



**Universidad de Valladolid**



**ESCUELA DE INGENIERÍAS  
INDUSTRIALES**

**UNIVERSIDAD DE VALLADOLID**

**ESCUELA DE INGENIERIAS INDUSTRIALES**

**Grado en Ingeniería Mecánica**

**Comparación de medidas**

**PIV – 4D Flow MRI**

**Autor: Liébana López, Sabino**

**Tutor: Castro Ruiz, Francisco**

**Ingeniería Energética y Fluidomecánica**

**Tutor: Pozo Álvarez, Alberto**

**Ingeniería Energética y Fluidomecánica**

**Valladolid, Julio de 2019.**



## RESUMEN

Se ha realizado el diseño de un modelo bidimensional de la orejuela izquierda y la construcción de una instalación experimental que permite el estudio de flujo estacionario y pulsante en el interior del modelo de la orejuela mediante la técnica de Velocimetría de Imágenes de Partículas (P.I.V.) y la técnica de Imagen por Resonancia Magnética usando una secuencia de codificación de fase (PC-MRI).

Se han estudiado los campos de velocidades de un flujo pulsante que simula un ciclo cardíaco para una orejuela sana con variación de volumen y una orejuela rígida enferma sin contractibilidad.

Los resultados de este trabajo obtenidos mediante PIV se usarán para valorar los resultados que se pueden obtener mediante 4D Flow MRI.

## PALABRA CLAVE

Flujo pulsante, flujo estacionario, Velocimetría de Imágenes de Partículas (PIV), 4D Flow MRI, Orejuela izquierda.

## ABSTRACT

A bidimensional model of left atrial appendage has been designed and an installation has been constructed to study the flow pattern inside the model of different pulsatile flows. In order to measure the velocity field, the Particle Image Velocimetry (P.I.V.) and Phase - Contrast magnetic resonance imaging (PC-MRI) has been used.

The velocity fields that develop the pulsatile flows has been studied and compared. The different conditions of the cycle allows to simulate the state of flexibility or rigidity of the appendix.

The results that has been acquired by PIV will be use to assess the results of the 4D Flow MRI.

## KEYWORDS

Pulsatile flow, steady flow, Particle Image Velocimetry (PIV), 4D Flow MRI, Left Atrial Appendage (LAA).

Comparación de Medidas PIV – 4D Flow MRI



# INDICE

<b>1.INTRODUCCIÓN</b> .....	<b>3</b>
1.1 PRESENTACIÓN .....	3
1.2 OBJETIVOS .....	3
1.3 METODOLOGÍA .....	3
1.4 CONTENIDO .....	4
<b>2. VISUALIZACIÓN DE FLUJOS CARDIACOS</b> .....	<b>7</b>
2.1 INTRODUCCIÓN .....	7
2.2 INTRODUCCIÓN A LA ANATOMÍA DEL CORAZÓN.....	7
2.3 IMAGEN POR RESONANCIA MAGNÉTICA,MRI .....	13
2.4 ECOCARDIOGRAFÍA.....	20
2.5 VELOCIMETRÍA DE IMÁGENES POR PARTÍCULAS, P.I.V. ....	27
2.6 ECHO-PIV O ULTRASOUND-BASED PIV .....	30
2.7 CFD .....	31
2.8 RESUMEN DE LAS TÉCNICAS .....	33
<b>3.DESCRIPCIÓN DEL CIRCUITO HIDRÁULICO</b> .....	<b>37</b>
3.1INTRODUCCIÓN .....	38
3.2 REQUISITOS DE DISEÑO .....	38
3.3 MODELO .....	42
3.4 COMPONENTES DEL CIRCUITO HIDRÁULICO .....	45
<b>4.TOMA DE MEDIDAS PIV Y MRI</b> .....	<b>61</b>
4.1 PIV .....	61
4.2 MRI .....	108
<b>5. CONCLUSIONES</b> .....	<b>117</b>
<b>BIBLIOGRAFÍA</b> .....	<b>119</b>
BIBLIOGRAFÍA CONSULTADA .....	121
DIRECCIONES WEB.....	122
<b>ANEXOS</b> .....	<b>125</b>
A.A PLANO DEL MODELO.....	127
A.B MEDIDAS PIV.....	129



# CAPITULO 1:

## INTRODUCCIÓN

### INDICE

<b>1. INTRODUCCIÓN .....</b>	<b>3</b>
<b>1.1 PRESENTACIÓN .....</b>	<b>3</b>
<b>1.2 OBJETIVOS .....</b>	<b>3</b>
<b>1.3 METODOLOGÍA .....</b>	<b>3</b>
<b>1.4 CONTENIDO .....</b>	<b>4</b>





# 1. INTRODUCCIÓN

## 1.1 PRESENTACIÓN

Este Trabajo Fin de Grado se enmarca en el estudio y comparación del campo de velocidades en el interior de un modelo ideal bidimensional de la orejuela de la aurícula izquierda mediante dos técnicas de medida de flujos empleadas en los ámbitos de la ingeniería y de la biomedicina. Las técnicas empleadas en el proyecto han sido la Velocimetría de Imágenes de partículas (P.I.V.) una técnica que se usa en ensayos in vitro y la Imagen por Resonancia Magnética (I.R.M.) usando una secuencia de codificación de fase (PC), también llamada 4D PC-MRI, que se utiliza en ensayos in vivo.

La comparación de las medidas obtenidas mediante PIV y 4D Flow MRI es necesaria para validar los resultados de las técnicas MRI en flujos pulsantes en una geometría compleja, ya que para futuras adquisiciones de datos usando 4D Flow MRI es preciso validar esta técnica mediante otra con las que se obtengan medidas precisas como puede ser el PIV.

Este proyecto ha sido coordinado y supervisado por Francisco Castro Ruiz y por Alberto Pozo Álvarez. Se ha realizado en el Laboratorio de Mecánica de Fluidos del Departamento de Ingeniería Energética y Fluidomecánica de la Universidad de Valladolid y en las instalaciones MRI del Hospital Clínico de Valladolid. Además se ha participado de forma conjunta con un grupo de investigación de Teoría de la señal de la Universidad de Valladolid.

## 1.2 OBJETIVOS

El objetivo principal de este proyecto es estudiar el flujo en el interior de un modelo bidimensional de la orejuela izquierda durante las fases del ciclo cardiaco en condiciones que simulen una orejuela flexible y una orejuela rígida. Para ello se usará la técnica de medida de campo de velocidades PIV. Además se diseñará un circuito hidráulico para que en trabajos posteriores se puedan realizar medidas usando la técnica 4D Flow MRI

## 1.3 METODOLOGÍA

Se establecerá un procedimiento que describirá los pasos a seguir para poder obtener medidas, el cuál consistirá para el caso del PIV la descripción de los pasos de la preparación de la instalación y procesado de los datos y en el caso

del MRI se establecerán los requisitos que debe cumplir la instalación y una descripción de los pasos de la preparación previa de la instalación para poder tomar medidas.

Se realizarán diferentes ensayos en los que se simulará el comportamiento de orejuela flexible y de orejuela rígida en régimen estacionario y régimen pulsátil.

Para poder comparar los campos de velocidades el modelo empleado en los ensayos deberá favorecer en su interior un comportamiento bidimensional del flujo debido a que la técnica PIV solo es capaz de medir campos de velocidad bidimensionales y la técnica 4D PC-MRI puede medir campos de velocidad tridimensionales.

## 1.4 CONTENIDO

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

- Capítulo 1: Introducción. Constituye una presentación del trabajo realizado desde una visión general.
- Capítulo 2: Visualización de flujos cardiacos. Se trata de un descripción de las técnicas que se usan en la actualidad para poder medir flujos cardiacos. Primero se describe el flujo en el interior del corazón, se detallarán las propiedades de la sangre, que también deberá cumplir la mezcla utilizada en su simulación. A continuación se explicarán las técnicas utilizadas para poder medir flujos cardiacos. En último lugar se realizará una tabla resumen de las resoluciones espaciales y temporales de las técnicas.
- Capítulo 3: Descripción de la instalación. Se procederá a describir todos los elementos y parámetros de funcionamiento de la instalación utilizada para realizar los ensayos.
- Capítulo 4: Toma de medidas PIV y MRI. Consiste en una descripción de los elementos necesarios que hay que usar para poder realizar las medidas, descripción del procedimiento llevado a cabo para cada uno de los ensayos y análisis de los campos de velocidad obtenidos.
- Capítulo 5: Conclusiones. Descripción de los resultados alcanzados en los diferentes ensayos.

# CAPITULO 2:

## VISUALIZACIÓN DE FLUJOS CARDIACOS

### INDICE

<b>2. VISUALIZACIÓN DE FLUJOS CARDIACOS .....</b>	<b>7</b>
<b>2.1 INTRODUCCIÓN .....</b>	<b>7</b>
<b>2.2 INTRODUCCIÓN A LA ANATOMÍA DEL CORAZÓN .....</b>	<b>7</b>
2.2.1 CICLO CARDIACO .....	8
2.2.3 LA OREJUELA DEL CORAZÓN .....	10
2.2.3.1 ANATOMÍA DE LA OREJUELA IZQUIERDA .....	11
2.2.3.2 FLUJO EN LA OREJUELA IZQUIERDA .....	12
2.2.3.3 TROMBOSIS DE LA OREJUELA IZQUIERDA .....	13
<b>2.3 IMAGEN POR RESONANCIA MAGNÉTICA, MRI .....</b>	<b>13</b>
2.3.1 INTRODUCCIÓN .....	13
2.3.2 PRINCIPIO FÍSICO DEL MRI .....	14
2.3.3 EQUIPO NECESARIO .....	16
2.3.4 TÉCNICAS PC MRI PARA OBTENCIÓN DE FLUJOS .....	17
2.3.4 SECUENCIAS DE LECTURA .....	19
<b>2.4 ECOCARDIOGRAFÍA .....</b>	<b>20</b>
2.4.1 INTRODUCCIÓN .....	20
2.4.2 PRINCIPIO FÍSICO .....	22
2.4.3 MODALIDADES DE ECOCARDIOGRAFÍA .....	24
2.4.4 DOPPLER .....	25
2.4.4.1 INTRODUCCIÓN .....	25
2.4.4.2 TIPOS DE DOPPLER .....	26
2.4.4.2.1 DOPPLER CONTINUO .....	26
2.4.4.2.2 DOPPLER PULSADO .....	26
2.4.4.2.2.1 DOPPLER ESPECTRAL .....	27
2.4.4.2.2.2 DOPPLER COLOR CDI .....	27
2.4.4.2.2.3 DOPPLER POWER ANGIO .....	27
<b>2.5 VELOCIMETRÍA DE IMÁGENES DE PARTÍCULAS, P.I.V. ....</b>	<b>27</b>
2.5.1 INTRODUCCIÓN .....	27
2.5.2 TIPOS DE PIV .....	28
2.5.3 PRINCIPIO DE FUNCIONAMIENTO DEL PIV .....	29
2.5.4 CARACTERÍSTICAS PRINCIPALES .....	30
<b>2.6 ECHO-PIV o ULTRASOUND-BASED PIV .....</b>	<b>30</b>
<b>2.7 CFD .....</b>	<b>31</b>
2.7.1 INTRODUCCIÓN .....	31
2.7.2 CFD APLICADO A CARDIOLOGÍA .....	31
2.7.3 TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA .....	32
<b>2.8 RESUMEN DE LAS TÉCNICAS .....</b>	<b>33</b>



## 2. VISUALIZACIÓN DE FLUJOS CARDIACOS

### 2.1 INTRODUCCIÓN

En este capítulo se va a presentar la anatomía del corazón humano prestando atención a la orejuela izquierda. Describiendo más detalladamente la orejuela de la aurícula izquierda, ya que es de la que se va realizar un modelo ideal bidimensional. También se describirá el flujo cardiaco y más concretamente el flujo en el interior de la orejuela.

El interés de este trabajo reside en el estudio de flujos cardiacos por lo que en este capítulo se van a describir las técnicas con las que se pueden medir. Las técnicas se pueden dividir en función del tipo de experimento: Estudios “in vivo” que se realizan en organismos vivos, estudios “in vitro” se trata de experimentos en un entorno controlado fuera de un organismo y estudios “in silico” referidos simulaciones realizadas con un ordenador.

Las técnicas que se usan en experimentos “in vivo” son imagen por resonancia magnética (MRI) más concretamente usando una secuencia de codificación de fase (PC) y ecocardiografía usando el método Doppler (TEE).

Las técnicas más usadas en experimentos “in vitro” son las técnicas ópticas de medición de flujos, entre la que destacan la Velocimetría de Imágenes de Partículas (PIV) y su variante para ensayos “in vivo” el echo-PIV.

La técnica empleada en experimentos “in silico” es la mecánica de fluidos computacional (CFD) para simular el comportamiento de los flujos cardiovasculares.

### 2.2 INTRODUCCIÓN A LA ANATOMÍA DEL CORAZÓN

El corazón es un órgano muscular que funciona como una bomba que impulsa la sangre por todo el sistema circulatorio. El corazón está constituido por cuatro cavidades, dos en el lado derecho y dos en el izquierdo, por lo que es habitual hablar de corazón derecho y corazón izquierdo. Las cavidades localizadas en la parte superior se llaman aurículas y las situadas en la parte inferior ventrículos. En la figura 2.1. se muestran las partes del corazón.

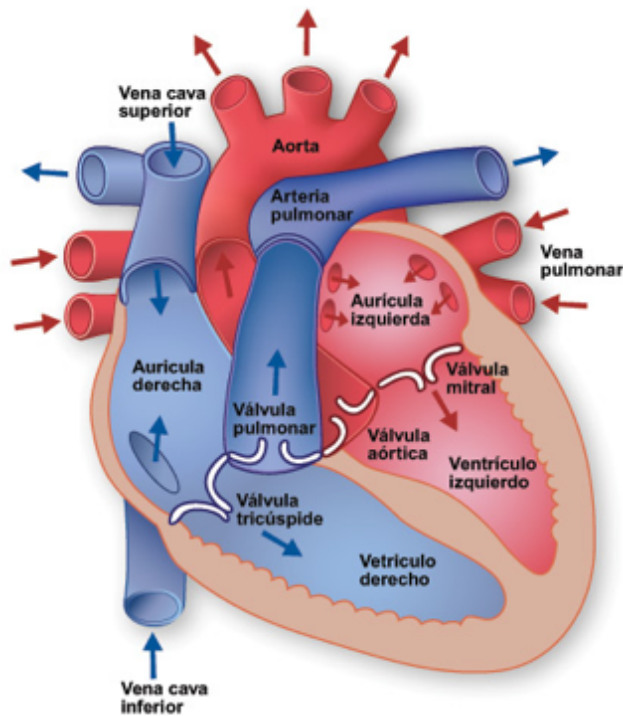


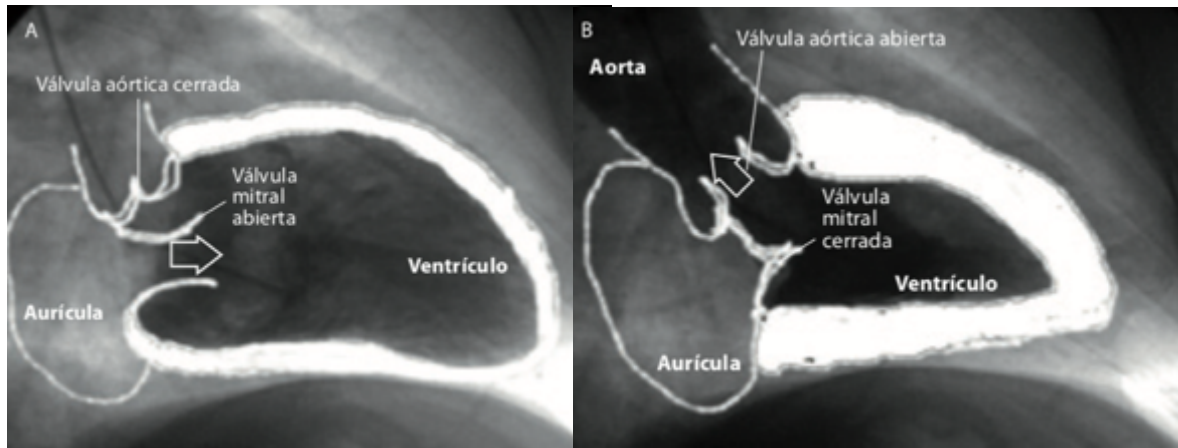
Figura 2.1. Croquis de las partes que forman el corazón.

Fuente: <https://www.texasheart.org/heart-health/heart-information-center/topics/anatomia-del-corazon/>

El recorrido que realiza la sangre en el interior del corazón es el siguiente. Primero la sangre entra al corazón por las venas que están situadas en la aurícula derecha (AD). A continuación pasa al ventrículo derecho (VD) y sale del corazón a través de la arteria pulmonar hacia los pulmones. Después la sangre oxigenada tras su paso por los pulmones vuelve al corazón por las venas pulmonares entrando en la aurícula izquierda (AI). Por último atraviesa la válvula mitral (VM) para llegar al ventrículo izquierdo (VI) que impulsa la sangre hacia el resto del cuerpo mediante la aorta.

### 2.2.1 CICLO CARDIACO

La función del corazón es la de trabajar como una bomba por lo que debe tener propiedades contráctiles que provoquen un ciclo de bombeo. El ciclo consta de dos fases: diástole, periodo de relajación en el cual entra sangre al corazón y sístole, periodo de contracción en el cual sale sangre al corazón. En la figura 2.2. se muestra la aurícula y el ventrículo durante la sístole y la diástole.



(a) (b)

Figura 2.2. Diástole (a) y Sístole (b)

Fuente:

[https://www.fbbva.es/microsites/salud\\_cardio/mult/fbbva\\_libroCorazon\\_cap3.pdf](https://www.fbbva.es/microsites/salud_cardio/mult/fbbva_libroCorazon_cap3.pdf)

Poniendo el foco de atención en lo que ocurre en el corazón izquierdo, la diástole es una fase de relajación que permite que la AI y el VD se llenen por lo que la válvula mitral se encuentra abierta y la sístole es una fase de contracción para impulsar la sangre por el resto del cuerpo, en esta fase la VM permanece cerrada para no impulsar la sangre del VD a la AI, al estar la VM cerrada el volumen de la AI aumenta debido a que sigue entrando flujo sanguíneo por las venas pulmonares. En la figura 2.3. se muestra un gráfico de las variaciones de volumen y presión en el corazón izquierdo durante el ciclo cardiaco.

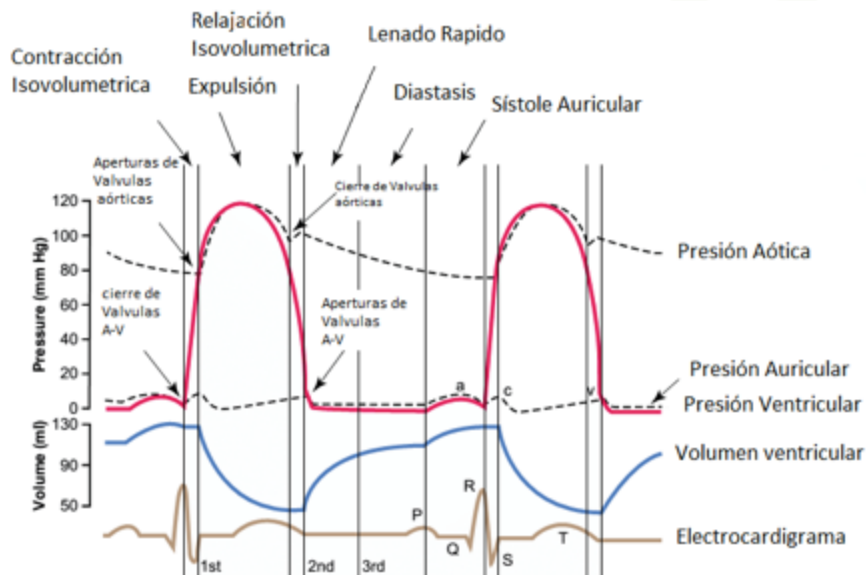


Figura 2.3.Ciclo cardiaco para la función del ventrículo izquierdo, que muestra los cambios de la presión auricular izquierda, de la presión ventricular izquierda y del electrocardiograma.

Fuente: [https://www.researchgate.net/figure/Figura-2-Ciclo-cardiaco-para-la-funcion-del-ventriculo-izquierdo-que-muestran-los\\_fig2\\_282914800](https://www.researchgate.net/figure/Figura-2-Ciclo-cardiaco-para-la-funcion-del-ventriculo-izquierdo-que-muestran-los_fig2_282914800)

En un adulto la frecuencia cardiaca es de 70 ciclos/min por lo que la duración media del ciclo es de entorno a 0,8 segundos de los cuales a diástole dura alrededor de 0,5 s, es decir un 60% del ciclo y la sístole dura en torno a 0,3 s, es decir un 40% del ciclo. En el presente trabajo a la hora de simular el ciclo cardiaco la diástole dura un 60% del ciclo y la sístole un 40%.

### 2.2.3 LA OREJUELA DEL CORAZÓN

Existen dos orejuelas en el corazón una en cada aurícula, como se muestra en la figura 2.4. El objeto de estudio de este trabajo va a ser la orejuela de la aurícula izquierda, sus siglas en inglés LAA.

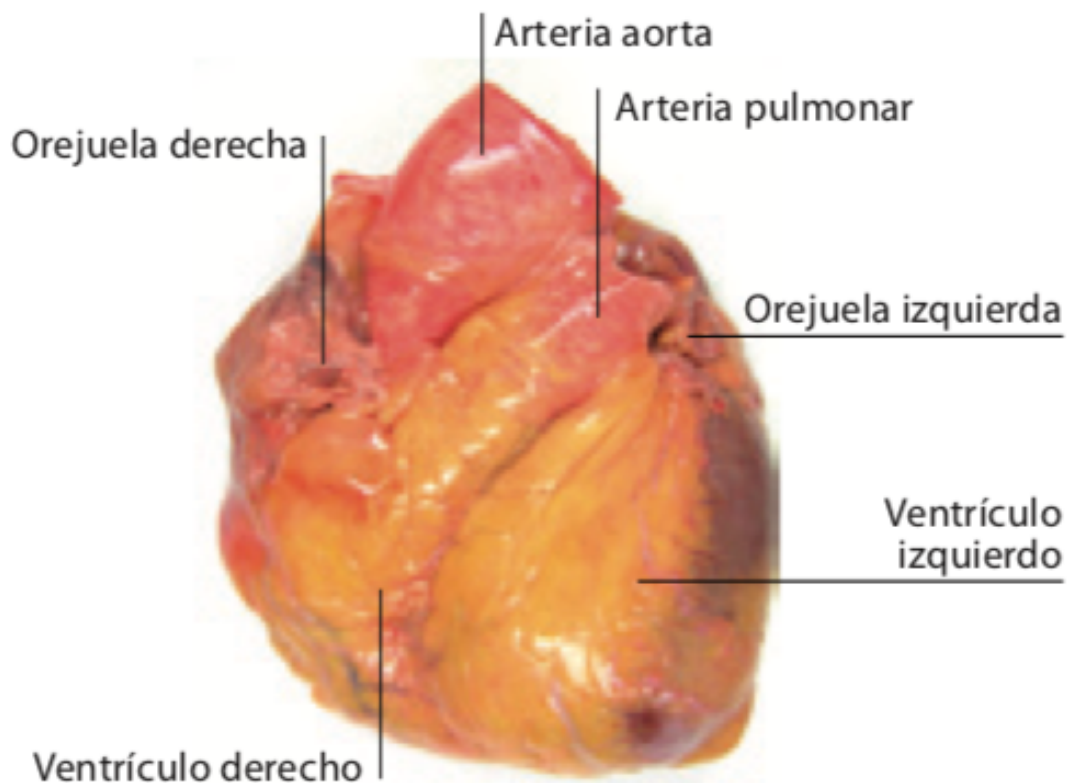


Figura 2.4. Cara anterior del corazón donde se indica la posición de las dos orejuelas

Fuente: [https://www.fbbva.es/microsites/salud\\_cardio/mult/fbbva\\_libroCorazon\\_cap2.pdf](https://www.fbbva.es/microsites/salud_cardio/mult/fbbva_libroCorazon_cap2.pdf)



### 2.2.3.1 ANATOMÍA DE LA OREJUELA IZQUIERDA

La orejuela izquierda es una cavidad adicional situada en la pared de la aurícula izquierda con forma de dedo. La unión con la aurícula izquierda está definida por el ostium que es un orificio estrecho que da acceso a la cavidad, existen diversas formas y tamaños de orejuelas. La orejuela izquierda a pesar de derivar de la pared de la aurícula posee propiedades fisiológicas diferentes (Al-Saady, 1999).

