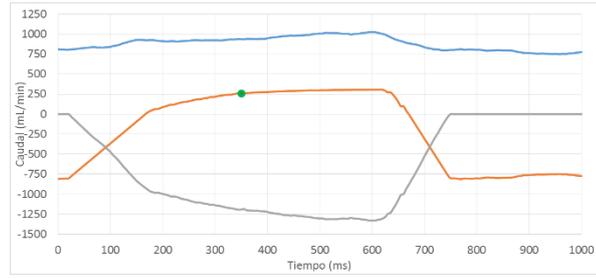


Figura 5.28. Campo de velocidades (izq.) y líneas de corriente (der.) a los 350 ms.

Fase: diástole
t = 400 ms

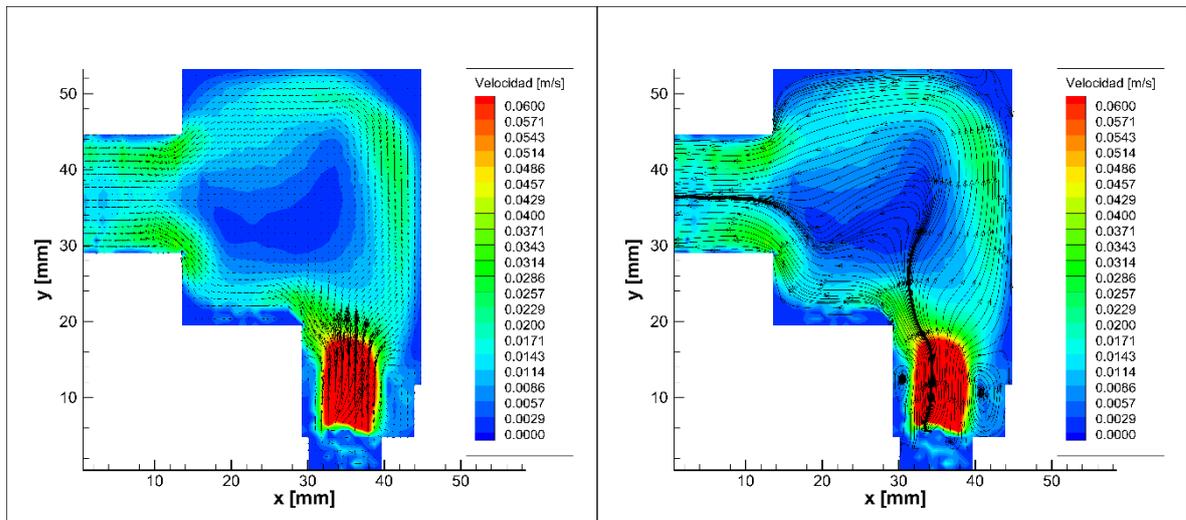
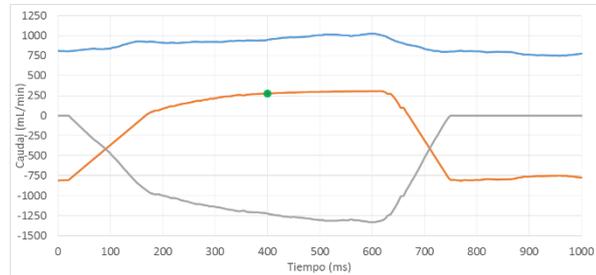


Figura 5.29. Campo de velocidades (izq.) y líneas de corriente (der.) a los 400 ms.

Fase: diástole
t = 450 ms

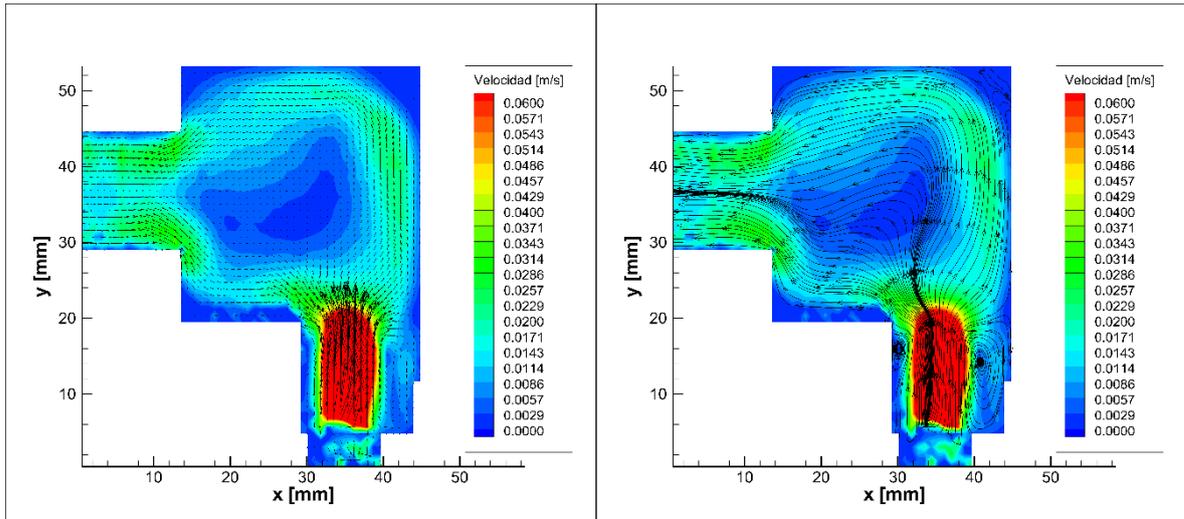
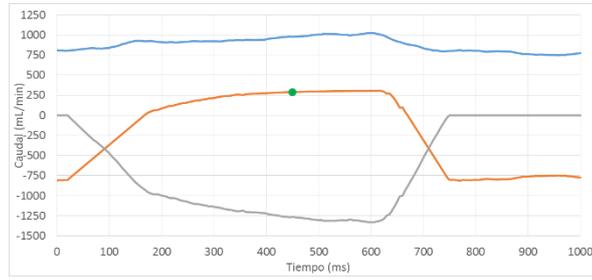


Figura 5.30. Campo de velocidades (izq.) y líneas de corriente (der.) a los 450 ms.

Fase: diástole
t = 500 ms

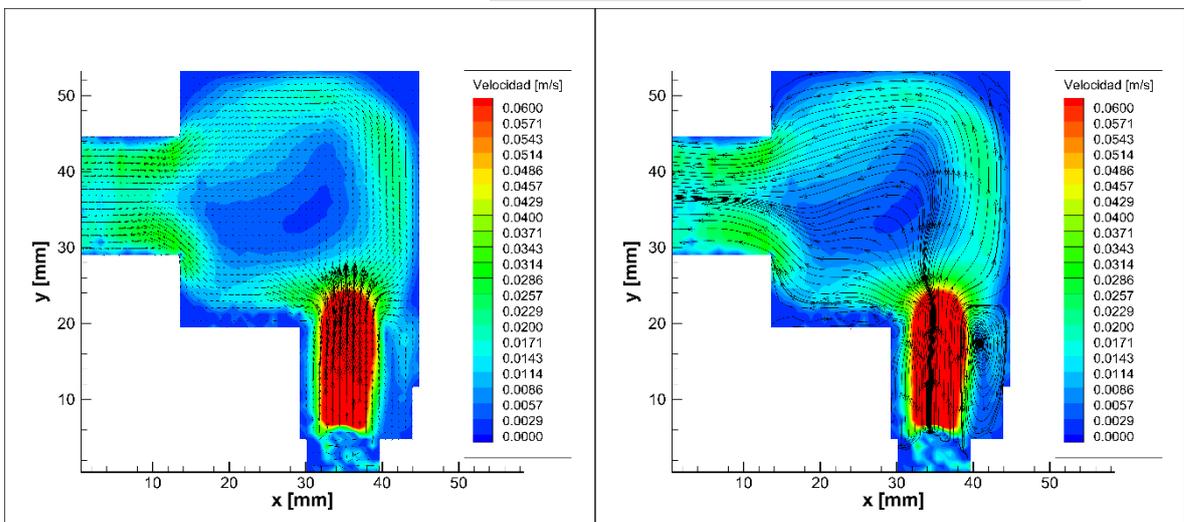
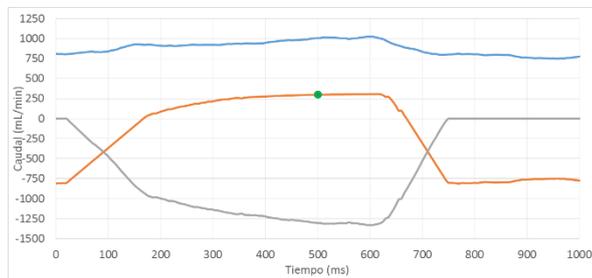


Figura 5.31. Campo de velocidades (izq.) y líneas de corriente (der.) a los 500 ms.

Fase: diástole
t = 550 ms

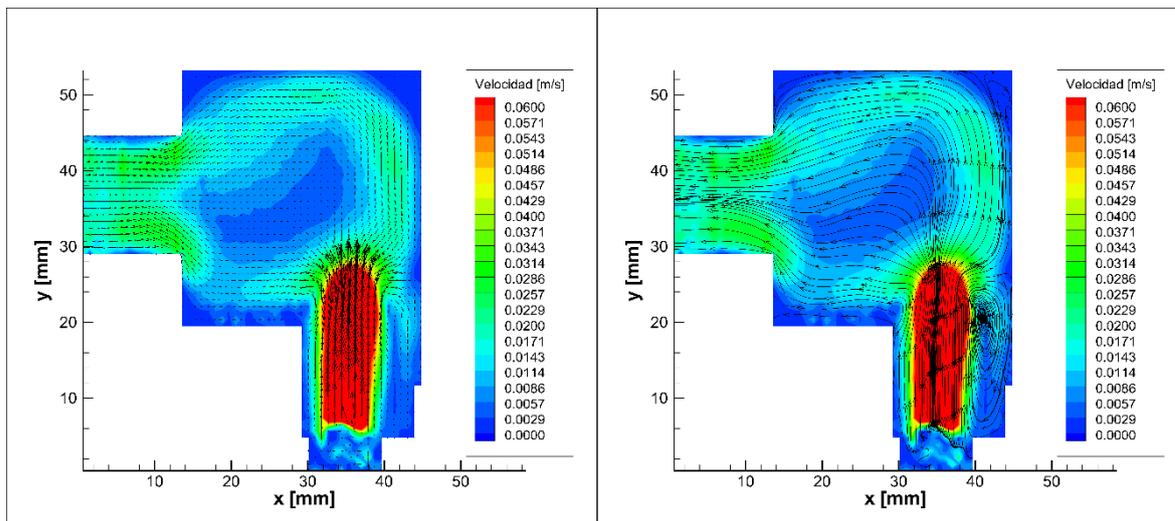
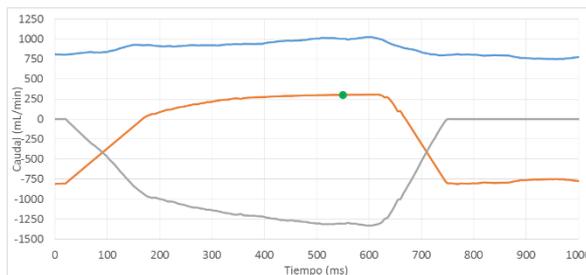


Figura 5.32. Campo de velocidades (izq.) y líneas de corriente (der.) a los 550 ms.

Fase: diástole
t = 600 ms

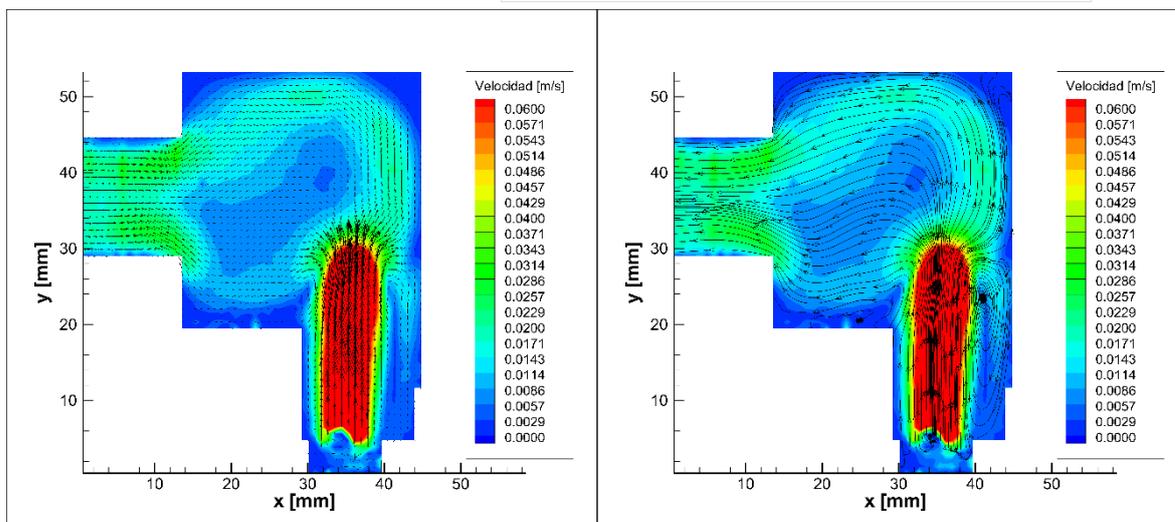
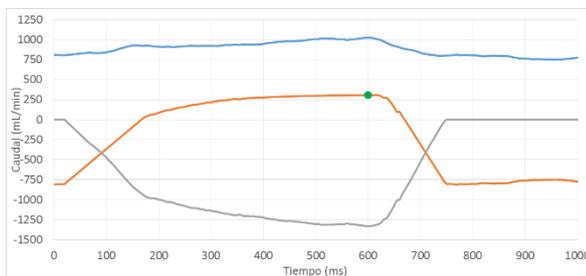


Figura 5.33. Campo de velocidades (izq.) y líneas de corriente (der.) a los 600 ms.

Fase: sístole
 $t = 650 \text{ ms}$

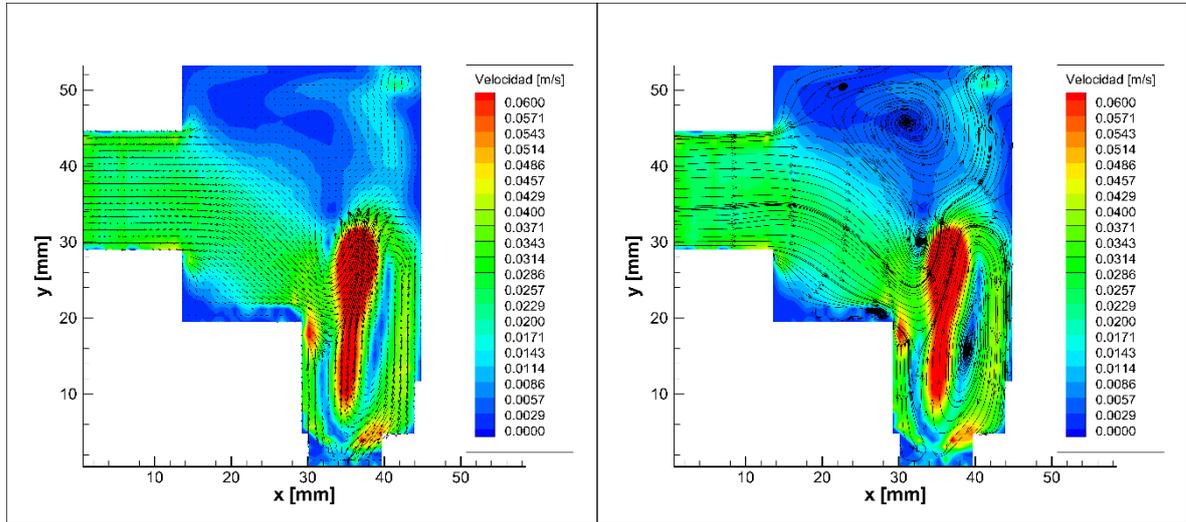
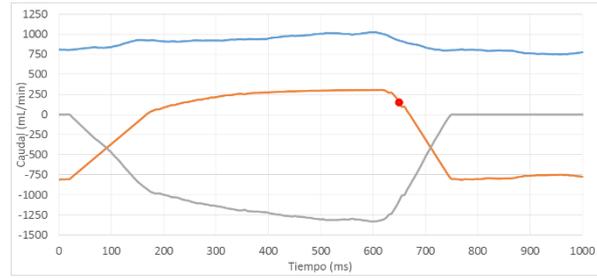


Figura 5.34. Campo de velocidades (izq.) y líneas de corriente (der.) a los 650 ms.

Fase: sístole
 $t = 700 \text{ ms}$

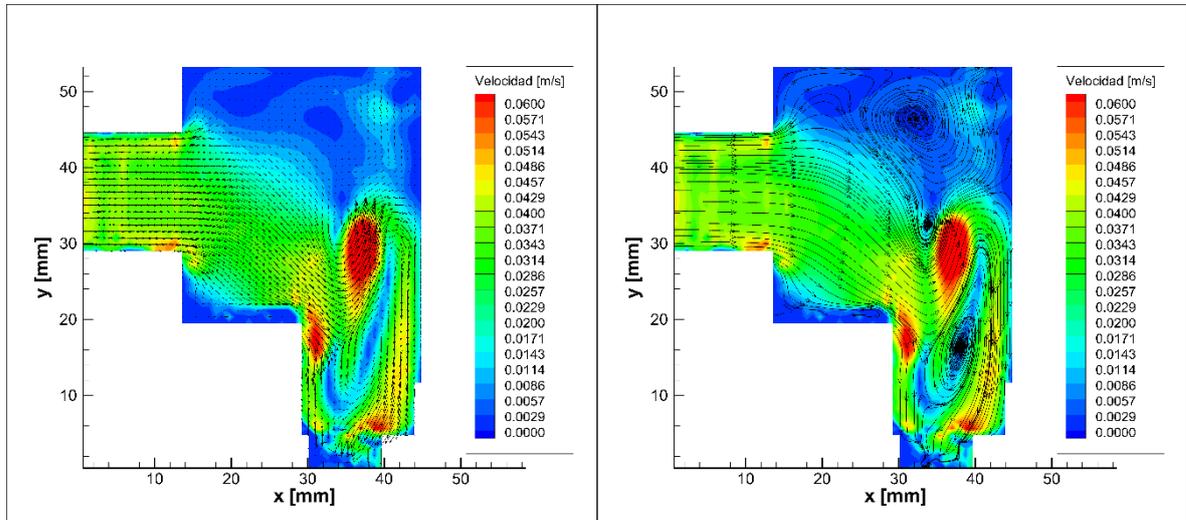
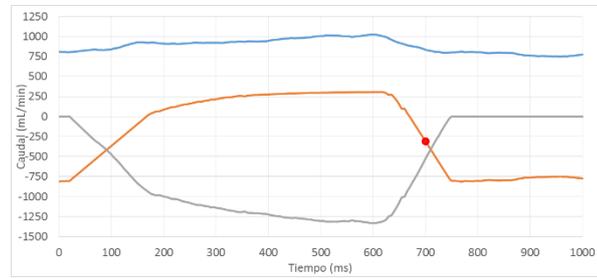


Figura 5.35. Campo de velocidades (izq.) y líneas de corriente (der.) a los 700 ms.

Fase: sístole
t = 750 ms

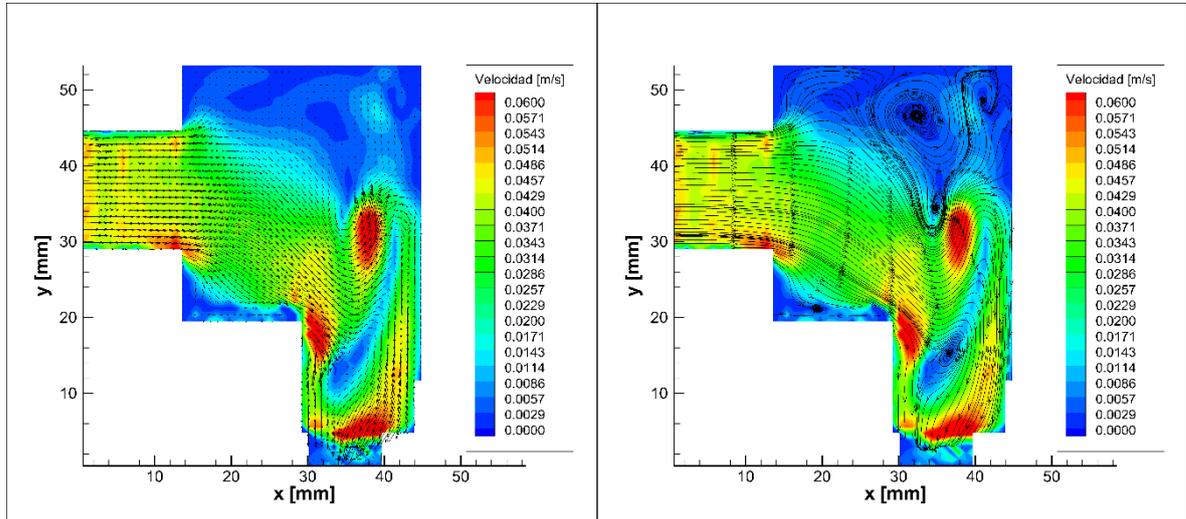
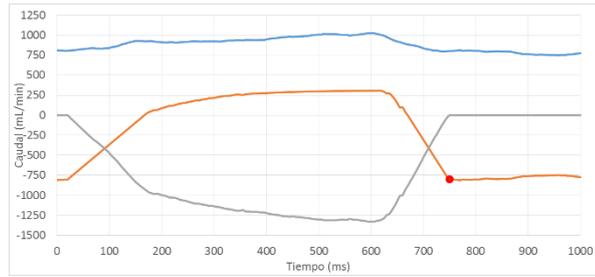


Figura 5.36. Campo de velocidades (izq.) y líneas de corriente (der.) a los 750 ms.

Fase: sístole
t = 800 ms

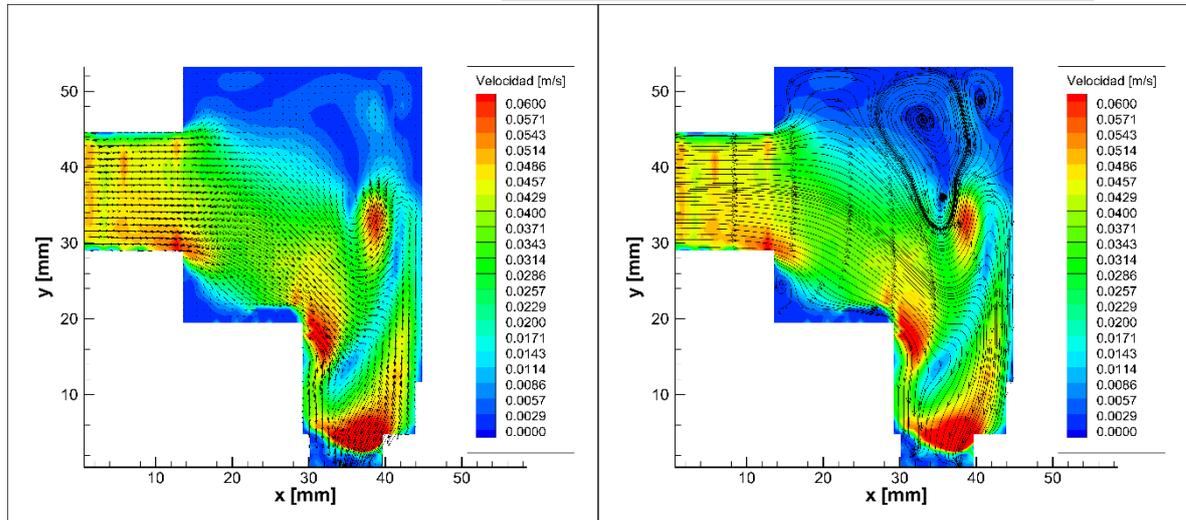
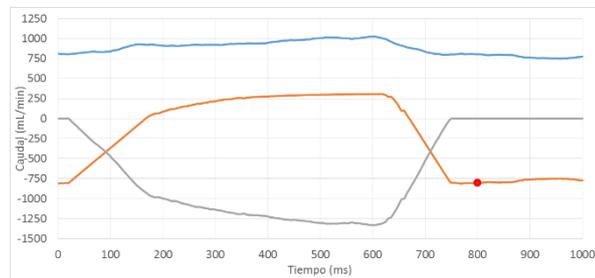


Figura 5.37. Campo de velocidades (izq.) y líneas de corriente (der.) a los 800 ms.

CAPÍTULO 5: ANÁLISIS DE LOS RESULTADOS

Fase: sístole
t = 850 ms

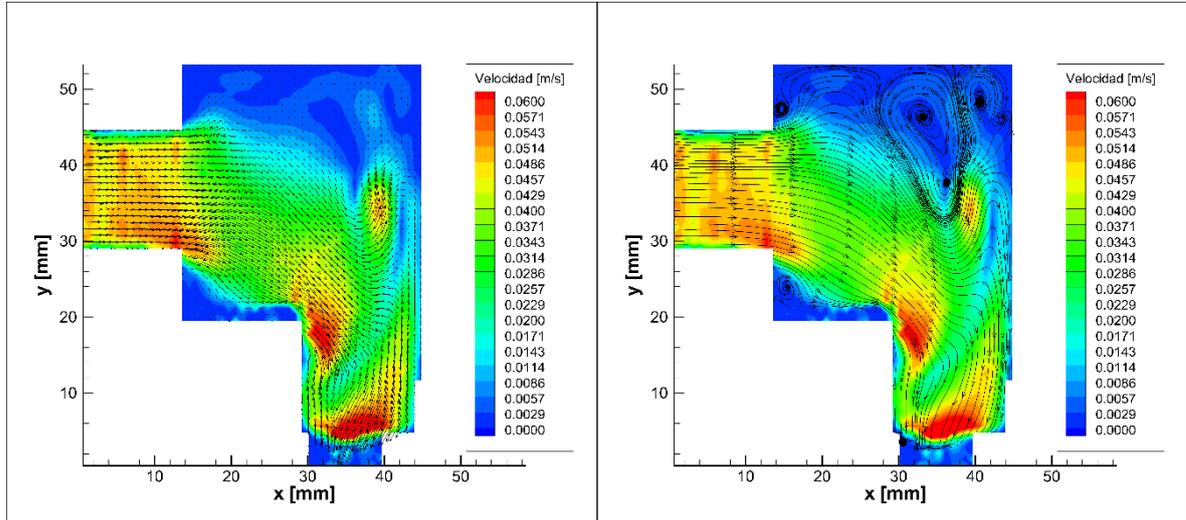
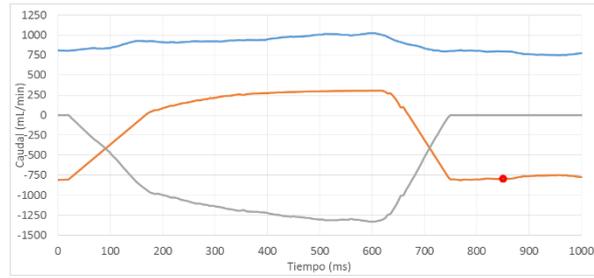


Figura 5.38. Campo de velocidades (izq.) y líneas de corriente (der.) a los 850 ms.

Fase: sístole
t = 900 ms

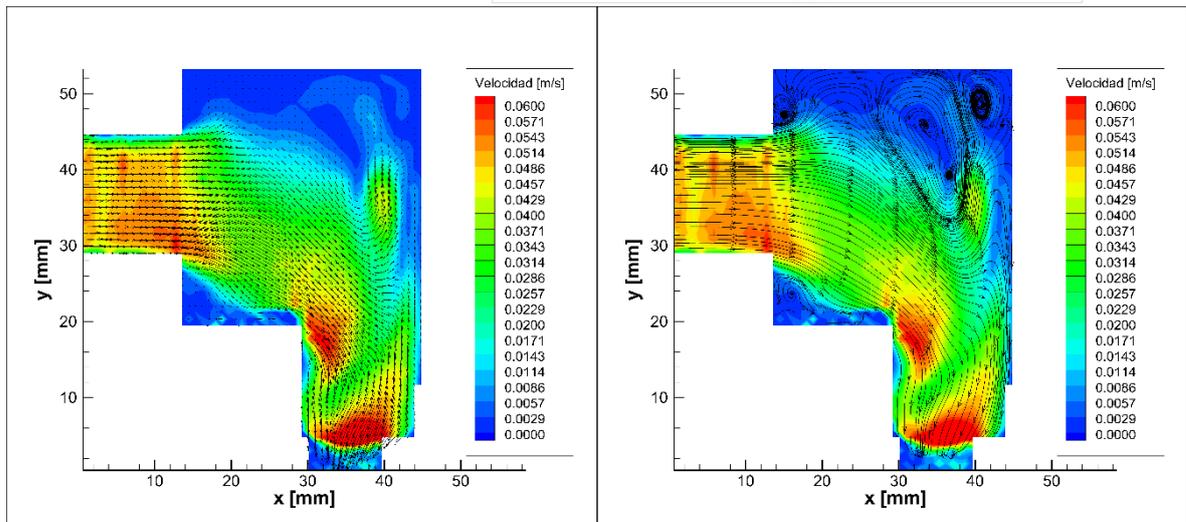
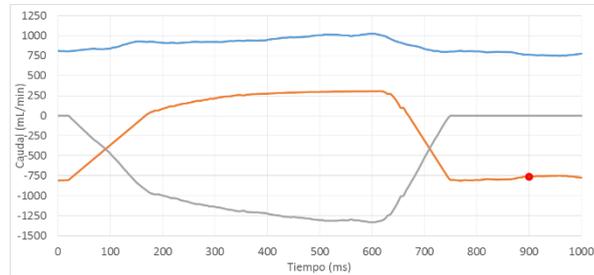


Figura 5.39. Campo de velocidades (izq.) y líneas de corriente (der.) a los 900 ms.