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 et al., 2010).

En el documento (Di Biase, 2012) se muestra un estudio en el que se usó la tomografía computerizada multidetector (MDCT) y la imagen por resonancia magnética (MRI) para clasificar las distintas formas de orejuelas de pacientes con fibrilación auricular crónica en 4 tipos morfológicos, se muestran en la figura 2.5.:

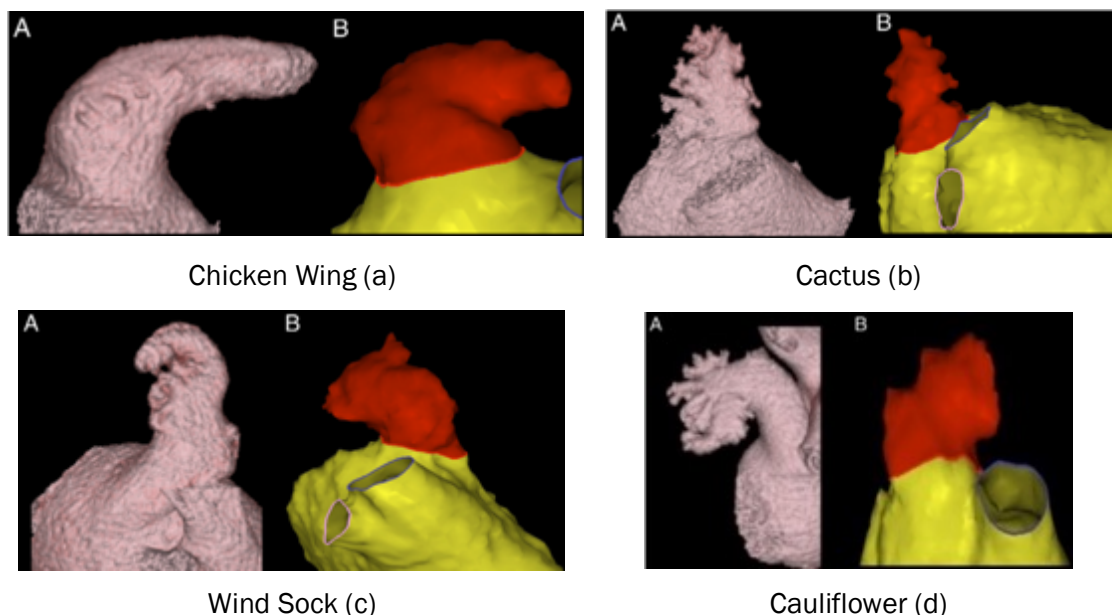


Figura 2.5. Distintas morfologías de orejuela izquierda obtenidas por MDCT (A) y MRI (B)

Fuente: *Di Biase, 2012*

- **Chicken wing:** La más usual presente en el 48% de los individuos del estudio se trata de un tipo de orejuela que 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: Presente en el 30% de los individuos del estudio se trata de un tipo de orejuela que 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.
- Wind sock: Presente en el 19% de los individuos del estudio se trata de un tipo de orejuela que se caracteriza por tener 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: Presente en el 19% de los individuos del estudio se trata de un tipo de orejuela cuya 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.

La clasificación anterior puede que no sea válida ya que se muestra en Beigel, 2014 que puede existir un solapamiento de distintas morfologías cuando se ven ángulos diferentes.

#### 2.2.3.2 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).

La orejuela izquierda presenta un patrón de contracción diferente al de la aurícula izquierda debido a que experimenta una mayor contracción que la de la aurícula.

El ciclo cardiaco en la orejuela lo describe Al-Saady, 1999, la descripción del ciclo comienza en el inicio de la diástole es el instante el que 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.

### 2.2.3.3 TROMBOSIS DE LA OREJUELA IZQUIERDA

En pacientes con fibrilación auricular (FA), que consiste en una pérdida de la sincronía del ritmo cardiaco, hay que prestar atención a la orejuela izquierda ya que durante la fibrilación auricular se produce una disminución en la contractilidad, lo que hace que las velocidades en su interior disminuyan y se dilate el LAA, haciendo que funcione como una bolsa estática que predispone al estancamiento y la trombosis (Nucifora, 2011) siendo más probable que ocurra la formación de trombos en el interior de la orejuela.

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).

## 2.3 IMAGEN POR RESONANCIA MAGNÉTICA, MRI

### 2.3.1 INTRODUCCIÓN

La imagen por resonancia magnética es una técnica tomográfica, es decir permite registrar imágenes de distintos planos o secciones del cuerpo, no invasiva que usa radiación no ionizante. Mediante el uso de radiación electromagnética se obtienen imágenes útiles en el diagnóstico clínico. El nombre inicial de esta técnica fue imagen por resonancia magnética nuclear NMR, la palabra nuclear se quitó del nombre aproximadamente hace 25 años para eliminar la idea de que la técnica era algo radiactiva.

El NMR fue descubierto después de la segunda guerra mundial de forma simultánea por dos físicos Felix Bloch y Edward Mills Purcell que informaron de la primera observación de un movimiento coherente usando la señal de un NMR, ambos recibieron el Premio Nobel de Física en 1952 por el descubrimiento del NMR. En el año 1976 Pual Lauterbur obtuvo imágenes bidimensionales de agua usando el NMR como las que se muestran en la figura 2.6. y Sir Peter Mansfield consiguió imágenes de un dedo, ambos recibieron el Premio Nobel de medicina en 2003 por el desarrollo del MRI. Las primeras veces que se obtuvieron imágenes de campos de velocidades usando la técnica de codificación de fase, conocida como PC-MRI fue en los primeros años de 1980. Desde entonces el PC-MRI bidimensional y resuelto en el tiempo (2D+t) está presente en todos los sistemas de los escáneres magnéticos.

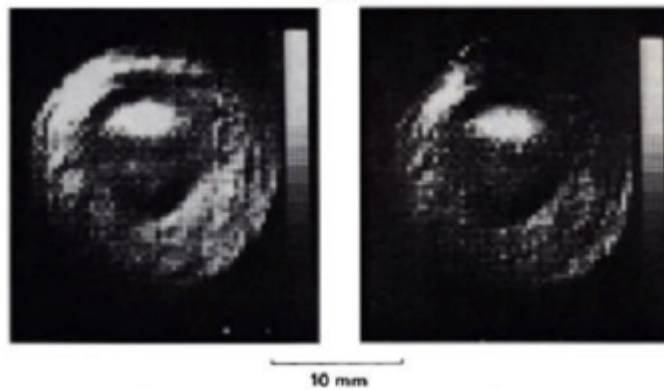


Figura 2.6. Primera imagen obtenida por NMR sección transversal de un tubo de ensayo , publicada en 1976

Fuente: [https://benbeck.co.uk/firsts/2\\_The\\_Human\\_Subject/scanningh.htm](https://benbeck.co.uk/firsts/2_The_Human_Subject/scanningh.htm)

### 2.3.2 PRINCIPIO FÍSICO DEL MRI

El proceso a través del que el equipo del MRI obtiene una señal con la que generar imágenes consiste en someter a los protones del hidrógeno presentes en el agua a un campo magnético externo y a una serie de pulsos de radiofrecuencia, para lo que será necesario el uso de una antena sobre la zona de estudio que enviará la radiofrecuencia y recibirá una señal que será la que se transforme en imágenes en un ordenador. A continuación se explicará más detalladamente el proceso físico por el cual se obtienen datos.

El MRI usa los protones del hidrogeno del agua como base para obtener datos y poder generar imágenes. El protón tiene una carga positiva y da vueltas sobre si mismo, es decir tiene un espín también llamado momento magnético (spin) que genera una corriente eléctrica que va acompañada de pequeños campos magnéticos. Cuando a estos protones se les expone a un campo magnético potente generado por un imán los protones se alinean con él y se produce un movimiento de precesión es decir comienzan a girar alrededor del eje mayor del campo magnético, si se trata de un paciente los protones del paciente se alinean con el campo magnético y se genera un campo magnético con la misma dirección que la del imán, esto es una magnetización longitudinal. La siguiente etapa consiste en emitir una ráfaga de pulsos de radiofrecuencia para cambiar la dirección del campo magnético de los protones, pero solo los pulsos con la misma frecuencia de precesión son capaces de cambiar la dirección del campo magnético. La frecuencia de precesión se calcula con la ecuación de Larmor:

$$\omega_0 = \gamma B_0$$

Ecuación 2.1

Donde  $\omega_0$  es la frecuencia de precesión,  $\gamma$  es el radio de giro magnético que es diferente en cada material y  $B_0$  es la fuerza del campo magnético externo.

Al enviar pulsos de frecuencia con la misma frecuencia de precesión, se transfiere energía y el protón experimenta el fenómeno de resonancia. Al transferir energía al protón conseguimos que la magnetización longitudinal sea menor y comience a existir una magnetización transversal. Cuando se para de enviar pulsos de radiofrecuencia comienza a aumentar de nuevo la magnetización longitudinal, se conoce como relajación longitudinal y se describe con el tiempo de relajación longitudinal  $T_1$ , y comienza a desaparecer la magnetización transversal que se describe con el tiempo de relajación transversal  $T_2$ . En la figura 2.7. se muestra un esquema de cómo se comportan los protones de hidrógeno cuando se les aplica un campo magnético.

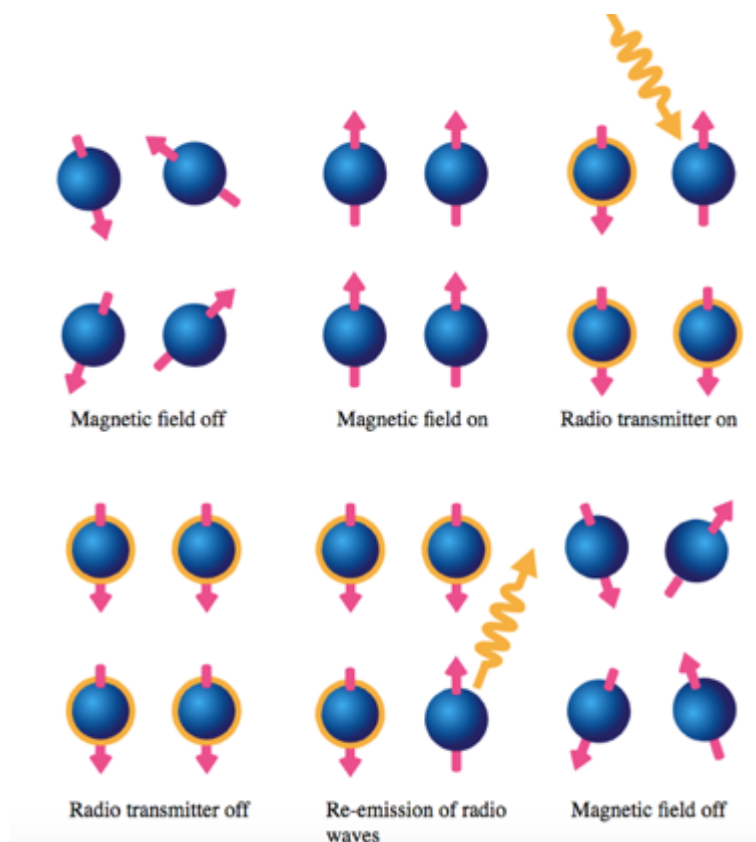


Figura 2.7. Esquema del comportamiento de los protones de hidrógeno

Fuente <https://www.khanacademy.org/test-prep/mcat/physical-processes/proton-nuclear-magnetic-resonance/a/magnetic-resonance-imaging-mri>

El receptor del equipo recibe la relajación transversal y longitudinal y con estos datos se genera una matriz de datos crudos o espacio  $k$  (dominio de la frecuencia), y usando la transformada de Fourier se obtiene una imagen interpretable.

El uso de gradientes de campo magnético en las tres direcciones nos permite obtener imágenes en planos, ya que generan variaciones en el campo magnético principal

que hacen que cambie el movimiento de precesión de los protones en el espacio que se pueden codificar en el espacio.

### 2.3.3 EQUIPO NECESARIO

Los componentes de un equipo MRI necesarios para generar imágenes son los siguientes:

- **Imán:** Componente básico, la sensibilidad y resolución máxima del imán se pueden controlar cambiando la intensidad, homogeneidad y la estabilidad del campo magnético.
- **Gradientes de campo:** Se trata de una variación de la magnitud del campo a lo largo de una distancia. Como en el MRI se varia en las tres direcciones del espacio, se genera activando unos electroimanes los cuales se apagan y encienden múltiples veces durante una secuencia. Están situados dentro del túnel. La función principal de los gradientes es generar pequeñas diferencias en el campo magnético que hacen que los protones tengan ligeras diferencias en el movimiento de precesión y poder localizar planos anatómicos con estas diferencias.
- **Generador de radiofrecuencias:** Generan ondas de radiofrecuencia (RF) para excitar a los protones.
- **Antenas o bobinas:** Es un dispositivo que detecta la señal emitida por los tejidos, puede ser receptora, emisora o receptora-emisora. La forma depende de la zona que se quiera estudiar.
- **Dispositivos de sincronización del movimiento cardiaco y respiratorio:** Necesario para obtener imágenes sincronizadas con el ciclo cardiaco.
- **Receptor-amplificador:** Dispositivo que amplifica las señales de radiofrecuencia liberadas por los protones ya que tienen una amplitud de unos pocos microvoltios.
- **Sistema de adquisición de datos:** Es un conversor analógico-digital de la señal que usa la transformada de Fourier. Transforma la señal en una gama de grises

En la figura 2.8. se muestra un esquema de los elementos que componen un equipo MRI.

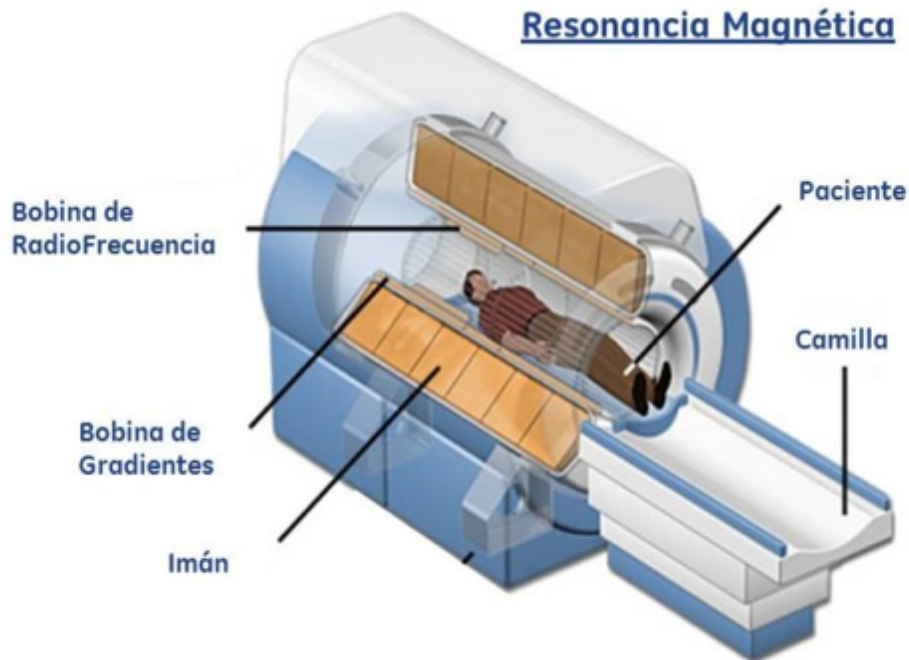


Figura 2.8. Esquema en el que se muestra un equipo MRI

Fuente <http://m.biofisica-resonancia-magnetica.webnode.es/¿como-funciona/>

#### 2.3.4 TÉCNICAS PC MRI PARA OBTENCIÓN DE FLUJOS

En MRI la técnica más usada para cuantificar flujos cardiovasculares es la codificación de fase en imágenes bidimensionales, con esta técnica se pueden obtener el campo de velocidades el cual puede ser medido en cualquier dirección sin ser necesario el uso de agentes de contraste. El principio físico en el que se basa esta técnica es que los protones de hidrógeno que se desplazan en un campo magnético experimentan un cambio de fase que está relacionado directamente con la velocidad del flujo. Para obtener la velocidad de flujos cardiacos de la cavidad de interés se realiza un corte perpendicular a esta con los gradientes bipolares, con los que poder codificar la velocidad, aplicados en la misma dirección que los gradientes que van a localizar espacialmente el corte.

Debido a que la adquisición de datos del escáner magnético es muy lenta no es posible que se pueda usar dentro de un ciclo cardiaco en tiempo real con suficiente

resolución espacial por lo que la adquisición se divide en múltiples latidos y se sincroniza con el ciclo cardíaco usando la señal de un electrocardiograma. El resultado de la toma de datos es una serie temporal de imágenes que representa la dinámica del flujo sanguíneo durante el ciclo cardíaco, esta técnica se denomina PC MRI 2D, en la figura 2.9. se muestra un ejemplo de los campos de velocidades que se pueden obtener.

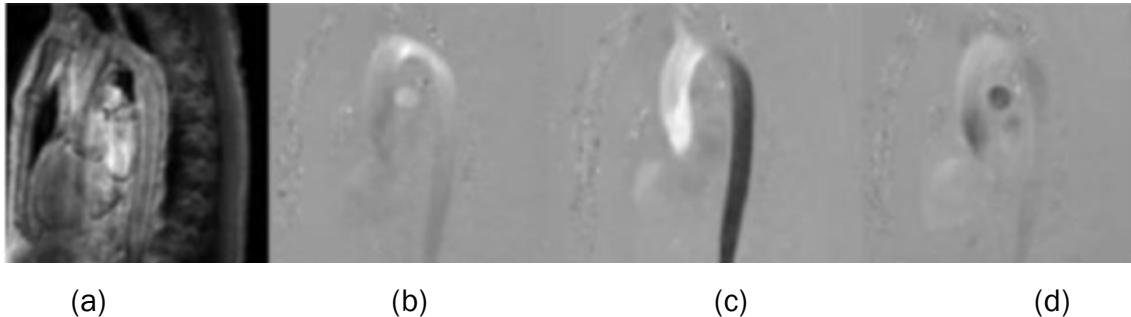


Figura 2.9. (a) Imagen anatómica, y 3 imágenes codificadas en velocidad en 3 direcciones (b) izquierda a derecha, (c) de pies a cabeza (d) y antero posterior. Una velocidad igual a cero se codifica con un gris medio, mientras que velocidades positivas y negativas (según la dirección establecida anteriormente) se codifican en forma proporcional con grises claros y oscuros respectivamente.

Fuente Pinochet et al. 2011

Otra técnica que actualmente se encuentra en desarrollo para su uso en el diagnóstico clínico es el 4D Flow o PC MRI 3D, esta técnica es una extensión del PC MRI 2D con la que se obtienen las tres componentes de la velocidad en el volumen de estudio y a lo largo de todo el ciclo al estar también este método usando la señal de un electrocardiograma para sincronizar la toma de datos, lo que permite tener resolución temporal completa. El tiempo de adquisición de esta técnica depende de la región de estudio y de la resolución temporal y espacial que se quieran obtener. Con la técnica 4D Flow también se pueden obtener imágenes anatómicas.

Actualmente con esta técnica se puede medir el flujo cardíaco con una resolución espacial de 3 mm<sup>2</sup> y una temporal de 50 ms en aproximadamente 20 min.

En ambas técnicas hay que codificar la secuencia teniendo en cuenta la máxima velocidad esperada en las medidas, este parámetro es conocido como VENC (Velocity ENCoding) además puede definirse para cada dirección de forma independiente. Es importante definir el VENC correctamente, ya que si éste es menor que las velocidades efectivas, las mediciones de la velocidad serán erradas. Por el contrario, si el VENC es mucho mayor que la velocidad efectiva las mediciones serán menos precisas, ya que no se podrá discriminar entre velocidades con pequeñas diferencias de magnitud.



#### 2.3.4 SECUENCIAS DE LECTURA

Una secuencia de lectura es la repetición de ciclos de pulsos de radio frecuencia y gradientes, que nos permita rellenar el espacio K o matriz de datos para su posterior reconstrucción de la imagen. Para poder obtener datos es necesario aplicar pulsos de excitación durante la relajación para en el instante siguiente medir la señal en forma de eco, para obtener estas señales de eco es necesaria la aplicación de uno o más pulsos de refase de Radio Frecuencia o de gradientes. El conjunto de pulso de excitación y pulsos de refase y gradientes se denomina ciclo de pulsos y es lo que produce una señal medible. También es necesaria la aplicación de gradientes de campo magnético para la localización y codificación espacial de la señal. Es necesario repetir los ciclos de pulsos 64,128,256,512 o 1024 veces para poder rellenar el espacio k.

El contraste de las imágenes puede dar más importancia a T1,T2 o a densidad protónica (DP) en función de cómo se varíen los parámetros de la secuencia que son:

- TR, tiempo de repetición que controla el tiempo de relajación longitudinal
- TE, tiempo de eco que controla la cantidad de desfase

Alguna de las secuencias más utilizadas en estudios cardiacos son las secuencias spin-echo (SE) o de sangre negra y eco-gradiente (EG) o de sangre blanca en la figura 2.10. se muestran dos ejemplos de SE y de EG. La secuencia que se emplea para cuantificar el flujo sanguíneo se denomina secuencia de codificación de fase, obtiene la señal ya que los protones que se desplazan dentro de un campo magnético cambian la dirección de la fase de forma proporcional a la velocidad y a la intensidad del gradiente. ( San Román, 2006).

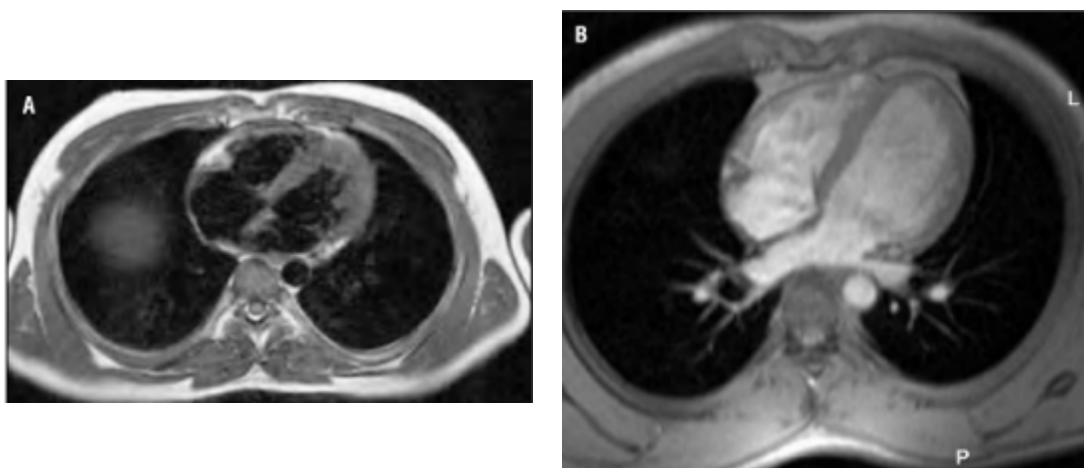


Figura 2.10 Ejemplo de imágenes usando secuencia de sangre negra (A) y de sangre blanca (B)

Fuente: San Roman, 2006

## 2.4 ECOCARDIOGRAFÍA

### 2.4.1 INTRODUCCIÓN

La ecocardiografía es una técnica que mediante el uso de ultrasonidos y transductores piezoeléctricos nos permite obtener imágenes cardiacas e información de los flujos sanguíneos, es usada ampliamente por la comunidad médica debido a su alta resolución temporal, relativo bajo precio y a su antigüedad ya que fue una de las primeras técnicas de obtención de imágenes que se empezaron a desarrollar (Sengupta et al., 2012).