Fase: sístole
 $t = 950 \text{ ms}$

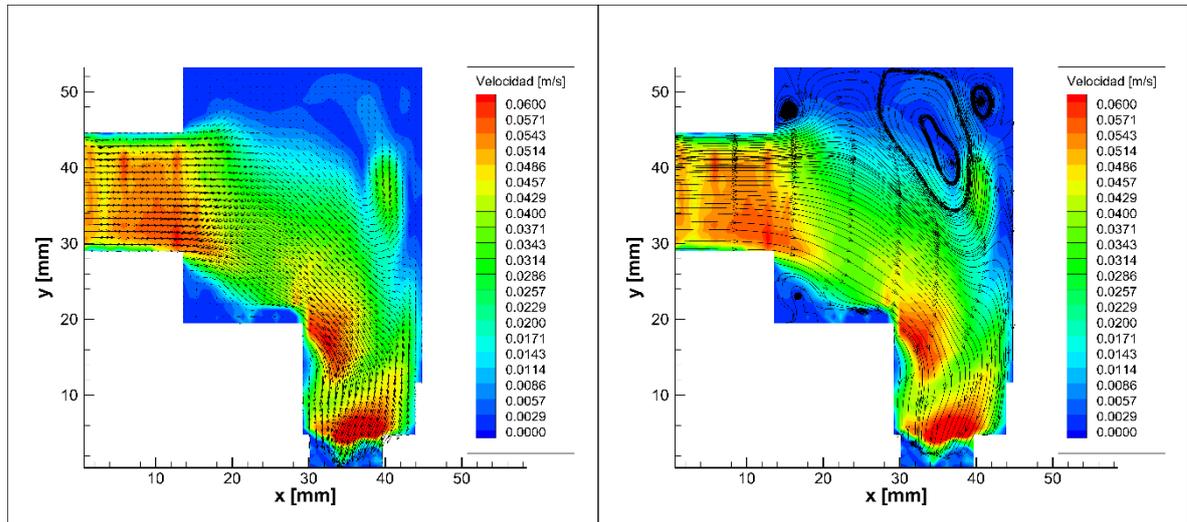
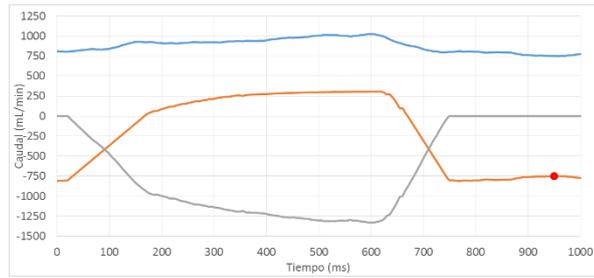


Figura 5.40. Campo de velocidades (izq.) y líneas de corriente (der.) a los 950 ms.

Fase: sístole
 $t = 995 \text{ ms}$

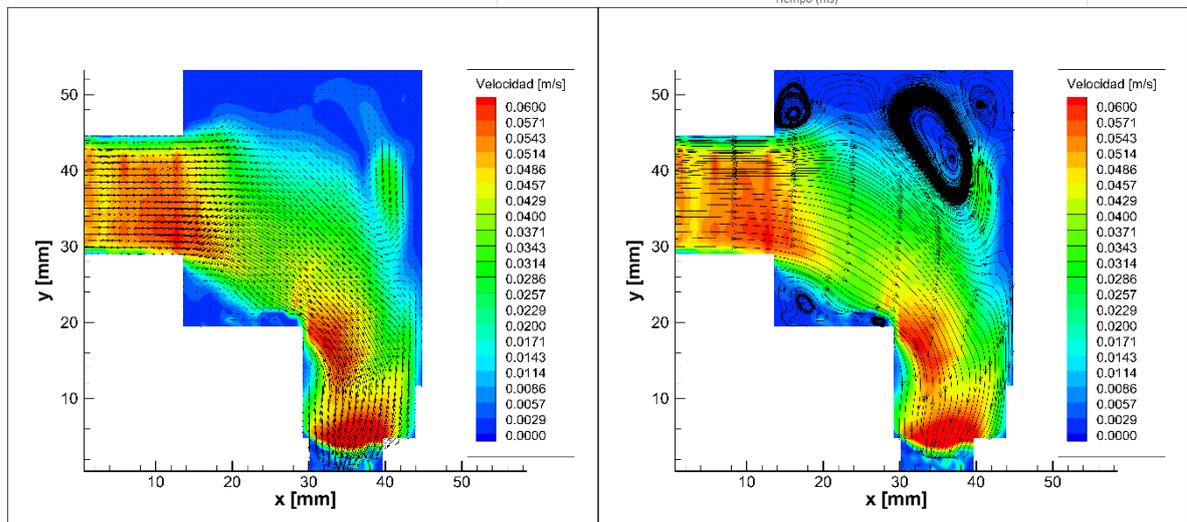
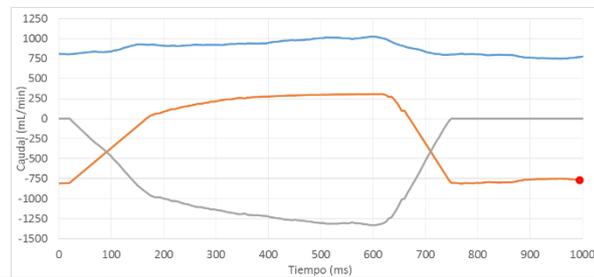


Figura 5.41. Campo de velocidades (izq.) y líneas de corriente (der.) a los 995 ms.

5.2.2.1. ANÁLISIS

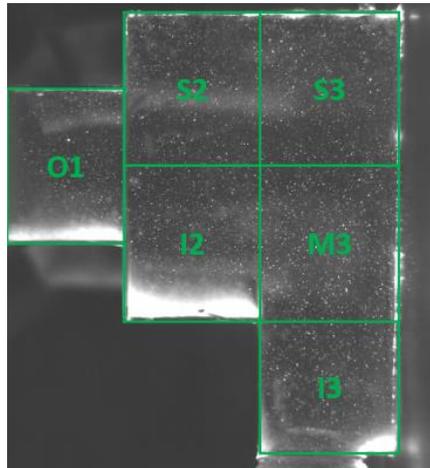


Figura 5.4. Mallado de la orejuela

En este ensayo de flujo pulsante para orejuela flexible se ha estudiado el ciclo cardíaco tomando medidas cada 50 ms dentro del ciclo sinusal, como la duración del ciclo es de 1 segundo (1000 ms), se obtienen 20 medidas diferentes.

Durante la diástole el fluido entra por la orejuela y las venas pulmonares y sale por la válvula mitral. En la diástole entra por las venas pulmonares, saliendo por la orejuela, imitando así el movimiento contráctil del apéndice.

Desde el comienzo de la diástole hasta los 200 ms, se observa que el campo de velocidades en la orejuela es muy débil. En un corazón humano corresponde al período después de la sístole, el volumen de fluido que queda en la orejuela correspondería al volumen telesistólico en el apéndice.

A partir de los 250 ms, la velocidad de entrada por I3 aumenta progresivamente hasta los 600 ms con el fin de la diástole, donde las velocidades altas se encuentran desde la entrada hasta la zona central de M3.

Cabe destacar que el flujo se divide en dos en la zona de M3 durante la diástole, una parte va hacia S3 y otra hacia I2. En el caso del fluido que se dirige a S3 se forma un pequeño vórtice en esa zona, que conduce el fluido hacia el ostium, mientras que el fluido que se dirige por I2 adquiere un campo de velocidades prácticamente lineal hasta el ostium.

A partir de los 650 ms tiene lugar la sístole. Se va a formar un flujo muy turbulento en la orejuela ya que el perfil de velocidades cambia totalmente su estructura.

El flujo ahora entrante por O1, choca con el que inicialmente entraba por I3 dando lugar a la formación de vórtices en las zonas S3, M3 e I3. A los 800 ms, se empieza a apreciar una tendencia de salida uniforme del flujo por I3. No obstante sigue presente un vórtice en S3 hasta el fin de la sístole.

5.3. OREJUELA RÍGIDA

En los pacientes con fibrilación auricular que han perdido la capacidad de contracción en la orejuela, no existe prácticamente variación de volumen del apéndice por lo que los caudales entrantes y salientes de la orejuela durante la diástole y la sístole del ciclo cardíaco se reducen a cero.

5.3.1. FLUJO ESTACIONARIO. DIÁSTOLE

Se han realizado medidas en estado estacionario durante **la diástole con la orejuela rígida**. Todo el caudal que entra por las venas pulmonares sale por la válvula mitral puesto que está abierta. No se han realizado medidas durante la sístole con la orejuela rígida puesto que como la válvula mitral está cerrada el caudal entrante por las venas pulmonares sería nulo todo el tiempo.

5.3.1.1. PLANO CENTRAL

El plano de medida es el plano central de la orejuela. Se presentan las medidas en estado estacionario para los caudales correspondientes a 3 instantes de tiempo de la diástole del ciclo que se estudiarán posteriormente con la orejuela rígida (200, 400 y 600 ms).

Tabla 5.7. Medidas realizadas en el plano central de la orejuela rígida en estacionario

Instante (ms)	Caudal (mL/min)
200	530
400	860
600	1150

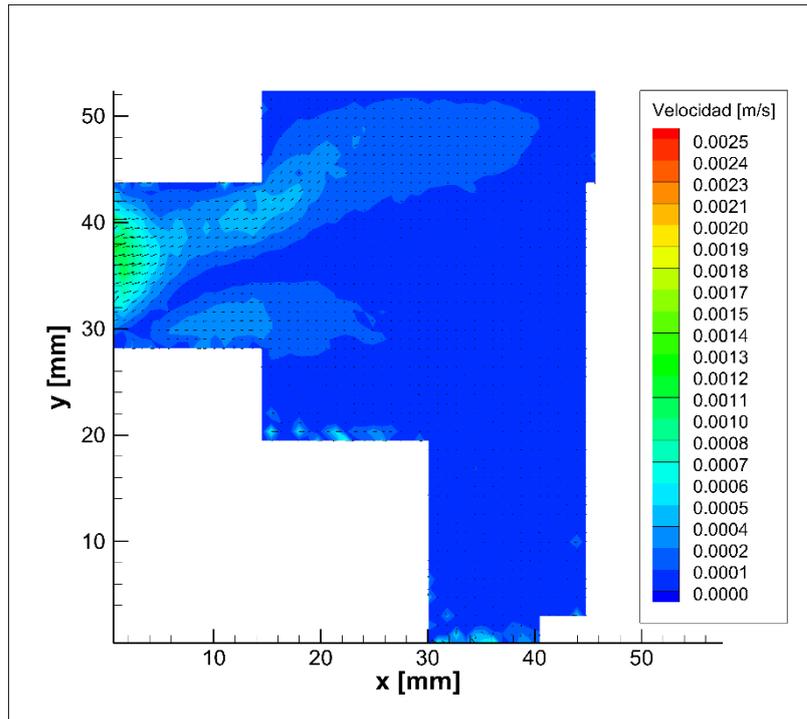


Figura 5.42. Campos de velocidad con la orejuela rígida y $Q_{PV}=530$ mL/min

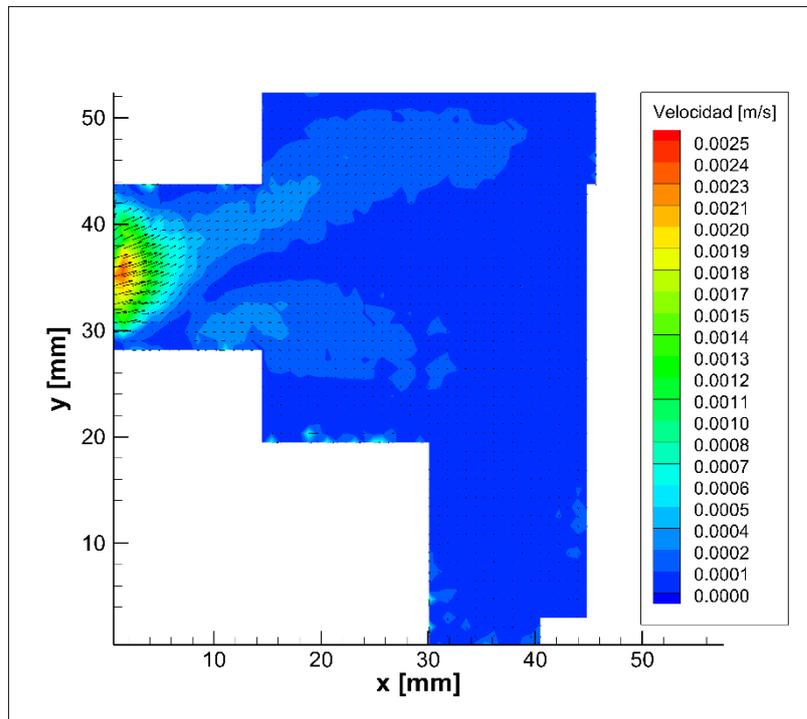


Figura 5.43. Campos de velocidad con la orejuela rígida y $Q_{PV}=860$ mL/min

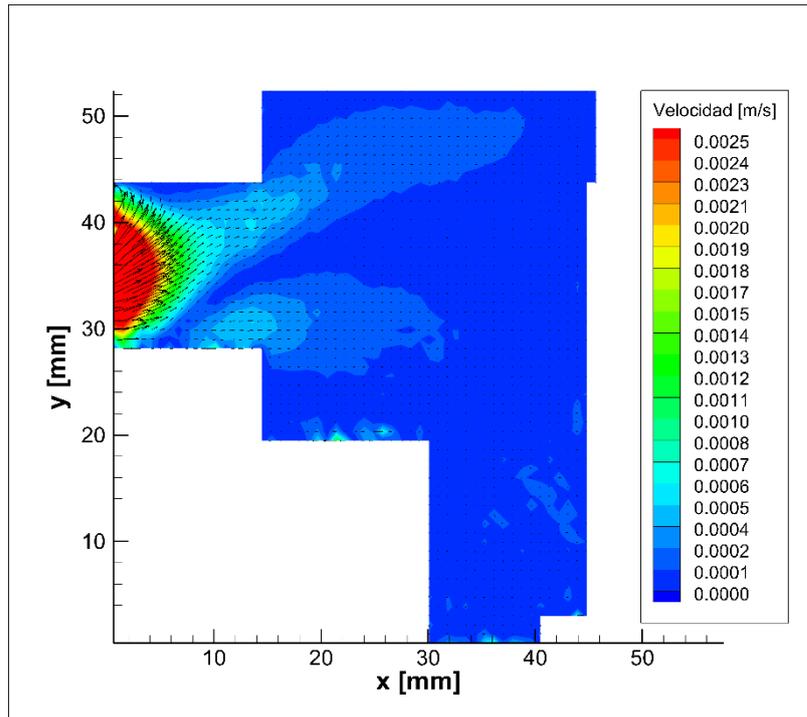


Figura 5.44. Campos de velocidad con la orejuela rígida y $Q_{PV}=1150$ mL/min

En los campos de velocidad anteriores se pueden advertir velocidades entrantes en el inicio del ostium del orden de mm/s, mientras que en el interior de la orejuela el movimiento es prácticamente nulo (del orden de $\mu\text{m/s}$).

Se puede obtener el mapa de incertidumbre para estas medidas realizadas con flujo estacionario y la orejuela rígida, obteniendo la Figura 5.45. El proceso es el mismo que el desarrollado en el apartado 5.1.2. de este capítulo. Es decir, a partir de la relación de picos se calcula la incertidumbre asociada a las medidas realizadas siguiendo la Ecuación 5.1.

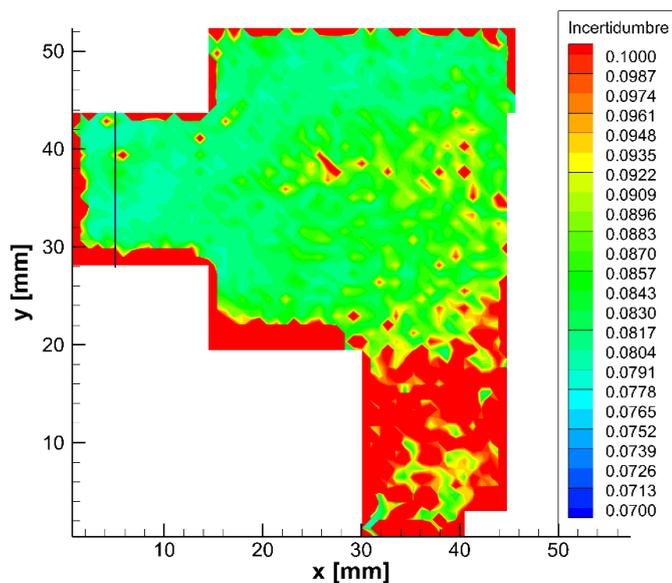


Figura 5.45. Mapa de incertidumbre para las medidas en estacionario con la orejuela rígida

Se puede observar que en la zona de entrada o salida de fluido por la orejuela (zona inferior derecha) la incertidumbre es más alta al ser nulo el movimiento de fluido. Vemos que el origen de las imágenes corresponde con $x=0$ mm.

En el inicio del ostium la incertidumbre es más elevada por los reflejos ocasionados por la rosca de la válvula mitral. Por ello se ha obtenido el perfil de velocidad horizontal en una sección a 5 mm del origen de las imágenes, tal y como muestra la Figura 5.46. El origen de las imágenes coincide con el origen del ostium. Esto se ha controlado al aplicar el “masking” a las imágenes.

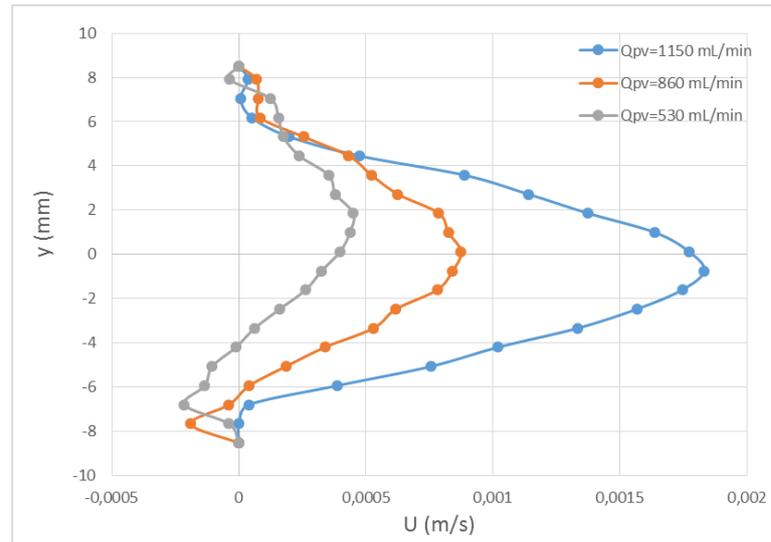


Figura 5.46. Perfil de velocidades horizontales en el ostium con orejuela rígida en el plano central.

5.3.1.1. ANÁLISIS

En este ensayo de flujo estacionario para orejuela rígida, el fluido está entrando al modelo por las venas pulmonares y se desaloja en su totalidad por la válvula mitral, siendo el caudal de la orejuela nulo.

Se estudia el campo de velocidades en el plano central de la orejuela.

Se puede observar en los perfiles de velocidades anteriores que para el caso de orejuela totalmente rígida, cuanto mayor es el caudal que entra en la aurícula izquierda procedente de las venas pulmonares las velocidades alcanzadas en el ostium son más altas.

Cabe destacar también que las velocidades alcanzadas en el ostium en el plano central son predominantemente entrantes en la orejuela. Puesto que el fluido es incompresible y la orejuela no sufre variación de volumen, todo el caudal que entra en el apéndice, debe salir para que se cumpla la ecuación de continuidad. Por esta razón y dado el carácter tridimensional del flujo en la orejuela, cuando ésta es rígida, se van a realizar una serie de ensayos para diferentes planos buscando ese cambio de sentido de las velocidades del ostium.

5.3.1.2. PLANOS PARALELOS

Se variará el plano de medida de la orejuela a un lado y al otro de la sección central mediante el desplazador del modelo. Se tomarán como desplazamientos positivos respecto a la sección central los que se alejen de la cámara y como negativos los que se acercan.

A continuación se mostrarán las medidas realizadas para un caudal de las venas pulmonares de 1150 mL/min variando el plano de medida a un lado y otro del plano central de la orejuela. Se obtendrá el perfil de velocidad horizontal para una línea que dista 5 mm del origen de las imágenes en cada plano de medida, al igual que en el caso anterior.

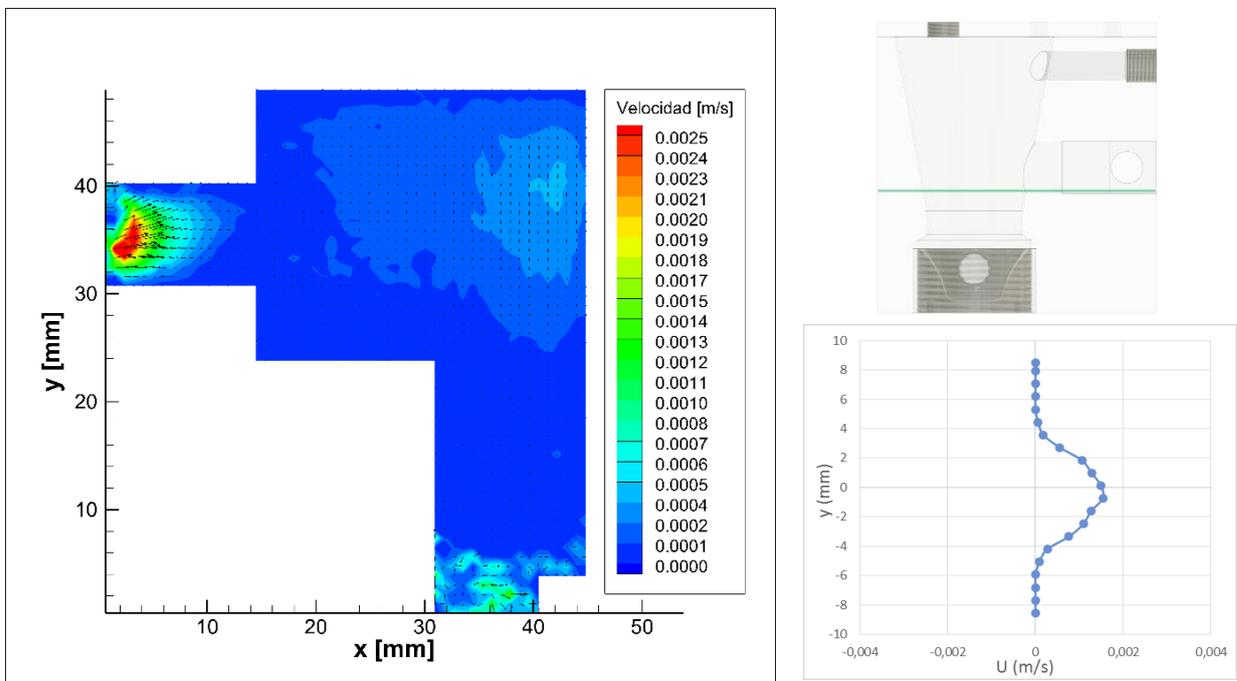


Figura 5.47. Campos de velocidad con la orejuela rígida y $Q_{PV} = 1150$ mL/min en el plano +8 mm

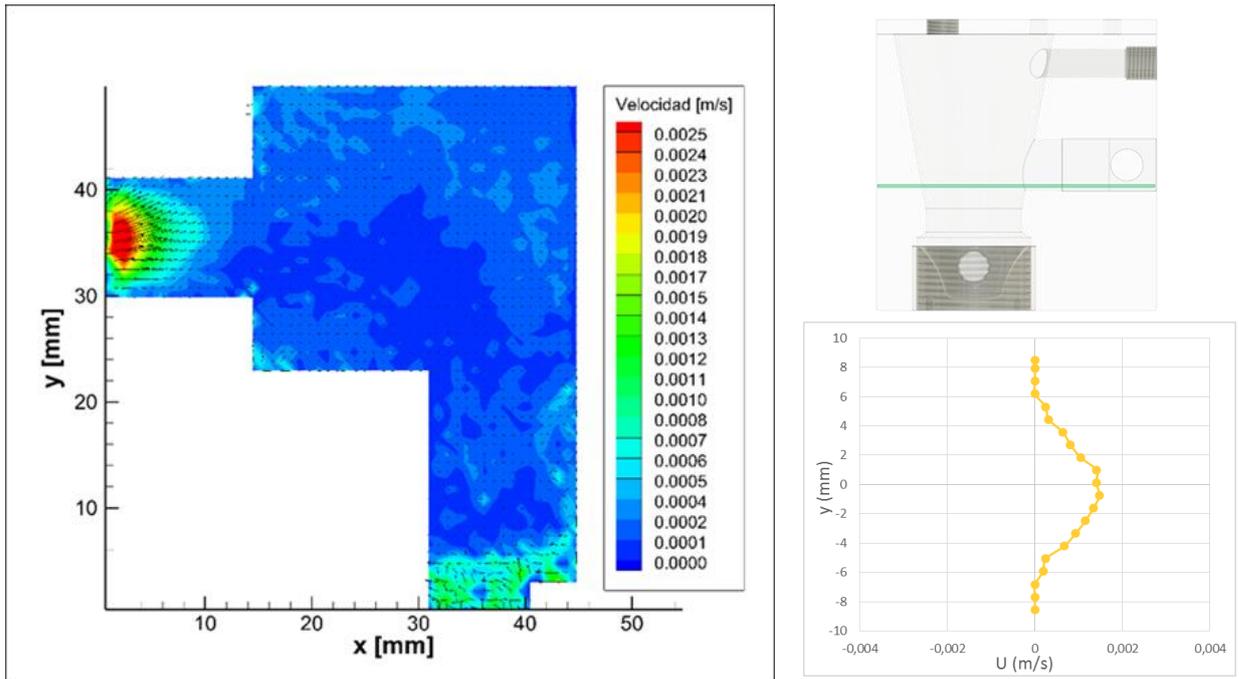


Figura 5.48. Campos de velocidad con la orejuela rígida y $Q_{PV}=1150$ mL/min en el plano +7 mm

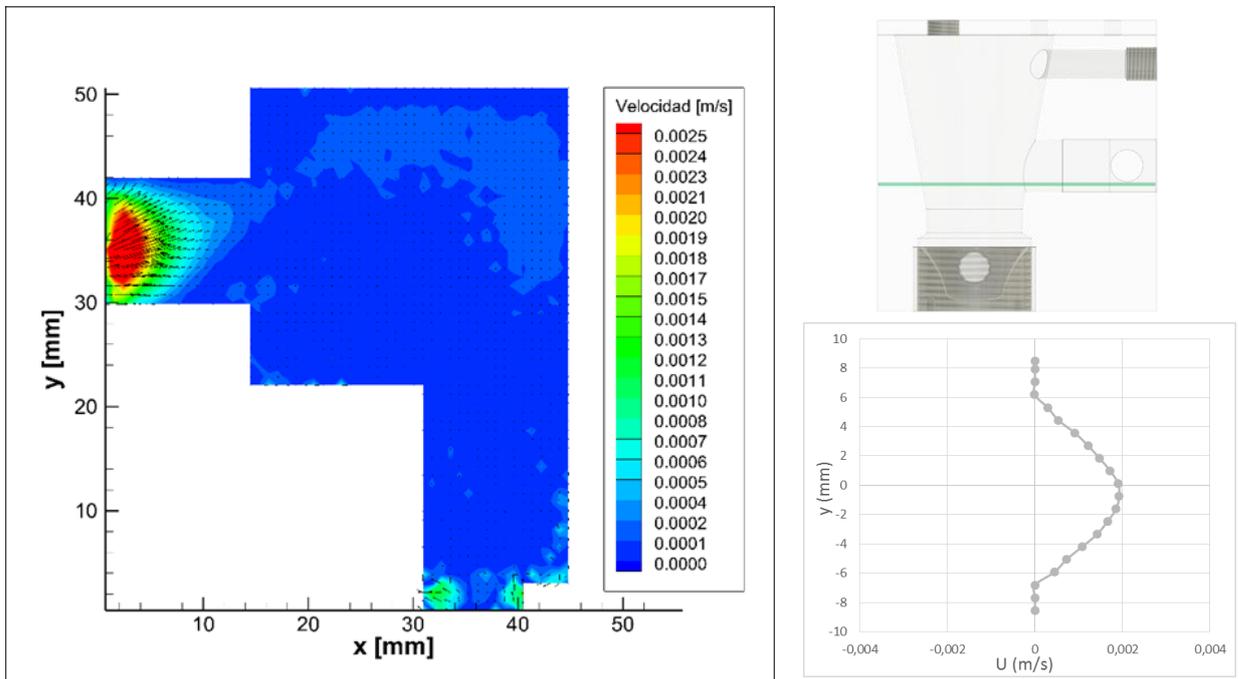


Figura 5.49. Campos de velocidad con la orejuela rígida y $Q_{PV}=1150$ mL/min en el plano +6 mm