La primera vez que se utilizaron los ultrasonidos con un fin técnico fue en 1917 por Langevin en el desarrollo del sonar. Desde entonces se continuo investigando el uso clínico de los ultrasonidos, en 1950 se comenzaron a registrar imágenes en modo-A y en modo-B. Wild y Reid continuaron el desarrollo del modo-B en la década de los 50. A finales de 1950 se aplico por primera vez la ecocardiografía doppler por Nimura. Desde los primeros modos que empleaban ultrasonidos para la obtención de imágenes hasta la actualidad estas técnicas han experimentado una gran evolución debido a los avances de la electrónica, capacidad de computación y fabricación de transductores que han hecho posible la aparición de nuevas modalidades de ecocardiografía como pueden ser la ecocardiografía 3D o la ecocardiografía doppler color.

Existen tres tipos de ecocardiografías en función de donde se sitúe el transductor para obtener las imágenes.

El primer tipo es la ecografía transtorácica, ETT con sus siglas en inglés TTE. Se trata de un tipo de ecocardiografía no invasiva en la que se coloca el transductor sobre el pecho del paciente, en la figura 2.11. se describen los tipos de planos que existen y donde se sitúa el transductor para su obtención.

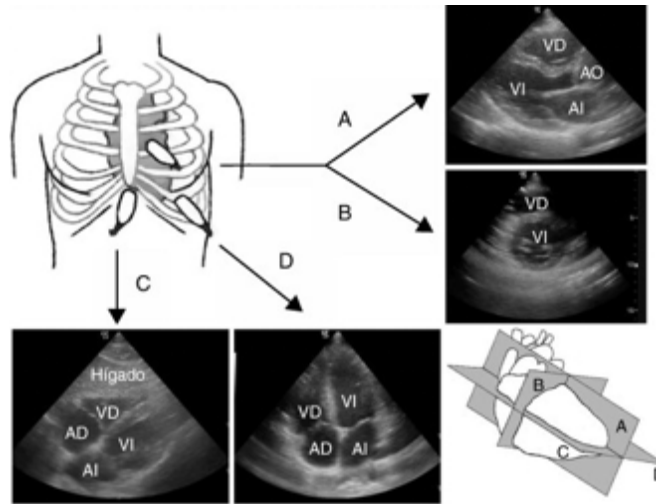


Figura 2.11. Localización del transductor ecográfico en las 4 ventanas básicas para obtener los cuatro planos esenciales. A) Corte longitudinal (plano paraesternal longitudinal), B) Corte transversal (plano paraesternal corto), C) Corte coronal desde epigastrio (plano subxifoide), D) Corte coronal desde ápex (plano apical).

AD: aurícula derecha; AI: aurícula izquierda; VD: ventrículo derecho; VI: ventrículo izquierdo.

Fuente: *Torres Macho, 2012*

El segundo tipo de ecocardiografía es la transesofágica, ETE con sus siglas en inglés TEE, consiste en introducir un transductor en el interior del paciente usando una sonda esofágica a través de la garganta hacia el esófago de tal forma que el transductor quede detrás del corazón, en la figura 2.12. se representa un esquema de la ecocardiografía transesofágica. Este tipo de ecocardiografía se plantea cuando existen problemas para realizar TTE o cuando se plantea el diagnóstico de un coágulo en el corazón.



Figura 2.12 Anatomía transesofágica

Fuente:

[https://www.berri.es/pdf/ECO%20DE%20UN%20LATIDO,%20Manual%20de%20iniciación%20en%20ecocardiograf%C3%ADa%20\(Con%20v%C3%ADdeos\)/9788460862253](https://www.berri.es/pdf/ECO%20DE%20UN%20LATIDO,%20Manual%20de%20iniciación%20en%20ecocardiograf%C3%ADa%20(Con%20v%C3%ADdeos)/9788460862253)

El tercer tipo es la de ecocardiografía intracardiaca, EIC con sus siglas en inglés ICE. Se trata de una técnica invasiva, en la que se introduce una catéter con transductor en el interior del corazón, surge como alternativa a TEE debido a que tiene una serie de ventajas sobre esta como que no necesita que el paciente reciba anestesia general, proporciona un tiempo corto de exploración y tiene una calidad de imagen superior. Las dos grandes ventajas que tiene este tipo de ecocardiografía son la alta resolución de las imágenes que se obtienen y la facilidad de movimiento del catéter (4). La introducción del catéter se puede realizar por la vena yugular o por la vena femoral usando técnicas de ultrasonidos para guiar el catéter.

A continuación se van a hablar de las diferentes modalidades de ecocardiografía que existen, todas ellas se pueden aplicar en TTE, TEE y en ICE pero no se obtienen los mismos resultados ya que el lugar de adquisición de la señal difiere de un tipo a otro y también existen diferencias en los transductores que se emplean, como se aprecia en la siguiente figura 2.13.

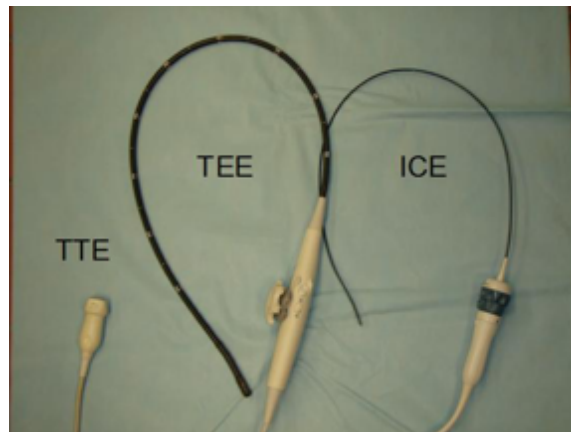


Figura 2.13. Imagen comparativa entre los diferentes elementos a los que esta acoplado el transductor en cada tipo de ecocardiografía

Fuente: <http://www.vhlab.umn.edu/atlas/echocardiography-tutorial/clinical-examinations.shtml>

#### 2.4.2 PRINCIPIO FÍSICO

La ecocardiografía se basa en la emisión de ondas sonoras, que son un tipo de onda mecánica, con una frecuencia superior a 20 KHz las ondas sonoras con estas frecuencias son conocidas como ultrasonidos.

Las ondas mecánicas tienen la característica de que solo pueden ser transmitidas por un medio por lo que no pueden atravesar el vacío, este hecho diferencia a la ecocardiografía de otras técnicas que usan rayos x como la tomografía computerizada o la resonancia magnética que emplea ondas electromagnéticas.

Estas ondas atraviesan el cuerpo y son reflejadas por las estructuras que tiene la anatomía humana. Para conseguir imágenes con ultrasonidos se emplean frecuencias que se encuentren en el rango de 1-15 MHz.

La velocidad de propagación del sonido dentro del cuerpo humano es de 1540 m/s. La propagación del sonido está determinada por las características del medio que atraviesa concretamente depende de la densidad y compresibilidad del medio.

El principio básico en el que se basa la ecocardiografía es en la reflexión y detección del eco de los ultrasonidos dentro del cuerpo humano, que se producen cuando el ultrasonido alcanza una interfase que es la zona de contacto de dos medios que tienen diferentes velocidades de propagación. El ultrasonido al experimentar el fenómeno de reflexión que consiste en que una parte del ultrasonido vuelve a la fuente emisora, es decir recibe un eco de la señal emitida y el resto se continúa propagando hasta encontrar la siguiente interfase. Existen otros fenómenos de interacción del ultrasonido con interfase que dependen de la diferencia de velocidades de propagación y de las densidades, el producto de estas propiedades es conocido como impedancia acústica, también depende del ángulo de incidencia del ultrasonido con la interfase. En función de la diferencia de impedancia acústica y el ángulo de incidencia podemos obtener los fenómenos de absorción, no produce eco, si la impedancia es la misma y es perpendicular el haz a la interfase, fenómeno de dispersión y refracción si existe una diferencia de impedancias y el haz no es perpendicular y si el haz es perpendicular y existe diferencia de impedancias se produce la reflexión. Un esquema que describe estos fenómenos se puede observar en la figura 2.14.

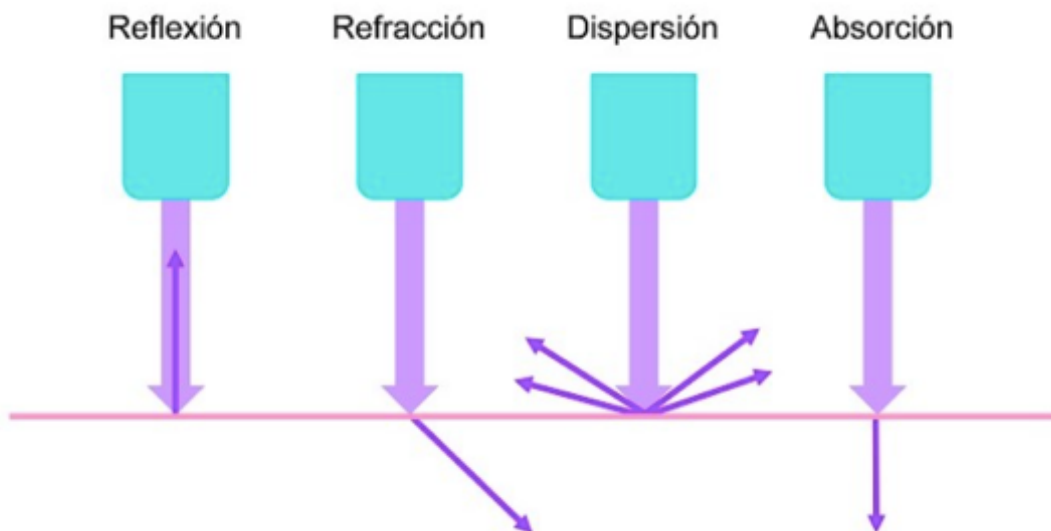


Figura 2.14. Fenómenos de interacción del ultrasonido con la interfase

Fuente:

[https://continuum.aeped.es/files/guias/Material\\_descarga\\_unidad\\_1\\_ecocardiografia.pdf](https://continuum.aeped.es/files/guias/Material_descarga_unidad_1_ecocardiografia.pdf)

Los fenómenos de interacción del ultrasonido con la interfase hace que la onda sonora sea susceptible de sufrir atenuaciones ya que el haz de ultrasonidos va disminuyendo progresivamente. Las altas frecuencias se atenúan más que las bajas frecuencias, por lo que se tendrán que emplear bajas frecuencias si se quiere estudiar una estructura situada a más profundidad y usar altas frecuencias para estudiar estructuras situadas en zonas más superficiales.

La intensidad del eco se representa en una escala de grises de forma que los ecos más intensos se representan en tonos blancos (hiperecoico) y los ecos más débiles se representan en tonos grises (hipoecoicos) y cuando existe absorción se representan en negro (anecoico).

Las calidad de las imágenes obtenidas por ecocardiografía dependen de tres resoluciones: espacial, temporal y la resolución de contraste.

La resolución espacial se divide en resolución axial y lateral. La resolución axial se define como la capacidad que tiene el equipo de distinguir dos ecos de dos puntos que son contiguos, además tiene una relación inversamente proporcional con la frecuencia ya que si la distancia entre dos puntos es menor que la longitud de onda el equipo no va a tener capacidad para distinguirlos. La resolución lateral se define como la capacidad que tiene el equipo de distinguir dos ecos de dos puntos que son contiguos, en dirección perpendicular al haz de ultrasonido, es el aspecto más limitante de la resolución espacial.

La resolución temporal es la capacidad para detectar objetos que se mueven.

La resolución de contraste es la capacidad para distinguir entre tamaños de señal.

### 2.4.3 MODALIDADES DE ECOCARDIOGRAFÍA

La información que recoge el equipo de ultrasonidos se puede tratar de diferentes formas obteniendo diferentes modos de ecocardiografía:

- Modo A (Modulación de amplitud):

Se trata del primer modo de ecocardiografía que se desarrollo, muestra la señal del ultrasonido como una espícula vertical, es decir muestra la amplitud proporcional al voltaje lo que da información de ubicación y profundidad.

- Modo B (Modulación del brillo) :

Es el modo más simple se sustituyen las espículas por puntos que brillan con intensidad proporcional al eco. Un avance de este modo es el llamado modo B compuesto o ecocardiografía 2D que almacena los puntos mientras se mueve el transductor lo que da lugar a una imagen estática que esta

constituida por muchos puntos. En la actualidad gracias al avance de la tecnología en los transductores se ha desarrollado la ecocardiografía 3D.

- Modo M (time motion mode)

Se trata de una variante del modo B en la que solo se utiliza un haz de ultrasonido para obtener imágenes unidimensionales en movimiento, se usa para medir diámetros de cavidades y espesores de paredes.

- Ecocardiografía doppler

Es un tipo de ecocardiografía que permite medir flujos usando el efecto doppler que se produce cuando el haz de ultrasonidos cambia de frecuencia debido al movimiento de los glóbulos rojos.

## 2.4.4 DOPPLER

### 2.4.4.1 INTRODUCCIÓN

En 1843 Johann Doppler descubrió el efecto que lleva su nombre que consiste en el cambio de frecuencia experimenta una onda debido al movimiento relativo entre la fuente emisora y el receptor, la diferencia de frecuencia es conocida como frecuencia doppler o desplazamiento de frecuencia. El efecto doppler se emplea en medicina para estudiar el movimiento de la sangre mediante los glóbulos rojos que actúan como reflectores devolviendo el sonido al transductor a modo de eco, el efecto ocurre dos veces como se muestra en la figura 2.15. ya que el transductor emite una frecuencia que es recibida por el glóbulo rojo ocurriendo así el primer efecto doppler, luego este glóbulo rojo en movimiento devuelve otra frecuencia al transductor manifestándose el segundo efecto doppler.

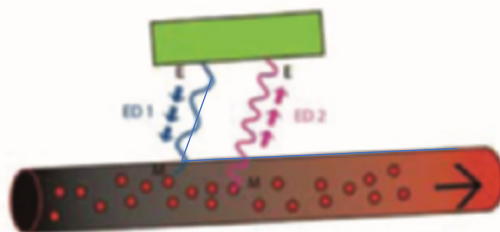


Figura 2.15. Esquema de ecocardiografía doppler en el flujo sanguíneo.

Fuente: Paola Paolinelli, G. (2015).

La ecuación 2.2., muestra la ecuación doppler que describe matemáticamente el fenómeno es la siguiente:

$$f_D = \frac{2v f \cos \phi}{c} \quad \text{Ecuación 2.2.}$$

- $f_D$ : Desplazamiento de frecuencias.
- $f$ : Frecuencia transmitida.
- $c$ : Velocidad de propagación del sonido en el cuerpo humano.
- $2$ : factor por el doble efecto doppler.
- $V$ : velocidad de los glóbulos rojos.
- $\cos \phi$ : Coseno del ángulo que forma la dirección del haz de ultrasonidos con la dirección del flujo sanguíneo.

Los transductores reciben un espectro de frecuencias de cada glóbulo rojo que puede ser procesadas electrónicamente y representadas gráficamente. Para poder procesar las señales es necesario realizar un análisis espectral pero la representación gráfica es compleja de realizar por eso es necesario usar la transformada rápida de Fourier (FFT) con la que se consigue descomponer la señal en frecuencias más simples y se puede obtener una gráfica en la que se muestra la velocidad en el eje vertical y en el eje horizontal el tiempo.

#### 2.4.4.2 TIPOS DE DOPPLER

Existen dos tipos de Doppler para el estudio de la sangre: continuo y pulsado que se puede codificar usando tres técnicas: Doppler Espectral, Doppler Color y Doppler Power Angio.

##### 2.4.4.2.1 DOPPLER CONTINUO

Los transductores usados en esta técnica están formados por dos cristales uno que emite continuamente una frecuencia constante y el otro cristal recibe continuamente los ecos reflejados. Esta técnica no aporta información de la profundidad a la que se encuentra el flujo sanguíneo es decir no se puede seleccionar una zona de estudio. Sin embargo una ventaja que ofrece es que no hay límites en la detección de velocidades máximas.

##### 2.4.4.2.2 DOPPLER PULSADO

El transductor que se emplea en esta técnica está formado por un solo cristal que emite un pulso de ondas de ultrasonido y hasta que no se recibe la onda reflejada por los glóbulos rojos no se emite el siguiente pulso. La ventaja de esta técnica reside en la posibilidad de estudiar el flujo en una zona específica pero existe un límite máximo de frecuencia para cada frecuencia.



#### 2.4.4.2.2.1 DOPPLER ESPECTRAL

Es una forma de representación en la que se muestra una curva de velocidad versus el tiempo. La dirección del flujo se conoce por el signo de la velocidad ya que los valores positivos se acercan al transductor y los negativos se alejan de él.

#### 2.4.4.2.2.2 DOPPLER COLOR CDI

Codifica la velocidad media en una escala de colores y lo superpone a una imagen obtenida mediante el modo M. El color muestra la dirección del flujo y cuanto más brillante sea el color mayor es la velocidad.

#### 2.4.4.2.2.3 DOPPLER POWER ANGIO

Esta técnica representa la intensidad del espectro del flujo, no representa la velocidad como las otras técnicas. Cuanto mayor cantidad de glóbulos rojos haya mayor información recogerá la técnica. Además tiene una sensibilidad entre 3 y 5 veces superior al doppler color y es independiente del ángulo de incidencia.

### 2.5 VELOCIMETRÍA DE IMÁGENES DE PARTÍCULAS, P.I.V.

#### 2.5.1 INTRODUCCIÓN

La velocimetría de imágenes de partículas es una técnica óptica de visualización de flujos 2D o 3D que se usa en ensayos “in vitro” en los cuales se puede observar el desarrollo del fluido en el interior del modelo, para medir flujos con esta técnica es necesario el uso de una cámara digital, partículas trazadoras que este en el fluido y de una lámina de luz producida por un láser que ilumine las partículas para que la cámara digital las pueda detectar.

Las primeras técnicas que se desarrollaron que usaban partículas trazadoras para medir velocidades fueron “Particle tracking velocimetry” (PTV) con la que se pueden medir las velocidades de cada partícula trazadora, “Laser Speckle velocimetry” (LSV) con esta técnica no se pueden distinguir partículas y “Particle image velocimetry” (PIV) es una técnica que permite estudiar el campo de velocidades del fluido. La diferencia de estas tres técnicas es la concentración en el fluido de partículas trazadoras, como se muestra en la imagen 2.16.

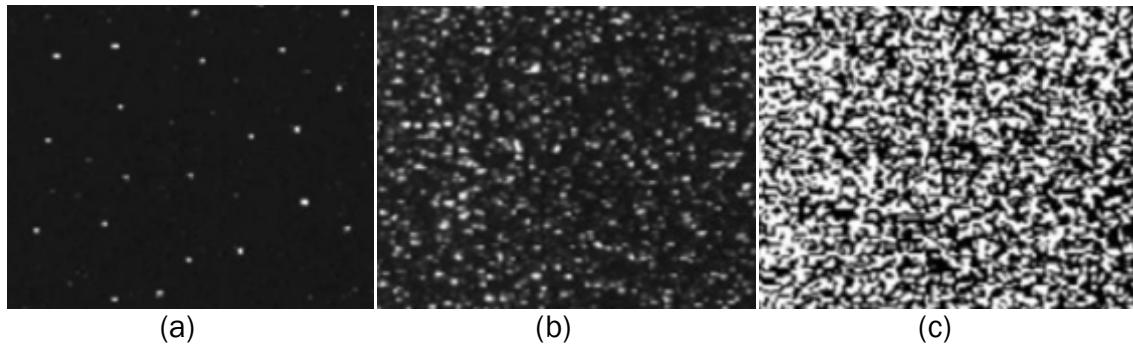


Figura 2.16. PTV (a), PIV(b) y LSV (c)  
 Fuente: Mohsen Jahanmiri,2011

La velocimetría de imágenes de partículas ha experimentado un gran avance en los últimos años gracias al avance tecnológico que ha supuesto una mejora considerable de las cámaras digitales, de los equipos láser y del poder computacional de los ordenadores.

### 2.5.2 TIPOS DE PIV

La técnica más desarrollada y de la que se han realizado más estudios es PIV, por lo que es en esta técnica en la que se profundizará.

La técnica PIV solo puede medir velocidades en un plano pero también existen diferentes técnicas que siguiendo el principio de funcionamiento del PIV pueden medir campos de velocidades en volúmenes. Estas técnicas se clasifican usando una abreviatura “(k,l,m)”, k indica el nº de componentes de la velocidad, l el nº de dimensiones en el espacio, m indica la posibilidad de que el campo de velocidades se mida en un solo instante de tiempo o en un tiempo completo, en la figura 2.17. se muestra un esquema que sigue esta clasificación

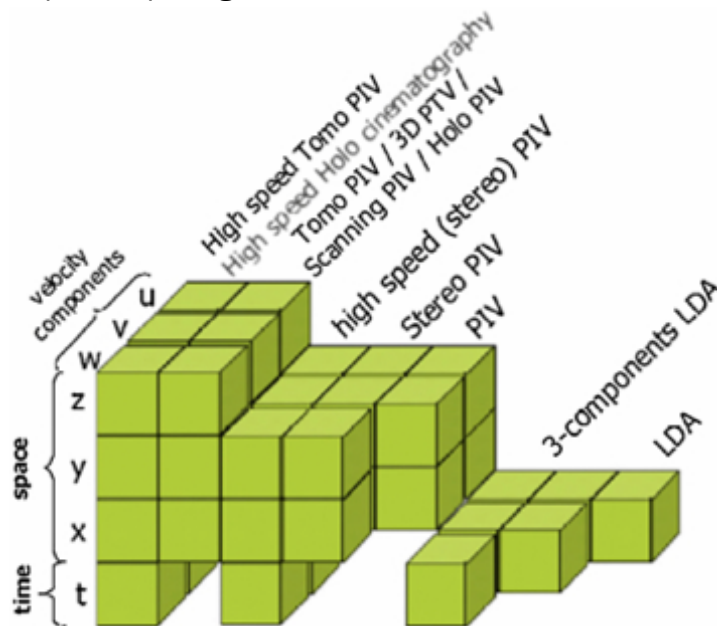


Figura 2.17 Clasificación de los tipo de PIV.  
 Fuente: Hinsch et al., 1996

Algunas de los tipos de PIV son PIV estereoscópico también llamado 3-component PIV en el que se usan dos cámara digitales para obtener la componente z de la velocidad o el Tomo PIV que usa varias cámaras digitales para grabar el volumen de estudio con las que reconstruir un campo de velocidades 3-D.

### 2.5.3 PRINCIPIO DE FUNCIONAMIENTO DEL PIV

El principio de funcionamiento es el siguiente: unas partículas trazadoras tienen que ser añadidas al fluido, las partículas no debe quedar en suspensión en el fluido para que puedan seguir el flujo correctamente. Estas partículas tienen que ser iluminadas con una lámina láser por los menos dos veces en un corto periodo de tiempo por lo que se emplea un láser pulsado, a continuación la luz reflejada por las partículas tiene que ser captada por una cámara digital CCD (cross-correlation digital camera) en dos frames diferentes para poder grabar el desplazamiento de las partículas trazadoras entre los pulsos del láser, el láser y la cámara CCD deben estar perfectamente sincronizados. Para poder procesar toda la información que se obtiene usando esta técnica es necesario un programa de post-procesado. En la figura 2.18. se muestra un esquema del proceso.

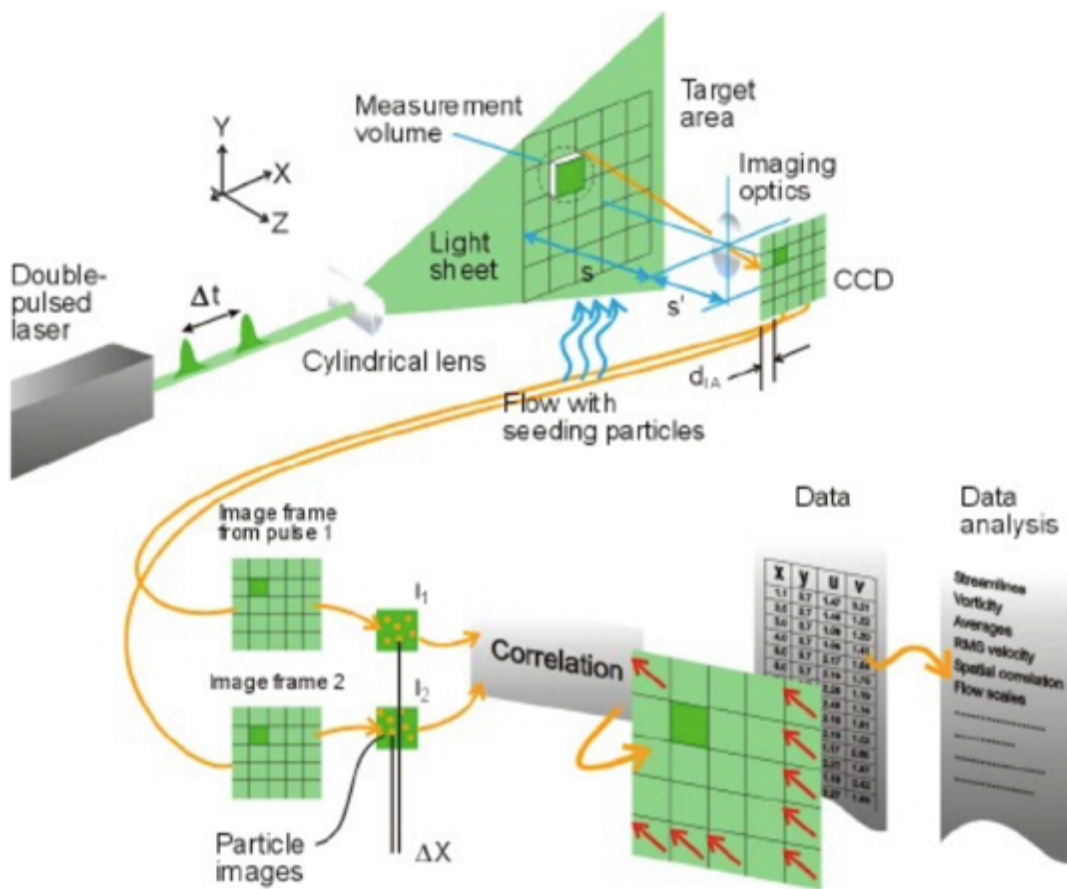


Figura 2.18. Esquema del funcionamiento del PIV.

Fuente: <https://www.dantecdynamics.com/measurement-principles-of-piv>

Para el procesamiento de la información la imagen que se obtiene de la cámara CCD se divide en cuadrículas llamadas áreas de interrogación para analizar cada una por separado en cada interrogación se superponen las dos imágenes y se calculan las coordenadas de cada punto de luz para poder medir la diferencia entre la posición de las imágenes calculando así  $\Delta\vec{x}$  de las partículas. Haciendo una correlación de todos los vectores se obtiene el vector velocidad instantánea del fluido en ese área de interrogación, usando la siguiente fórmula:

$$\vec{u}(\vec{X}, t) = \frac{\Delta\vec{X}(\vec{X}, t)}{\Delta t} \quad \text{Ecuación 2.3.}$$

#### 2.3.4 CARACTERÍSTICAS PRINCIPALES

PIV es una técnica de visualización cuantitativa, puesto que permite la visualización del flujo al mismo tiempo que se realizan medidas cuantitativas de la velocidad.

Resolución temporal, depende de la cámara digital y del equipo láser. En la actualidad se obtienen elevadas resoluciones temporales gracias a la mejora de las cámaras digitales y de los equipos láser.

Resolución espacial, está determinada por el tamaño del área de interrogación que debe ser lo suficientemente pequeña como para que los gradientes de velocidad no influyan en el resultado. Además a mayor número de áreas de interrogación aumenta el número de vectores y por lo tanto la resolución espacial y también hay que tener en cuenta que cuanto mayor sea el número de partículas por área de interrogación mayor será la precisión de cada vector.

#### 2.6 ECHO-PIV o ULTRASOUND-BASED PIV

Esta técnica sigue el principio de funcionamiento del PIV pero usa como fuente de la imagen los rayos ultrasónicos, por lo que se puede visualizar un flujo sanguíneo en el interior de una cámara cardiaca opaca.

Esta técnica ha sido utilizada con éxito clínicamente y experimentalmente. ECHO-PIV proporciona una herramienta para evaluar la dirección del flujo sanguíneo y sus líneas de corriente, un mapa con los principales patrones del flujo y define las zonas de recirculación y zonas con vórtices con una seguridad razonable en un esquema visual reproducible. (Sengupta 2012)

Muchas de las limitaciones del ECHO-PIV están relacionadas con las limitaciones de la tecnología de ultrasonidos.

Las aplicaciones actuales han sido desarrolladas la mayoría para flujos bidimensionales. Los flujos pueden ser medidos con una resolución temporal tan alta como de 4 ms y con una resolución espacial efectiva de 4 mm.

Aunque el echo-piv parece ser una técnica prometedora para un enfoque cuantitativo importante, tiene muchas limitaciones. Un experimento de validación reveló que dependiendo de the la adquisición del frame rate las velocidades altas puede ser subestimadas y la resolución espacial de las imágenes limita la precisión en pequeña escala de las características del flujo ventricular, que tiene implicaciones en el diagnóstico.

Recomendaciones para un correcto procedimiento es que el ancho de las exploraciones de ultrasonidos, la profundidad de la imagen y la configuración de la resolución espacial y temporal tienen que estar optimizadas para lograr la máxima velocidad de disparo con un ángulo de lectura suficientemente grande como para asegurar que todo el volumen de sangre que se visualiza.

## 2.7 CFD

### 2.7.1 INTRODUCCIÓN

La mecánica de fluido computacional se comenzó a desarrollar en la década de 1960 y ha experimentado un gran desarrollo desde entonces gracias a la mejora del poder computacional de los ordenadores. Como su definición indica la mecánica computacional de fluidos es la ciencia encargada de hallar una solución numérica de las ecuaciones que gobiernan el flujo de fluido en un dominio espacial y temporal, las ecuaciones de Navier- Stokes.

Las ventajas del uso del cfd son:

- Menor coste económico que el análisis experimental.
- Posibilidad de validar resultados teóricos que serian imposibles de validar de forma experimental.
- Suministra información completa del campo de velocidades y de las presiones.
- El avance de los ordenadores permite afrontar cada vez problemas cada vez más complejos.

Los inconvenientes son:

- La fiabilidad de los resultados depende de la correcta formulación matemática del proceso a simular.

### 2.7.2 CFD APLICADO A CARDIOLOGÍA

Una de las aplicaciones del cfd es la simulación de flujos sanguíneos, la simulación de flujos cariacos y la simulación de corazones artificiales que aplicando las simulaciones numéricas intentan imitar un comportamiento dinámico de un sistema muchas veces para predecir la secuencia de acontecimientos.

Replicas del corazón nos han ayudado a entender más la física de los flujos cardíacos. Estos modelos están contruidos a partir de imágenes adquiridas por MRI o modelos anatómicos, escaneado por tomografía computerizada o de echocardiographias. PIV es comúnmente usado para valorar la fluido dinámica cardiaca del modelo in vitro, y concretamente para evaluar nuevas técnicas de obtención de imágenes, válvulas cardiacas y resolución ventricular de los sistemas PIV convencionales que son apropiados para aplicaciones de una velocidades entorno 15 frames/s.( Bermejo, Javier et al.,2014)

La simulación numérica de flujos cardiovasculares usa una combinación de métodos computacionales, que incluyen técnicas de visualización para obtener determinadas estructuras cardiovasculares y técnicas para representar el dominio del flujo como un gran número de puntos discretos cuando se evalúan las propiedades del fluido.

En principio es posible simular cualquier flujo cardiaco resolviendo las ecuaciones de la mecánica de fluidos o por simulación directa. Sin embargo hay que destacar que a pesar de el gran progreso que ha habido en el poder computacional la mayoría de flujos cardiovasculares siguen siendo problemas difíciles.

La simulación numérica representa una herramienta poderosa que puede completar los análisis clínicos de las enfermedades cardiovasculares.

### 2.7.3 TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA

Es una técnica de visualización de estructuras cardiovasculares mediante la cual se obtiene la geometría para las simulaciones numéricas.

Usa la tecnología de los rayos X, que es una forma de radiación que se dirige hacia las zonas del cuerpo que está siendo estudiadas. Las diferentes partes del cuerpo absorben de forma distinta los rayos X y es esta diferencia en la absorción de la radiación la que hace posible la visualización de imágenes del cuerpo humano.

Esta técnica consiste en utilizar un conjunto de detectores de rayos X electrónicos que giran entorno al cuerpo del paciente midiendo la cantidad de radiación que absorbe el cuerpo. Los datos que registran los detectores permiten generar cortes o secciones del cuerpo. Las secciones son tratadas con un equipo de procesado para poder generar una imagen tridimensional de gran detalle del cuerpo humano, lo que permite identificar pequeñas cavidades del corazón como puede ser la orejuela de la aurícula izquierda. Una desventaja de la tomografía computerizada es el uso de agentes de contraste intravenoso

## 2.8 RESUMEN DE LAS TÉCNICAS

A continuación se mostrará la tabla 2.2. con el resumen de las técnicas de visualización de flujos y sus respectivas resoluciones:

Tabla 2.2. Tabla resumen de las resoluciones espaciales y temporales de las técnicas de visualización.

TÉCNICA	Resolución Espacial mm	Resolución Temporal ms	Obtención de geometrías 3D	Radiación ionizante	Tipo de técnica	Uso de contraste
4D FLOW Intercranial arteries	0,8-1,0	40-60	Si	No	No invasiva	No
4D FLOW Carotid arteries	1,0-1,2	40-50	Si	No	No invasiva	No
4D FLOW aorta	2,0-2,5	40-50	Si	No	No invasiva	No
4D FLOW Arteria pulmonar	2,0-2,5	40-50	Si	No	No invasiva	No
4D FLOW Corazón completo	2,5-3,0	40-50	Si	No	No invasiva	No
TEE	0,2-0,5	20-33	Si	No	Invasiva	No
Tomografía Computarizada	0,4	70-105	Si	Si	No invasiva	Si
ECHO-PIV	4	4	No	No	No invasiva	No





# CAPÍTULO 3:

## DESCRIPCIÓN DEL CIRCUITO HIDRÁULICO

### INDICE

<b>3. DESCRIPCIÓN DEL CIRCUITO HIDRÁULICO .....</b>	<b>37</b>
<b>3.1 INTRODUCCIÓN .....</b>	<b>38</b>
<b>3.2 REQUISITOS DE DISEÑO .....</b>	<b>38</b>
3.2.1 Requisitos PIV .....	40
3.2.2 Requisitos MRI .....	41
<b>3.3 MODELO .....</b>	<b>42</b>
<b>3.4 COMPONENTES DEL CIRCUITO HIDRÁULICO .....</b>	<b>45</b>
3.4.1 BOMBA CENTRIFUGA .....	45
3.4.2 DEPÓSITO .....	46
3.4.3 FLUJO .....	47
3.4.3.1 FLUIDO .....	47
3.4.3.2 PARTICULAS TRAZADORAS .....	48
3.4.4 INSTRUMENTOS DE MEDIDA .....	49
3.4.4.1 SENSORES DE PRESIÓN DIFERENCIALES .....	49
3.4.4.2 CAUDALÍMETROS .....	53
3.4.4.3 ELECTROVALVULAS .....	56
3.4.4.4 CONTROLADOR .....	58



### 3. DESCRIPCIÓN DEL CIRCUITO HIDRÁULICO

En este capítulo se van a exponer todos los componentes que forman la instalación, su funcionamiento y los requisitos que debe cumplir el circuito hidráulico para poder realizar medidas usando las técnicas de medidas de velocidades en flujos PIV y MRI. En la figura 3.1 se muestra un esquema de la instalación del que se darán más detalles en los siguientes apartados del capítulo.

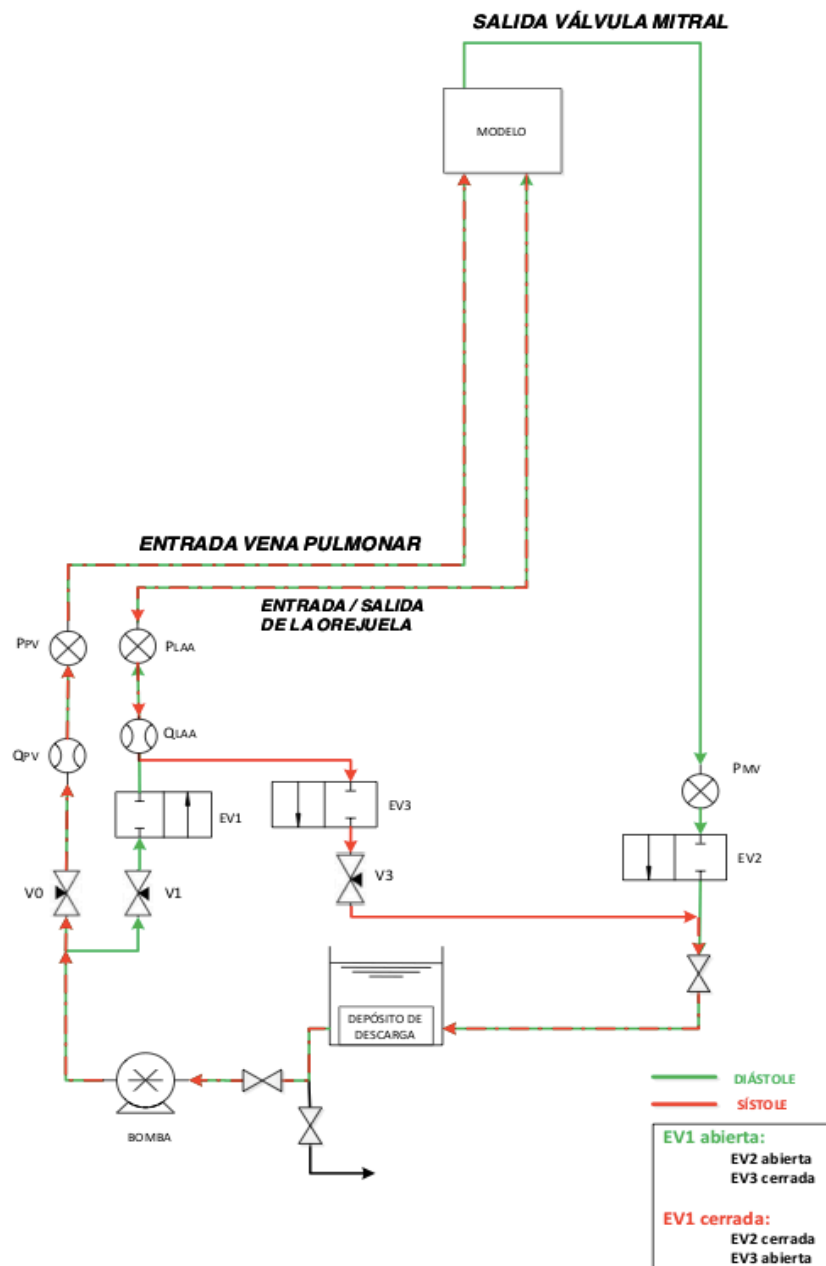


Figura 3.1. Esquema de la instalación.

### 3.1 INTRODUCCIÓN

La instalación, que se muestra en la figura 3.2, pretende simular el flujo en el interior de un modelo ideal bidimensional de la orejuela durante el ciclo cardiaco, simulando las etapas de sístole y diástole usando una caja de control que sincronice las electroválvulas de la instalación. Para poder comparar las medidas obtenidas con PIV y MRI será necesario usar la misma instalación por lo que será necesario montar la instalación sobre una torre que facilite su transporte, debido a requisitos que se indicarán más adelante el modelo no podrá ir montado sobre la torre.

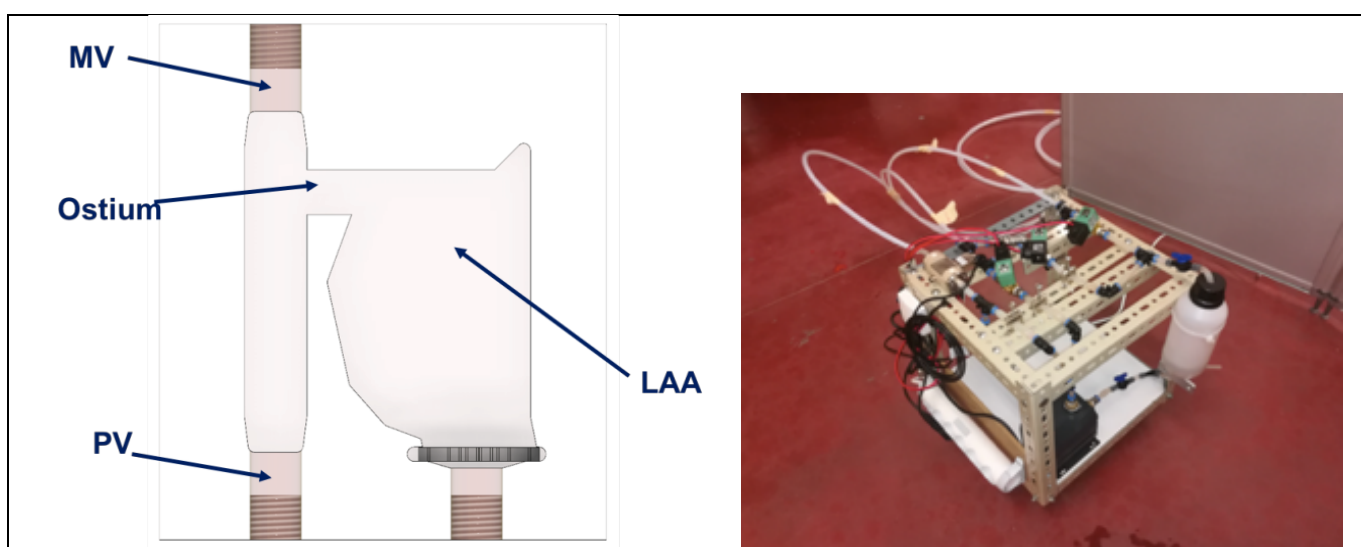


Figura 3.2. Instalación real montada sobre la torre de transporte (derecha) y esquema del modelo (izquierda) donde se señalan las partes siendo las abreviaturas: LAA es la orejuela de la aurícula izquierda, MV válvula mitral y PV vena pulmonar.

### 3.2 REQUISITOS DE DISEÑO

Los requisitos de diseño se pueden dividir en requisitos del modelo y requisitos de la instalación.

En la etapa de diseño del modelo el primer requisito es el de obtener un flujo bidimensional para que el flujo medido en el plano de la lámina del láser del PIV y el flujo medido con el MRI sea lo más parecido posible ya que hay que evitar que se desarrolle la componente de la velocidad perpendicular al plano de medida ya que no se va a poder medir con PIV pero con MRI si se va a poder medir por lo que si existe esa componente de la velocidad y no es despreciable no se van a poder comparar las medidas. Otra condición es

diseñar una geometría de orejuela lo suficientemente compleja como para que se generen vórtices y zonas de recirculación para obtener un flujo de estudio lo suficientemente complejo como para poder comparar las resoluciones y precisiones de medida de ambas técnicas.

En la etapa de diseño de la instalación se tuvieron en cuenta los requisitos necesarios que imponían cada técnica de medida. Siendo el principal requisito el uso de la misma instalación en ambas técnicas para poder comparar los datos, por lo que la instalación debe cumplir los requisitos de PIV y MRI.

Un requisito común es la necesidad de poder transportar la instalación con facilidad, tanto en el laboratorio debido a la coexistencia con otras instalaciones que usan el PIV como para poder transportar de la forma más compacta posible la instalación al edificio en el que se encuentra el MRI. La solución propuesta ha sido montar la instalación sobre un carro metálico exceptuando el modelo, en la figura 3.3. se muestra el carro construido con perfiles metálicos sobre los que apoyar los elementos de la instalación.

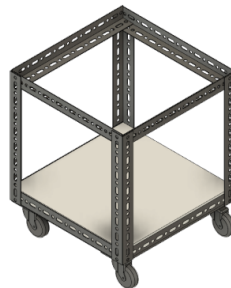


Figura 3.3. Modelo en CAD del carro sobre el que se va a montar la instalación

Otro requisito de la instalación es reproducir un flujo laminar y pulsante que simule las etapas de sístole y diástole en el interior del modelo. Por lo que se trabajará con caudales inferiores a 600 mL/min y los diámetros de los conductos estarán comprendidos entre 5 y 8 mm para no superar el valor de 200 en el número de Reynolds y para simular flujo pulsante se usarán tres electroválvulas en la instalación que estarán sincronizadas para abrirse y cerrarse en función de si se quiere trabajar en sístole o diástole, como se indica en la figura 3.1.

### 3.2.1 Requisitos PIV

El principal requisito para poder obtener medidas precisas usando PIV es obtener imágenes en las que las partículas se puedan detectar con la mayor resolución posible:

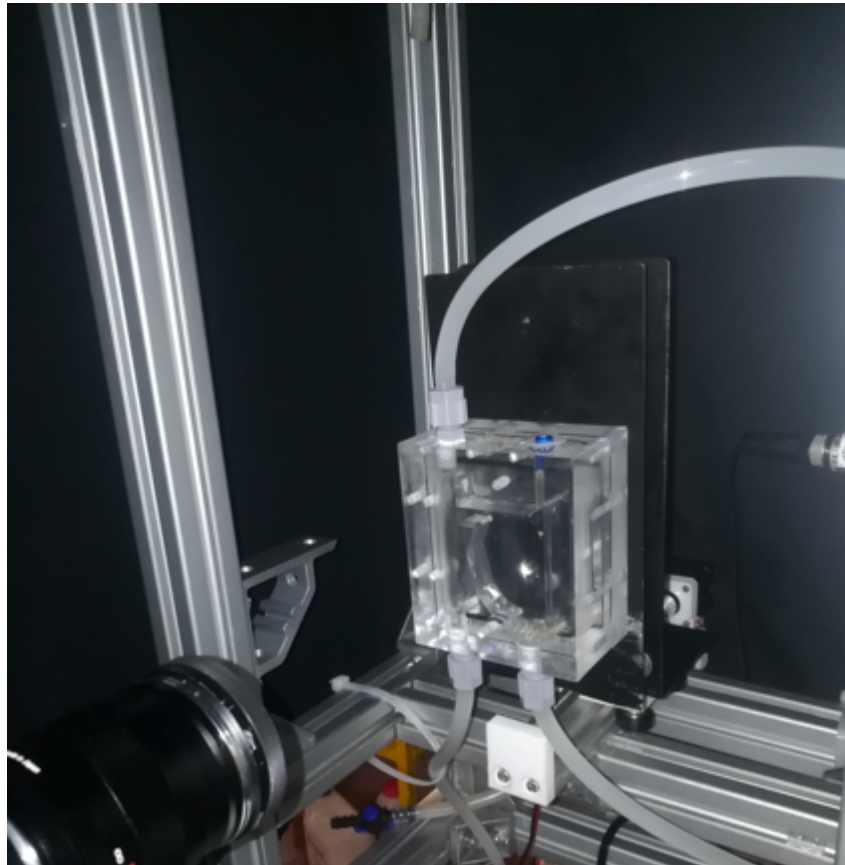


Figura 3.4. Modelo colocado en el interior de la cámara oscura

- a) El modelo se fabricará en metacrilato puesto que es un material transparente, se trata de un tipo de plástico empleado en ingeniería que se caracteriza por ser transparente, muy rígido y resistente a los agentes atmosféricos este tipo de plástico es producto de la polimerización de ácido acrílico. En la figura 3.4 se muestra el modelo de metacrilato.
- b) El fluido empleado tendrá que tener un índice de refracción igual que el del metacrilato para que las imágenes no se distorsionen debido al cambio de índice de refracción por lo que se empleará una mezcla de agua destilada con un 39% en peso y glicerina con un 61% en peso, la mezcla posee un índice de refracción de 1,417

que es compatible con el índice de refracción del metacrilato del modelo que es de 1,491.