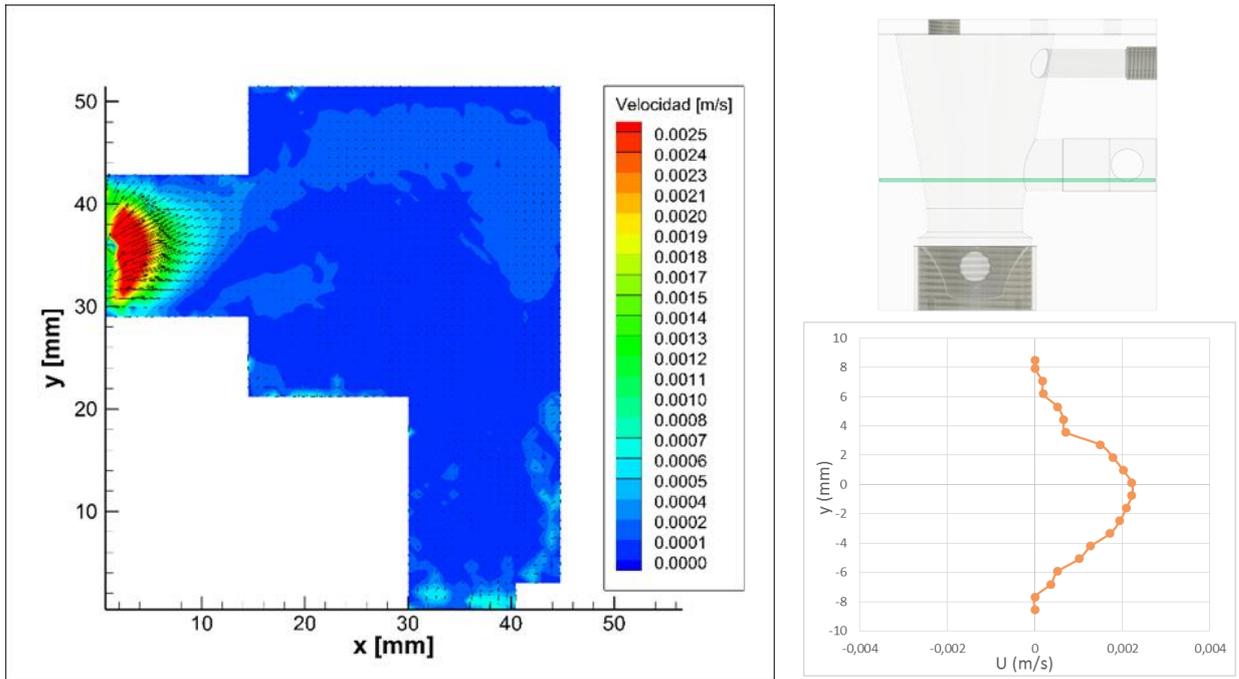


Figura 5.50. Campos de velocidad con la orejuela rígida y $Q_{PV}=1150$ mL/min en el plano +5 mm

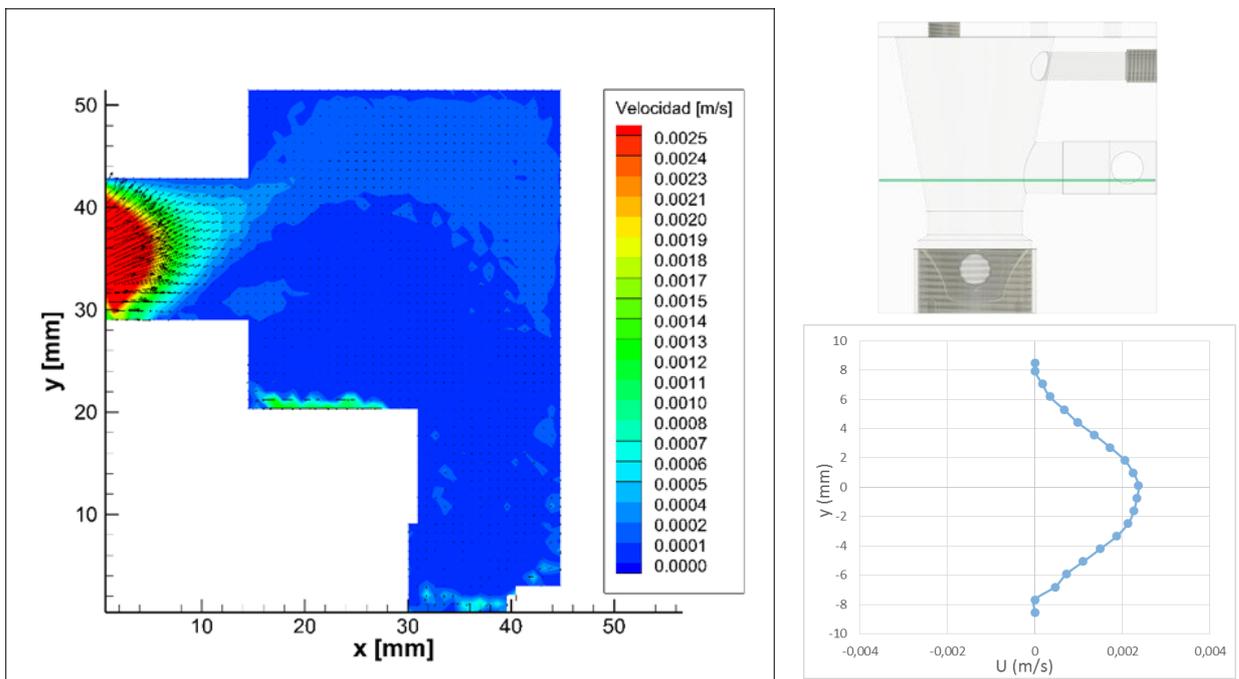


Figura 5.51. Campos de velocidad con la orejuela rígida y $Q_{PV}=1150$ mL/min en el plano +4 mm

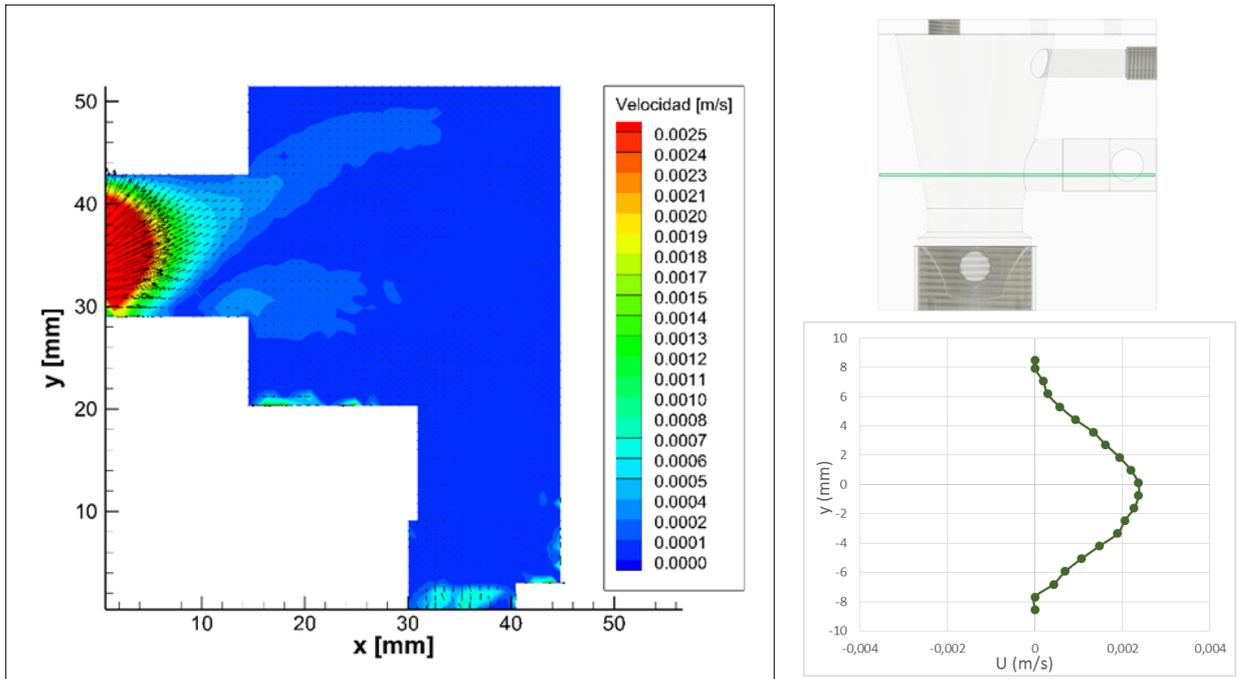


Figura 5.52. Campos de velocidad con la orejuela rígida y $Q_{PV}=1150$ mL/min en el plano +3 mm

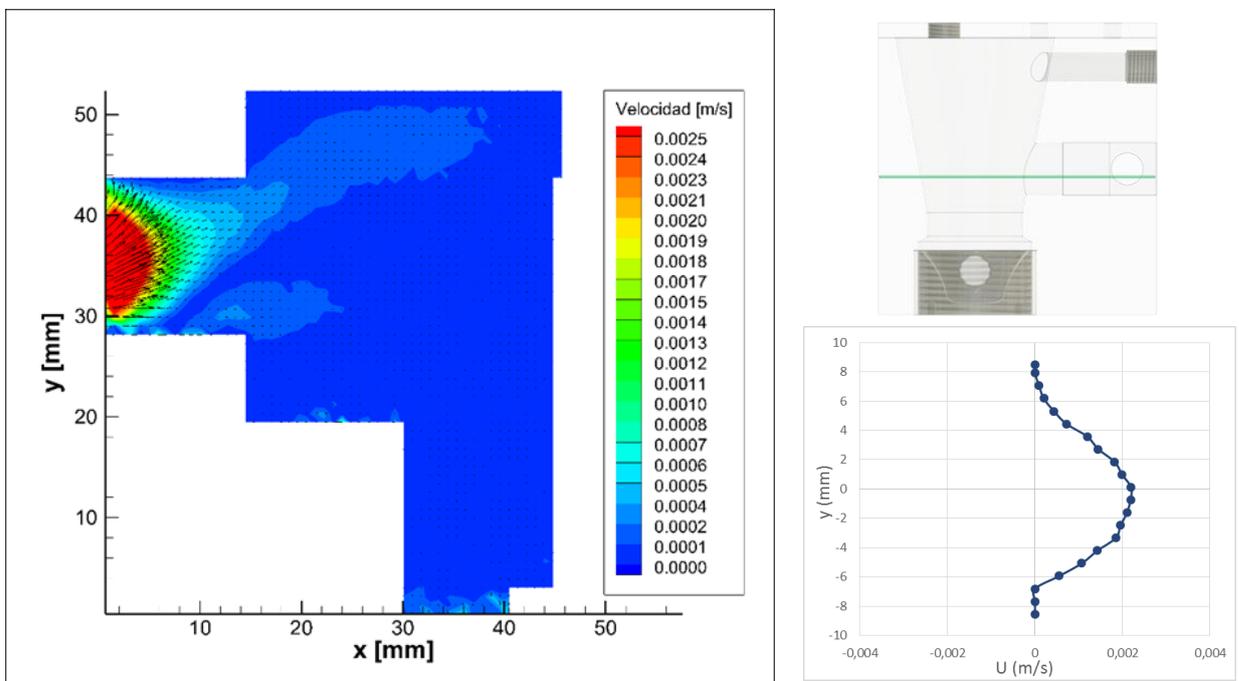


Figura 5.53. Campos de velocidad con la orejuela rígida y $Q_{PV}=1150$ mL/min en el plano +2 mm

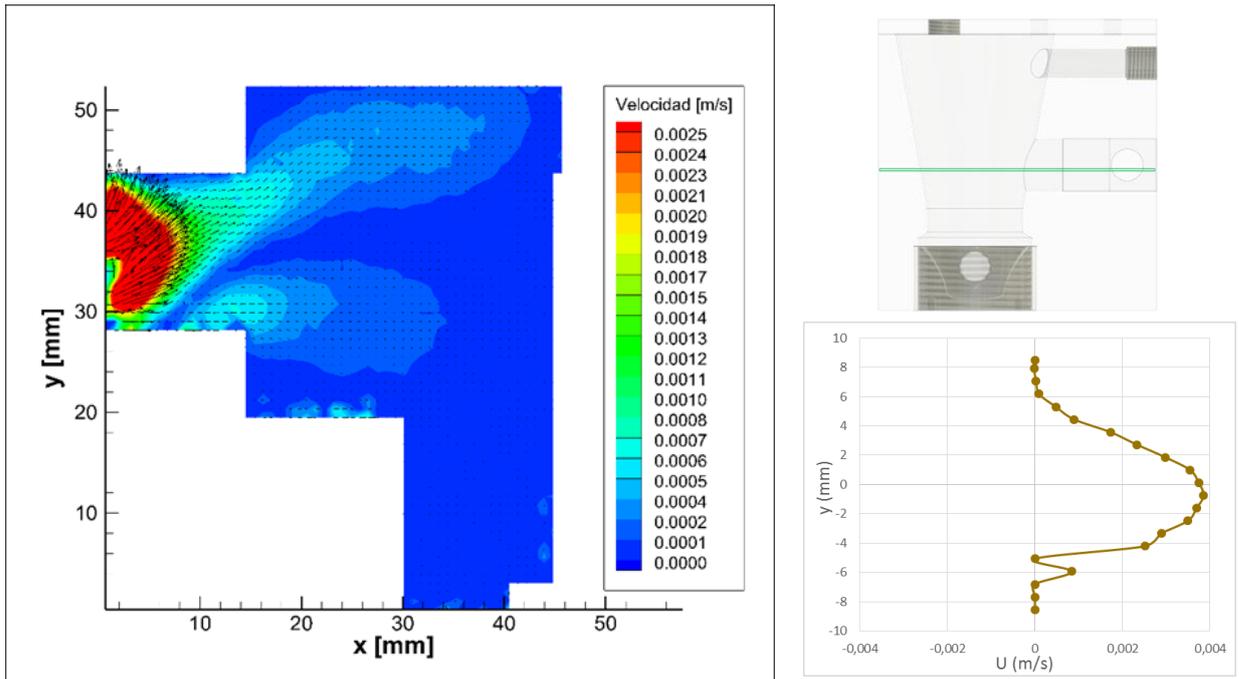


Figura 5.54. Campos de velocidad con la orejuela rígida y $Q_{PV}=1150$ mL/min en el plano +1 mm

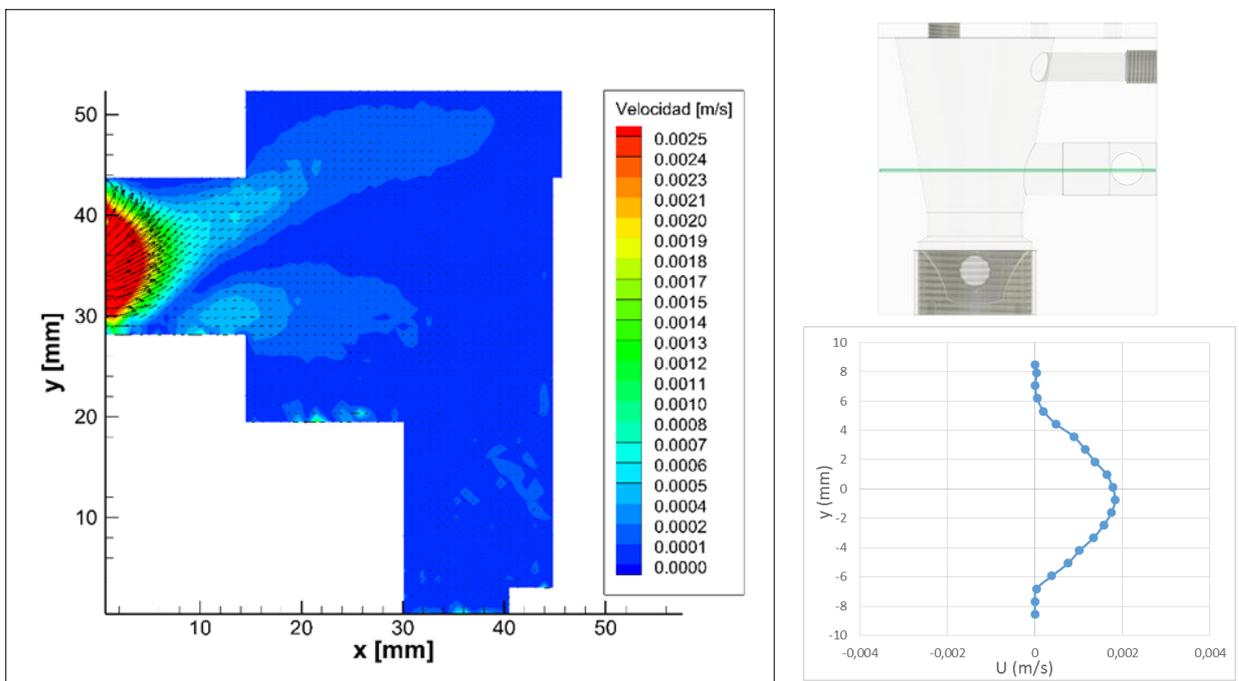


Figura 5.55. Campos de velocidad con la orejuela rígida y $Q_{PV}=1150$ mL/min en el plano central

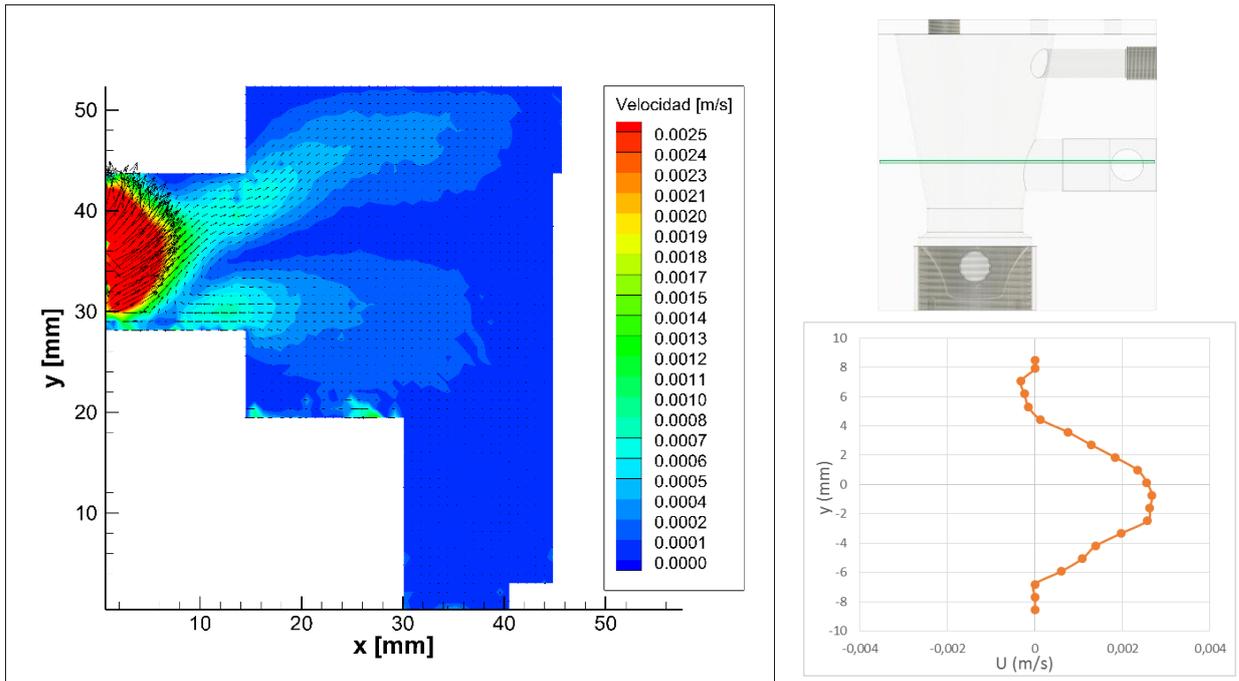


Figura 5.56. Campos de velocidad con la orejuela rígida y $Q_{pV}=1150$ mL/min en el plano -1 mm

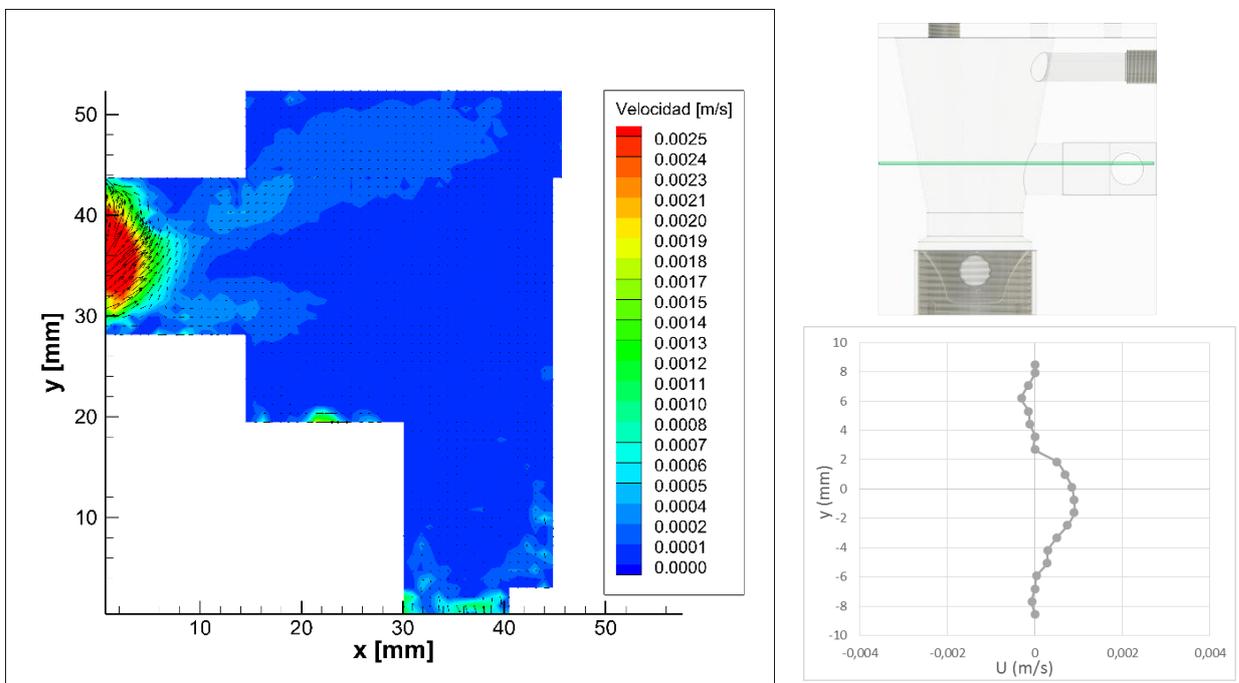


Figura 5.57. Campos de velocidad con la orejuela rígida y $Q_{pV}=1150$ mL/min en el plano -2 mm

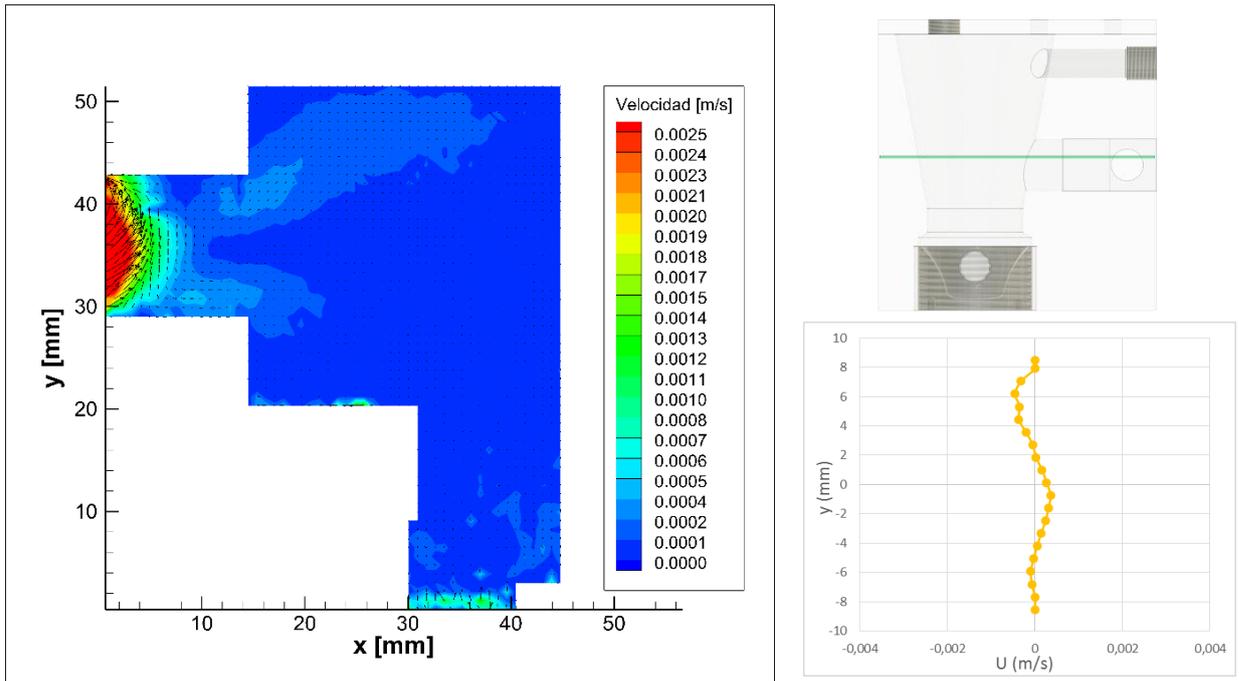


Figura 5.58. Campos de velocidad con la orejuela rígida y $Q_{PV}=1150$ mL/min en el plano -3 mm

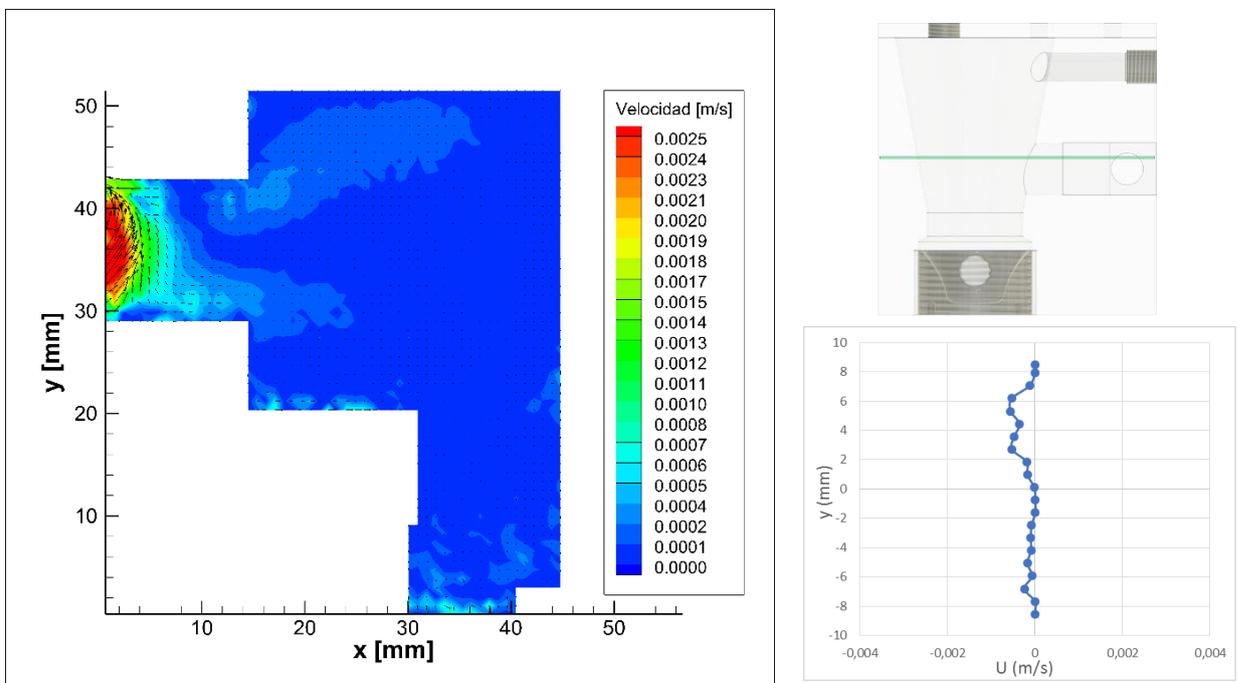


Figura 5.59. Campos de velocidad con la orejuela rígida y $Q_{PV}=1150$ mL/min en el plano -4 mm