- c) Las partículas empleadas tendrán que tener una densidad parecida a la del fluido empleado para influir lo menos posible en el movimiento del fluido y un diámetro que permita su perfecta detección en el software pero no sea lo demasiado grande como para influir en movimiento del fluido.

### 3.2.2 Requisitos MRI

El requisito más limitante que impone el escáner magnético a la hora de diseñar la instalación es la presencia de intenso un campo magnético que afecta al funcionamiento de sensores y no permite la presencia de elementos metálicos, exceptuando metales como el aluminio. Este requisito ha hecho que haya habido que tomar estas medidas:

- a) Usar tornillos de aluminio anodizado para unir las dos partes del modelo.
- b) Situar el carro en el que está montada la instalación fuera de la sala del escáner magnético, para que el campo magnético no afecte al funcionamiento de los sensores y de las electroválvulas, además el carro, la tornillería empleada para la sujeción de la instalación y la bomba que impulsa el fluido no podría estar en la misma sala ya que sería atraídos por el campo magnético. Debido a esta medida será necesario unir el modelo con el resto de la instalación usando tubos de plástico de una extensión aproximada de 10 m, que tendrán que ser usados también en la configuración para PIV para poder tener una curva de la instalación igual y poder comparar resultados.

El segundo requisito necesario para poder realizar medidas en MRI que se puedan comparar con las realizadas en el PIV, es que el técnico del MRI sea capaz de obtener los mismos planos de medida que los que se han estudiado con PIV. Para poder localizar en el espacio los planos que se necesitan medir se han realizado dos taladros que definan un plano, en la figura 3.5 se puede ver la localización de los taladros que se encuentran localizados en la tapa del modelo a una distancia de 7 mm de la parte superior de esta. Para que el MRI les detecte ha sido necesario rellenarles con agua y sellarles con silicona.

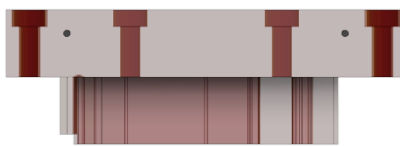


Figura 3.5. Localización de los taladros en el modelo.

El último requisito necesario es garantizar que el modelo se mueva lo menos posible sobre la camilla que se introduce en el escáner y facilitar que la antena se coloque correctamente sobre el modelo, para ello se anclará el modelo sobre una tabla de madera en la que se sujetaran también los tubos que entran al modelo. El soporte de madera tendrá colocados dos niveles para comprobar que se ha colocado correctamente el soporte.

### 3.3 MODELO

El modelo de la instalación trata de simular una orejuela bidimensional para estudiar que patrones de flujo se producen en el interior de este. En la figura 3.2 se muestran las partes que tiene el modelo y en la figura 3.6 se muestran los flujos que entran y que salen del modelo simulando sístole y diástole.

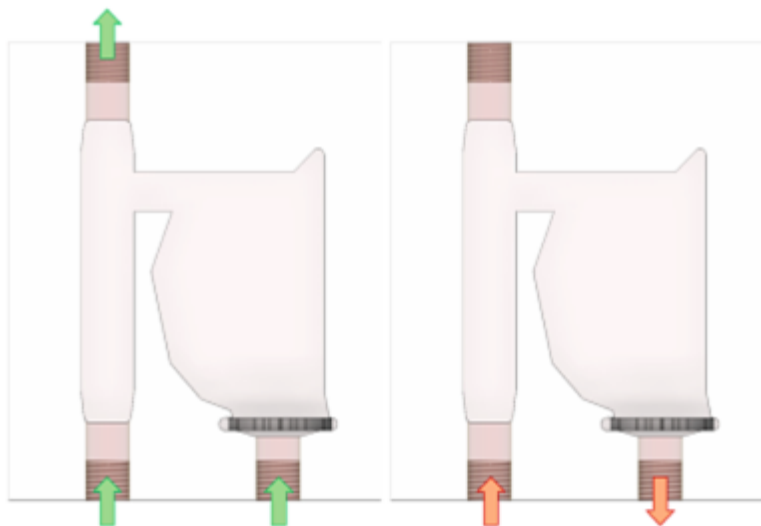


Figura 3.6. Sentido de los flujos de la orejuela en diástole (izquierda) y en sístole (derecha)

La explicación para que exista un flujo saliente en sístole y un flujo entrante en diástole por la orejuela se debe a que como el modelo está fabricado de un material rígido hay que simular como la orejuela cambia su tamaño ya que en sístole se dilata debido a que la válvula mitral está cerrada y en diástole se



contrae expulsando la sangre, acumulada durante la sístole que continua por la válvula mitral.

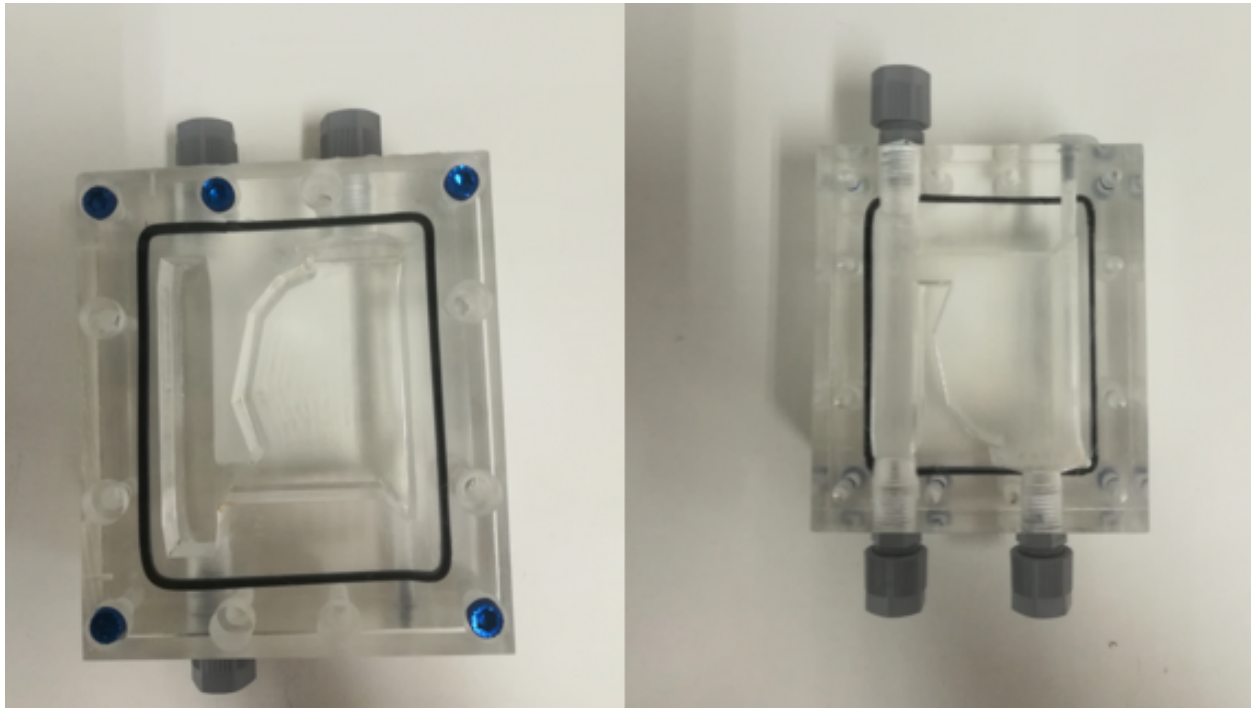


Figura 3.7. Vista del modelo desde la tapa (izquierda) y desde la base (derecha)

El modelo estudiado es de metacrilato como el que se muestra en la figura 3.7, ya que es necesario que se puedan tomar imágenes del flujo del interior del modelo para realizar las medidas con PIV, otra razón por la que se ha usado este material es por la compatibilidad de su índice de refracción con el de la mezcla, como se ha explicado anteriormente.

En el diseño del modelo se ha tratado de reproducir una geometría de orejuela que nos permita obtener datos de interés a la hora de comparar datos entre técnicas de medida de flujos. Para poder llevar a cabo una comparación más exacta, se diseñó un modelo bidimensional ya que la técnica PIV solo obtiene dos componentes de la velocidad y el MRI obtiene las tres componentes de la velocidad por lo que no serían datos comparables, para tratar de resolver este problema ha sido diseñada una orejuela con un espesor de 12 mm y longitud de la orejuela de 55 mm. La relación del espesor con la longitud es de 0,218 lo que permite que se reduzca la componente de la velocidad perpendicular al plano de medida lo máximo posible debido a que no sea posible que el flujo se desarrolle en esa dirección.

En el Anexo A se incluye un plano detallado del modelo.

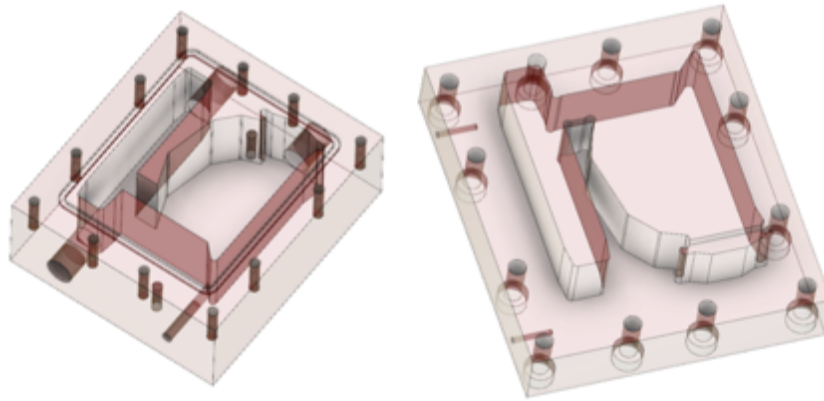


Figura 3.8. CAD de la base del modelo (izquierda) y CAD de la tapa del modelo (derecha)

Para poder obtener ese espesor de orejuela se optó por dividir el modelo en dos partes como las de la figura 3.8 encajando una sobre la otra, de esta forma podemos conseguir un espesor reducido de orejuela que no sea demasiado complejo de fabricar. Otra ventaja de dividir el modelo en dos partes es la posibilidad de añadir una junta tórica que garantice la estanqueidad del modelo. Las dos partes del modelo han sido unidas usando tornillos de aluminio de M5 y longitud 30 mm ya que si fuesen una longitud mayor penetrarían en la zona que se va a trabajar con la lámina láser y podrían reflejar parte de esta, impidiendo la toma de datos con PIV.

Con este tipo de montaje se consigue una estanqueidad correcta que se ha mejorado incluyendo una junta tórica entre ambas partes. En la figura 3.9 se observa el modelo completamente montado.

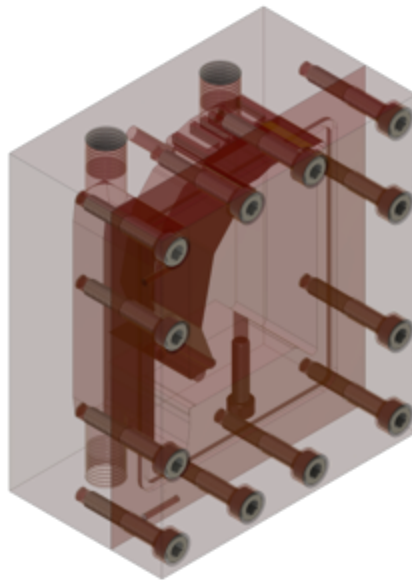


Figura 3.9.CAD del modelo montado.

### 3.4 COMPONENTES DEL CIRCUITO HIDRÁULICO

En este apartado se van a describir los componentes que forman la instalación hidráulica exceptuando el modelo que ha sido explicado en el apartado anterior.

#### 3.4.1 BOMBA CENTRIFUGA

La bomba usada para impulsar el fluido del circuito hidráulico es una bomba centrífuga comercial de la marca EHEIM modelo Universal 2400 como la que se muestra en la figura 3.10.



Figura 3.10. Bomba EHEIM universal 2400

Fuente: [https://www.eheim.com/es\\_ES/productos/tecnica/bombas/universal2400](https://www.eheim.com/es_ES/productos/tecnica/bombas/universal2400)

Las características de la bomba se exponen en la tabla 3.1

Tabla 3.1. Características de la bomba centrífuga

Marca	EHEIM
Modelo	Universal 2400
Potencia eléctrica consumida	65 W
H máxima	3,7 m
Caudal máximo	40 l/min
Dimensiones (profundidad/ancho/altura)	161x218x116 mm

#### 3.4.2 DEPÓSITO

El depósito mostrado en la figura 3.11 es un recipiente de plástico que está ubicado en un lateral de la torre metálica además posee una tapa para impedir que la suciedad entre en la instalación. Se encuentra fijado a la torre mediante una abrazadera que lo une a un perfil metálico y está apoyado sobre una escuadra metálica.



Figura 3.11. Depósito colocado en la instalación.

### 3.4.3 FLUJO

El flujo utilizado en la instalación debe tener unas propiedades fluidomecánicas similares las que tiene la sangre y realizar el experimento en las mismas condiciones fluido dinámicas obteniendo el mismo valor para los números adimensionales del número de Reynolds (Re) que caracteriza el movimiento del fluido, indicando si el flujo sigue un modelo laminar o turbulento, y del número de Womersley ( $\alpha$ ) que es un número adimensional usado en biomecánica de fluidos que indica la relación entre la frecuencia de un flujo pulsante y los efectos viscosos, en la ecuación 3.1 se muestra la expresión del Re y en la ecuación 3.2 se muestra la expresión del  $\alpha$ :

$$Re = \frac{v \rho D}{\mu} \quad \text{Ecuación 3.1}$$

$$\alpha = \frac{D}{2} \sqrt{\frac{\omega \rho}{\mu}} \quad \text{Ecuación 3.2}$$

Donde D es el diámetro hidráulico de la sección por la que circula el flujo, v es la velocidad del flujo,  $\mu$  es la viscosidad dinámica del fluido,  $\rho$  es la densidad del fluido y  $\omega$  es la frecuencia angular de las oscilaciones.

Las condiciones que tiene que cumplir el fluido son las siguientes:

- Tener propiedades fluidomecánicas similares a las de la sangre.
- Tener un índice de refracción compatible con el del metacrilato.

#### 3.4.3.1 FLUIDO

El fluido empleado en la instalación que cumple las condiciones anteriores es una mezcla de agua destilada con una concentración de 39% en peso y glicerina con una concentración de 61% en peso. La mezcla tiene una densidad de 1153 Kg/m<sup>3</sup> que se aproxima al valor de la densidad de la sangre 1060 Kg/m<sup>3</sup> otra propiedad fluidomecánica que es importante en el movimiento del fluido es la viscosidad cinemática que en el fluido es de 9,264 x10<sup>-6</sup> m<sup>2</sup>/s y la de la sangres es de 3,3 x10<sup>-6</sup> m<sup>2</sup>/s .

Hay que tener en cuenta que las propiedades de la mezcla varían en función de la temperatura del fluido, los valores de las propiedades comentadas en el párrafo anterior son para 20 °C, por ejemplo con el incremento de temperatura disminuirán los valores del índice de refracción, la densidad y la viscosidad cinemática siendo esta la propiedad que más disminuye. Debido a esto hay que controlar la temperatura del fluido a lo largo de todo el tiempo

de trabajo para controlar que no existan variaciones que modifiquen los resultados obtenidos.

### 3.4.3.2 PARTICULAS TRAZADORAS

Las partículas empleadas, como se ha comentado antes, no solo deben ser capaces de seguir el movimiento del fluido sin modificarle sino que además debe existir una cantidad de partículas suficiente como para obtener los mejores resultados posibles. También el tipo de partículas seleccionadas deben ser capaces de dispersar suficiente luz como para quedar registradas.

Las partículas seleccionadas para ser añadidas al fluido son Partículas de Polímero Fluorescente (FFP) debido a que son las que mejor se ajustan a las necesidades experimentales. Se trata de unas partículas trazadoras de forma esférica cuyo diámetro es de 15  $\mu\text{m}$ , poseen una densidad de 1190  $\text{kg}/\text{m}^3$  compatible con la del fluido que es de 1153  $\text{kg}/\text{m}^3$ . Una de las características de las partículas es que son fluorescentes lo que las permite reflejar la lámina láser que incide sobre ellas, la longitud de onda emitida por las partículas es superior a la de la lámina láser que incide sobre ellas. En la tabla 3.2 se resumen las características de las partículas.

La cantidad de partículas necesaria para obtener buenos resultados solo se puede conocer realizando simulaciones con diversas cantidades para obtener la experiencia necesaria para saber qué cantidad de partículas es la necesaria.

Tabla 3.2. Características de las partículas trazadoras

Proveedor	Dantec Dynamis
Tipo	Partículas de Polímero Fluorescente (FFP)
Tamaño medio	15 $\mu\text{m}$
Densidad	1,19 $\text{g}/\text{cm}^3$
Velocidad terminal en el fluido de trabajo	34,5 $\mu\text{m}/\text{min}$

### 3.4.4 INSTRUMENTOS DE MEDIDA

Los sensores utilizados en el circuito hidráulico son dos caudalímetros y tres sensores de presión cuya disposición en el circuito es la que se muestra en la figura 3.12.

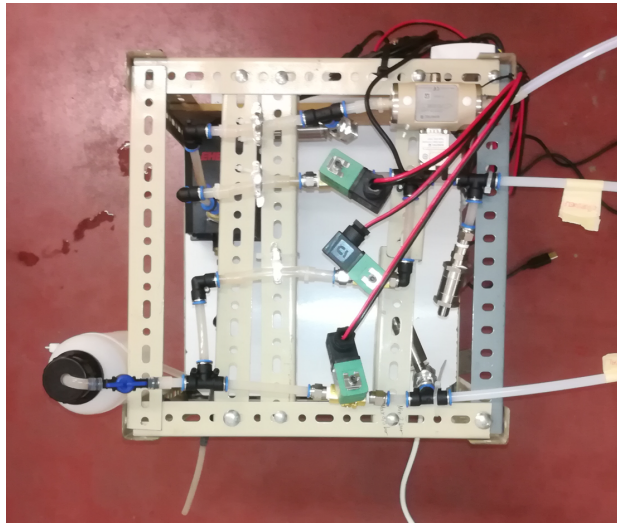


Figura 3.12. Imagen de la disposición de los sensores en la instalación

Los caudalímetros se encuentran colocados en el tubo que conecta la entrada de la vena pulmonar que solo mide el caudal en una dirección, el otro caudalímetro se encuentra en el tubo que se conecta a la orejuela este caudalímetro portable medirá caudal en los dos sentidos.

Dos sensores diferenciales de presión iguales se colocan a continuación de donde están colocados los caudalímetros, estos sensores miden en un rango de 0 a 0,5 bar. El otro sensor de presión diferencial se colocará en el tubo conectado a la válvula mitral que será capaz de medir presiones en un rango de 0 a 1 bar.

#### 3.4.4.1 SENSORES DE PRESIÓN DIFERENCIALES

Se usarán sensores de presión diferenciales situados en la torre de la instalación, tanto para la medida mediante PIV, como para la medida mediante MRI. En concreto, el modelo usado es el DF2R.433.R2, como se muestra en la figura 3.13. En la tabla 3.3 aparece la descripción de las características principales de estos sensores de presión. Los sensores de la entrada de la vena pulmonar y la E/S de la orejuela miden hasta 500 mbar, en cambio el de la salida de la válvula mitral hasta 1000 mbar. Como son

diferenciales se dejará uno de sus extremos al aire (el B) para que la presión que midan sea manométrica.



Figura 3.13.Sensor de presión 0,5 bar

Tabla 3.3. Características de los sensores de presión diferenciales.

Marca	AEP transducers		
Modelo	DF2R.433.R2		
Material	INOX 316		
Rango de Temperaturas	Fluido: -10/+70 °C	Ambiente: -10 / +90°C	Almacenaje: -20 / +90 °C
Rango de medidas	Desde 0 hasta 500 mbar / Desde 0 hasta 1000 mbar (válvula mitral)		
Precisión	±5% ADJ		
Tensión de alimentación	15-24 V (Corriente continua)		



Además de utilizar los sensores de presión diferenciales, se utilizarán unos sensores de presión absoluta únicamente en la instalación para la medida mediante PIV. Estos sensores se localizarán cerca del modelo, en sus entradas y salidas, con el objeto de calcular las pérdidas de presión que habrá en los 10 m de tubería existentes entre la torre del circuito hidráulico y el modelo.

Los sensores de presión absoluta son capaces de medir presiones por encima y por debajo de la atmosférica, estos sensores miden presiones manométricas. Los sensores se encuentran colocados en los tubos que están conectados con la válvula mitral, vena pulmonar y orejuela lo más cerca posible del modelo ya que le objetivo de estos sensores es detectar el golpe de ariete y poder calcular la presión de pérdidas producida por los tubos de diez metros de longitud.

En la figura 3.14. se puede ver una imagen del sensor de presión y su pieza de acople al circuito hidráulico.



Figura 3.14. Sensor de presión (izquierda) y su pieza de acople (derecha).

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.

En la tabla 3.4. aparecen las características más importantes de este tipo de sensor.

Tabla 3.4. Características de los sensores de presión manométrica

Marca	RS
Modelo	SS-GM1P1-5C
Tipo de sensor	Cerámico
Rango de medidas (presiones manométricas)	Desde -1 hasta 1 bar
Precisión	$\pm 0,156\%$ BFSL
Material de la carcasa	Acero inoxidable
Temperatura de operación	De $-20^{\circ}\text{C}$ a $125^{\circ}\text{C}$
Salida analógica	4 – 20 mA (corriente máxima 28 mA)
Tensión de salida	9-32 V (corriente continua)

En la figura 3.15. se muestra la disposición de los sensores de presión en la instalación. Los manométricos están ampliados y los diferenciales se encuentran colocados al mismo nivel que las electroválvulas.

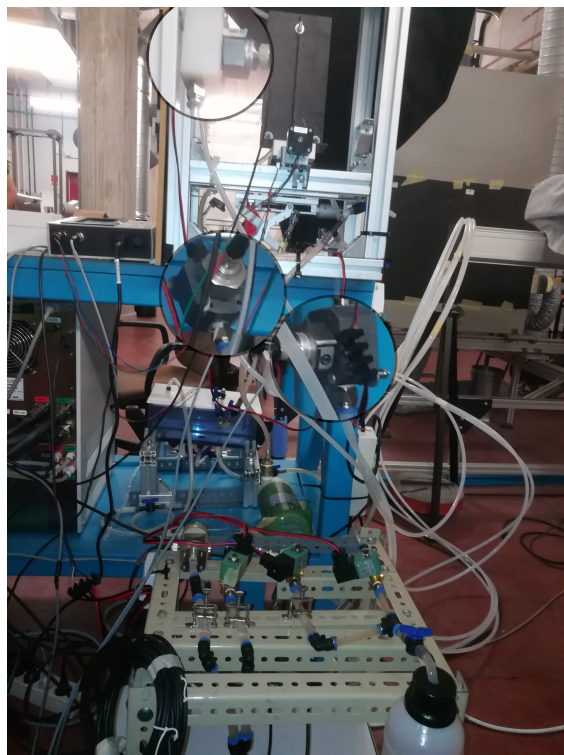


Figura 3.15. Localización de los sensores en la instalación.

### 3.4.4.2 CAUDALÍMETROS.

El primero de los caudalímetros es un modelo SONOFLOW CO.55/100 V2.0 como el que se muestra en la figura 3.16, que permite medir caudales no estacionarios para flujos pulsátiles.



Figura 3.16. Caudalímetro

Fuente: <https://www.sonotec.eu/>

En la tabla 3.4 se muestran las principales características del caudalímetro.

Tabla 3.4. Características del caudalímetro SONOFLOW CO.55/100 V2.0

Marca	Sonotec	
Modelo	SONOFLOW CO.55/100 V2.0	
Principio de medición	Ultrasonidos	
Caudal máximo de medida	10000 ml/min	
Precisión para el agua a 23°C ± 2°C y a 1 bar	0-1000ml/min:±20ml/min	
	1000-10000ml/min:±2%	
Adaptador para la conexión del tubo	Diámetros: exterior 12mm/interior 9mm	
Tensión de alimentación	12-30 V (Corriente continua)	
Rango de Temperaturas	Fluido/Ambiente: 0-60 °C	Almacenaje: -20 - 70 °C

El segundo de los caudalímetros es un modelo SONOFLOW IL.52/4 como el que se muestra en la figura 3.17, que permite medir caudales no estacionarios para flujos pulsátiles.



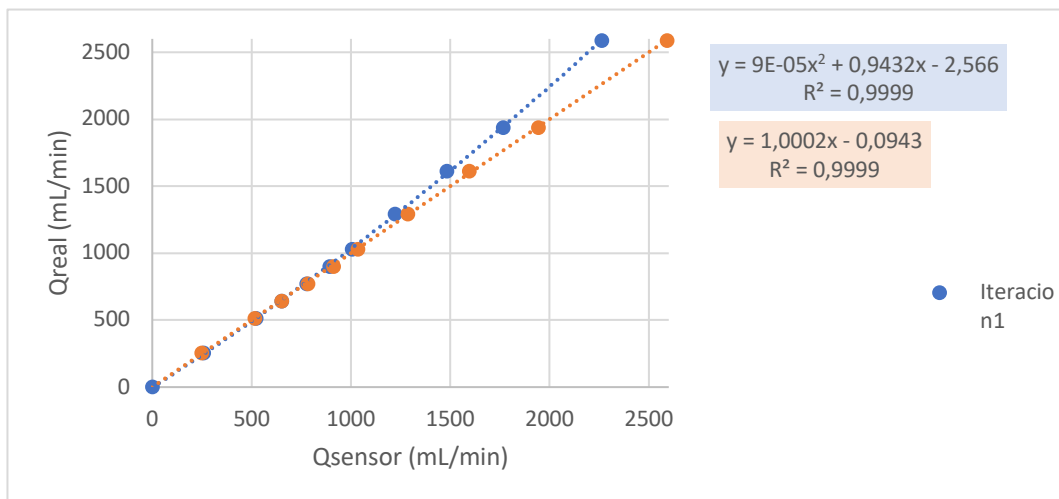
Figura 3.17. Imágen del caudalímetro

Fuente: <https://www.sonotec.eu/>

Para poder usar el sensor en la instalación es necesario realizar una calibración para el rango de caudales que vamos a medir, la curva de calibración del sensor es la que se muestra en la figura 3.18. en la tabla 3.5 se muestran las características del caudalímetro.

CALIBRACIÓN SENSOR		1ª iteración	corrección	Error
Bomba (rpm)	Qreal (mL/min)	Qsensor (mL/min)	Qsensor (mL/min)	Qsensor (mL/min)
2000	2587	2262	2591,45036	0,17%
1500	1939,2	1765	1942,55225	0,17%
1250	1615,3	1483	1594,13561	-1,31%
1000	1291,4	1222	1284,41996	-0,54%
800	1032,28	1004	1035,12824	0,28%
700	902,72	893	911,48201	0,97%
600	773,16	776	783,55304	1,34%
500	643,6	651	649,59929	0,93%
400	514,04	522	514,30796	0,05%
200	254,92	259	247,76009	-2,81%
0	0	0	-2,566	

(a)



(b)

Figura 3.18. Datos de la curva de calibración (a) y curva de calibración del sensor (b)

Tabla 3.5. Características del caudalímetro SONOFLOW IL.52/4

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	0-0,06L/min:±0,6ml/min		
	0,06-0,6L/min:±1%		
Ciclo de medida	Normalmente 20 ms		
Adaptador para la conexión del tubo	Diámetros: exterior 8mm/interior 4mm		
Medición de Temperatura	Sensor integrado (± 1°C)		
Tensión de alimentación	12-30 V (Corriente continua)		
Rango de Temperaturas	Fluido: 0-140 °C	Ambiente: 0 - 70°C	Almacenaje: -20 - 70 °C
Corriente requerida	100mA como máximo		

#### 3.4.4.3 ELECTROVALVULAS

Las electroválvulas usadas para simular el flujo pulsante en la instalación son como la que se muestra en la figura 3.19, se tratan de electroválvulas 3/2 normalmente cerradas cuyas características se muestran en la tabla 3.6. Estas electroválvulas han sido modificadas para que actúen como 2/2 añadiendo un tornillo que impida la salida de fluido por la tercera salida.

Tabla 3.6. Características de las electroválvulas.

Marca	ASCO
Modelo	SC G356B434VMS
Material	Latón
Rango de Temperaturas	Desde -10 °C hasta +100°C
Tiempo de respuesta	5 - 10 ms
Viscosidad máxima	40 cSt
Tensión de alimentación	24-48 V (Corriente continua)
Configuración	Normalmente cerrado



Figura 3.19. Imágen del modelo de electroválvula usada en la instalación

Fuente <https://www.asco.com/en-gb/>

#### 3.4.4.4 CONTROLADOR

El controlador es un dispositivo que permite controlar las electroválvulas de la instalación para generar un flujo pulsátil controlado y enviar una señal al dispositivo láser para disparar el láser en el instante que se requiera realizar la medida. Las ordenes se envía desde un ordenador usando el software “Control Láser I.E.F” hacia una caja de control ,como la de la figura 3.20. en la cual están conectadas las electroválvulas, además a esta caja de control están conectados los sensores de la instalación. De esta manera usando el software de control se pueden abrir y cerrar las electroválvulas de forma que se puedan realizar ciclos en la instalación que simulen diástole y sístole.



Figura 3.20. Diferentes vistas de la caja de control.



# CAPITULO 4:

## TOMA DE MEDIDAS PIV Y MRI

### INDICE

<b>4. TOMA DE MEDIDAS PIV Y MRI .....</b>	<b>61</b>
<b>4.1 PIV .....</b>	<b>61</b>
<b>4.1.1 ELEMENTOS DE LA INSTALACIÓN DE PIV.....</b>	<b>61</b>
4.1.1.1 CÁMARA OSCURA .....	61
4.1.1.2 GUILLOTINA .....	61
4.1.1.3 DISPOSITIVO LÁSER.....	62
4.1.1.4 CÁMARA DIGITAL.....	63
4.1.1.5 SINCRONIZADOR.....	65
4.1.1.6 CONTROLADOR .....	65
4.1.1.7 DESPLAZADOR .....	66
4.1.1.8 SOPORTE MODELO.....	66
4.1.1.9 UNIDAD DE PROCESADO .....	67
<b>4.1.2 CONDICIONES DE ENSAYO/METODOLOGÍA DE MEDIDA.....</b>	<b>67</b>
4.1.2.1 MONTAJE Y CONEXIÓN DEL MODELO.....	68
4.1.2.6 ARRANQUE DEL SISTEMA DE GENERACIÓN DE FLUJO .....	69
4.1.2.4 AJUSTE DE PARALELISMO.....	69
4.1.2.5 AJUSTE DE LA CÁMARA FOTOGRÁFICA .....	70
4.1.2.5.1 SELECCIÓN DE LA VISTA.....	70
4.1.2.5.2 ENFOQUE.....	70
4.1.2.5.3 CENTRADO DE LA IMAGEN .....	71
4.1.2.5.4. CONTROL DE LA ILUMINACIÓN.....	71
4.1.2.7 AJUSTES DE LA PUESTA EN MARCHA DE LA INSTALACIÓN.....	72
4.1.2.7.1 CONTROL DE LA TEMPERATURA.....	72
4.1.2.7.2 CONTROL DE LA DENSIDAD .....	72
4.1.2.8 REGISTRO DEL PROCESADO DE IMÁGENES Y ANALISIS DE LAS IMÁGENES TOMADAS .....	73
4.1.2.9 CONTROLADOR DE CICLOS .....	73
<b>4.1.3 RESULTADOS.....</b>	<b>77</b>
4.1.3.1 INCERTIDUMBRE DE MEDIDAS .....	78
4.1.3.2 CRITERIOS DE MEDIDA .....	79
4.1.3.3 OREJUELA FLEXIBLE.....	79
4.3.3.3.1 FLUJO ESTACIONARIO .....	80
4.3.3.3.2 FUJO PULSANTE .....	83
4.1.3.4 OREJUELA RÍGIDA.....	92

4.1.3.4.1 FLUJO ESTACIONARIO .....	92
4.1.3.4.2 FLUJO PULSANTE.....	93
<b>4.2. MRI .....</b>	<b>108</b>
<b>4.2.1 INSTALACIÓN + MRI .....</b>	<b>108</b>
4.2.1.1 MRI.....	108
4.2.1.2 INSTALACIÓN .....	109
<b>4.2.1.2 METODOLOGÍA .....</b>	<b>110</b>
<b>4.2.3 RESULTADOS.....</b>	<b>112</b>

## 4. TOMA DE MEDIDAS PIV Y MRI

En este capítulo se explicarán los equipos necesarios para poder realizar las medidas del campo de velocidades tanto en el PIV como en el MRI.

### 4.1 PIV

En este apartado se comentará el equipo necesario, la metodología seguida y los resultados obtenidos.

#### 4.1.1 ELEMENTOS DE LA INSTALACIÓN DE PIV

El equipo necesario para poder obtener medidas usando la técnica PIV es el siguiente:

##### 4.1.1.1 CÁMARA OSCURA

Es un recinto donde se coloca el modelo y la cámara digital. El objetivo de este espacio es conseguir la máxima oscuridad posible para que la única luz que reflejen las partículas trazadoras sea la del haz de luz del láser.

La cámara esta compuesta por una cortina oscura y una lámina de madera que tiene una ranura por la que solo pasa la parte central de la lámina laser la parte de mayor intensidad.

En la figura 4.1 se muestra la cámara oscura vista desde el exterior.



Figura 4.1. Distintas vistas de la cámara oscura

##### 4.1.1.2 GUILLOTINA

La guillotina es un elemento que se sitúa entre la cámara oscura y el láser, más concretamente se encuentra situado sobre la ranura de la lámina de madera de la cámara oscura, como se puede observar en la figura 4.1. La función de la

guillotina es la de controlar el espesor de la lámina láser que entra en la cámara oscura intentando que entre el menor espesor posible de lámina con la máxima intensidad para poder conseguir buenas resoluciones espaciales.

#### 4.1.1.3 DISPOSITIVO LÁSER

Es la fuente de luz que emite la lámina láser que ilumina el plano de estudio del modelo. Está formado por dos generadores láser que posibilitan un tiempo entre disparos lo suficientemente reducido como para obtener una buena resolución temporal. El láser contiene en su interior una lente cilíndrica que transforma el haz de luz puntual en una línea, las características del equipo láser se resumen en la tabla 4.1.

Tabla 4.1. Características del dispositivo láser

Proveedor	Dantec Dynamic
Tipo	Dual Power Nd: YAG 500 mJ (250 mJ cada uno)
Frecuencia máxima entre disparos	14,5Hz(en modo Single Frame) y 7Hz(en modo Double Frame)
Longitud de onda	532 nm
Ancho de lámina láser	2 mm (reducido a 0,2 0 o 0,1 mm mediante guillotina)

La potencia del láser se modificará de forma manual ya que es un factor fundamental en el reflejo que emiten las partículas trazadoras a la cámara ya que si la potencia se encuentra en unos niveles reducidos las partículas no reflejarán suficiente luz como para que el software las distinga por el contrario si la potencia se encuentra en un nivel elevado las partículas reflejarían demasiada luz y el software no podría trabajar al no distinguir con claridad las partículas. La potencia de trabajo del láser se encontrará realizando diferentes pruebas con diferentes potencias buscando la potencia óptima que permita a las partículas reflejar la suficiente luz como para que el software funcione en las mejores condiciones obteniendo así los datos más precisos posibles.

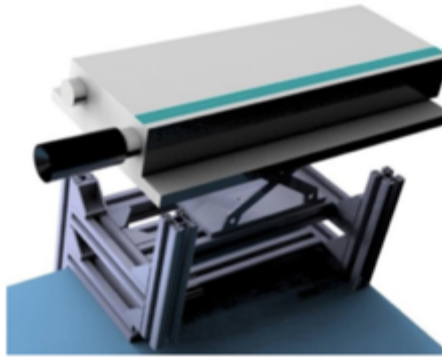


Figura 4.2. Modelo CAD del dispositivo láser montado sobre el elevador mecánico

Es necesario que el dispositivo láser este montado sobre un elevador mecánico ,como el que se muestra en la figura 4.2 , para poder regular la altura a la que se encuentra el láser. El conjunto se encuentra fijo a una mesa mediante una estructura metálica.

#### 4.1.1.4 CÁMARA DIGITAL

La cámara digital es una pieza clave en el PIV ya que recoge la luz reflejada por las partículas trazadoras a través de la lente y graba las imágenes para su posterior análisis con el software instalado en el ordenador. La cámara usada durante la toma de datos es de tipo CCD (Charge Coupled Device) cuyas características se muestran en la tabla 4.2.

Tabla 4.2. Características de la cámara digital.

Proveedor	Dantec Dynamic
Modelo	FlowSense 4M MkII
Tipo	Full Frame
Resolución	2048 x 2048
Resolución de datos	8,10 o 12 bits por pixel
Tiempo mínimo entre capturas	Limitado por el láser: 14,5 Hz (en modo Single Frame) y 7Hz (en modo Double Frame)
Proveedor	Dantec Dynamic

Para obtener una mejor calidad de la imágenes se acoplan diferentes elementos como:

- Filtro: Filtro polarizado de 570 nm de longitud de onda que permite solo el paso de valores de longitud de onda superiores a 570 nm. La función del filtro es eliminar el ruido procedente de la iluminación ambiental dejando pasar solamente la luz reflejada por las partículas trazadoras.
- Objetivo: Permite un mayor enfoque mediante la regulación de la distancia de las lentes ubicadas en su interior. El objetivo utilizado es de la marca *Carl Zeiss* tipo *DISTAGON 28 mm ZF.2*. Posee un diafragma cuyo propósito es aumentar o disminuir la cantidad de luz que entra al sensor del exterior, para regular la entrada de luz se usa una apertura circular regulable con apertura máxima de  $f/2$ . Un efecto del uso del objetivo es la disminución de profundidad de campo con el aumento del diafragma.

Además es necesario que la cámara este montada sobre una estructura con elevador mecánico, como la que se muestra en la figura 4.3, para poder cambiar la región de estudio de la cámara haciéndola coincidir con la región de estudio del modelo. Hay que controlar el conjunto formado por el objetivo y la posición de la cámara para poder obtener las imágenes del modelo enfocadas ya que si la cámara no esta enfocada correctamente la cámara captará una imagen de las partículas desenfocada.



Figura 4.3. Cámara digital montada sobre la estructura metálica.

#### 4.1.1.5 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.

#### 4.1.1.6 CONTROLADOR

La caja de control tiene tres botones empezando por el que se encuentra a mayor altura, este botón es el de START que daría comienzo al funcionamiento de la caja, el siguiente botón es el de STOP que interrumpiría la realización del ciclo y por último el botón de RESET que borra todos los valores que estén almacenados tras haber pulsado STOP. También existen tres LED , el primero por la izquierda es un LED verde que se ilumina cuando está encendido el controlador, el siguiente es el LED rojo que se ilumina cuando ha ocurrido un fallo y el ultimo es un LED rojo que se ilumina en el instante que se dispara el láser.

La caja de control recibe las señales de los sensores de presión diferencial (entrada IN1 para el sensor de presión diferencial de la válvula mitral y entrada IN2 para los sensores de presión diferencial de la vena pulmonar y de la orejuela ), de los sensores de presión manométrica de los cuales se hablará más adelante de ellos (entrada IN3 para el sensor de presión manométrica de la válvula mitral y entrada IN5 para los sensores de presión manométrica en la orejuela y en la vena pulmonar), el caudalímetro Q IL52/4 colocado para medir el caudal de la vena pulmonar y también medir la temperatura del fluido( entrada IN4), en la figura 4.4. se muestran las conexiones electrónicas.



Figura 4.4. Imagen de la caja de control en la que se indican las entradas que tiene.

#### 4.1.1.7 DESPLAZADOR

El desplazador es un elemento sobre el cual va montado el modelo, su función principal es la de alinear el plano de estudio del modelo con el plano de la lámina láser. Este elemento está formado por una placa, sobre la que se apoya el modelo, que va montada sobre un rail que permite su movimiento horizontal debido a un motor, en la figura 4.5. se muestra el desplazador.

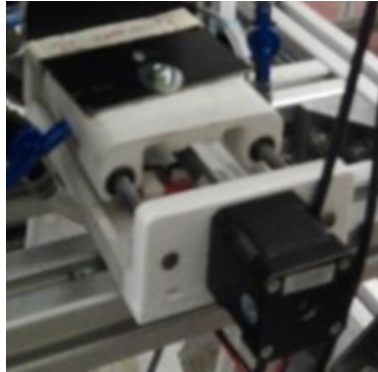


Figura 4.5. Imagen de la caja de control en la que se indican las entradas que tiene.

El movimiento del desplazador está controlado por el dispositivo de la figura 4.6. que controla el giro del motor en sentido horario y antihorario.



Figura 4.6. Imagen del dispositivo que controla el movimiento horizontal del desplazador tiene.

#### 4.1.1.8 SOPORTE MODELO

Se trata de un elemento sobre el que se monta el modelo usando un par de tornillos, a su vez el soporte está montado sobre el desplazador. La función del soporte es la de ajustar al máximo el paralelismo del plano de estudio con la lámina láser. El soporte está fabricado en metal para tratar de conseguir la máxima rigidez, en la figura 4.7. se muestra una imagen del soporte.



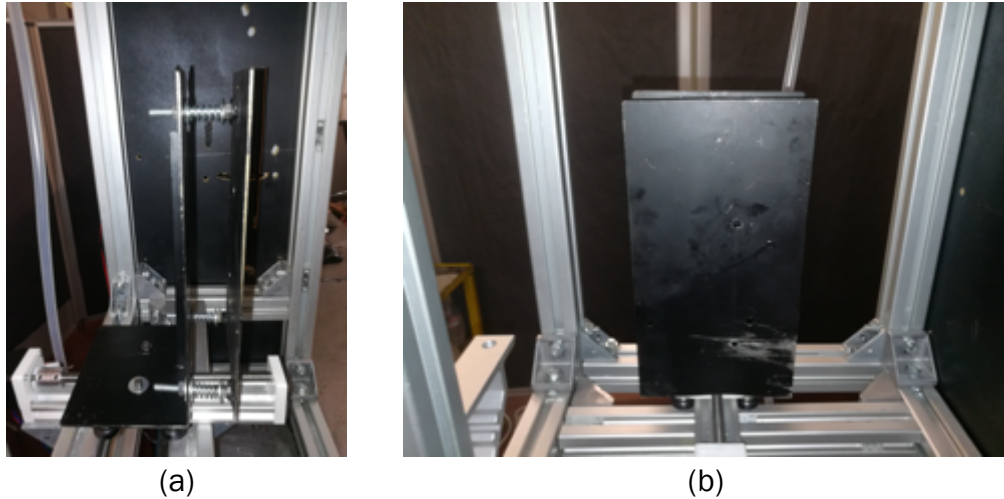


Figura 4.7. Vista lateral del soporte (a) y vista frontal del soporte (b)

#### 4.1.1.9 UNIDAD DE PROCESADO

Se requiere de un equipo de procesamiento para facilitar la adquisición y tratamiento de datos, está constituido por un ordenador cuyo sistema operativo es Windows 7. El software de control es DynamicStudio v3.14 (Dantec Dynamics), encarado 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. Este hecho es importante si se realiza un estudio en frecuencia, ya que daría lugar al fenómeno de Foldback Aliasing, este fenómeno está explicado en Pozo Álvarez, Alberto 2016.

#### 4.1.2 CONDICIONES DE ENSAYO/METODOLOGÍA DE MEDIDA

En este apartado del capítulo se describirá la metodología que se ha seguido para poder obtener las medidas y las condiciones de ensayo necesarias con las que obtener medidas experimentales válidas. La metodología seguida es la que describe Pozo Álvarez, Alberto 2018.

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. Este paso sólo será necesario cada vez que se cambie de modelo.

Posteriormente se pondrá en marcha la instalación, donde se ajustará primero el caudal que entra al modelo.

Además se comprobarán todas las variables del fluido, como son la temperatura 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.

#### 4.1.2.1 MONTAJE Y CONEXIÓN DEL MODELO

Este paso consiste en la adecuada conexión a la instalación y colocación del modelo sobre el soporte. Existen dos posiciones posibles de colocación del modelo una en la que la válvula mitral tenga su salida en dirección al suelo y una segunda posición en la que la válvula mitral tenga su salida en dirección al techo, en la figura 4.8. se muestra una comparativa de ambas posiciones.

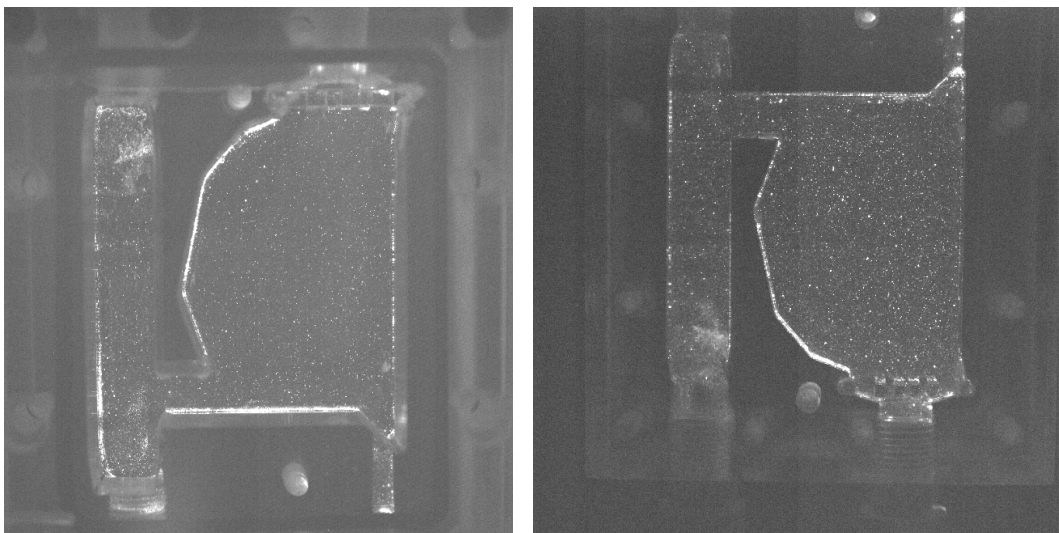


Figura 4.8. Primera posición (izquierda) y segunda posición (derecha)

La segunda posición es con la que se obtiene una imagen del modelo más nítida debido a que existe menos espesor de metacrilato entre el plano de estudio y la cámara digital, además se distinguen con claridad los bordes del modelo no como en la primera posición que debido al reflejo del metacrilato los bordes están distorsionados.

#### 4.1.2.6 ARRANQUE DEL SISTEMA DE GENERACIÓN DE FLUJO

Una vez colocado el modelo 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.