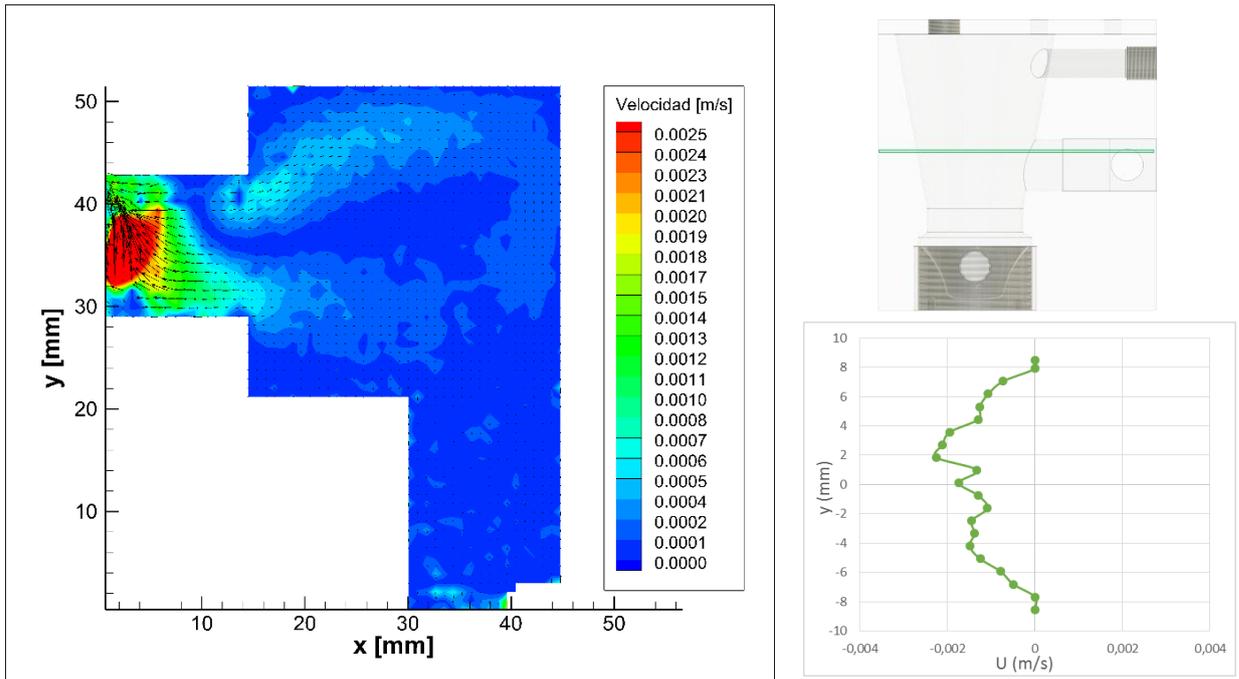


Figura 5.60. Campos de velocidad con la orejuela rígida y $Q_{PV}=1150$ mL/min en el plano -5 mm

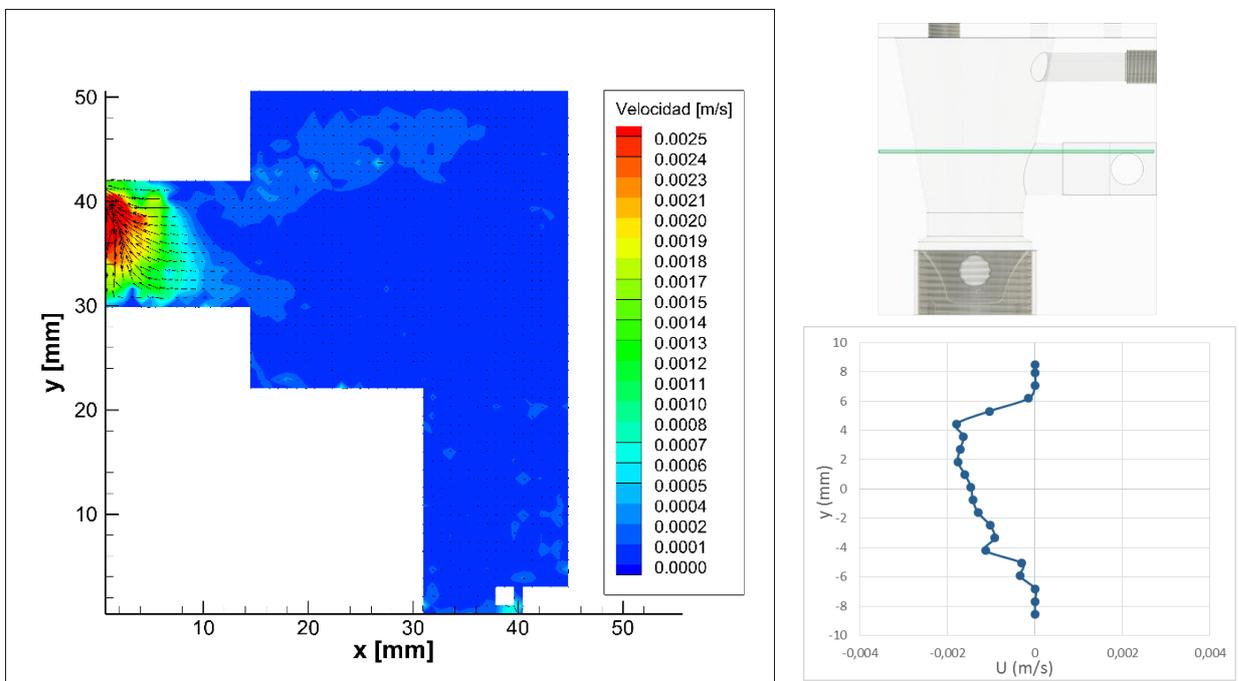


Figura 5.61. Campos de velocidad con la orejuela rígida y $Q_{PV}=1150$ mL/min en el plano -6 mm

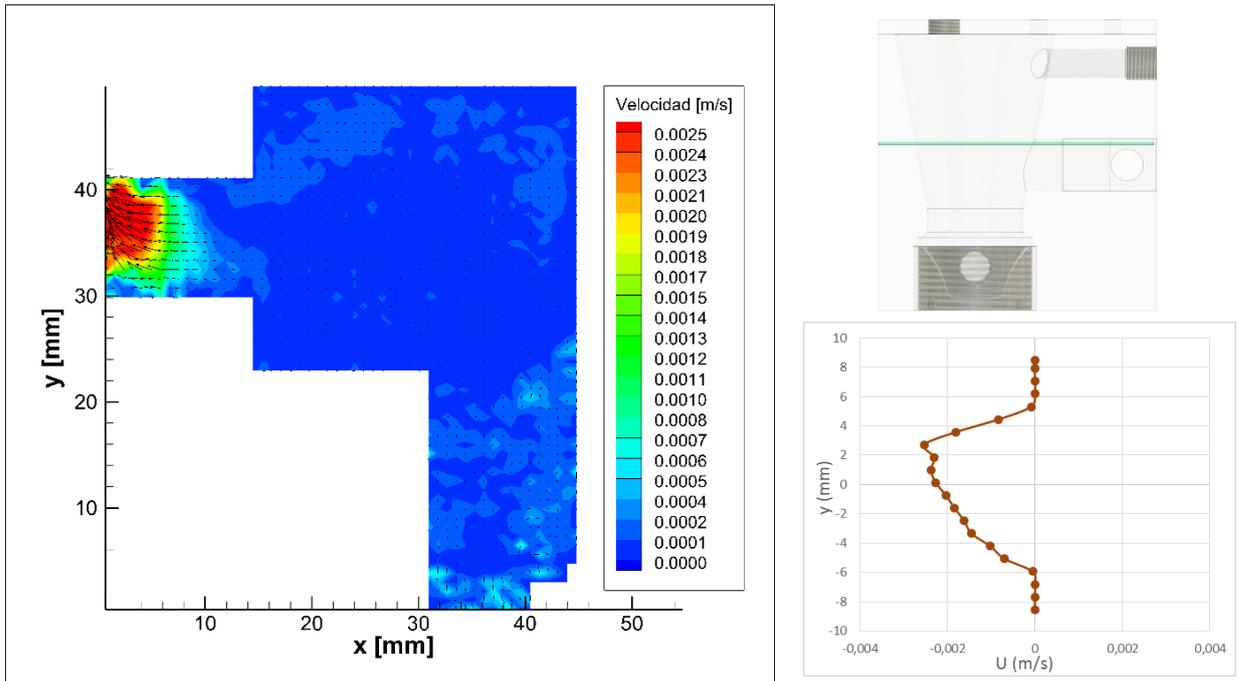


Figura 5.62. Campos de velocidad con la orejuela rígida y $Q_{PV}=1150$ mL/min en el plano -7 mm

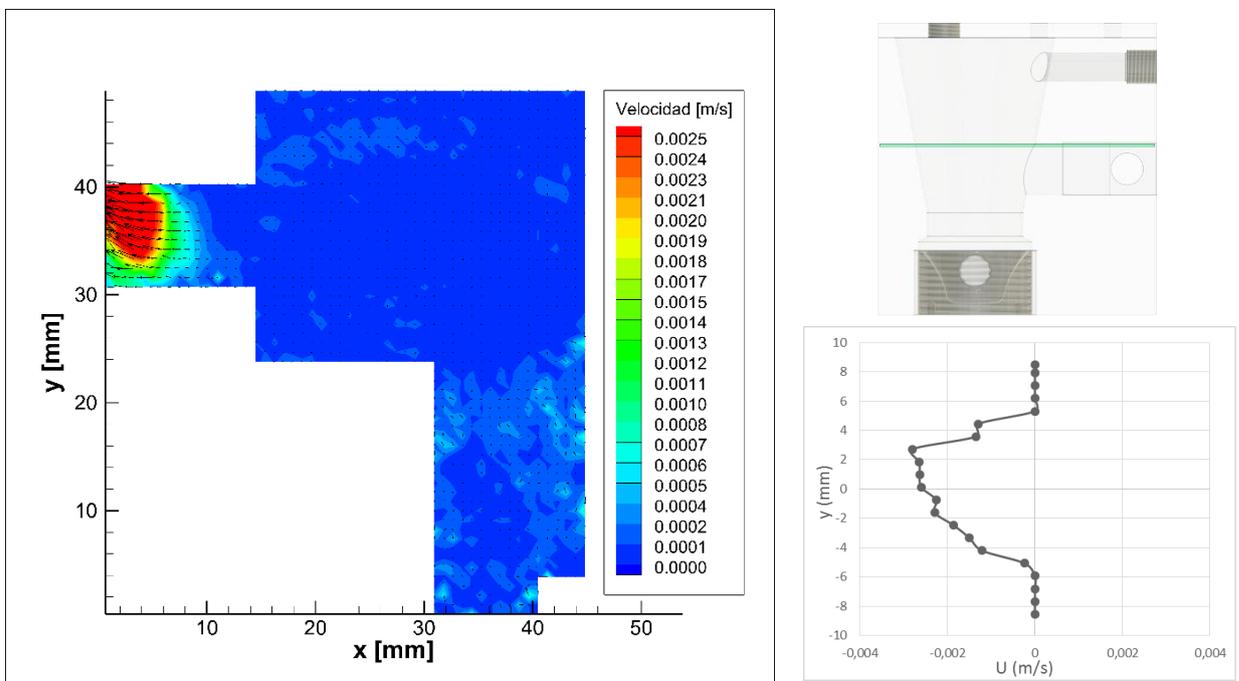


Figura 5.63. Campos de velocidad con la orejuela rígida y $Q_{PV}=1150$ mL/min en el plano -8 mm

En la siguiente imagen se muestra un resumen de los perfiles de velocidad obtenidos para todos los planos estudiados.

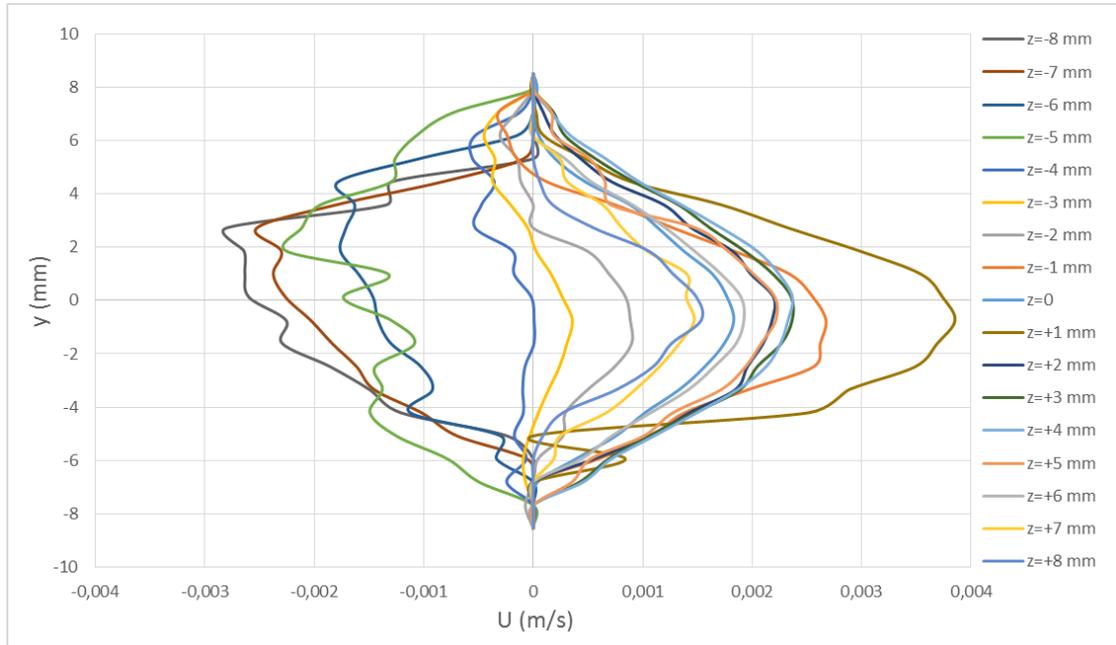


Figura 5.64. Perfiles de velocidad a 5 mm del origen con la orejuela rígida y $Q_{pv}=1150$ mL/min

5.3.1.2.1. ANÁLISIS

De los campos de velocidad anteriores se puede extraer que para secciones comprendidas entre los planos +8 mm y -2 mm las velocidades en el ostium son entrantes en la orejuela, mientras que para las secciones comprendidas entre los planos -3 mm y -8 mm las velocidades son predominantemente salientes hacia la aurícula tal y como muestra la Figura 5.65.

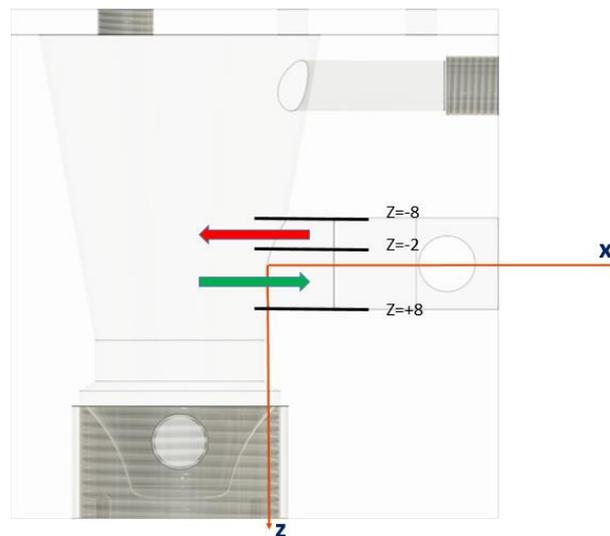


Figura 5.65. Velocidades entrantes (en verde) y salientes (en rojo).

5.3.1.3. CAUDALES EN EL OSTIUM

En el siguiente ensayo se mantiene un flujo en diástole estacionario y las condiciones de orejuela rígida. Es decir, todo el caudal que entra al modelo por las venas pulmonares, sale por la válvula mitral.

En este apartado se ha realizado un estudio de caudales en el ostium, es decir, al orificio que une aurícula y orejuela. Teóricamente el caudal resultante que tenemos que obtener es cero, ya que el pequeño flujo de entrada a la orejuela por el ostium en estas condiciones de rigidez, debe ser el mismo que el que sale por este orificio.

Se han realizado medidas para tres distancias diferentes, tomando como origen de distancias el comienzo del orificio del ostium. Además se ha trabajado en diferentes planos paralelos al plano central, dentro de una misma distancia dentro del ostium. Los planos a estudio son los mismos que se han escogido para el estudio del campo de velocidades en el apartado anterior.

Para la obtención del caudal resultante en los diferentes planos se ha procedido al cálculo del caudal a través de todas las pequeñas áreas de interrogación de las cuales tenemos información de la velocidad del fluido a su paso por ellas. Conociendo la velocidad del fluido en cada área de interrogación dentro del plano de estudio y conociendo el valor de esa área, concluimos el caudal de cada área. El caudal resultante en el plano es la suma de todos los caudales calculados.

Como la sección del ostium es circular ha sido necesario el ajuste de caudal en los diferentes planos, ya que al ser el área de interrogación cuadrangular, tenemos un pequeño error en los valores que limitan con la circunferencia del ostium. Este ajuste se ha realizado gracias a que se puede calcular la distancia que recorre el plano a medida que nos movemos por la sección del ostium. Conociendo el ángulo que forma el radio (desde el centro hasta el punto de corte del plano con la circunferencia, de valor 9 mm.) respecto a la horizontal del ostium, se calcula el valor de la altura del plano que recorre la sección circular. Dicho valor se resta al valor total del radio del ostium, y ese es el valor que debemos dejar de considerar para el cálculo de caudal, ya que no forma parte del recorrido de fluido.

Siendo “x” la distancia donde se ha realizado el estudio de caudales partiendo del origen del ostium (corresponde con el origen de las imágenes), se exponen a continuación los tres ensayos y una comparación del valor del caudal obtenido en los diferentes casos. Nos desplazamos en el eje z para realizar la medida en los diferentes planos. Al igual que en el anterior ensayo de planos paralelos **se tomarán como desplazamientos positivos respecto a la sección central los que se alejen de la cámara y como negativos los que se acercan.**

El plano central de la orejuela corresponde a $z=0$ mm. El **criterio para el signo del caudal** será el siguiente: Caudales positivos los entrantes al ostium desde la aurícula y negativos los caudales salientes de la orejuela hacia la aurícula.

Las siguientes gráficas y figuras se han obtenido procesando los datos adquiridos mediante Excel.

5.3.1.3.1. CAUDAL EN EL OSTIUM PARA $x = 4$ MM.

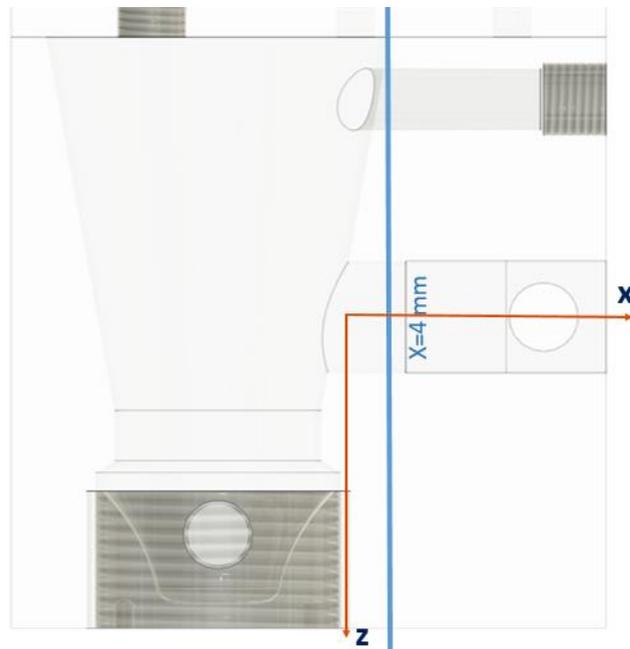


Figura 5.65. Plano a 4 mm.

Para una distancia de $x=4$ mm. Se han obtenido los caudales representados en las Figuras 5.66 y 5.67 y en la Tabla 5.8.

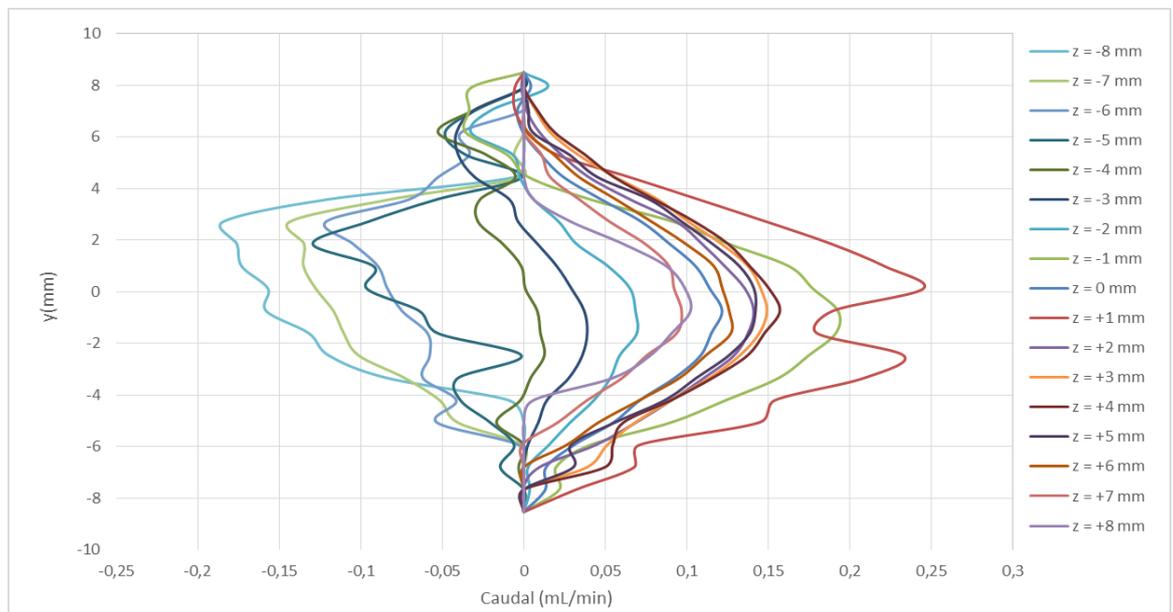


Figura 5.66. Caudales en los diferentes planos a 4 mm del origen.

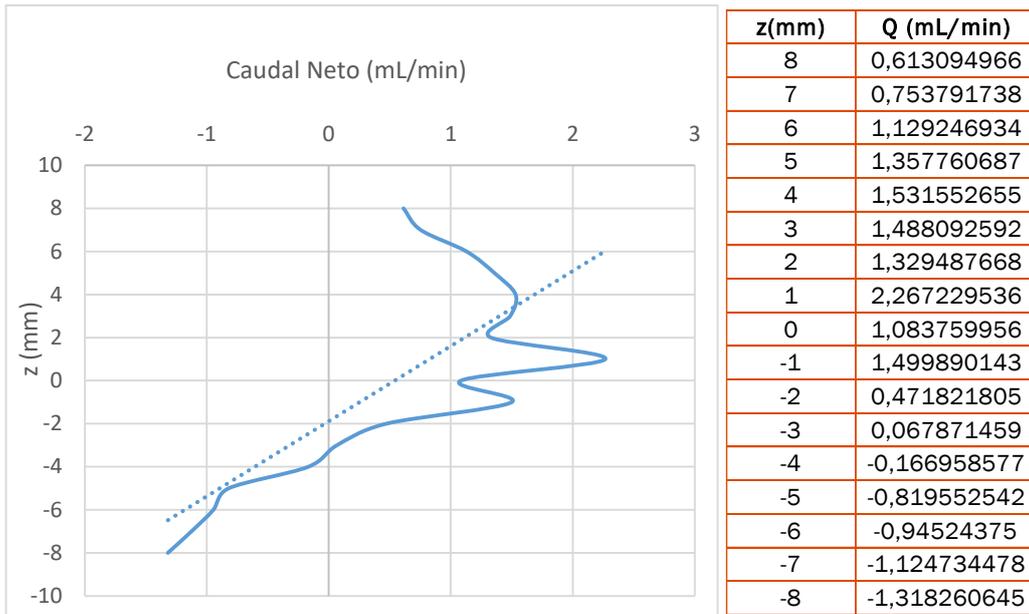


Figura 5.67. Caudal Neto en el eje z para x=4 mm.

Qin z+8 a z-3(mL/min)	Qout z-4 a z-8(mL/min)	Qtot(mL/min)	Qtot(mm ³ /s)
13,52572868	-4,306878535	9,218850145	153,6475024

Tabla 5.8. Resumen de la medida de caudales recogidos para x=4 mm.

5.3.1.3.2. CAUDAL EN EL OSTIUM PARA $x = 5$ MM.

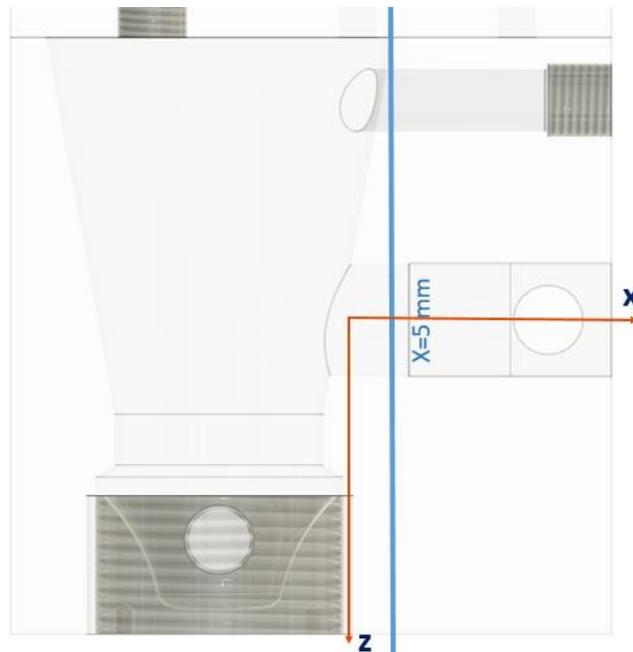


Figura 5.68. Plano a 5 mm.

Para una distancia de $x=5$ mm. Se han obtenido los caudales representados en las Figuras 5.69 y 5.70 y en la Tabla 5.9.

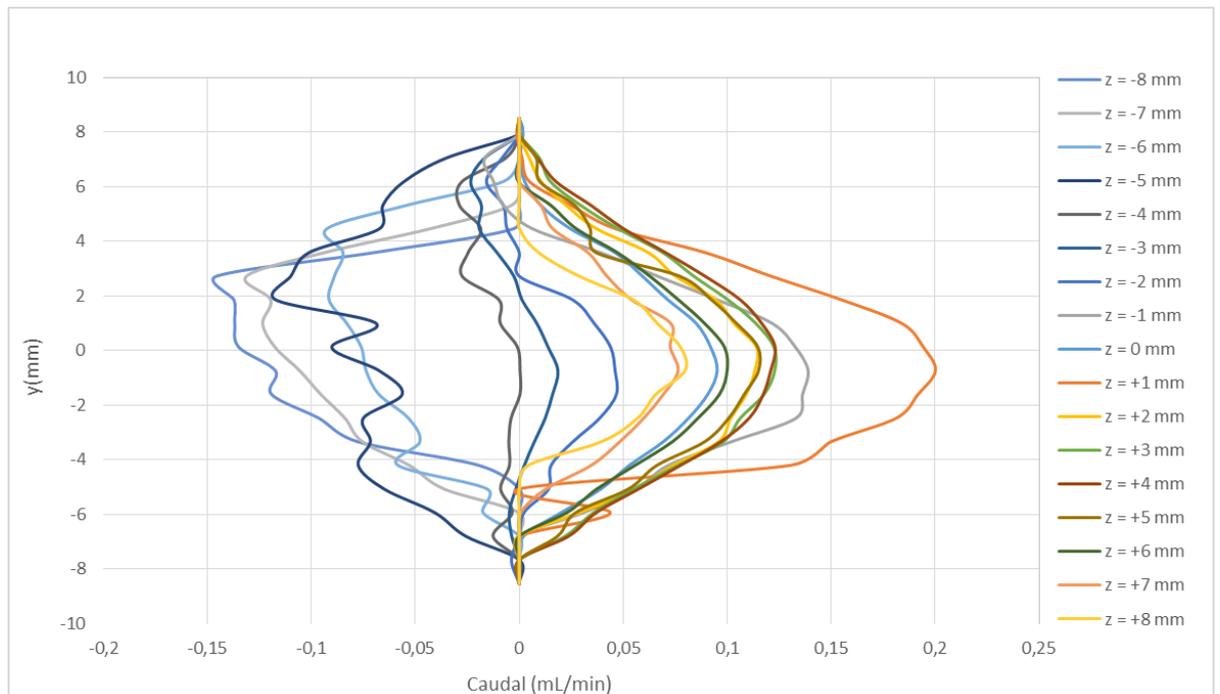


Figura 5.69. Caudales en los diferentes planos a 5 mm del origen.

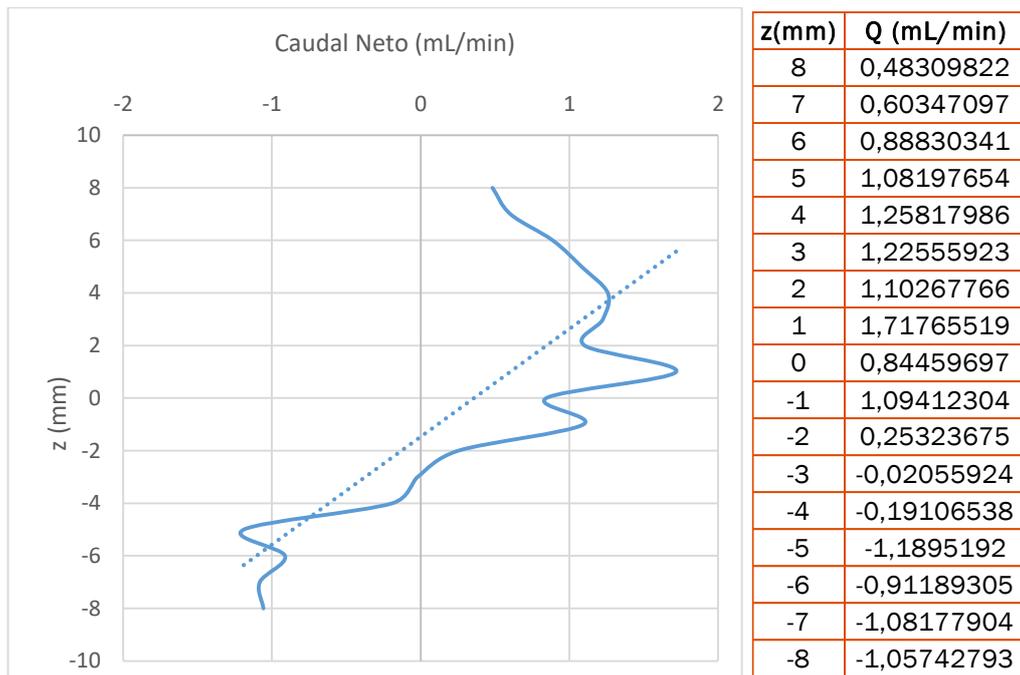


Figura 5.70. Caudal Neto en el eje z para x=5 mm.

Q _{in} z+8 a z-2(mL/min)	Q _{out} z-3 a z-8(mL/min)	Q _{total} (mL/min)	Q _{total} (mm ³ /s)
10,55287784	-4,45224385	6,100633988	101,6772331

Tabla 5.9. Resumen de la medida de caudales recogidos para x=5 mm.

5.3.1.3.3. CAUDAL EN EL OSTIUM PARA $x = 6$ MM.

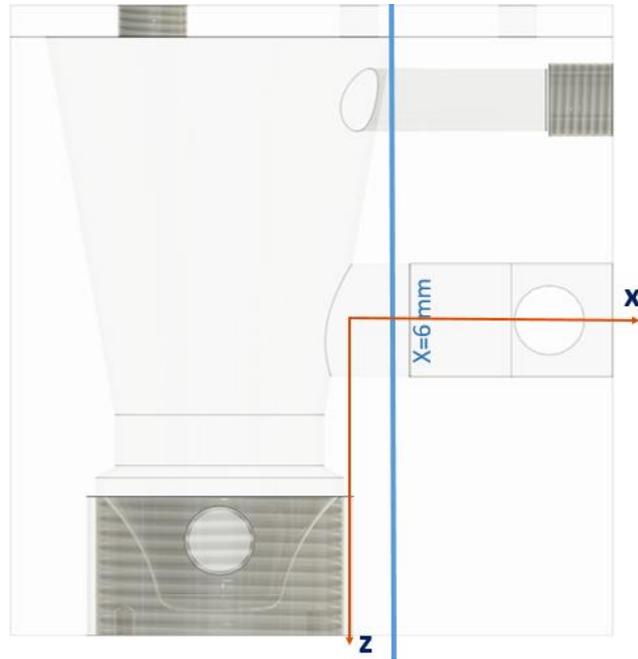


Figura 5.71. Plano a 6 mm.

Para una distancia de $x=6$ mm. Se han obtenido los caudales representados en las Figuras 5.72. y 5.73. y en la Tabla 5.10.

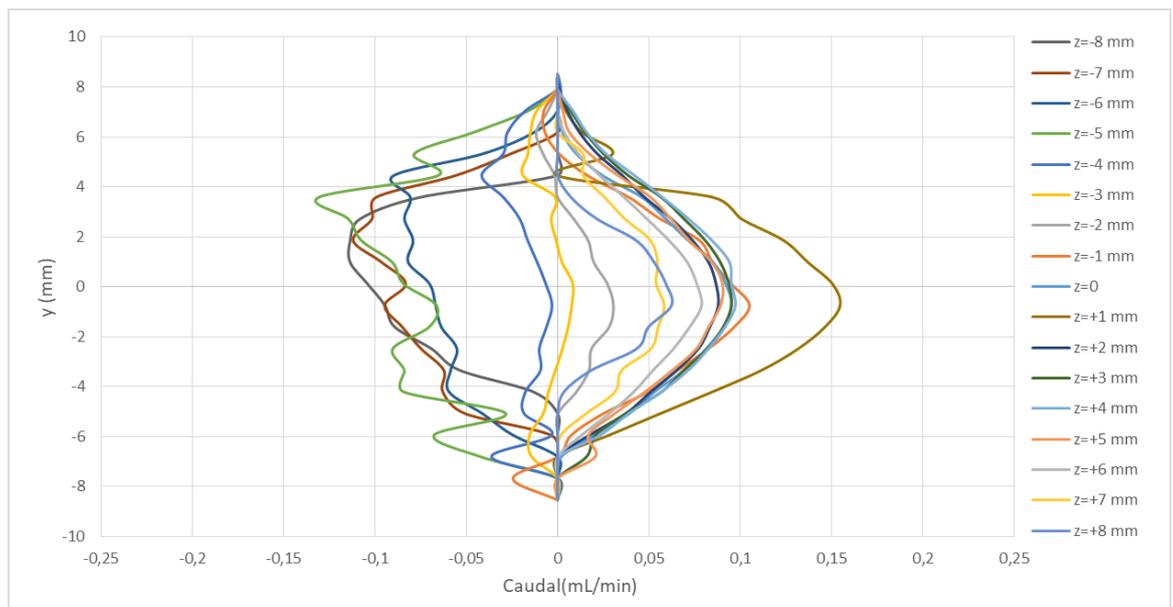


Figura 5.72. Caudales en los diferentes planos a 6 mm del origen.

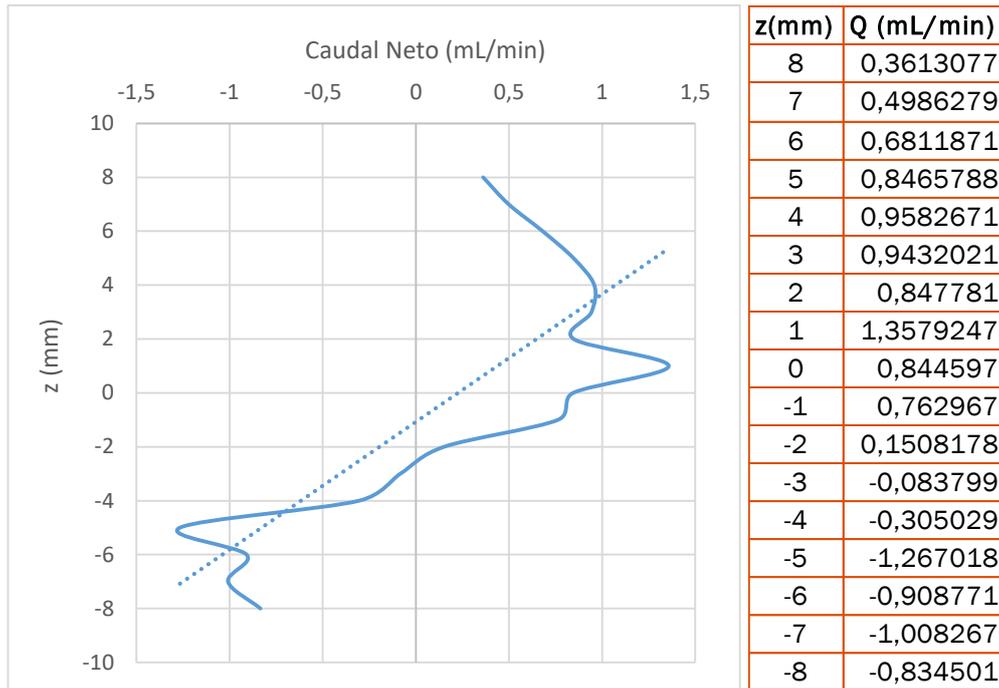


Figura 5.73. Caudal Neto en el eje z para x=6 mm.

Qin z+8 a z-2(mL/min)	Qout z-3 a z-8(mL/min)	Qttotal(mL/min)	Qttotal(mm ³ /s)
8,253258301	-4,407385946	3,845872355	64,09787259

Tabla 5.10. Resumen de la medida de caudales recogidos para x=6 mm.

5.3.1.3.4. ANÁLISIS

z(mm)	x=4	x=5	x=6
	Q (mL/min)	Q (mL/min)	Q (mL/min)
8	0,361307656	0,483098221	0,613094966
7	0,498627919	0,60347097	0,753791738
6	0,681187117	0,888303407	1,129246934
5	0,846578789	1,081976544	1,357760687
4	0,958267111	1,258179863	1,531552655
3	0,943202119	1,225559226	1,488092592
2	0,847781035	1,102677655	1,329487668
1	1,357924709	1,717655189	2,267229536
0	0,844596973	0,844596973	1,083759956
-1	0,762967027	1,094123036	1,499890143
-2	0,150817848	0,253236753	0,471821805
-3	-0,0837988	-0,020559243	0,067871459
-4	-0,30502884	-0,191065383	-0,166958577
-5	-1,267018474	-1,189519203	-0,819552542
-6	-0,908771415	-0,911893054	-0,94524375
-7	-1,008267183	-1,08177904	-1,124734478
-8	-0,834501234	-1,057427927	-1,318260645
x=4	Qin z+8 a z-3(mL/min)	Qout z-3 a z-8(mL/min)	Qttotal(mL/min)
	13,52572868	-4,306878535	9,218850145
x=5	Qin z+8 a z-2(mL/min)	Qout z-3 a z-8(mL/min)	Qttotal(mL/min)
	10,55287784	-4,45224385	6,100633988
x=6	Qin z+8 a z-2(mL/min)	Qout z-3 a z-8(mL/min)	Qttotal(mL/min)
	8,253258301	-4,407385946	3,845872355

Tabla 5.11. Comparación de caudales en los planos estudiados.

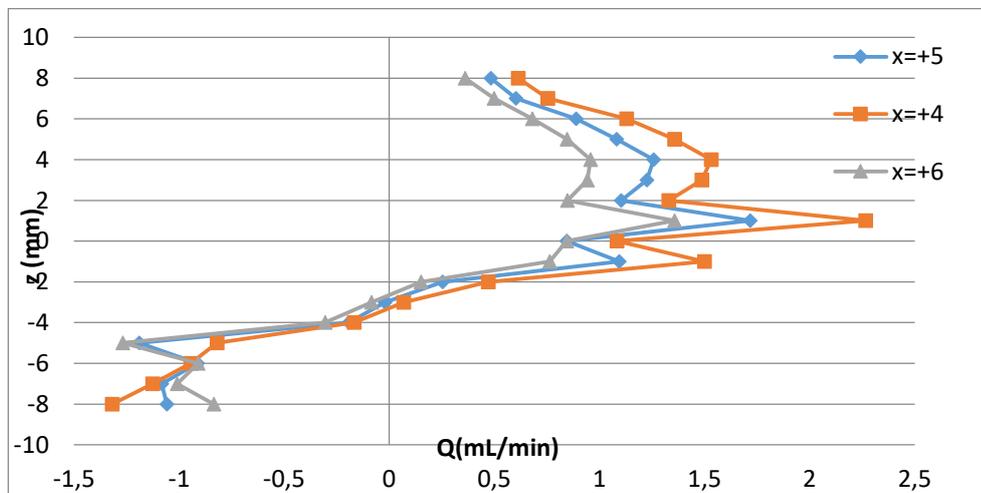


Figura 5.74. Comparación de caudales netos en los planos estudiados.

A la vista de los resultados obtenidos tras el estudio de caudales en el ostium en diferentes planos de su longitud, concluimos que no se cumple la ecuación de continuidad.

El caudal resultante de la suma de caudales en los diferentes planos a lo largo del eje z no resulta cero. No obstante, los caudales recogidos son de valor muy pequeño. El caudal entrante por las venas pulmonares para este ensayo es de 1150 mL/min y el caudal que hemos obtenido en los ensayos representa alrededor de un 0,5% del caudal que entra al modelo.

Así que podemos atribuir la desviación del valor obtenido respecto al esperado a un error en los aparatos de toma de datos.

Por otra parte, se puede decir que a medida que nos alejamos del origen del ostium hacia la orejuela, es decir a medida que aumentamos la distancia en el eje x del plano a estudio, el caudal resultante se va reduciendo.

Observando la progresión que presentan los resultados, la cual es que para 4 mm, el caudal resulta aproximadamente 9 mL/min, para 5 mm aproximadamente de 6 mL/min y para 6 mm aproximadamente de 4 mL/min, se puede deducir que para un plano a una distancia de 7 mm, el caudal resultaría prácticamente nulo y se cumpliría la ecuación de continuidad.

5.3.2. FLUJO PULSANTE

Se ha propuesto el siguiente ciclo para estudiar el flujo en la orejuela izquierda en aquellos pacientes con fibrilación auricular y que han perdido la capacidad de contracción en el apéndice

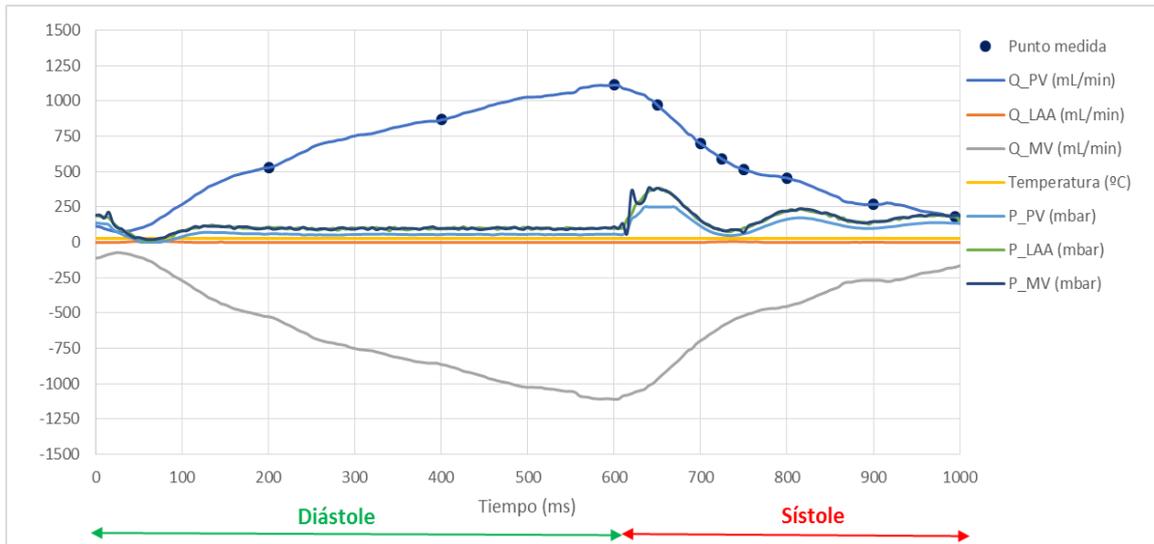


Figura 5.75. Ciclo cardíaco para estudiar la fibrilación auricular con los puntos de medida

Los puntos elegidos son los que pueden significar de interés en el estudio.

Todos ellos son zonas significativas, vemos que durante la diástole hay únicamente dos, pues no hay grandes cambios, mientras que en la zona de transición entre diástole y sístole se encuentran los puntos más destacables en los ensayos.

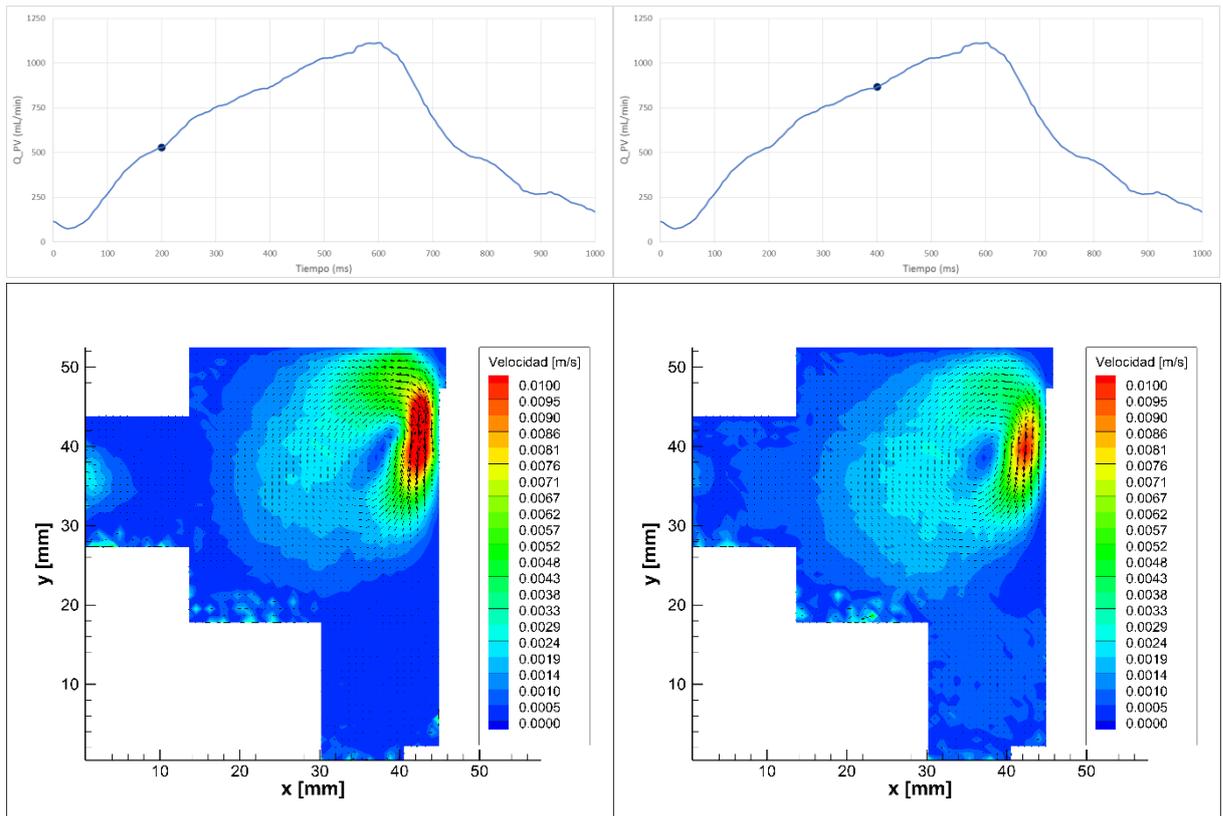


Figura 5.76. Campos de velocidad a los 200 ms (izq.) y a los 400 ms (der.) del ciclo con LAA rígida

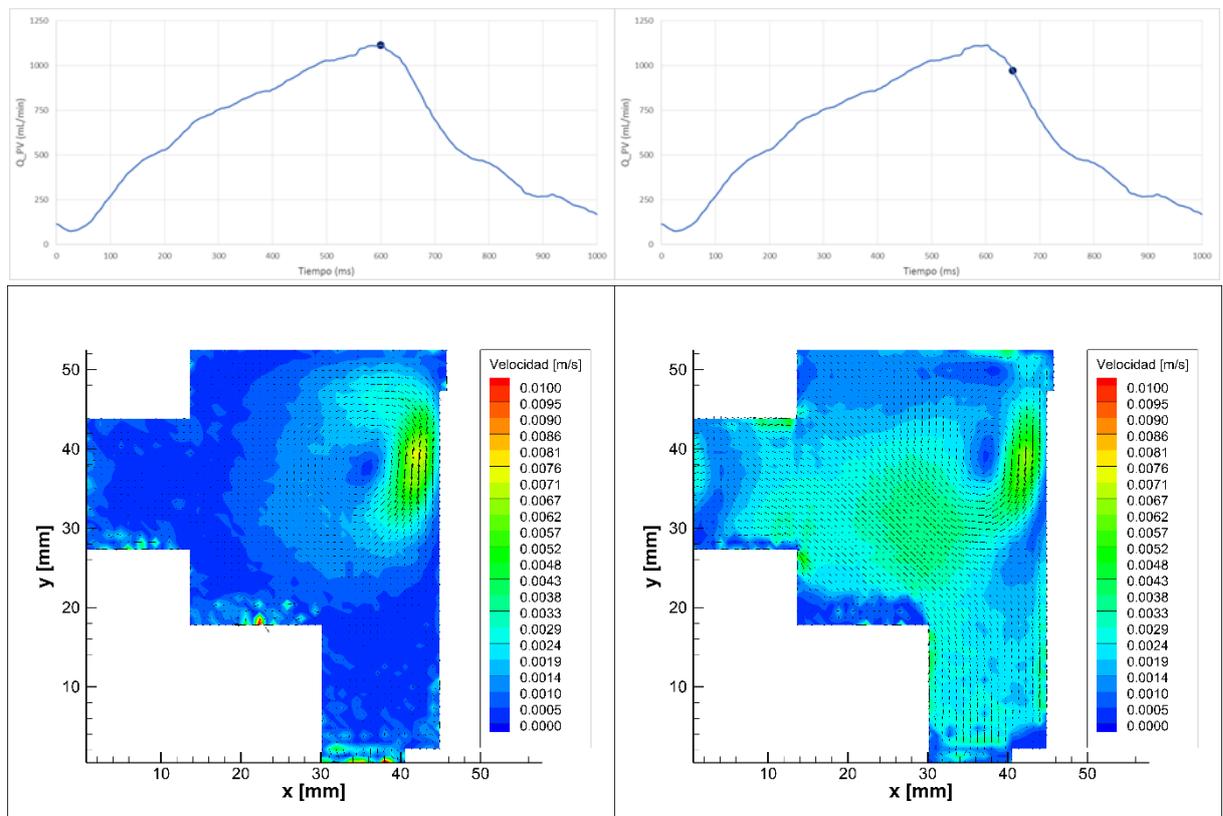


Figura 5.77 Campos de velocidad a los 600 ms (izq.) y a los 650 ms (der.) del ciclo con LAA rígida

CAPÍTULO 5: ANÁLISIS DE LOS RESULTADOS

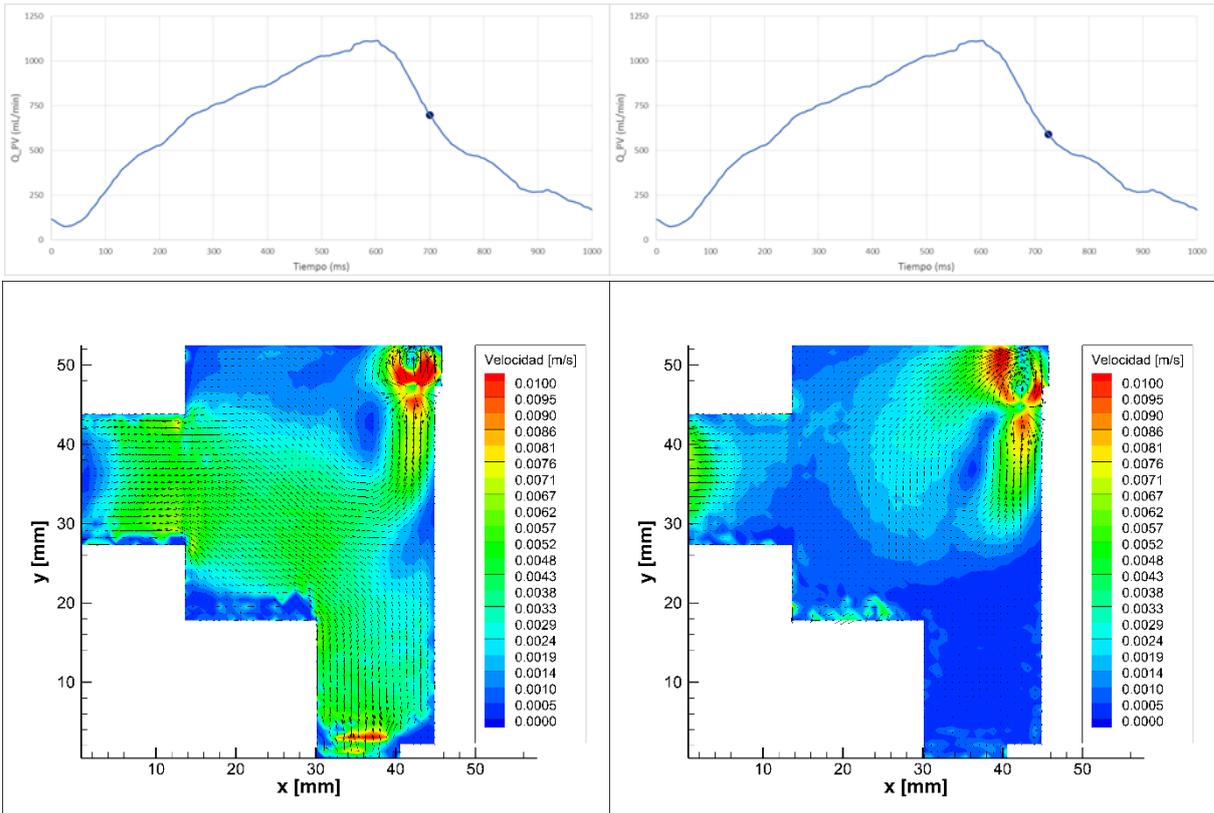


Figura 5.78. Campos de velocidad a los 700 ms (izq.) y a los 725 ms (der.) del ciclo con LAA rígida

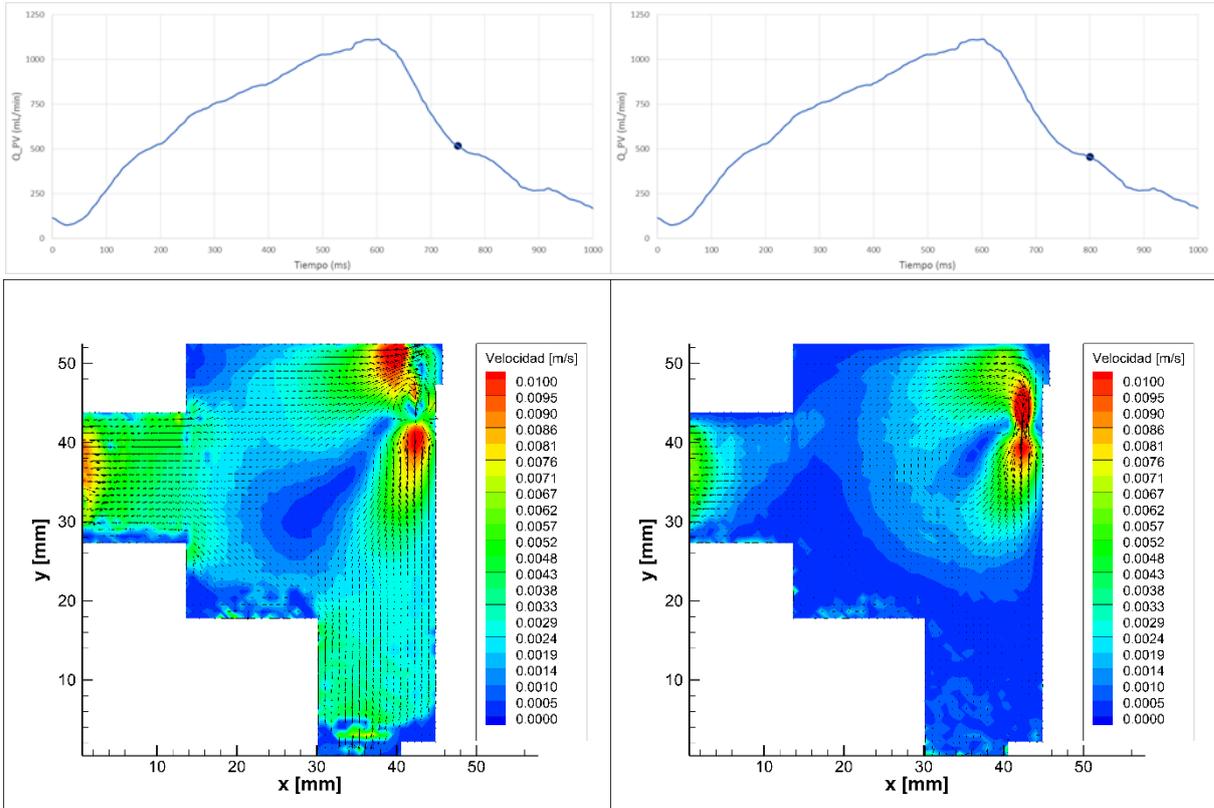


Figura 5.79. Campos de velocidad a los 750 ms (izq.) y a los 800 ms (der.) del ciclo con LAA rígida