Los pasos a seguir para el llenado del modelo son los siguientes:

- Verter fluido en el depósito comprobando que las llaves de paso que dan lugar a su vaciado se encuentren cerradas.
- Con el programa de control “Control Láser I.E.F.”, abrir todas las electroválvulas.
- Poner en marcha la bomba centrífuga hasta que el nivel del depósito este cercano a su vaciado en ese momento cerrar las llaves de paso del circuito para impedir su vaciado y apagar la bomba centrífuga. A continuación llenar otra vez el depósito de fluido, abrir las llaves de paso y poner en marcha la bomba centrífuga para llenar completamente la instalación.
- Eliminación de las burbujas de la instalación para ello se dejará circulando fluido por ella durante diez minutos para que las burbujas puedan ser purgadas al depósito. Las burbujas que se queden dentro del modelo se eliminarán mediante el purgador que consiste en un taladro realizado al modelo en la parte superior para que la burbujas salgan por gravedad, el taladro esta sellado por un tornillo.

#### 4.1.2.4 AJUSTE DE PARALELISMO

Se sitúa el soporte del modelo de manera que la lámina láser sea paralela a él. Posteriormente se procede a fijar el desplazador para que pase la lámina láser aproximadamente por el eje del conducto. Se intentará que el desplazador se encuentre en el centro de su rango de movimiento, para tener el mismo margen de desplazamiento en ambos sentidos.

#### 4.1.2.5 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 detallados a continuación.

##### 4.1.2.5.1 SELECCIÓN DE LA VISTA

La vista más apropiada para este estudio es una vista detallada ya que es el campo de visión más apropiado para ello será necesario el posicionador de la cámara descrito anteriormente con el que obtener un nivel de detalle elevado.

##### 4.1.2.5.2 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.

#### 4.1.2.5.3 CENTRADO DE LA 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).

#### 4.1.5.5.4. 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.

#### 4.1.2.7 AJUSTES DE LA PUESTA EN MARCHA DE LA INSTALACIÓN

Después de poner en marcha la instalación se determinarán una serie de parámetros y se establecerán una serie de ajustes que permitan realizar la toma de datos.

##### 4.1.2.7.1 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 dependiendo de la temperatura del laboratorio, pero se observa un valor estable entre los 25 Y 26 °C aproximadamente.

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.

##### 4.1.2.7.2 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 cual 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. Esta propiedad del fluido 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.

#### 4.1.2.8 REGISTRO DEL PROCESADO DE IMÁGENES Y ANALISIS DE LAS IMÁGENES TOMADAS

La adquisición y análisis de las imágenes se realizará a través del paquete de software “DynamicStudio”. La secuencia de pasos realizados con DynamicStudio está descrita en Pozo Álvarez, Alberto 2018.

#### 4.1.2.9 CONTROLADOR DE CICLOS

Para poder estudiar el flujo pulsante en el interior del modelo es necesario introducir un ciclo mediante el controlador que cambie la posición de las electroválvulas. Las electroválvulas y los sensores deben estar conectados al controlador y este debe estar conectado al sincronizador y al ordenador.

Se controlará todas las 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. En la figura 4.9. se muestra la pantalla de inicio del software.



Figura 4.9. 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 4.10.

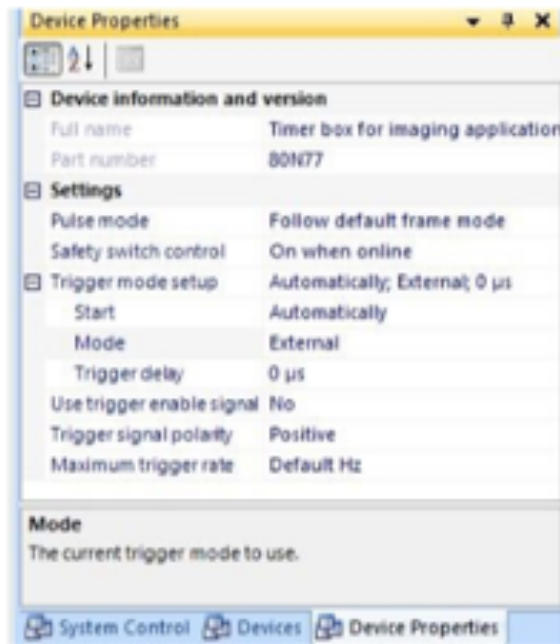


Figura 4.10. Cambio de configuración del tiempo entre disparos.

A continuación se procede a detallar los comandos del programa "Control Láser I.E.F". En primer lugar hay que abrir el programa seleccionando la entrada del puerto usb que corresponda y la velocidad a la que se transmiten los datos, este comando es el primero del cuadro de control.





Figura 4.11. Comandos del “Monitor”, “Curvas”, “Puerto Aux” y “Ciclos” .

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.
- Puerto Aux: Permite controlar la posición en la que se encuentran las electroválvulas, como su configuración es normalmente cerrada cuando se seleccionan se abren. Este comando permite realizar medidas en estacionario controlando la posición de las electroválvulas.

La relación de la posición de las electroválvulas (E1,E2 y E3) con el ciclo cardiaco se muestran en la tabla 4.4.

Tabla 4.4. 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

- **Curvas:** Permite controlar la posición de las electroválvulas en el tiempo, simulando flujos pulsante en orejuela flexible y orejuela rígida. El ciclo cardiaco se ha configurado para que cuente con 40 puntos de los cuales 24 son posición 3 (Diástole) y 16 son posición 4 (Sístole). Esta configuración cumple que un 60 % del tiempo se produzca diástole y un 40 % del tiempo se produzca sístole, imitando a el ciclo cardiaco real.
- **Ciclos:** Permite introducir valores a los tiempos relacionados con el ciclo que se desea realizar.
  - T1 es el tiempo de retardo del láser (medido desde que comienza cada ciclo), es el instante de tiempo del que se va a obtener el campo de velocidades.
  - T2 es el número de ciclos.
  - T3 es el tiempo que dura cada escalón.

Configuración Sensores								
C1	Fondo de Escala	Corrección Offset	Texto	Unidades	Coefficiente Cuadrático	Pendiente Recta Cal	Cero Recta Calibracion	Media Movil
AI1	1000	0	Reserva	sin asignar	0	1	0	0
AI2	1000	-1	P Mitral Df	mbar	0	1	0	0
C2	Fondo de Escala	Corrección Offset	Texto	Unidades	Coefficiente Cuadrático	Pendiente Recta Cal	Cero Recta Calibracion	Media Movil
AI3	500	2	P Orejuela Df	mbar	0	1	0	0
AI4	500	2	P Pulmonar Df	mbar	0	1	0	0
C3	Fondo de Escala	Corrección Offset	Texto	Unidades	Coefficiente Cuadrático	Pendiente Recta Cal	Cero Recta Calibracion	Media Movil
AI5	1000	0	Reserva1	sin asignar	0	1	0	0
AI6	5000	50	P Mitral	mbar	0	1	-954	0
C4	Fondo de Escala	Corrección Offset	Texto	Unidades	Coefficiente Cuadrático	Pendiente Recta Cal	Cero Recta Calibracion	Media Movil
AI7	3100	4	Caudal Pulmonar	mL/min	0	1	0	60
AI8	80	0	Temperatura	°C	0	1	0	0
C5	Fondo de Escala	Corrección Offset	Texto	Unidades	Coefficiente Cuadrático	Pendiente Recta Cal	Cero Recta Calibracion	Media Movil
AI9	2000	0	P Orejuela	mbar	0	1	-954	0
AI10	2000	2	P Pulmonar	mbar	0	1	-954	0
C6	Fondo de Escala	Corrección Offset	Texto	Unidades	Coefficiente Cuadrático	Pendiente Recta Cal	Cero Recta Calibracion	Media Movil
AI11	3000	0	Caudal Orejuela	mL/min	0	1	0	0
AI12	1000	0	Reserva	sin asignar	0	1	0	0

Figura 4.12. Comandos del “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.

El comando “Ciclo Gráfico” realiza el ciclo seleccionado y saca por pantalla los valores de todos los sensores.

El comando “Ciclo Fichero” es el equivalente a “Ciclo Gráfico” pero este comando guarda los valores registrados por los sensores en un fichero Excel. El comando “Defectos” muestra por pantalla algún fallo o error que puede haber sucedido durante la ejecución.

### 4.1.3 RESULTADOS

Se van a presentar los campos de velocidades del fluido que se han obtenido a su paso por el modelo bidimensional de la orejuela. Se han realizado las

medidas de orejuela flexibles en los casos de flujo estacionario y flujo pulsante y de orejuela rígida en los casos de flujo estacionario y flujo pulsante.

En la tabla 4.5. se muestra un resumen de los parámetros de medida usados en 'DynamicStudio'.

Tabla 4.5. 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)	115,857 x 115,857
Factor de escala	7,645
Energía láser (V)	8,6 - 8,5
Frecuencia de muestreo (Hz)	7 Hz
Tamaño del Área de interrogación (píxeles)	32 x 32
Tamaño del Área de interrogación (mm)	1,81 x 1,81
Overlap(%)	0
Temperatura	26 °C

#### 4.1.3.1 INCERTIDUMBRE DE MEDIDAS

La incertidumbre asociada a las medidas realizadas en la instalación se ha calculado usando la ecuación 4.1. (Charonko and Vlachos, 2013).

$$U_{incert} = \sqrt{\left(13,1 \times e^{-\frac{1}{2} \left(\frac{R_p - 1}{0,237}\right)^2}\right)^2 + (0,226 \times R_p^{-1})^2 + (0,08)^2} \quad \text{Ecuación 4.1}$$

En la ecuación 4.1  $U_{incert}$  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,  $P_1/P_2$ .

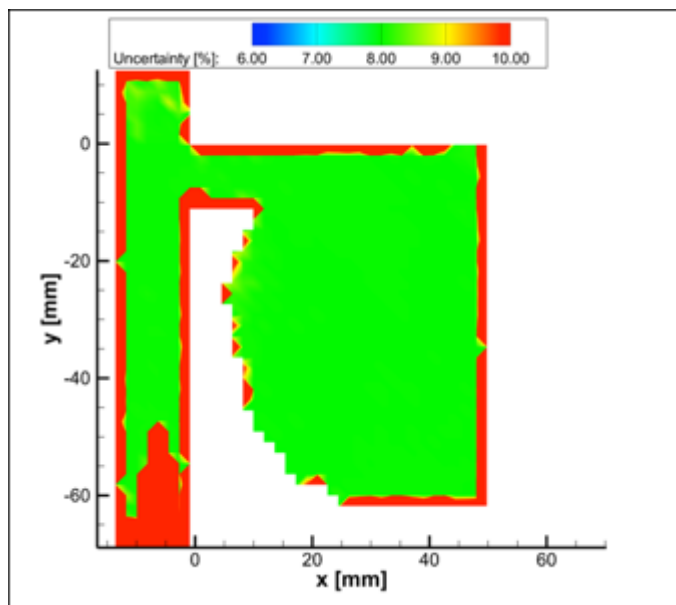


Figura 4.13. Mapa de incertidumbre para las medidas de velocidades en el interior del modelo.

Como se puede apreciar en la figura 4.13 el valor predominante en el interior de el modelo es de un 8%. Las zonas con mayor incertidumbre se encuentran en las paredes posiblemente debido a la acumulación de partículas y a la sombra debida a que se encaja una tapa sobre el modelo, hay que remarcar que la mayor incertidumbre se da en la entrada de la vena pulmonar ya que esa zona no ha sido correctamente pulida debido a dificultades técnicas.

#### 4.1.3.2 CRITERIOS DE MEDIDA

El criterio de signos establecido para los caudales entrantes y salientes del modelo ha sido el siguiente, será positivo todo caudal que entre en el modelo como es el caso del caudal de la vena pulmonar y del caudal de la orejuela en sístole y serán negativos aquellos caudales salientes del modelo como lo son el caudal de la válvula mitral y el caudal de la orejuela durante la diástole.

#### 4.1.3.3 OREJUELA FLEXIBLE

En estas condiciones de estudio se desea estudiar el flujo en el modelo bidimensional de la orejuela izquierda para un paciente sano es decir que la orejuela experimente un cambio de volumen.

El objetivo es estudiar el campo de velocidades de un flujo pulsante en el interior del modelo, el cual será una simulación del ciclo cardiaco el cuál durará 1000 ms de los que 600 ms durará la diástole y 400 ms la sístole. Para simular el cambio de volumen de una orejuela flexible será necesario que la variación de volumen durante sístole y diástole sea la misma, para ello se tiene que cumplir la ecuación 4.2.

$$\Delta V_{LAA} = Q_{LAA(systole)} \times t_{systole} = Q_{LAA(diastole)} \times t_{diastole} \quad \text{Ecuación 4.2}$$

#### 4.3.3.3.1 FLUJO ESTACIONARIO

La medidas del campo de velocidades de un flujo estacionario son necesarias para ajustar caudales, ajustar el tiempo entres disparos del láser y ajustar la escala de la velocidad con la que se aprecie más información.

Para el análisis de las medidas se han usado dos escalas diferentes ya que como se observa en las figuras 4.2 y 4.3 es necesaria el uso de una escala que se llamara escala global 0,15-0 m/s para apreciar las velocidades que se alcanzan en el entorno del ostium y una escala inferior llamada escala orejuela 0,05-0 m/s con la que se pueda observar la evolución de las velocidades en el interior de la orejuela ya que estas velocidades son considerablemente menores que las que se aprecian en el entorno del ostium.

En las tablas 4.6 y 4.7 se muestran los valores de los flujos estacionarios para la posición de diástole y de sístole.

Tabla 4.6. Condiciones de ensayo de la orejuela flexible para flujo estacionario en la posición de diástole.

DIASTOLE	Caudal (mL/min)			$r=Q_{LAA}/Q_{PV}$	Reynolds			t_disp ( $\mu$ s)	
	PV	LAA	MV		PV	Ostium	MV		
$\Delta V_{LAA}=1,2$ ml	485	120	-605	0,247	115	34	143	2000	
DIASTOLE	Presión dif (mbar)			Presión man (mbar)			P <sub>pérdidas</sub> (mbar)		
	PV	LAA	MV	PV	LAA	MV	PV	LAA	MV
$\Delta V_{LAA}=1,2$ ml	358	231	94	191	177	106	128,58	3,15	111,45

Tabla 4.7. Condiciones de ensayo de la orejuela flexible para flujo estacionario en la posición de sístole.

SISTOLE	Caudal (mL/min)			$r=Q_{LAA}/Q_{PV}$	Reynolds			t_disp ( $\mu$ s)	
	PV	LAA	MV		PV	Ostium	MV		
$\Delta V_{LAA}=1,2$ ml	173	173	0	1	41	49	0	2000	
SISTOLE	Presión dif (mbar)			Presión man (mbar)			P <sub>pérdidas</sub> (mbar)		
	PV	LAA	MV	PV	LAA	MV	PV	LAA	MV
$\Delta V_{LAA}=1,2$ ml	372	287	331	303	286	228	30,58	49,85	-3,55

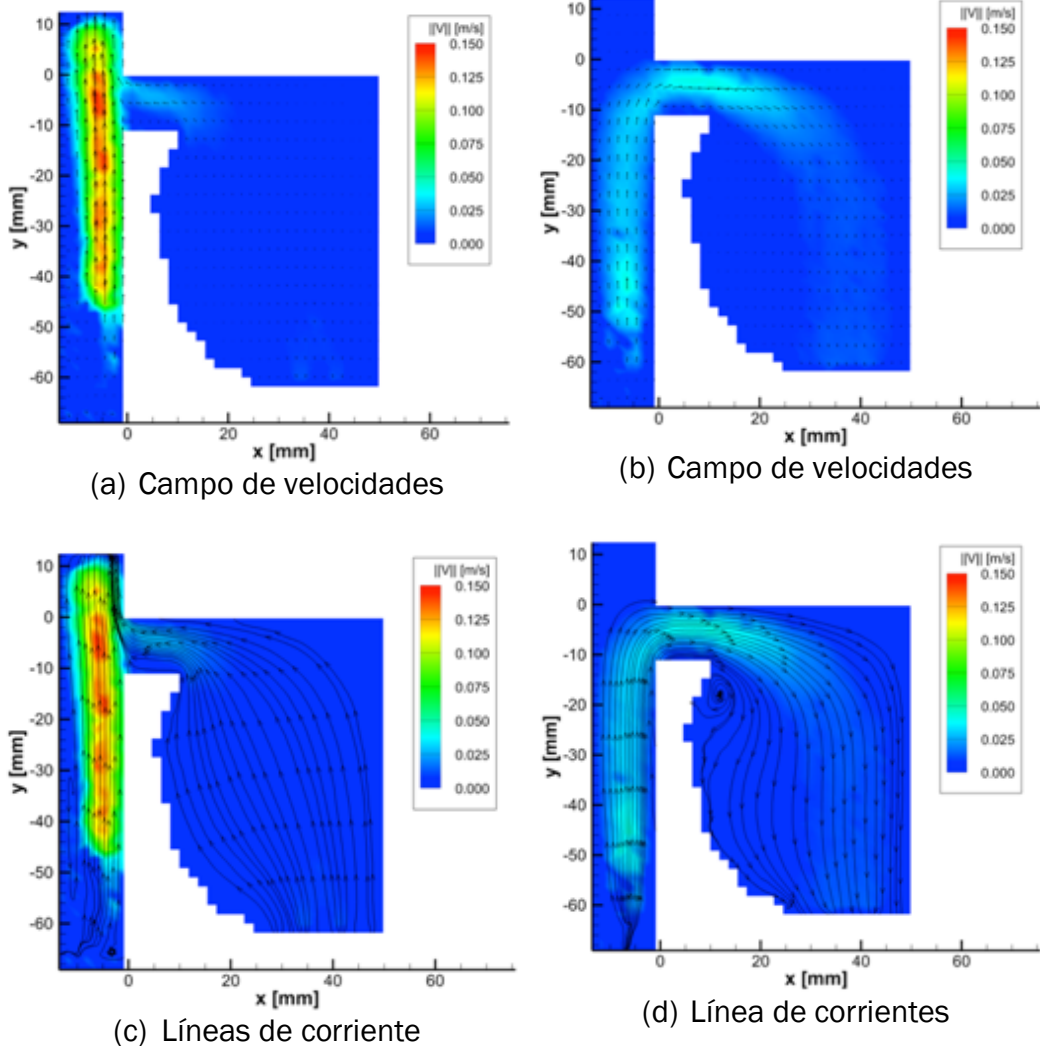


Figura 4.14. Campo de velocidades en orejuela flexible para  $\Delta V$  LAA=1,2 ml en la diástole (izquierda) y en la sístole (derecha)

Como se aprecia en la figura 4.14. durante la diástole se aprecia como el fluido tiene su máxima velocidad en el canal de la parte izquierda, lo único que se aprecia es como en la parte izquierda del canal se dan las menores velocidades esto es debido a la falta de simetría. En la orejuela se aprecian velocidades muy reducidas debido a que el caudal de trabajo es muy pequeño, también se ve como aumenta la velocidad en el ostium debido a que el área que atraviesa el fluido es menor. En la sístole se observan velocidades considerablemente más reducidas que en diástole ya que el caudal es menor, la velocidad máxima se da en el ostium ya que es la sección de menor área que atraviesa el caudal, además se aprecia la formación de un vórtice a la salida del ostium debido a la geometría del modelo.

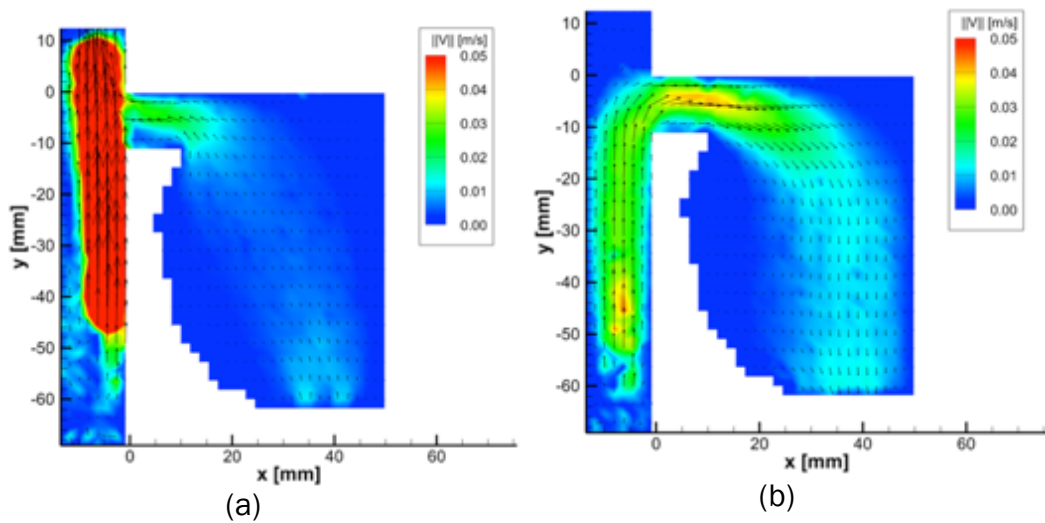


Figura 4.15. Campo de velocidades en orejuela flexible para  $\Delta V$  LAA=1,2 ml en la diástole (a) y en la sístole (b), usando una escala con la que se observen las velocidades del interior de la orejuela.

En la figura 4.15 se emplea una escala menor para no perder información de las velocidades mínimas, ya que las velocidades en la orejuela inferiores a 0,05 m/s. En la figura 4.16 se muestra los perfiles de velocidad para flujo estacionario para la cota  $y=-15$  del modelo donde se aprecian las diferencias de velocidades dentro del modelo.

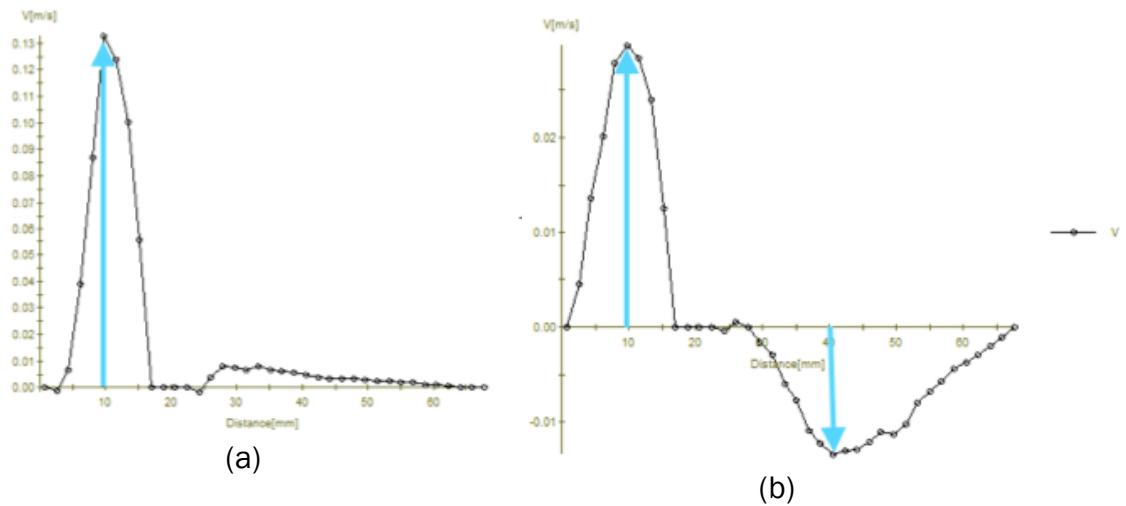


Figura 4.16. Perfil de velocidades para la cota  $y= -15$  en orejuela flexible para  $\Delta V$  LAA=1,2 ml en la diástole (a) y en la sístole (b).