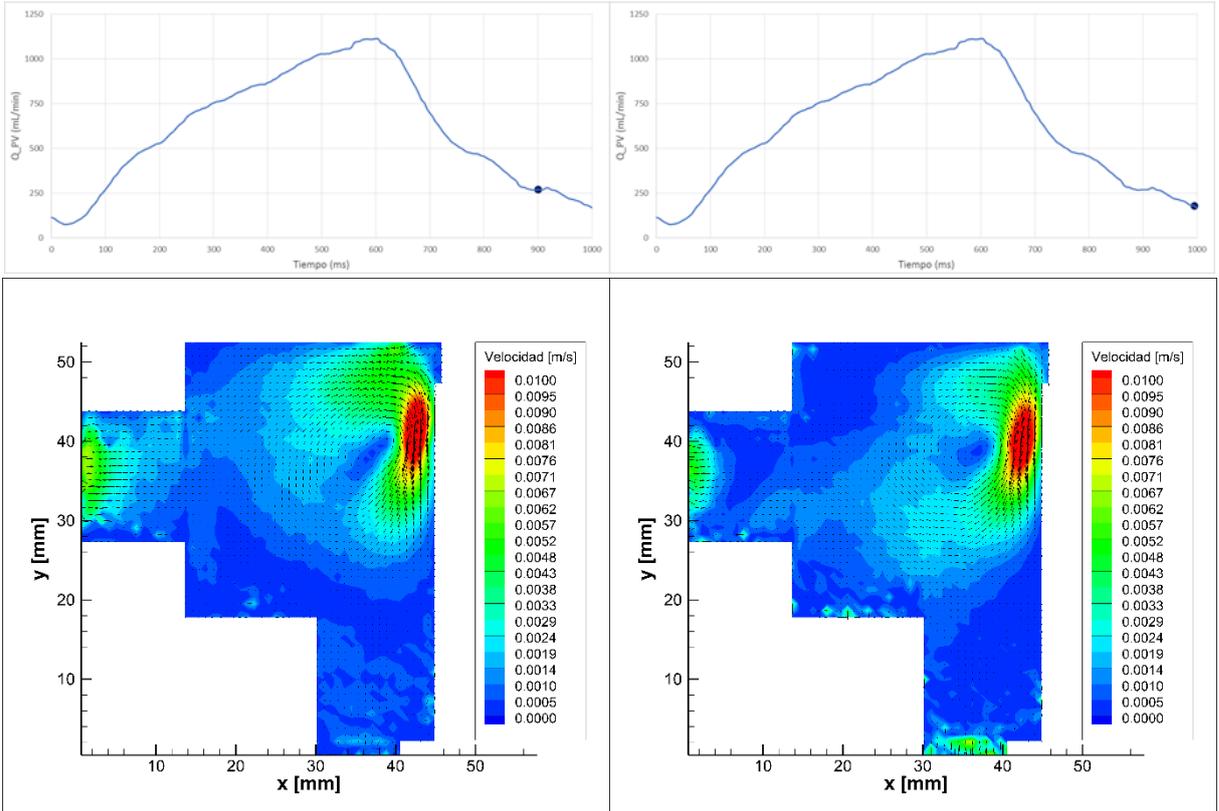


Figura 5.80. Campos de velocidad a los 900 ms (izq.) y a los 995 ms (der.) del ciclo con LAA rígida

5.3.2.1. ANÁLISIS

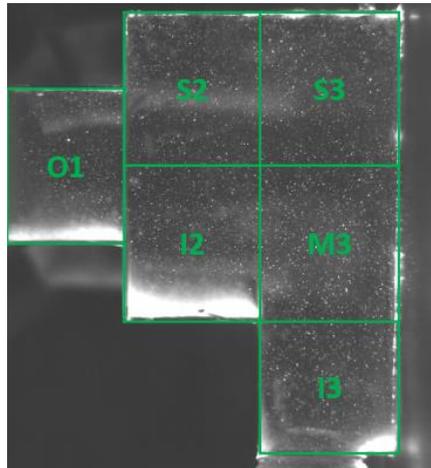


Figura 5.4. Mallado de la orejuela

En este ensayo de flujo pulsante para orejuela rígida durante el ciclo cardíaco, en la diástole el fluido entra por las venas pulmonares y sale por la válvula mitral y durante la sístole solo existe entrada del fluido por las venas pulmonares y no salida del mismo ya que por la orejuela el caudal permanece inexistente al estar en el caso donde el corazón presenta fibrilación auricular.

Para los ensayos realizados en puntos de la diástole a 200 ms y 400 ms el campo de velocidades en casi toda la orejuela es de valor muy reducido, exceptuando la zona S3 donde se crea un vórtice resultante del caudal que entra por las venas pulmonares.

Al inicio de la sístole dicho vórtice decae. En períodos correspondientes al intervalo entre 700 ms y 750 ms, solo existe caudal entrante por las venas pulmonares y deja de repercutir la salida de fluido por la válvula mitral. Eso se traduce en un aumento de la velocidad de entrada por O1 y la generación de un flujo turbulento en la zona de S3, que parece disociarse en pequeños vórtices en la esquina superior derecha de la orejuela.

Por último, en los últimos momentos de la sístole a partir de los 900 ms, los vórtices de S3 interactúan entre ellos y generan un vórtice de un radio mayor en la zona entre S3 y M3.

CAPÍTULO 6

CONCLUSIONES

Índice

6. CONCLUSIONES..... 191

6. CONCLUSIONES

Se ha estudiado el campo fluido en un modelo idealizado de aurícula y orejuela izquierdas (V1). Para ello, se ha diseñado un circuito hidráulico que ha permitido realizar los diferentes ensayos contenidos en este trabajo.

La instalación, que ya existía en el Laboratorio de Mecánica de Fluidos y que ha albergado otros proyectos sobre el estudio del flujo sanguíneo, se ha modificado acorde a este nuevo diseño.

Se ha analizado el patrón de flujo existente en la orejuela izquierda del corazón tanto en un ciclo cardíaco, es decir, flujo pulsante, como para un flujo estacionario. Además, se ha aprovechado la opción que presentaba el modelo de poder simular la orejuela como un apéndice rígido, de manera que el flujo simulado se puede aproximar al existente en la aurícula de pacientes con fibrilación auricular, donde se pierde la contractibilidad de la orejuela.

También, los ensayos realizados han puesto de manifiesto mejoras a introducir en diversos aspectos relacionados con el diseño del modelo y de la instalación, así como de las condiciones de ensayo. Por otra parte, en este proyecto de investigación se ha establecido una metodología de medida y de puesta en marcha de la instalación, que será útil para el desarrollo de trabajos posteriores que se realicen sobre el tema.

A continuación, se exponen los resultados más significativos del patrón de flujo:

OREJUELA FLEXIBLE

Flujo estacionario

Durante la diástole estacionaria se ha observado que el flujo entrante en la orejuela se conduce directamente hacia la parte superior del apéndice chocando con ésta antes de salir por el ostium.

También se ha concluido que cambiar el caudal de las venas pulmonares manteniendo constante el de la orejuela no afecta al patrón de flujo.

Durante la sístole estacionaria se ha observado que el flujo entrante por el ostium se distribuye más en la orejuela, generando una leve curva hacia la salida. No se observa variación de velocidad en la parte superior de la orejuela.

Flujo pulsante

Durante la diástole el campo de velocidades sigue la progresión dada en flujo estacionario, pero el fluido no choca bruscamente con la pared superior.

Cuando tiene lugar la sístole, se produce un flujo muy perturbado producido por el cambio de sentido de la velocidad del fluido. Este flujo, aunque adquiere un campo de velocidades similar al de sístole estacionaria, no acaba de estabilizarse tanto y se generan vórtices en la parte superior de la orejuela.

OREJUELA RÍGIDA

Flujo estacionario

Como ya se ha mencionado, en los ensayos con orejuela rígida, no existe caudal entrante ni saliente por el apéndice. Analizando las medidas tomadas se ha observado que la velocidad del fluido en la orejuela es mínima, lo cual se asemeja a pacientes con fibrilación auricular. Esta estanqueidad del fluido en la orejuela puede dar lugar a la formación de coágulos.

Se ha estudiado para una diástole estacionaria la influencia del aumento de caudal de las venas pulmonares en el campo de velocidades de la orejuela. Se concluye que con el aumento de caudal de éstas, se observan mayores velocidades en la entrada del ostium. No obstante, en la orejuela no existe ninguna repercusión. El fluido permanece en remanso.

Otro ensayo realizado en estas condiciones ha sido para demostrar que se cumple la ecuación de continuidad en la orejuela, es decir, que todo el fluido que entra por el ostium, tiene que salir por el mismo. Sumando caudales en planos consecutivos de la sección de entrada, se obtiene un caudal entrante de orden de magnitud varias veces menor comparado con el caudal de las venas pulmonares, aunque no llega a ser cero. Se atribuye el error a los aparatos de medida.

Flujo pulsante

Durante el ciclo cardíaco con caudal nulo en la orejuela se ha concluido que se obtiene variación en el campo de velocidades dentro del apéndice durante la diástole y la sístole, sobre todo en esta última. Se obtiene un flujo menos estancado que el flujo estacionario debido a la influencia del golpe de ariete producido por el cierre y apertura de la válvula mitral aguas abajo del recorrido del fluido. No obstante las velocidades alcanzadas son muy inferiores a las obtenidas en el ciclo cardíaco con orejuela flexible.

Este ensayo ha permitido observar las disparidades del patrón de flujo presente en la orejuela izquierda durante el ciclo cardíaco, según el estado del apéndice.

Por una parte, en pacientes sanos con la orejuela flexible, el patrón de flujo observado pone de manifiesto que, el apéndice, funciona como una cámara de amortiguamiento que acumula fluido durante la sístole y como un elemento impelente de fluido durante la diástole.

Por otra parte, en pacientes con pérdida de la contractibilidad de la orejuela, el patrón de flujo obtenido indica condiciones de considerable estanqueidad del fluido en el apéndice. Este estado en el flujo es propio de pacientes con fibrilación auricular, donde la frecuencia cardíaca irregular causa la disminución de flexibilidad de la orejuela y hace que se acumule sangre, produciendo la consiguiente estasis sanguínea y la formación de trombos.

BIBLIOGRAFÍA

Índice

BIBLIOGRAFÍA	197
PUBLICACIONES.....	197
DIRECCIONES WEB	198

BIBLIOGRAFÍA

PUBLICACIONES

- ❖ Al-Saady, N.M. – Obel, O.A. – Camm, A.J. (1999). *Left atrial appendage: structure, function, and role in thromboembolism*. *Heart*; 82(5):547-54.
- ❖ Beigel, Roy (2014). *The Left Atrial appendage: Anatomy, Function and Noninvasive evaluation*. *Journal of the American College of Cardiology*. Elsevier Inc. Vol 7, No 12. ISSN 1936-878X.
- ❖ Boronat Cot, Borja (2013). *Diseño de una instalación de flujo pulsante para el estudio de flujos hemodinámicos*. Proyecto de Fin de Carrera. Universidad de Valladolid.
- ❖ Dahl, Sigrid K. - Thomassen, E. – Hellevik, L.R. – Skallerud, B. (2012). *Impact of Pulmonary Venous Locations on the Intra-Atrial Flow and the Mitral Valve Plane Velocity Profile*. *Cardiovascular Engineering and technology*, Vol 3, No3, pp 269-281.
- ❖ Di Biase, Luigi et al. (2012). *Does the Left Atrial Appendage Morphology Correlate With the Risk of Stroke in Patients With Atrial Fibrillation?*. *Journal of the American College of Cardiology*. Elsevier Inc. Vol60 No6. ISSN 0735-1097.
- ❖ DynamicStudio v3.14 User's Guide. *Dantec Dynamics*.
- ❖ Fyrenius et al. (2001). *Three Dimensional Flow in the Human Left Atrium*. *Heart*; 86:448-455.
- ❖ García-Isla, Guadalupe et al. (2017). *Sensitivity analysis of geometrical parameters to study haemodynamics and thrombus formation in the left atrial appendage*. *Int. J. Numer. Meth. Biomed. Engng*. E03100. Doi:10.1002/cnm.3100.
- ❖ Guyton, Arthur (2006). *Tratado de Fisiología Médica*. ISBN 9788481749267.
- ❖ Klabunde, Richard (2005). *Cardiovascular Physiology Concepts*. ISBN 10: 1451113846 - ISBN 13: 9781451113846.
- ❖ Nucifora, Gaetano (2011). *Imaging the Atrial Septum using real time Three-Dimensional Transesophageal echocardiography*. *American Society of Echocardiography*. Mosby, Inc. Doi:10.1016/j.echo.2011.01.22.
- ❖ Olivares, Andy L. et al.(2017). *In Silico Analysis of Haemodynamics in Patient-Specific Left Atria with Different Appendage Morphologies*. Springer International Publishing AG. doi: 10:1007/978-3-319-59448-4_39.
- ❖ Otani, Tomohiro et al. (2016). *A computational Framework for Personalized Blood Flow Analysis in the Human Left Atrium*. *Anal of Biomedical Engineering Vol44 No11*. doi:10.1007/s10439-016-1590-x
- ❖ Pozo Álvarez, Alberto. (2018). *Estudio de la interacción de un cuerpo romo con un flujo a bajos números de Reynolds*. Trabajo Fin de Máster. Universidad de Valladolid.
- ❖ Vedula, Vijay et al. (2015). *Hemodynamics in the Left Atrium Atrium and its effect on Ventricular Flow Patterns*. *Journal of Biomechanical Engineering*. Vol 137 / 111003-1.

DIRECCIONES WEB

- ❖ Hemodinámica: Revista Española de Cardiología.
<http://www.revespcardiol.org/es/>
- ❖ Fundación Española del Corazón.
<https://fundaciondelcoracion.com/>
- ❖ Caudalímetros.
<https://www.sonotec.eu/>
- ❖ Sensores de presión.
[http:// es.rs-online.com/web/p/sensores-de-presion/8285811/](http://es.rs-online.com/web/p/sensores-de-presion/8285811/)

ANEXOS

Índice

ANEXOS	203
ANEXO 1. GENERACIÓN DE TRABAJO DEL CORAZÓN.....	203
ANEXO 2. CIERRE PERCUTÁNEO DE LA OREJUELA.....	205
ANEXO 2.1. TÉCNICAS DE ADQUISICIÓN DE IMÁGENES.....	207
ANEXO 2.2. ADQUISICIÓN DE IMÁGENES EN LA OREJUELA	209
ANEXO 3. CARACTERIZACIÓN FLUIDODINÁMICA DEL FLUJO DE LA SANGRE	211
ANEXO 3.1. HISTORIA DE LA HEMODINÁMICA	211
ANEXO 3.2. CORRIENTE DE HAGEN-POISEUILLE.....	213
ANEXO 3.3. FLUJO OSCILATORIO. NÚMERO DE WOMERSLEY.....	214
ANEXO 4. OTROS ELEMENTOS DEL CIRCUITO HIDRÁULICO	217
ANEXO 4.1 CIRCUITO BY-PASS	217
ANEXO 4.2. VÁLVULAS DE AGUJA	218
ANEXO 4.3. COLECTORES	219
ANEXO 4.4. TUBOS.....	220
ANEXO 4.5. CODOS	220
ANEXO 4.6. RACORES	221
ANEXO 4.7. LLAVES DE PASO	222
ANEXO 5. AJUSTE DEL PARALELISMO DEL MODELO	223
ANEXO 6. CONTROL DE LAS PROPIEDADES DEL FLUIDO.....	228
ANEXO 6.1. CONTROL DE LA TEMPERATURA	228
ANEXO 6.2. CONTROL DE LA DENSIDAD	229
ANEXO 6.3. CONTROL DE LA VISCOSIDAD DINÁMICA.....	231

ANEXOS

ANEXO 1. GENERACIÓN DE TRABAJO DEL CORAZÓN

El trabajo sistólico del corazón es la cantidad de energía que el corazón convierte en trabajo durante cada latido cardíaco mientras bombea sangre hacia las arterias.

El trabajo del corazón se utiliza de dos maneras. Primero, en mayor proporción para mover la sangre desde las venas de baja presión hacia las arterias de alta presión. Esto se denomina trabajo volumen-presión o trabajo externo. Segundo, una pequeña proporción de energía se utiliza para acelerar la sangre hasta su velocidad de eyección a través de las válvulas aórtica y pulmonar. Este es el componente de energía cinética del flujo sanguíneo del trabajo cardíaco.

El trabajo externo del ventrículo derecho es normalmente la sexta parte del trabajo del ventrículo izquierdo debido a la diferencia de seis veces de las presiones sistólicas que bombean ambos ventrículos. Habitualmente el trabajo del ventrículo izquierdo necesario para crear la energía cinética del flujo sanguíneo es de sólo aproximadamente el 1% del trabajo total del ventrículo y, por tanto, se ignora en el cálculo del trabajo sistólico total. Pero en situaciones anormales, como en la estenosis aórtica, en la que la sangre fluye a gran velocidad a través de la válvula estenosada ya que se ha reducido la sección de paso, puede ser necesario más del 50% del trabajo total para generar la energía cinética del flujo sanguíneo (Guyton, 2006).

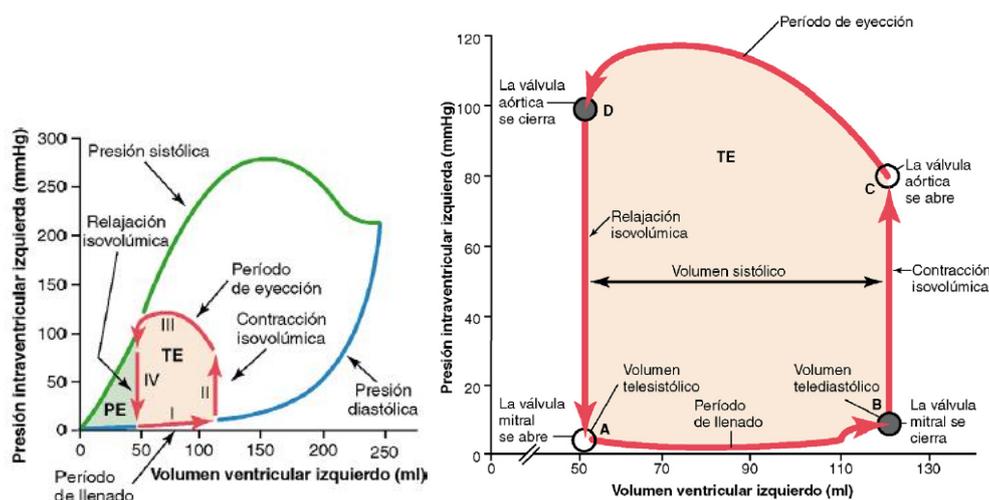


Figura Anexo 1.1. Diagrama Presión-Volumen del ventrículo izquierdo en el ciclo cardíaco

Fuente: [Guyton, Tratado de fisiología médica]

Las líneas rojas de la Figura Anexo 1.1. forman un bucle denominado diagrama presión-volumen del ciclo cardíaco para el ventrículo izquierdo. Se divide en cuatro fases:

Fase I: Período de llenado.

Esta fase comienza con un volumen ventricular de aproximadamente 50 mL y una presión diastólica próxima a 2 a 3 mmHg. La cantidad de sangre que queda en el ventrículo después del latido previo (50 mL), se denomina **volumen telesistólico**. A medida que la sangre venosa fluye hacia el ventrículo desde la aurícula izquierda, el volumen ventricular aumenta hasta aproximadamente 120 mL, el denominado **volumen telediastólico**. La presión diastólica aumenta hasta aproximadamente 5 a 7 mmHg.

Fase II: Período de contracción isovolumétrica.

Durante la contracción isovolumétrica el volumen del ventrículo no se modifica porque todas las válvulas están cerradas. Sin embargo, la presión en el interior del ventrículo aumenta hasta igualarse a la presión que hay en la aorta, aproximadamente 80 mmHg.

Fase III: Período de eyección.

Durante la eyección la presión sistólica aumenta incluso más debido a una contracción aún más intensa del ventrículo. Al mismo tiempo, el volumen del ventrículo disminuye porque la válvula aórtica ya se ha abierto y la sangre sale del ventrículo hacia la aorta. El **volumen total de eyección** se calcula como la diferencia entre el volumen telediastólico y el telesistólico, y suele rondar los 70 mL (Guyton, 2006).

Fase IV: Período de relajación isovolumétrica.

Al final del período de eyección (punto D) se cierra la válvula aórtica, y la presión ventricular disminuye de nuevo hasta el nivel de la presión diastólica sin cambios de volumen. Así, el ventrículo recupera su valor inicial, con aproximadamente 50 mL de sangre en el ventrículo y una presión diastólica de 2 a 3 mmHg.

El área encerrada por este diagrama representa el trabajo cardíaco externo neto del ventrículo durante su ciclo de contracción.

Cuando el corazón bombea grandes cantidades de sangre en períodos de aumento de actividad, el área del diagrama de trabajo se hace mucho mayor. Es decir, se extiende más hacia la derecha porque el ventrículo se llena con más sangre durante la diástole, se eleva mucho más porque el ventrículo se contrae con mayor presión, y se extiende más hacia la izquierda porque el ventrículo se contrae hasta un volumen menor (Guyton, 2006).

ANEXO 2. CIERRE PERCUTÁNEO DE LA OREJUELA

El dispositivo de cierre de la orejuela es un tratamiento para prevenir la aparición de eventos embólicos en pacientes con fibrilación auricular no valvular, que se encuentra actualmente en evolución (Gary Gan, 2014). Existen dos estrategias para el cierre percutáneo de la orejuela izquierda.

- **La oclusión:** colocación de un dispositivo intravascular en la orejuela izquierda por vía percutánea, a través de un acceso venoso.
- **La exclusión** de la orejuela izquierda de la circulación mediante la aplicación de una ligadura externa.

Los dos dispositivos más comúnmente utilizados para la oclusión de la orejuela izquierda son el dispositivo Watchman (Boston Scientific Corp., Natick, Massachusetts) y el Amplatzer-Amulet Cardiac Plug (St. Jude Medical, Inc., St. Paul, Minnesota).

Ambos dispositivos se implantan por vía transeptal a través de la vena femoral. Ambas prótesis son altamente flexibles y disponen de un sistema de guías estabilizadoras que se anclan a la pared de la orejuela izquierda y evitan así su embolización.

Actualmente, solo hay un dispositivo para la exclusión de LAA: el dispositivo de enganche LARIAT (SentreHEART Inc., Redwood City, California), que utiliza una sutura de ligadura para la exclusión de la orejuela izquierda (Beigel, 2014).



Figura Anexo 2.1. Dispositivo Watchman para la oclusión de la orejuela izquierda

Fuente: <http://www.bostonscientific.com/en-EU/products/laac-system/watchman-dispositivo-de-cierre-de-la-orejuela-auricular-izquierda.html>

- El dispositivo **Watchman** es una especie de tapón formado por una red o estructura de nitinol y está recubierto con una membrana de polietileno con unas barbas que fijan el dispositivo a la orejuela. Al no llevar disco, no puede interferir con las venas pulmonares o la válvula mitral. El sistema Watchman se implanta a 10 mm del ostium de la orejuela izquierda y, por lo tanto, no lo cubre.
- El dispositivo **Amplatzer-Amulet** está fabricado con una malla de nitinol muy flexible. El diseño es circular, se compone de un tapón o lóbulo y un disco, unidos por una cintura

que actúa de articulación muy flexible, que le permite adaptarse y acomodarse al ser liberado. El tapón o lóbulo se acopla a la pared interna de la orejuela y los anzuelos o guías de estabilización del lóbulo ayudan a su fijación interna. El disco está diseñado para cubrir el orificio de entrada de la orejuela izquierda y debe quedar embutido en ella, traccionado por el tapón. Con el sistema Amplatzer-Amulet, el lóbulo se implanta a 10 mm de profundidad del ostium y el disco cubre por completo el ostium de la orejuela izquierda (Rodríguez Fernández, 2016).

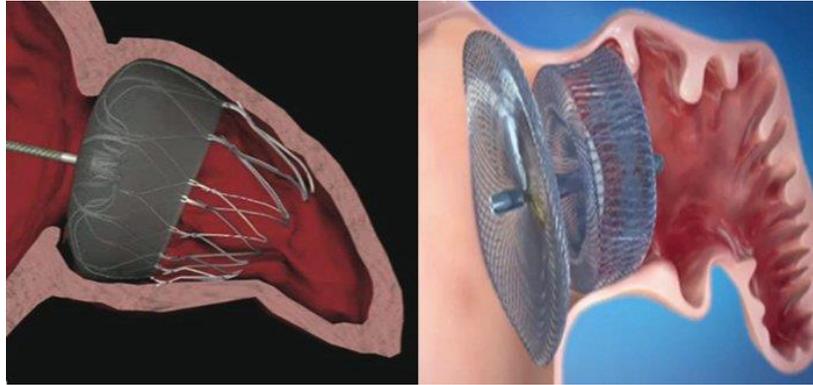


Figura Anexo 2.2. Colocación del dispositivo ocluser Watcham (izq.) y del Amplatzer Cardiac Plug (der.)

Fuente: <http://www.revespcardiol.org/es/tratamiento-no-farmacologico-fibrilacion-auricular-articulo/90460435/>

El procedimiento a seguir durante la intervención es el siguiente (Rodríguez Fernández, 2016):

1. Punción transeptal

Se recomienda pinchar en las zonas inferior y posterior de la fase oval. Se debe controlar mediante TEE el posicionamiento de la aguja, la punción transeptal y la canalización de la orejuela izquierda.

2. Sondaje de la aurícula izquierda y de la orejuela izquierda.

Una vez que se ha accedido a la aurícula izquierda, se avanza una guía hasta la orejuela izquierda. La visualización completa de los catéteres intracardíacos y dispositivos es extremadamente importante para evitar complicaciones ya que cualquier movimiento brusco puede causar una perforación o taponamiento debido a la fragilidad de la pared de la orejuela.

3. Medición de la orejuela izquierda y elección del dispositivo.

Se necesitan conocer las dimensiones del ostium, así como la longitud y profundidad del apéndice para planificar la introducción del dispositivo de oclusión de la orejuela izquierda. Para ello se utilizan diferentes técnicas de adquisición de imágenes, como TEE y TCMD, explicadas con detalle en el siguiente apartado, que permitan determinar la idoneidad para la implantación de dicho dispositivo (Nucifora, 2011).

4. Despliegue, posicionamiento y liberación del dispositivo

Una vez desplegado el lóbulo en la zona de aterrizaje, se libera el disco, que debe quedar con morfología cóncavo-convexa, embutido idealmente en la entrada de la orejuela izquierda. Antes de liberar el dispositivo, se debe comprobar que está bien asentado y que es oclusivo, sin flujo residual en la orejuela. Además, este no debe afectar a estructuras vecinas como la válvula mitral o la arteria circunfleja.

ANEXO 2.1. TÉCNICAS DE ADQUISICIÓN DE IMÁGENES

Existen varias técnicas de medida de flujos cardíacos, entre las que destacan:

- **Ecocardiografía**, basada en la utilización de ultrasonidos. Tiene diferentes variantes:
 - **Ecocardiografía Transtorácica (TTE)**. Es una técnica no invasiva y constituye el tipo más común de ecocardiograma. El transductor ultrasónico se coloca sobre la pared torácica y variando su posición y orientación se pueden obtener imágenes de distintos planos del corazón.
 - **Ecocardiografía Transesofágica (TEE)**. Es una técnica invasiva consistente en la introducción de un transductor ultrasónico por el esófago del paciente. Esta técnica se usa con mayor frecuencia cuando las imágenes transtorácicas no son óptimas y se necesita mayor precisión para la evaluación. Permite obtener imágenes en 2D y 3D.
 - **Ecocardiografía Intracardiaca (ICE)**. Proporciona imágenes de alta resolución desde el interior del corazón con la introducción de un catéter por vía venosa.
 - **Ecocardiografía Doppler**. Es una variedad de la ecocardiografía tradicional, en la que aprovechando el efecto Doppler, es posible determinar si el flujo se dirige hacia la sonda o si se aleja de ella, así como la velocidad de dicho flujo.
 - Pulsed Doppler Echocardiography
 - 2D+T Color Doppler Echocardiography
 - Real Time 3D Echocardiography (RT3DE)
 - **Echocardiographic Particle Image Velocimetry (Echo-PIV)**.
- **Resonancia Magnética Cardíaca (CMR)**. Es una técnica no invasiva a través de la que se obtienen imágenes anatómicas tridimensionales detalladas, sin el uso de la radiación ionizante, a diferencia de lo que ocurre en la Tomografía axial computarizada (CT). Emplea imanes que producen un potente campo magnético que obliga a los núcleos de hidrógeno del agua presente en el cuerpo a alinearse con ese campo.

Cuando se pulsa una corriente de radiofrecuencia, los protones son estimulados y realizan un movimiento de precesión fuera de equilibrio. Cuando se apaga ese campo de radiofrecuencia, los sensores detectan la energía liberada mientras los protones se realinean con el campo magnético así como el tiempo transcurrido hasta esa realineación. De este modo se puede conocer el entorno y la naturaleza química de las moléculas.

- **PC- MRI phase contrast magnetic resonance imaging 3D+T**

La resonancia magnética de contraste de fase (PC-MRI) es un tipo específico de imagen de resonancia magnética utilizada para determinar las velocidades del flujo. Dado que la PC-MRI moderna está típicamente resuelta en el tiempo, proporciona imágenes 4D (tres dimensiones espaciales más el tiempo).

Los medios de contraste (que a menudo contienen gadolinio) se pueden administrar al paciente por vía intravenosa, antes o durante la Resonancia Magnética, para aumentar la velocidad a la que los protones se realinean con el campo magnético, haciendo que la imagen sea más brillante.

- **MDCT multidetector computed tomography**

La tomografía es la obtención de imágenes de cortes o secciones de algún objeto. La posibilidad de obtener imágenes de cortes tomográficos reconstruidas en planos no transversales ha hecho que en la actualidad se prefiera denominar a esta técnica tomografía computarizada o CT.

En lugar de obtener una imagen de proyección, como la radiografía convencional, la TC obtiene múltiples imágenes al efectuar la fuente de rayos X y los detectores de radiación movimientos de rotación alrededor del cuerpo. La representación final de la imagen tomográfica se obtiene mediante la captura de las señales por los detectores y su posterior proceso mediante algoritmos de reconstrucción.

El término “tomografía computarizada” (CT) se refiere a menudo a tomografía con rayos-X porque es el tipo más común. Pero existen otros tipos de CT, como positron emission tomography (PET) y single-photon emission computed tomography (SPECT).

ANEXO 2.2. ADQUISICIÓN DE IMÁGENES EN LA OREJUELA

Ecocardiografía 2D y 3D. Debido a las complejas características anatómicas de los trombos su detección puede entrañar dificultades.

La obtención de imágenes con TEE 3D es un desarrollo relativamente reciente que mejora la evaluación de la anatomía de LAA. Aunque TEE 2D proporciona imágenes de mayor resolución, TEE 3D permite una evaluación más completa de los LAA superando algunas de las limitaciones asociadas a las imágenes 2D, como planos de imágenes inadecuados. Además, TEE 3D proporciona una mejor separación y diferenciación entre las estructuras adyacentes, junto con una evaluación más completa y exhaustiva del LAA, su morfología compleja y las estructuras circundantes (Nakajima, 2010).

La ecocardiografía intracardíaca (ICE) puede proporcionar vistas múltiples e imágenes detalladas del LAA para diagnosticar la presencia de trombos (Blendea, 2011). Aunque ICE es menos sensible en comparación con TEE para la detección de trombos, puede servir como método complementario, especialmente cuando los resultados de TEE merecen una evaluación adicional. Sin embargo, debido a que ICE es un procedimiento invasivo, su uso es limitado en la práctica diaria y se reserva principalmente para el cateterismo durante intervenciones cardíacas planificadas.

Doppler. Debido a la anatomía multilobulada de la orejuela izquierda puede ser complicada la visualización en su totalidad, incluso con imágenes tridimensionales. Además, TEE tiene una sensibilidad limitada en cuanto a la identificación de pequeños trombos dentro de los lóbulos laterales, por eso se utiliza la ecocardiografía Doppler para evaluar el riesgo de tromboembolismos en la orejuela izquierda (Beigel, 2014).

Otras técnicas de obtención de imágenes:

La Tabla Anexo 2.1. resume las principales fortalezas y limitaciones de cada una de las modalidades de imágenes. Es probable que la MDCT y la CMR tengan un papel cada vez más importante en la evaluación pre y postoperatoria del LAA cuando se mejora su resolución de imagen para permitir una determinación precisa y la exclusión del trombo (Beigel, 2014).

CMR es una alternativa no invasiva para aquellos casos en los que la TEE no es posible, como en pacientes con patologías esofágicas o que han presentado una inserción fallida de la sonda durante la TEE. Sin embargo esta modalidad ha sido evaluada en un número limitado de estudios. Con CMR se puede visualizar de forma precisa el tamaño y la función de la orejuela izquierda y tiene el potencial para detectar trombos en pacientes con fibrilación auricular (Burrell, 2013).

Tabla Anexo 2.1. Comparación de técnicas de adquisición de imágenes para evaluación de LAA

Fuente: [Beigel, 2014]

	TEE	MDCT	CMR
Sensibilidad/especificidad para la detección de trombos	92%-100% 98%-99%	96% / 92%	67% / 44%
Resolución espacial	0.2-0.5 mm	0.4 mm	1-2 mm
Resolución temporal	20-33 ms	70-105 ms	30-50 ms
3D volume rendering	Sí (con 3D)	Sí	Sí
Requerimiento de contraste	No*	Sí	No*
Radiación ionizante	No	Sí	No
Disponibilidad	Amplia	Limitada	Limitada
Tipo de técnica	Invasiva	No invasiva	No invasiva
Evaluación en tiempo real	Sí	No	No
Consideraciones especiales		Evaluación dinámica de la función de la orejuela	No aplicable a pacientes con marcapasos
* Se puede usar el contraste para mejorar la visualización de los trombos en los casos dudosos			

ANEXO 3. CARACTERIZACIÓN FLUIDODINÁMICA DEL FLUJO DE LA SANGRE

La rama de la biomecánica que se encarga de estudiar el flujo sanguíneo en el interior de todas las estructuras sanguíneas (arterias, venas, capilares) basándose en los principios físicos de la mecánica de fluidos es la hemodinámica.

ANEXO 3.1. HISTORIA DE LA HEMODINÁMICA

A continuación se da una visión histórica de cómo se ha intentado describir el comportamiento fluidodinámico del sistema circulatorio hasta nuestros días.

- En el siglo IV a.C. Aristóteles describió la comunicación del corazón con los vasos sanguíneos.
- En el siglo III a.C. Praxágoras distinguió las funciones de las venas y arterias, observando que las arterias impulsaban sangre y las venas no.
- A finales del siglo II el griego Galeno propuso que se propagaban los pulsos de presión originados en el corazón a través de la red arterial.
- A principios del siglo XVII, el inglés William Harvey, mediante unos estudios donde midió el caudal de la sangre que pasa por las venas, concluyó que el flujo sanguíneo es unidireccional y que la sangre recircula continuamente.
- A mediados del siglo XVII, Malpighi y van Leeuwenhoek descubrieron la existencia de capilares que unían venas con arterias, demostrando definitivamente que el sistema circulatorio es cerrado y el flujo unidireccional.
- A principios del siglo XVIII, Stephen Hales realizó las primeras medidas de la presión sanguínea en animales vivos, observando que era pulsátil. Inició el estudio de la hemodinámica, buscando una explicación a las fuerzas que hacían que la presión se transmitiera a través de los vasos sanguíneos.
- En el siglo XVIII, se dilucidó que el sistema circulatorio tiene las propiedades de almacenar energía debido a la elasticidad de las paredes arteriales y que disipa energía gracias al comportamiento viscoso de la sangre.
- A finales del siglo XVIII y principios del XIX, Young describe la relación entre las propiedades elásticas de las arterias y la velocidad de propagación de la onda de pulso.
- En el siglo XIX, el francés Poiseuille estableció la ley que lleva su nombre:

$$Q = \Gamma \cdot \frac{\Delta P \cdot D^4}{\mu \cdot L}$$

Ecuación Anexo 3.1. Ley de Poiseuille

Donde Q es el caudal, D es el diámetro del conducto, L la longitud, ΔP la diferencia de presión entre los extremos del conducto, μ la viscosidad y Γ es un parámetro adimensional que depende de la geometría (en caso de sección circular $\Gamma = \pi/32$). Además dedujo el perfil de velocidades parabólico en la sección.

En ese mismo siglo, Moens determinó empíricamente la velocidad de transmisión de una onda de presión en un tubo elástico de pared delgada con fluido incompresible y no viscoso:

$$c = \sqrt{\frac{E \cdot h}{\rho_f \cdot D}}$$

Ecuación Anexo 3.2. Ecuación de Moens

Donde c es la velocidad de propagación de la onda, E el módulo de elasticidad de la pared, h es el espesor de la pared, D el diámetro del conducto y ρ_f la densidad del fluido.

En el siglo XX emergieron los métodos experimentales y matemáticos, posibilitando la descripción del carácter pulsátil del flujo sanguíneo.

- A principios del siglo XX se establecen los modelos de Windkessel, donde la aorta se concibe como un tubo elástico con capacidad de almacenar fluido. Así, en el extremo del corazón el fluido es introducido de forma intermitente, mientras que en el otro extremo el fluido sale de una forma aproximadamente constante. El sistema circulatorio es concebido como un embalse elástico donde el corazón bombea sangre y desde el cual una red de conductos no elásticos salen para regar el cuerpo. La resistencia del flujo vendría dada por la Ley de Poiseuille. Se elaboran modelos matemáticos que simulen esta teoría.
- A mediados de los años 50, Womersley, considerando solamente los términos lineales de la ecuación de Navier-Stokes y el tubo rígido, escribió una ecuación que predice el flujo sometido a una función sinusoidal de presión. Es decir, aportó la primera solución analítica fundamental para las ecuaciones que gobiernan el flujo sanguíneo. Posteriormente, se resolvió para pared elástica y con nuevas condiciones para hacerlo más realista.

ANEXO 3.2. CORRIENTE DE HAGEN-POISEUILLE

Este modelo constituye una primera aproximación para conocer el comportamiento del flujo sanguíneo. Establece la solución analítica de un flujo laminar estacionario de un fluido incompresible a través de un conducto, recto y rígido de sección constante, sometido a una diferencia de presiones en sus extremos. El caso que nos ocupa es la circulación de la sangre a través de una arteria rígida.

Se llama Presión reducida a la suma de la presión p , y de la energía potencial U , en cada punto.

Para un conducto de longitud L , el gradiente de presión reducida Pe , es igual a la diferencia de las presiones reducidas que hay a la entrada i , y salida f , del conducto dividido entre la longitud del mismo.

$$Pe = -\frac{\partial(p + \rho \cdot U)}{\partial x} = \frac{(p + \rho \cdot U)_i - (p + \rho \cdot U)_f}{L} \quad \text{Ecuación Anexo 3.3. Ecuación de Presión reducida}$$

Se resuelve la ecuación diferencial del movimiento en coordenadas cilíndricas para un conducto de sección circular de radio R .

$$0 = Pe + \mu \cdot \frac{1}{r} \cdot \frac{\partial}{\partial r} \left(r \cdot \frac{\partial v}{\partial r} \right) \quad \text{Ecuación Anexo 3.4. Ecuación diferencial del movimiento}$$

Con la siguiente condición de contorno: $v(r = R) = 0$

El perfil de velocidades resultante sigue la Ecuación Anexo 3.5. y es una parábola donde la velocidad alcanza el máximo valor en el eje del conducto, reduciéndose a 0 en las paredes, como puede apreciarse en la Figura Anexo 3.1.

$$v = \frac{Pe}{4 \cdot \mu} (R^2 - r^2) \quad \text{Ecuación Anexo 3.5. Perfil parabólico de velocidad}$$

El caudal Q se obtiene integrando el perfil de velocidad para toda la sección, tal y como indica la Ecuación Anexo 3.6.

$$Q = \int_0^R 2\pi \cdot r \cdot v(r) \cdot dr = \frac{\pi \cdot R^4}{8 \cdot \mu} \cdot Pe \quad \text{Ecuación Anexo 3.6. Caudal según la Ley de Poiseuille}$$

En las bifurcaciones el perfil de velocidad no es parabólico hasta que supera la zona de desprendimiento en la región de entrada y ya se puede considerar el flujo desarrollado. La longitud de la zona de desprendimiento depende del número de Reynolds.

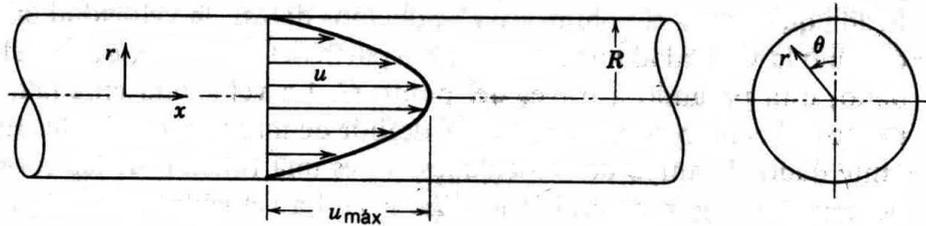


Figura Anexo 3.1. Perfil de velocidades de Hagen Poiseuille

Fuente: <http://www.monografias.com/trabajos10/resumen/Image407.jpg>

ANEXO 3.3. FLUJO OSCILATORIO. NÚMERO DE WOMERSLEY.

El perfil de velocidad de un flujo oscilatorio depende del tamaño del conducto D , de la frecuencia angular de oscilación ω y de la densidad ρ y viscosidad μ del fluido. Esto se recoge en el parámetro adimensional de Womersley α , que expresa la importancia de las fuerzas de inercia frente a los efectos viscosos.

$$\alpha = \frac{D}{2} \cdot \sqrt{\frac{\omega \cdot \rho}{\mu}}$$

Ecuación Anexo 3.7. Número de Womersley

Para valores del parámetro de Womersley bajos ($\alpha < 3$), como sucede en los vasos estrechos y con valores bajos de frecuencia, dominarán los esfuerzos viscosos y se tendrá un perfil de velocidades parabólico, gobernado por la ley de Poiseuille, como se ve en la imagen central de la Figura Anexo 3.2. En cambio, para valores elevados ($\alpha > 10$) domina la inercia sobre los efectos viscosos y el perfil de velocidades se vuelve plano, como el de la imagen de la derecha de la Figura Anexo 3.2. y el flujo se considerará entonces oscilatorio. Si el parámetro de Womersley toma valores intermedios ($3 < \alpha < 10$) se tendrá un perfil como el de la imagen de la izquierda de la Figura Anexo 3.2.

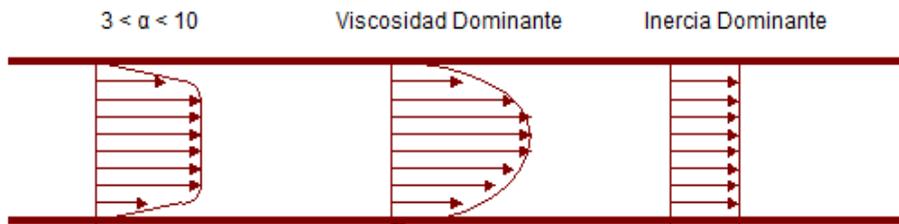


Figura Anexo 3.2. Perfil de velocidad en función del número de Womersley

Fuente: <http://www.frlp.utn.edu.ar/materias/termo/imgexe04.gif>

El flujo de Womersley se obtiene a partir de las ecuaciones de Navier-Stokes, imponiendo una serie de hipótesis, similares a las de la ley de Poiseuille para flujo estacionario: conducto recto, rígido y de sección constante.

Suponiendo un gradiente de presiones $\frac{\delta p}{\delta z}$ sinusoidal de amplitud A^* y frecuencia angular ω , el perfil de velocidad correspondiente sigue la Ecuación Anexo 3.8.

$$u(r, t) = \mathbf{Re} \left[\left(\frac{i}{\omega \rho} \right) \cdot A^* \cdot \left\{ 1 - \frac{J_0 \left(\alpha \cdot \hat{y} \cdot i^{\frac{3}{2}} \right)}{J_0 \left(\alpha \cdot i^{\frac{3}{2}} \right)} \cdot e^{i\omega t} \right\} \right] \quad \begin{array}{l} \text{Ecuación Anexo 3.8.} \\ \text{Perfil de velocidad de} \\ \text{Womersley} \end{array}$$

El caudal $Q(t)$ sigue la Ecuación Anexo 3.9.

$$Q(t) = \mathbf{Re} \left[\left(\frac{i \cdot \pi R^2}{\omega \rho} \right) \cdot A^* \cdot \left\{ 1 - \frac{2 \cdot J_1 \left(\alpha \cdot i^{\frac{3}{2}} \right)}{\alpha \cdot i^{\frac{3}{2}} \cdot J_0 \left(\alpha \cdot i^{\frac{3}{2}} \right)} \cdot e^{i\omega t} \right\} \right] \quad \begin{array}{l} \text{Ecuación Anexo 3.9. Flujo} \\ \text{de Womersley} \end{array}$$

En las expresiones anteriores i es el número imaginario ($i = \sqrt{-1}$), $\hat{y} = \frac{r}{R}$ es la posición relativa, α es el número de Womersley y J_0 y J_1 son funciones de Bessel de orden 0 y 1 respectivamente.

En el dominio de la frecuencia la solución es analítica pero en el dominio temporal la solución sólo puede obtenerse a través de integración numérica.

En la Figura Anexo 3.3. se muestra la evolución del perfil de velocidad para diferentes instantes de tiempo dentro de un ciclo. Se puede observar que en determinados instantes del ciclo la velocidad en los puntos cercanos a la pared se vuelve negativa a pesar de que el caudal neto es positivo, principalmente debido al esfuerzo cortante en la pared.

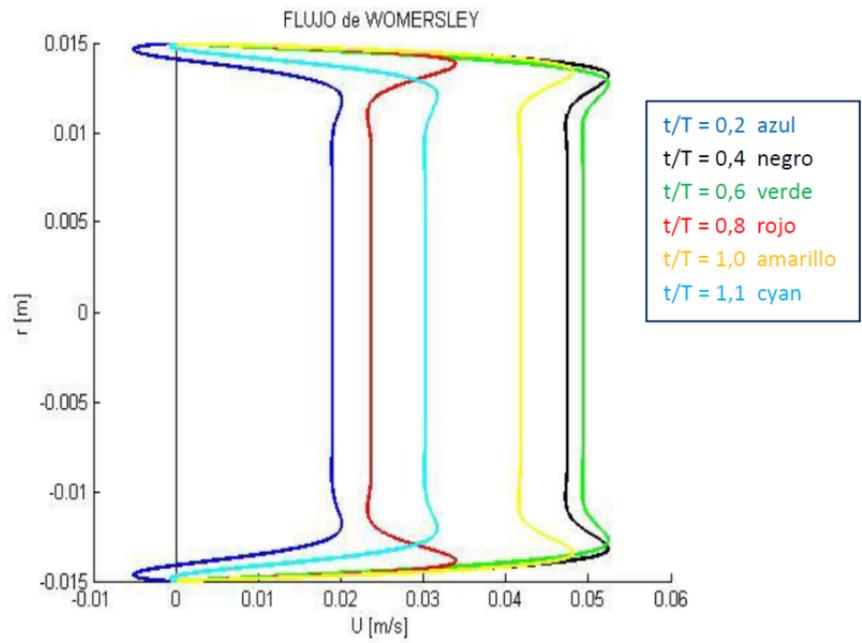


Figura Anexo 3.3. Perfil de velocidad teórico para distintos instantes de tiempo en un ciclo

Fuente: <http://www.iit.comillas.edu/pfc/resumenes/4df136f0c6e28.pdf>

ANEXO 4. OTROS ELEMENTOS DEL CIRCUITO HIDRÁULICO

ANEXO 4.1 CIRCUITO BY-PASS

Se ha diseñado un circuito by-pass conectado al modelo con el objetivo de insertar un flujo directamente de las bombas sin que pase por el depósito de altura constante, de esta manera se consigue una corriente que entra con mayor presión al modelo.

El propósito principal de esta maniobra es la de conseguir el arrastre de partículas que se depositan en zonas horizontales o en zonas donde el flujo disminuye considerablemente su velocidad, facilitando la creación de posos de partículas y disminuyendo la calidad de las medidas.

Como ya hemos mencionado el flujo que circula viene directamente de las bombas, por medio de un tubo y una llave de paso, conseguimos que vaya directamente por las venas pulmonares, entrando de esta forma al modelo.

También tienen que estar cerradas la válvula mitral y la orejuela para evitar un recorrido más largo. Queremos crear un circuito cerrado que solo comprenda el modelo y las bombas y que sea de la menor longitud posible. El fluido se libera por otro tubo justamente a la salida de la orejuela mediante una llave de paso que conduce directamente a la rama que viene desde el rebosadero y que desemboca en el depósito de descarga, desde donde será conducido nuevamente al modelo.

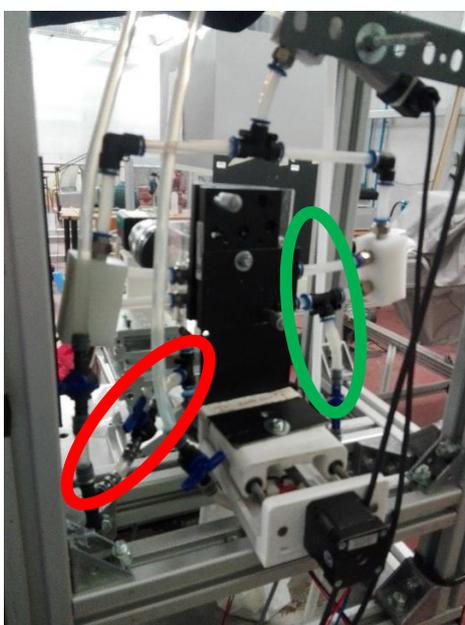


Figura Anexo 4.1. Entrada al modelo (verde). Salida del modelo (rojo).

ANEXO 4.2. VÁLVULAS DE AGUJA

Las válvulas de aguja son elementos muy importantes dentro de la instalación a la hora de controlar el caudal, pudiendo variar su valor ajustando la llave de dichas válvulas. El mecanismo de estas válvulas consiste en una pequeña barra metálica que se controla manipulando una llave, y que presiona a nuestro gusto los tubos por donde circula el fluido. De esta manera podemos reducir la sección del tubo y así disminuir el caudal. Es decir, se consigue un control total del caudal que circula por las ramas. A diferencia de las electroválvulas las válvulas de aguja no son todo-nada, regulamos el caudal a diferentes puntos desde su valor máximo hasta un valor cero de caudal.

El circuito cuenta con tres válvulas de aguja. Están situadas estratégicamente en puntos de la instalación donde existe un interés especial por la posibilidad de poder regular el caudal. Dos de las válvulas de aguja están situadas en las ramas que salen desde el depósito de altura constante hacia el modelo, habiendo una en la rama pulmonar y otra en la rama que se dirige hacia la orejuela, nombradas como V0 y V1 en el esquema respectivamente. La tercera válvula de aguja, V3, se ha montado en la rama que sale de la orejuela hacia el depósito de descarga.

Cabe destacar que se han diseñado unos soportes para las válvulas de manera que su incorporación al circuito fuera más cómoda, ya que gracias a estos soportes se han anclado a unas estructuras metálicas que forman parte de la mesa de trabajo, consiguiendo así una gran estabilidad de las válvulas que facilita su manipulación. Añadir como nota aclarativa que las válvulas se abren en sentido antihorario y se cierran en sentido horario.



Figura Anexo 4.2. Válvulas de aguja y vista detallada de su soporte.

ANEXO 4.3. COLECTORES

Una de las pautas principales ha sido intentar recrear de la manera más precisa posible la anatomía de la aurícula y de la orejuela izquierda. Existen cuatro venas pulmonares entrantes a la aurícula, lo cual se traduce en cuatro tubos que conducen flujo al modelo por la rama pulmonar. Dos entradas de las venas pulmonares derechas simulando una entrada más suave a la aurícula y a 90° dos entradas de las venas pulmonares izquierdas, creando un flujo más brusco a su entrada al modelo.

El problema se presenta cuando hay que llevar 4 ramas diferentes al modelo, por ello se han creado dos colectores, cada colector está situado aguas abajo de la bifurcación que existe de la rama pulmonar proveniente del depósito de altura constante, que divide esta rama en dos, rama de venas derechas y de venas izquierdas.

La misión de los colectores es subdividir la rama derecha y la rama izquierda en dos, de manera que de cada colector se obtienen otras dos ramas. Es decir, un total de cuatro entradas al modelo.

Los colectores, cuyo material es PLA, se muestran en la Figura Anexo 4.3.

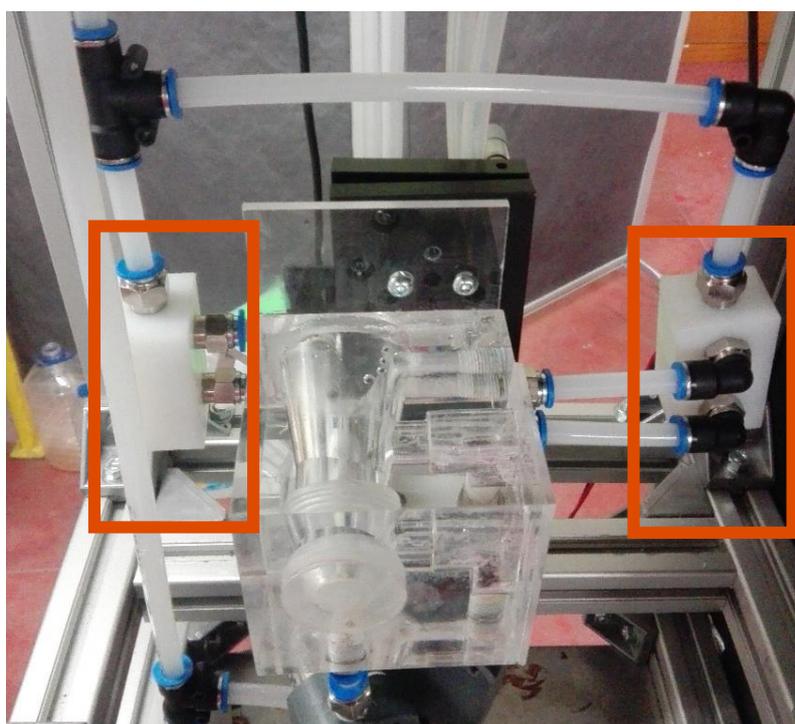


Figura Anexo 4.3. Colectores de venas pulmonares.

ANEXO 4.4. TUBOS

Se han utilizado dos tipos de tubo en la instalación. Para la mayor parte del circuito se han empleado tubos semirrígidos de diámetro exterior 10 mm y de diámetro interior 8 mm. Para las ramas que pasan por las bombas se ha utilizado tubos L/S 17 que es más flexible ya que se ve presionado por los rodillos de éstas, son tubos de la marca de las bombas, Masterflex y también cuentan con 10 mm de diámetro exterior.

Cabe destacar que para la introducción de los tubos en los cubos es necesario que 4 mm de longitud de tubo queden insertados para una manipulación correcta y evitar que se quede trizado.



Figura Anexo 4.4. Tubos semirrígidos (izq.) y tubos Masterflex (der.)

ANEXO 4.5. CODOS

Los codos son elementos que se usan dentro del circuito para bifurcar las ramas por donde transcurre el fluido. Los codos son necesarios en puntos donde es fundamental separar el camino que puede seguir el flujo, por ejemplo en la rama de la orejuela que viene desde el depósito de altura constante donde un codo bifurca una rama que se dirige al modelo y otra que se dirige hacia el depósito de descarga.

Además, los codos pueden tener una utilidad de direccionamiento de los tubos. Por ejemplo, en la rama de las venas pulmonares que entran al modelo, aguas arriba del colector, se pone un codo a 90° para tener conectados dos tramos rectos de tubo, evitando así un tubo que estaría muy tenso trazando una curva.

Los codos que se han utilizado en el modelo son en forma de L, los cuales forman 90° de separación entre los tubos que se conecten, y en forma de T que permite la bifurcación de una rama en dos. Por ejemplo la bifurcación de las venas pulmonares izquierdas y derechas.

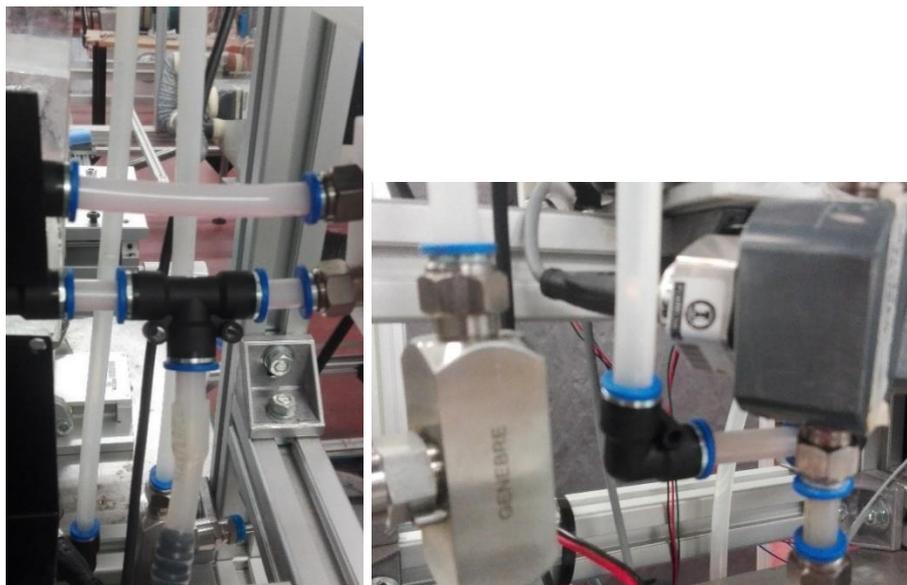


Figura Anexo 4.5. Codo en T (izq.) y Codo en L (der.)

ANEXO 4.6. RACORES

Los racores son elementos roscados por un extremo que se usan en conexiones entre tubos y elementos del circuito donde no puede haber fugas. En algunos casos tienen el mismo aspecto que los codos, es decir, en forma de L, pero la parte que se conecta con elementos de la instalación esta roscada.

Se han utilizado racores en la conexión de tubos con el modelo, con el depósito de descarga, con los colectores, con los soportes de los sensores de presión o de las válvulas de aguja.

En la Figura Anexo 4.6. se muestra el modelo con los racores roscados en el y dispuestos para introducir el tubo por el otro extremo del racor.



Figura Anexo 4.6 Racores en el modelo

ANEXO 4.7. LLAVES DE PASO

Las llaves de paso son unos elementos que se utilizan para permitir o interrumpir el paso de flujo. No se utilizan para fines que puedan influir en el estudio del ciclo cardíaco como lo pueden hacer las electroválvulas o las válvulas de aguja. Sin embargo, son muy importantes para otras operaciones en el circuito como el proceso de llenado y vaciado de la instalación, la activación del by-pass o permitir el alivio de fluido en el depósito de descarga.

Poseen un mecanismo de llave y son del tipo todo-nada, abriéndose en sentido anti horario y cerrándose en sentido horario. La instalación cuenta con aproximadamente una decena de llaves de paso.



Figura Anexo 4.7. Llaves de paso cerrada (izq.) y abierta (der.)

ANEXO 5. AJUSTE DEL PARALELISMO DEL MODELO

Se sitúa el soporte del modelo de manera que la lámina láser sea paralela a él. Posteriormente se procede a fijar el desplazador del modelo para que por el modelo pase la lámina láser por el plano central de la orejuela. La mayoría de medidas se han realizado en este plano medio de la orejuela. No obstante, gracias a la precisión que ofrece el desplazador a la hora de ajustar distancias también se han tomado medidas del campo de velocidades en planos paralelos al plano central de la orejuela.

No se requiere una precisión muy alta en estos pasos ya que el ajuste fino se hará a continuación junto con el de la inclinación.

El soporte del modelo tiene la posibilidad de **controlar su inclinación** mediante unos micrómetros de precisión situados en dos esquinas opuestas como los que se pueden ver en la Figura Anexo 5.1.

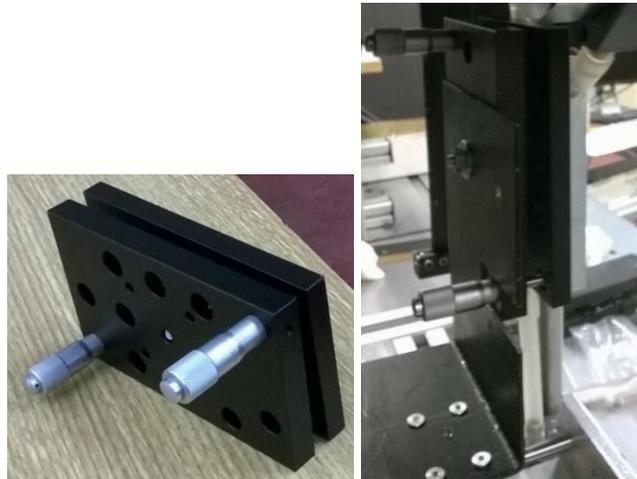


Figura Anexo 5.1. Micrómetros para el control de inclinación

Estos micrómetros controlan la inclinación de las placas de acuerdo con los modelos en CAD que aparecen en la Figura Anexo 5.2.

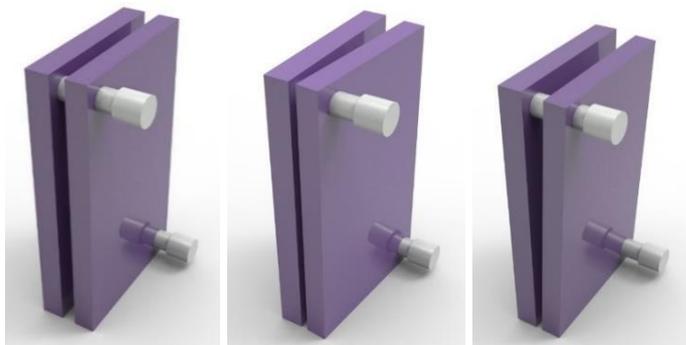


Figura Anexo 5.2. Posiciones del control de inclinación

- En la posición de la izquierda de la Figura Anexo 5.2. las dos placas son totalmente paralelas.
- Mediante el micrómetro de la esquina inferior derecha es posible modificar la distancia de las dos placas para que se abran o cierren a lo largo de su ancho. Este tipo de movimiento se muestra en la imagen central de la Figura Anexo 5.2.
- Con el micrómetro de la esquina superior izquierda se modifica la distancia de las dos placas de modo que se abran o cierren a lo largo de su longitud. Este tipo de movimiento se muestra en la imagen de la derecha de la Figura Anexo 5.2.

Debido al gran peso que tiene el modelo de metacrilato las placas que conforman el soporte se pueden ver afectadas de manera que puede aparecer un movimiento relativo entre las dos placas. Esto es debido al par que produce el peso del modelo en los puntos de anclaje con el modelo. Para solucionar dicho problema se ha colocado un tornillo en la parte inferior de las placas como muestra la Figura Anexo 5.3. de manera que se evita el movimiento relativo entre ellas.



Figura Anexo 5.3. Tornillo que evita movimiento relativo entre placas.

A continuación se indica el proceso de ajuste de paralelismo del modelo con la lámina láser.

Para lograr el correcto alineamiento del modelo debemos tener un disparo continuo de la lámina láser, de manera que nos sirva de referencia para realizar el ajuste. Una vez tengamos la lámina laser disparándose con una correcta entrada a través de las fisuras de la lámina de cartón y la guillotina, se procede a nivelar el modelo.

Hay que tener en cuenta que el modelo estudiado tiene una forma cúbica, esto implica que para tener una correcta incidencia del láser en el plano central de la orejuela, que es paralelo al plano x-y, hay que realizar el ajuste del paralelismo teniendo en cuenta dos posibles inclinaciones erróneas de este plano. Para conseguir el paralelismo nos hemos ayudado de dos escuadras metálicas mostradas en la Figura Anexo 5.4. que previamente han sido marcadas con una cinta blanca para poder observar de forma más clara la incidencia del láser, al ser éstas de color negro. El objetivo es que la línea láser consiga recorrer el límite establecido entre la cinta y la escuadra.

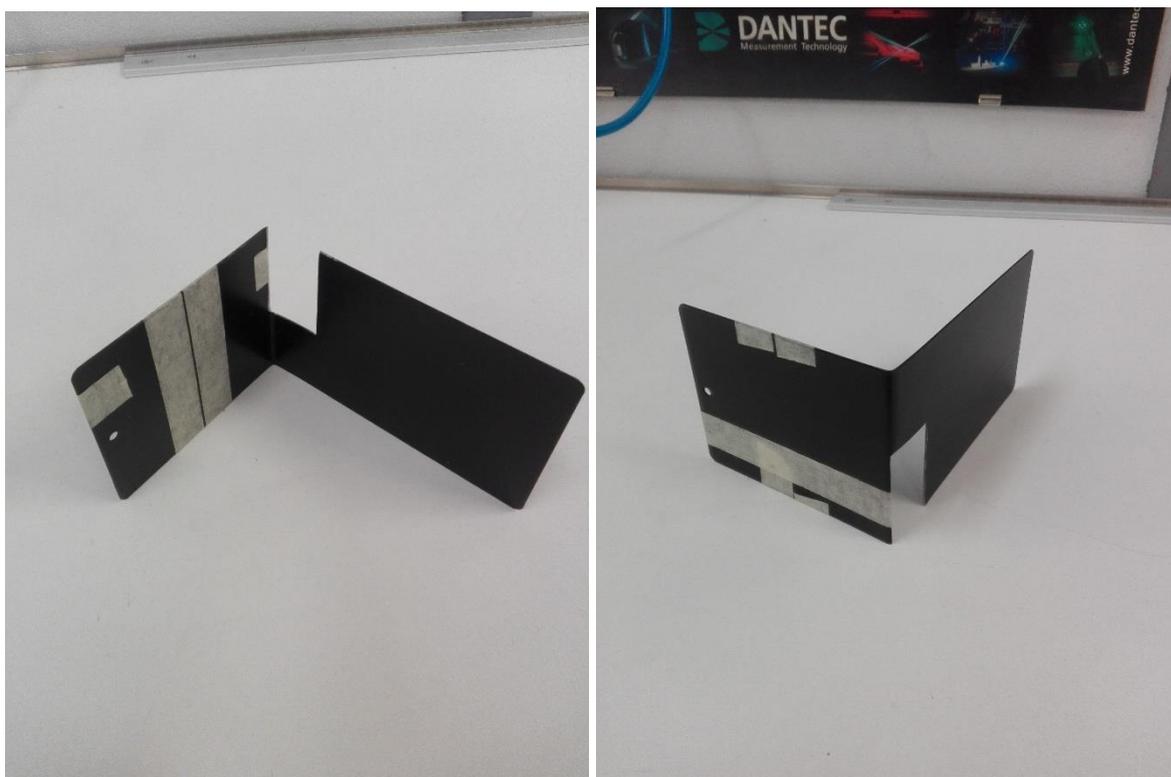


Figura Anexo 5.4. Escuadra metálica con las cintas que facilitan el ajuste de paralelismo.

- **Ajuste del plano central de la orejuela**

Como se ha mencionado anteriormente hay que realizar dos pruebas de paralelismo para poder conseguir que el modelo se encuentre en la posición óptima para su posterior estudio. Gracias a los micrómetros situados en el desplazador podremos conseguir este objetivo.

Hay que tener en cuenta que una vez conseguido el ajuste de un plano, al ajustar el otro, podemos modificar el primer paralelismo conseguido. Por eso hay que poner especial atención en que, una vez tengamos un ajuste realizado, realizar el otro ajuste de manera cuidadosa. No obstante, este proceso permite utilizar una técnica de prueba-error simultánea de manera que consigamos un ajuste correcto del plano.

Primeramente se realiza un ajuste del plano x-y restringiendo su giro respecto al eje x.

La forma de disponer las escuadras metálicas es la mostrada en la Figura Anexo 5.5.

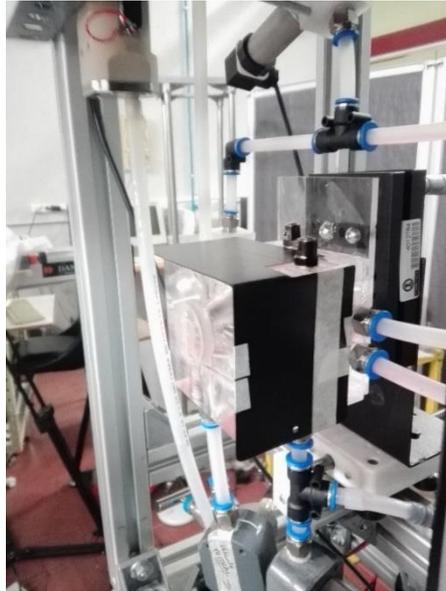


Figura Anexo 5.5. Posición de la escuadra para el primer ajuste de paralelismo

Previamente se han concretado las medidas y la posición exacta de la escuadra de manera que el límite derecho de la cinta, el cual debe coincidir con el plano central de la orejuela, sea donde incide la proyección del láser. Usaremos los micrómetros para dicho fin.

Con la Figura Anexo 5.6. se presenta el objetivo de este ajuste. En verde se muestra la posición del plano que queremos conseguir, y en rojo una posible situación errónea del plano que se corrige con este primer ajuste.

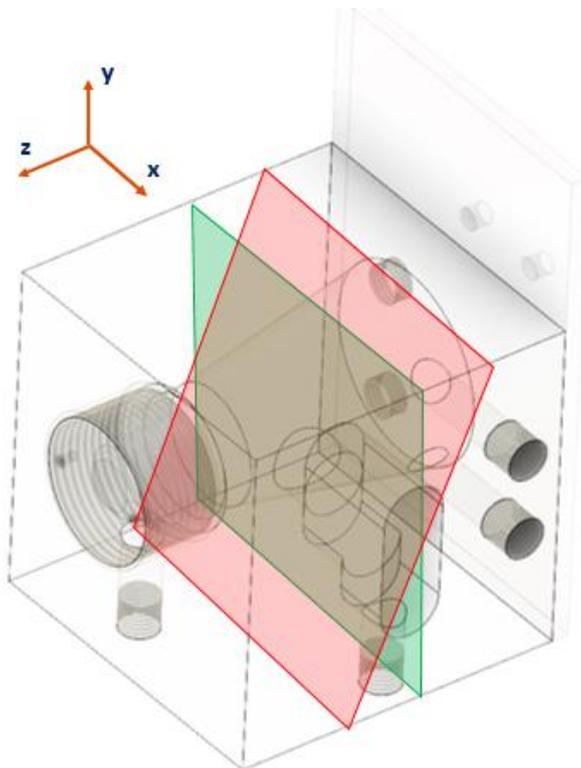


Figura Anexo 5.6. Primer ajuste del plano x-y respecto su giro en torno al eje x.

Por último se realiza un ajuste del plano x-y restringiendo su giro respecto al eje y.

En la Figura Anexo 5.7. se muestra la colocación de las escuadras para realizar este segundo ajuste.

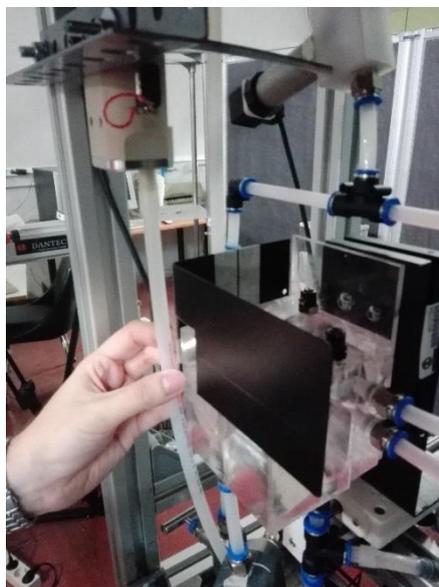


Figura Anexo 5.7. Posición de la escuadra para el segundo ajuste de paralelismo.

De igual modo que en el primer ajuste, se han determinado las medidas y la posición exacta de la escuadra de manera que la incidencia del láser debe estar comprendida en el espacio existente entre las dos cintas. En este ajuste se parte con el láser ya incidiendo en el lugar establecido por la cinta en la cara de la orejuela, no importa tanto si se desvía un poco el láser al salir por la parte posterior, ya que ese error se corregirá con esta nivelación. Una vez más, nos servimos de los micrómetros para conseguir dicha especificación.

En la Figura Anexo 5.8. se puede ver el objetivo de este ajuste. En verde se muestra la posición del plano que queremos conseguir, y en rojo una posible situación errónea del plano que se corrige con este segundo ajuste.

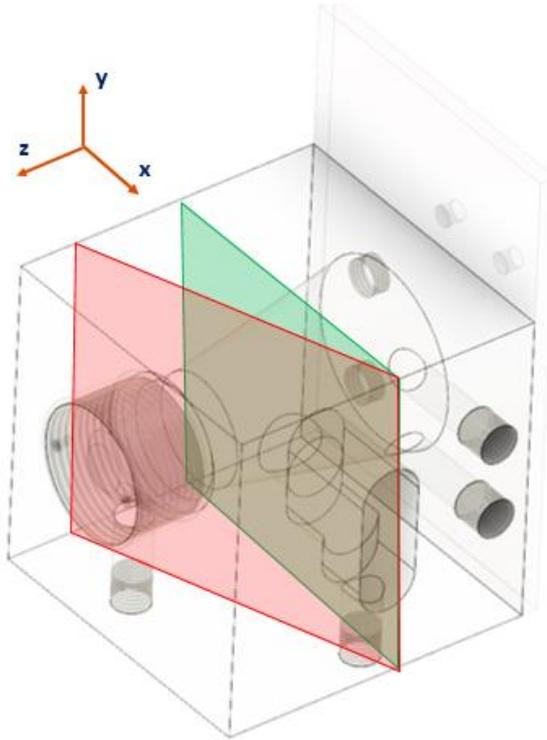


Figura Anexo 5.8. Segundo ajuste del plano x-y respecto su giro en torno al eje y.

Se puede ver, que gracias al primer ajuste, se realiza el paralelismo con la recta que corta el plano a ajustar y la cara de la orejuela en una correcta posición.

Por ello resulta efectivo realizar cuidadosamente el segundo ajuste partiendo de un primer ajuste establecido correctamente

ANEXO 6. CONTROL DE LAS PROPIEDADES DEL FLUIDO

ANEXO 6.1. CONTROL DE LA TEMPERATURA

Transcurrido un periodo de tiempo determinado para que la temperatura del fluido se estabilice, se procede a su medición mediante el sensor de temperatura incluido en el caudalímetro.

Puede haber variaciones de temperatura muy grandes, sobre todo en invierno, ya que depende especialmente del sistema de calefacción del laboratorio, pero se observa un valor estable entre los 28 y 29°C aproximadamente.

Cabe destacar que existe la posibilidad de aumentar la temperatura del fluido si inicialmente no posee el valor de temperatura requerido. Esto es posible a la opción “Calentar” que nos ofrece el software de control. Simplemente establece una circulación del flujo abriendo y cerrando las electroválvulas de forma continua, de esta manera la mezcla va adquiriendo temperatura.

Es muy importante el control de la temperatura puesto que propiedades físicas como la densidad o la viscosidad dinámica varían con la temperatura, especialmente en el caso de esta última.

ANEXO 6.2. CONTROL DE LA DENSIDAD

Una vez que la temperatura ya no sufre variaciones se puede determinar la densidad del fluido. La densidad de la mezcla indicará cuál es la concentración de cada componente, y por tanto la viscosidad del fluido, la variable que más se verá afectada.

Durante una sesión de medida la densidad permanecerá constante pero al transcurrir unos días sí conviene tener en consideración esta propiedad porque la evaporación del agua de la mezcla sí podría ser suficientemente grande como para modificar la densidad. Este ajuste es importante porque al variar la densidad estaría cambiando el índice de refracción de la mezcla y las capturas obtenidas con la cámara no serían las óptimas. Si por alguna razón la densidad ha aumentado, se procederá a restituir su valor de diseño añadiendo agua a la mezcla hasta que la relación agua-glicerina sea 39%-61%. Para ello se mide el volumen de fluido existente, y junto con su concentración se calcula el volumen de agua que es necesario añadir.

Se parte de una densidad inicial ρ_0 y un volumen inicial V_0 obteniendo una masa total de la mezcla m_0 :

$$m_0 = \rho_0 \cdot V_0 \quad \text{Ecuación Anexo 6.1. Masa total de la mezcla}$$

A partir de la densidad se calcula la concentración en masa de glicerina $C_{M \text{ glic}}$:

$$\rho_0 = \rho_{\text{glicerina}} \cdot C_{M \text{ glic}} + \rho_{\text{ag}} (1 - C_{M \text{ glic}}) \quad \text{Ecuación Anexo 6.2. Densidad de la mezcla}$$

Despejando se tiene que:

$$C_{M \text{ glic}} = \frac{\rho_0 - \rho_{\text{agua}}}{\rho_{\text{glic}} - \rho_{\text{agua}}} \quad \text{Ecuación Anexo 6.3. Concentración en masa de glicerina}$$

Cuando se alcanza la temperatura de funcionamiento la densidad de la glicerina es de 1258 kg/m³ y la del agua 995 kg/m³. Se puede calcular la masa de glicerina en la mezcla $m_{0 \text{ glic}}$:

$$m_{0 \text{ glic}} = m_0 \cdot C_{M \text{ glic}} \quad \text{Ecuación Anexo 6.4. Masa de glicerina}$$

Como sólo se va a añadir agua para corregir la mezcla, la masa de glicerina permanecerá constante, sólo que su concentración ahora será del 61% en lugar de $C_{M \text{ glic}}$. La masa total que tendrá la mezcla se corresponde con la Ecuación Anexo 6.5.

$$m_{final \text{ total}} = \frac{m_{0 \text{ glic}}}{61\%} \quad \text{Ecuación Anexo 6.5. Masa total final de la mezcla}$$

La masa de agua tiene que seguir siendo el 39% de esta masa final, con lo que habrá que añadir la diferencia entre este valor y el inicial de la mezcla.

$$m_{final \text{ agua}} = 39\% \cdot m_{final \text{ total}} \quad \text{Ecuación Anexo 6.6. Masa final de agua}$$

$$m_{añadir \text{ agua}} = m_{final \text{ total}} - m_{0 \text{ agua}} \quad \text{Ecuación Anexo 6.7. Masa de agua a añadir}$$

$$V_{añadir \text{ agua}} = m_{añadir \text{ agua}} \cdot \rho_{agua} \quad \text{Ecuación Anexo 6.8. Volumen de agua a añadir}$$

Por tanto, habría que añadir $V_{añadir \text{ agua}}$ a la mezcla actual de acuerdo con la Ecuación Anexo 6.8. Se dispone de una hoja "Excel" para determinar el volumen de agua o de glicerina, según sea el caso, que es necesario añadir a la mezcla para conseguir la densidad adecuada.

El valor de la densidad de la mezcla no tiene una gran variación con la temperatura. Las Ecuaciones Anexo 6.9. y 6.10. muestran la variación de la densidad del agua y de la glicerina con la temperatura.

Ecuación Anexo 6.9. Densidad de la glicerina en función de la temperatura

$$\rho_{glic} = 1277 - 0.654 \cdot T$$

Ecuación Anexo 6.10. Densidad del agua en función de la temperatura

$$\rho_{agua} = 1000 \left(1 - \left| \frac{T-4}{622} \right|^{1.7} \right)$$

En las expresiones anteriores ρ_{agua} y ρ_{glic} están en kg/m^3 y T es la temperatura en $^{\circ}\text{C}$. Con la Ecuación Anexo 6.2. se podría calcular la densidad de la mezcla a partir de la densidad del agua y de la glicerina.

En la Figura Anexo 6.1. se muestra un gráfico que ilustra la variación de la densidad con la temperatura. El valor de la densidad de la mezcla disminuye un 0.21% cada incremento de 5°C . Este efecto es prácticamente despreciable.

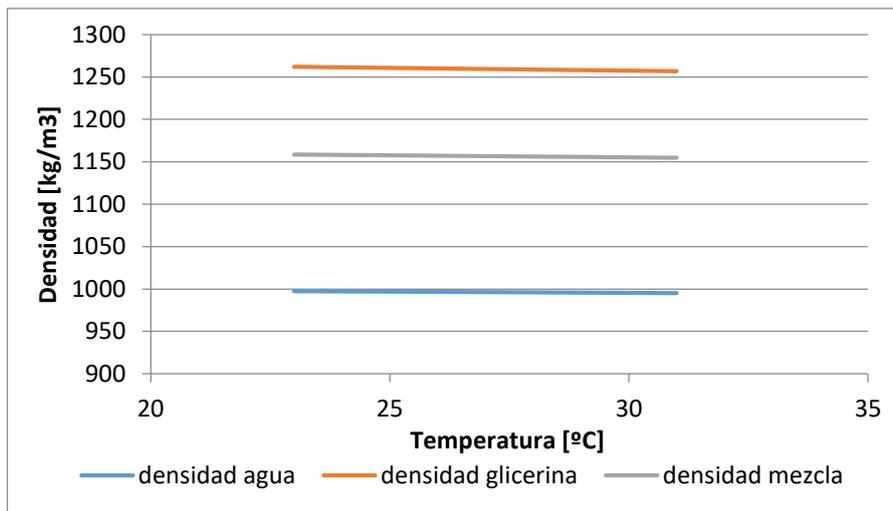


Figura Anexo 6.1. Densidad en función de la temperatura.

ANEXO 6.3. CONTROL DE LA VISCOSIDAD DINÁMICA

La propiedad más sensible a los cambios de temperatura es la viscosidad dinámica, que disminuye su valor un 17% cada incremento de temperatura de 5°C . Si hay variaciones de temperatura, la viscosidad se verá afectada y por lo tanto también el número de Reynolds, que es una de las variables más importantes en este estudio.

La viscosidad de la mezcla sigue la Ecuación Anexo 6.11.

$$\mu = \mu_{\text{agua}}^{\alpha} \cdot \mu_{\text{glic}}^{1-\alpha} \quad \text{Ecuación Anexo 6.11. Viscosidad de la mezcla}$$

En la Ecuación Anexo 6.11. μ es la viscosidad de la mezcla, μ_{agua} es la viscosidad del agua y μ_{glic} es la viscosidad de la glicerina, todas ellas en $\text{Pa}\cdot\text{s}$. α es un parámetro que depende de la temperatura T en $^{\circ}\text{C}$ y de la concentración en masa de glicerina $C_{\text{M glic}}$.

$$\alpha = 1 - C_{M\ glic} + \frac{a \cdot b \cdot C_{M\ glic} \cdot (1 - C_{M\ glic})}{a \cdot C_{M\ glic} + b(1 - C_{M\ glic})}$$

$$a = 0.705 - 0.0017 \cdot T$$

$$b = (4.9 + 0.036 \cdot T)a^{2.5}$$

$$\mu_{agua} = 1.790 \cdot e^{-\left[\frac{(1230+T)T}{36100+360T}\right]}$$

Ecuación Anexo 6.12. Viscosidad del agua.

$$\mu_{glic} = 12100 \cdot e^{-\left[\frac{(1233-T)T}{9900+70T}\right]}$$

Ecuación Anexo 6.13. Viscosidad de la mezcla.

En la Figura Anexo 6.2. se puede ver cómo la viscosidad de la glicerina y como consecuencia la viscosidad de la mezcla desciende al aumentar la temperatura.

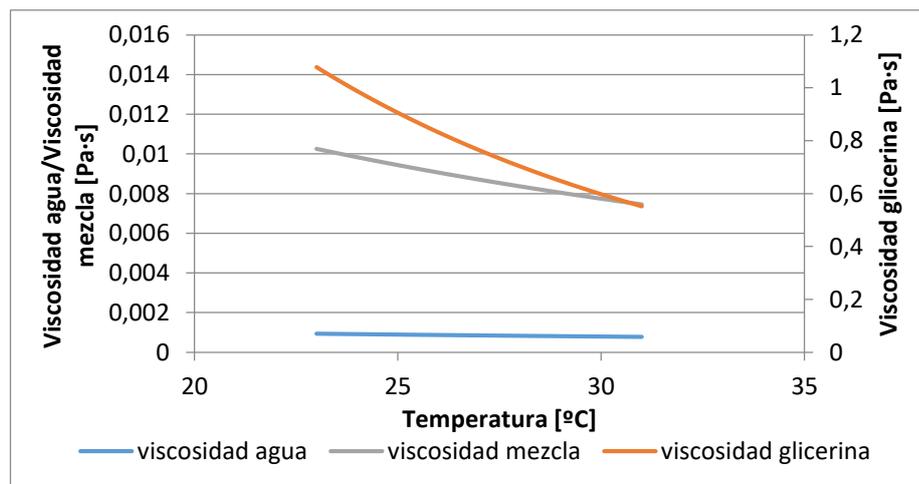


Figura Anexo 6.2. Viscosidad dinámica en función de la temperatura.