### 4.3.3.3.2 FUJO PULSANTE

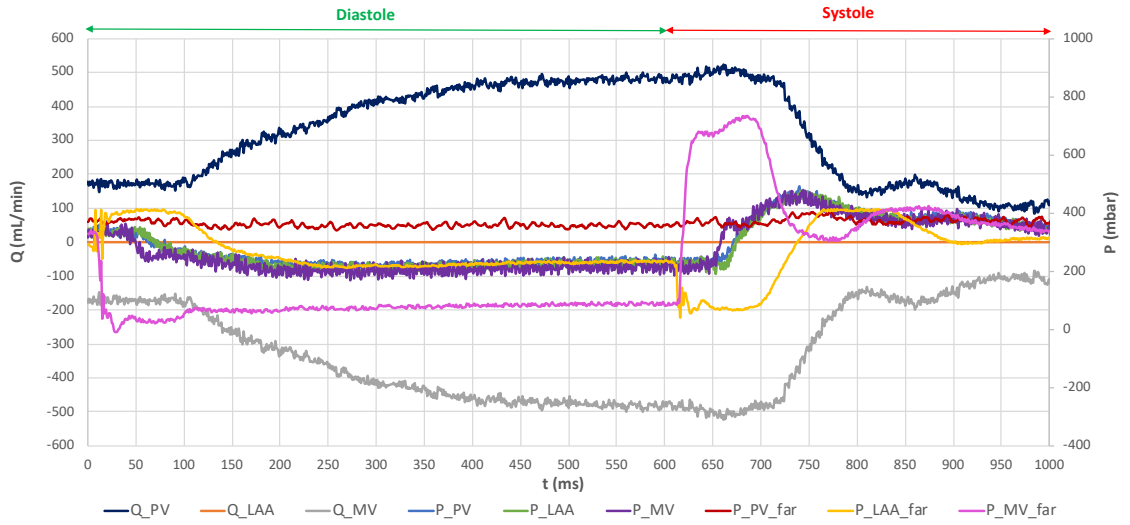


Figura 4.17. Ciclo usado para estudiar el flujo pulsante en el interior del modelo

Debido al uso en la instalación de tubos de 10 m de longitud se observa en la figura 4.17. un retraso del ciclo en el interior del modelo de alrededor de 60 ms, en la figura 4.18. se muestra una gráfica en la que se muestra ciclo corregido para el interior del modelo, donde se señala los caudales que hay en cada parte del ciclo.

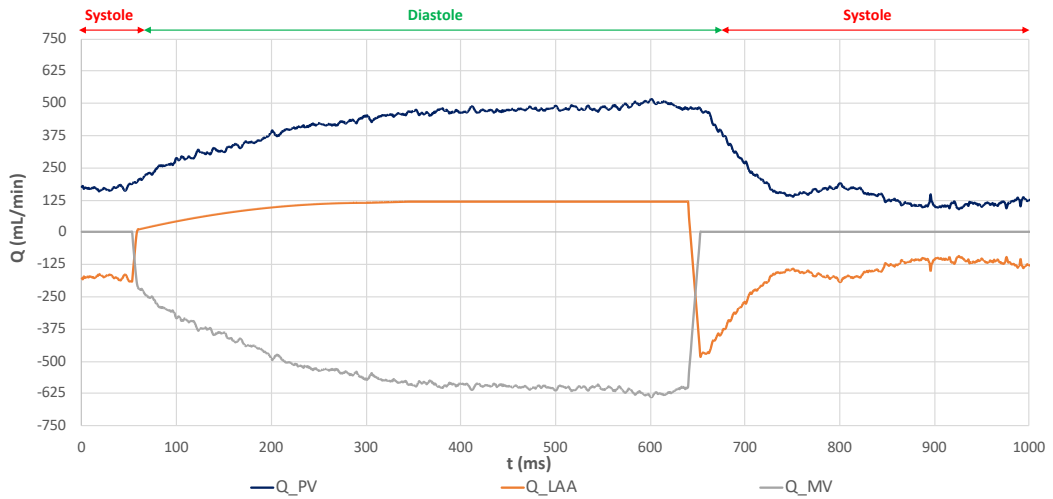


Figura 4.18. Ciclo corregido

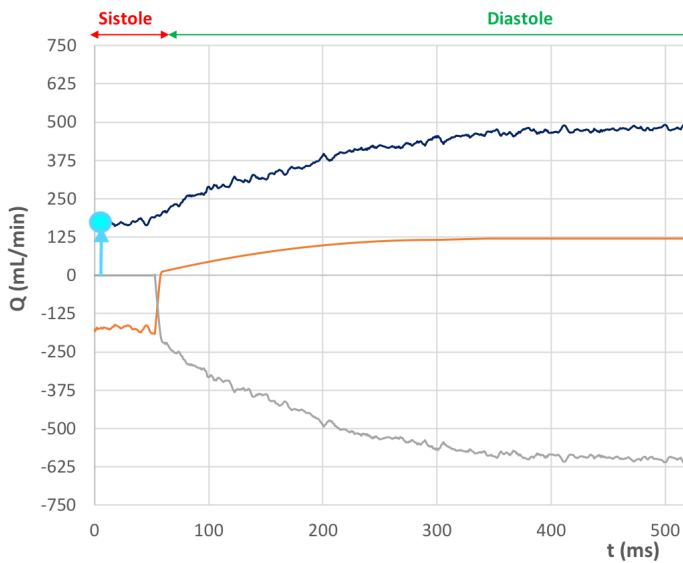
Tabla 4.7. Ajuste de las condiciones de contorno del ciclo equivalente a orejuela flexible

W <sub>o</sub> =	Diástole(0,6s)			Sístole(0,4s)		
	PV	Ostium	MV	PV	Ostium	MV
Q <sub>pico</sub> (mL/min)	514	125	639	173	173	0
Re <sub>pico</sub>	122	35	151	41	49	0

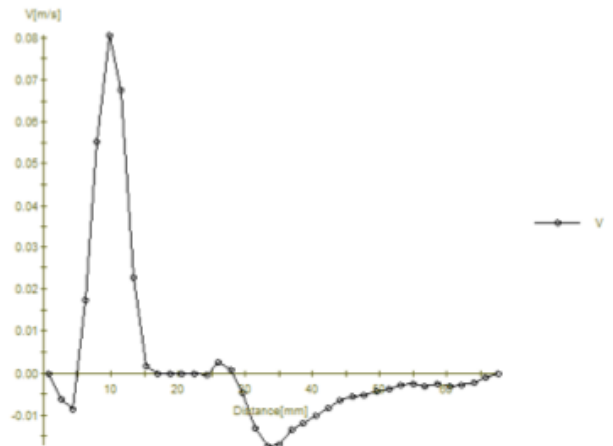
En la tabla 4.7 se muestran los valores de los caudales en la vena pulmonar (PV), en el ostium y en la válvula mitral (MV) durante el ciclo.

A continuación se mostrarán los campos de velocidades que más característicos del ciclo, en cada figura se mostrará el instante de tiempo representado en la gráfica, los campos de velocidades a diferentes escalas y el perfil de velocidades en la cota  $y = -15$  de los campos de velocidades.

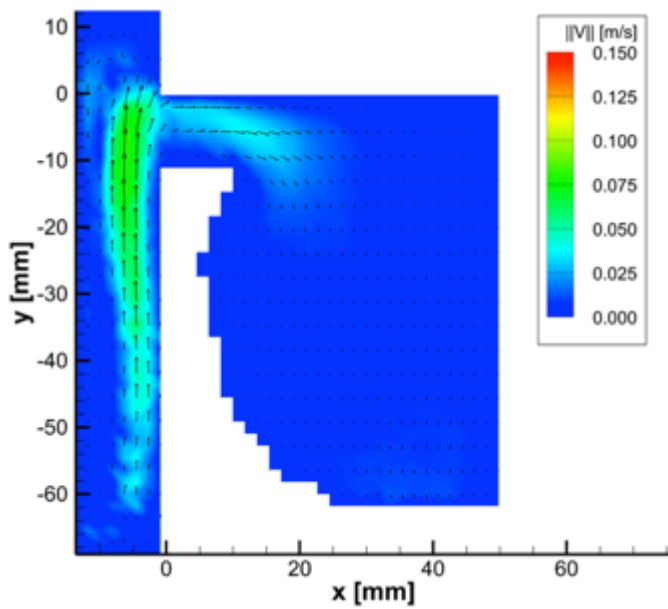
El conjunto de medidas del flujo pulsante en orejuela flexible se encuentran en el Anexo B.



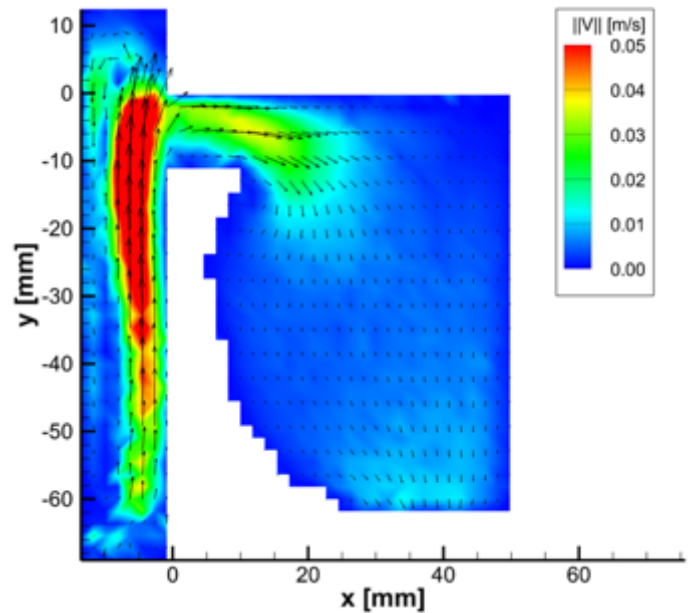
(a)



(b)



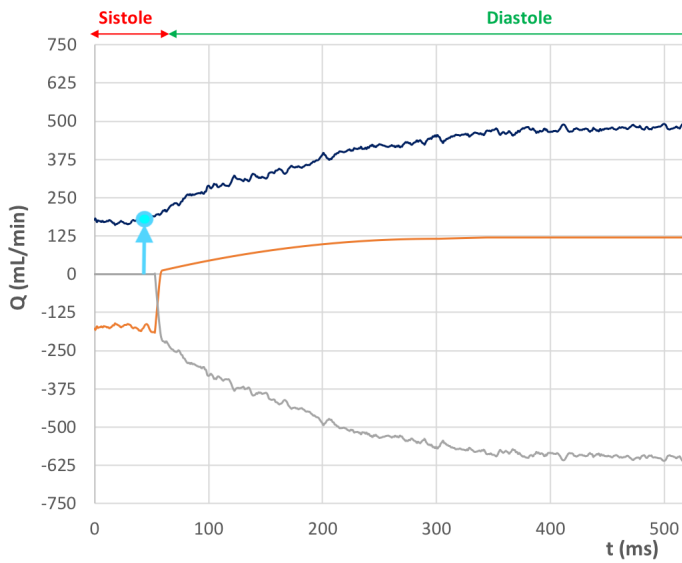
(c) Escala global



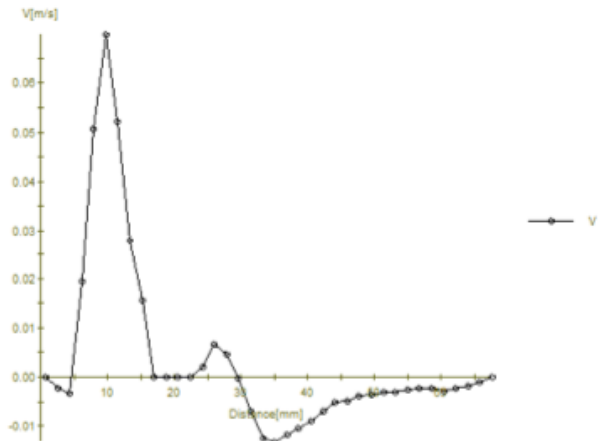
(d) Escala orejuela

Figura 4.19. Campo de velocidades en orejuela flexible para  $\Delta V$  LAA=1,2 ml en el instante  $t=1$  ms.

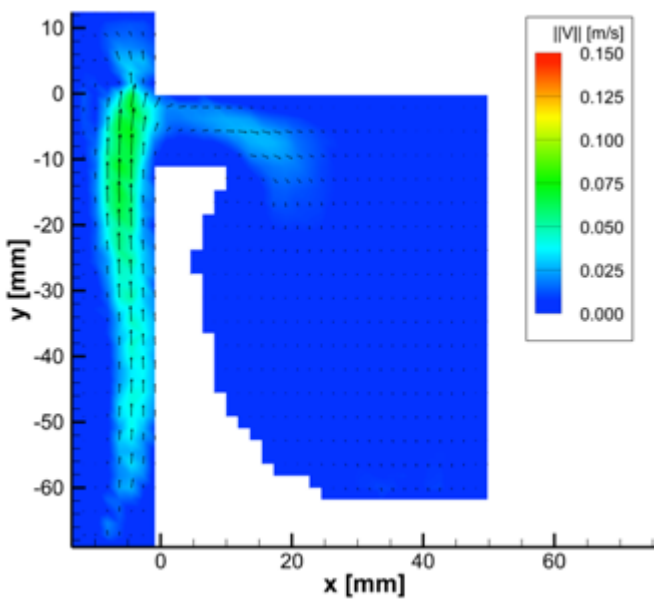
En este instante  $t=1$  ms, figura 4.19, se abre la válvula mitral pero las electroválvulas tienen unos ms de retardo por lo que la orejuela permanece en sístole, es decir el fluido entra por la vena pulmonar y sale por la orejuela.



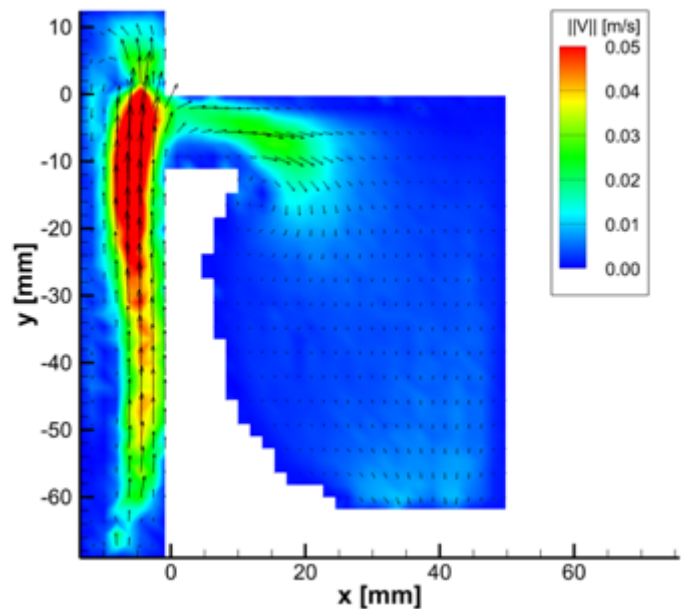
(a)



(b)



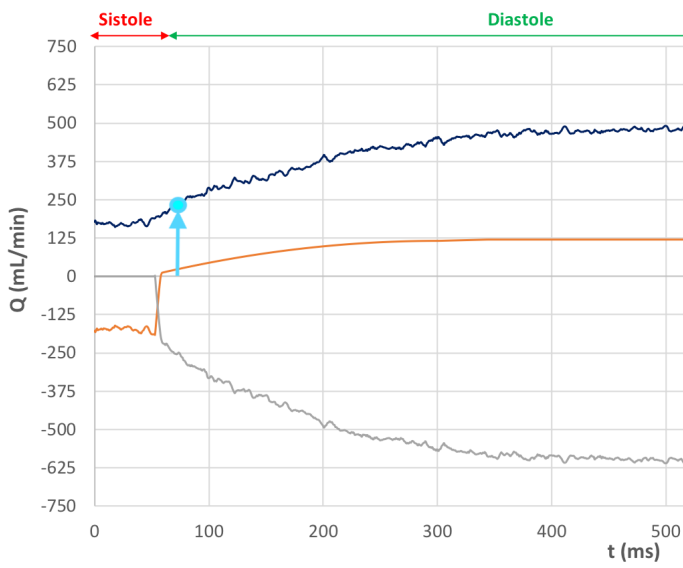
(c) Escala global



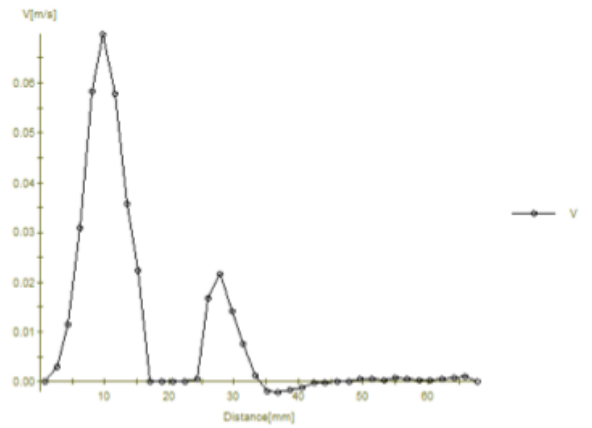
(d) Escala orejuela

Figura 4.20. Campo de velocidades en orejuela flexible para  $\Delta V$  LAA=1,2 ml en el instante  $t=50$  ms.

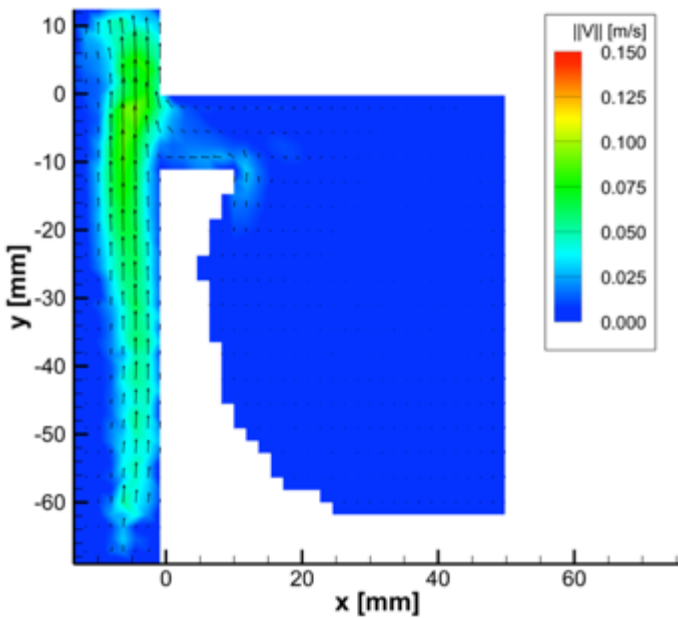
En este instante  $t=50$  ms, figura 4.20., comienza a existir flujo de salida por la válvula mitral pero se mantiene un flujo de salida por la orejuela, esto se puede atribuir a el efecto de retardo que produce los 10 m de longitud de los tubos.



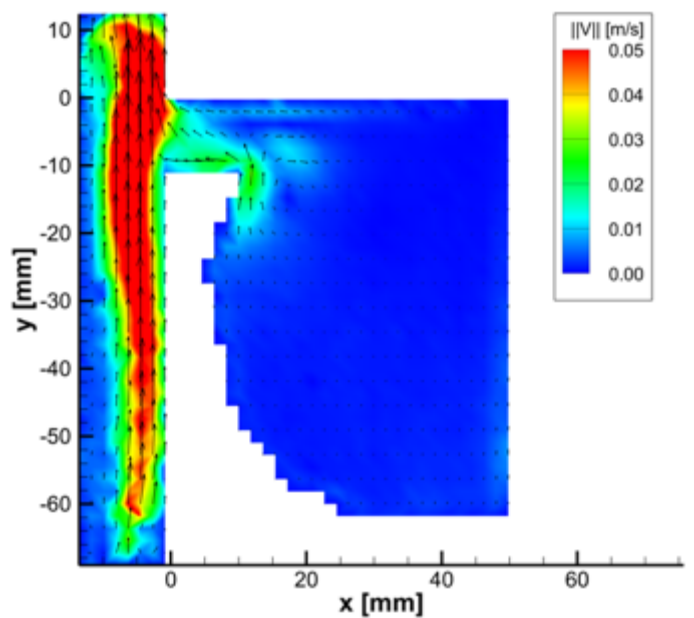
(a)



(b)



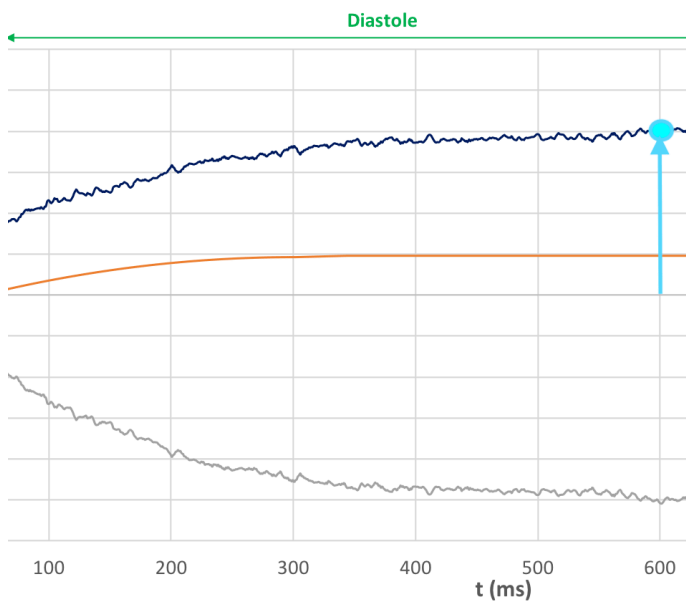
(c) Escala global



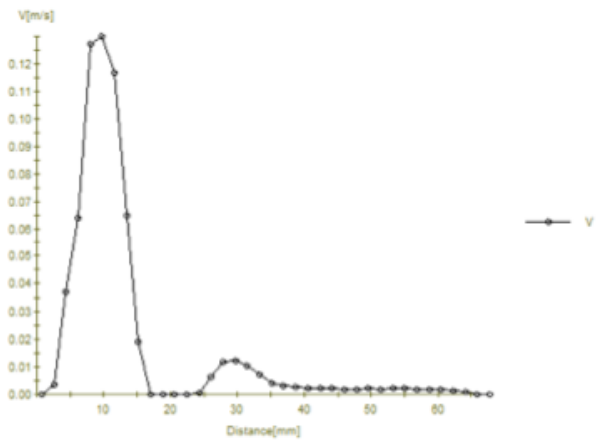
(d) Escala orejuela

Figura 4.21. Campo de velocidades en orejuela flexible para  $\Delta V$  LAA=1,2 ml en el instante  $t=75$  ms.

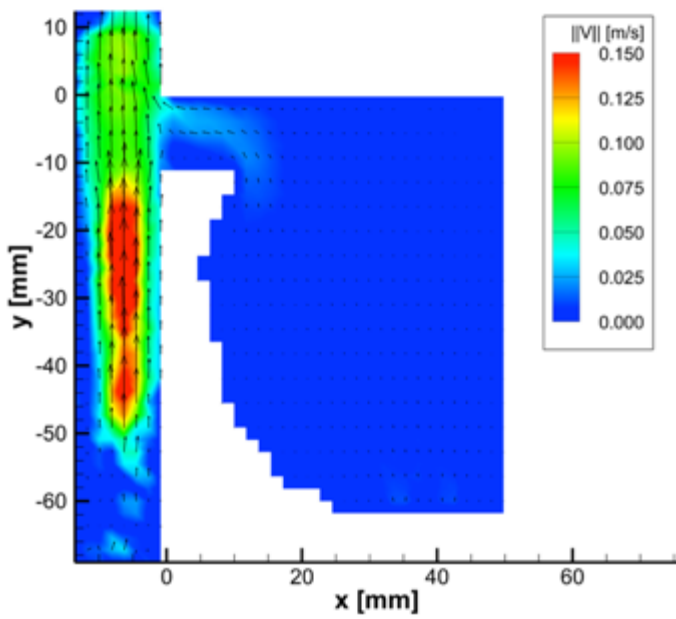
En este instante  $t=75$  ms, figura 4.21. la orejuela se encuentra en diástole por lo que el retardo en el modelo estará entorno a los 60 ms.



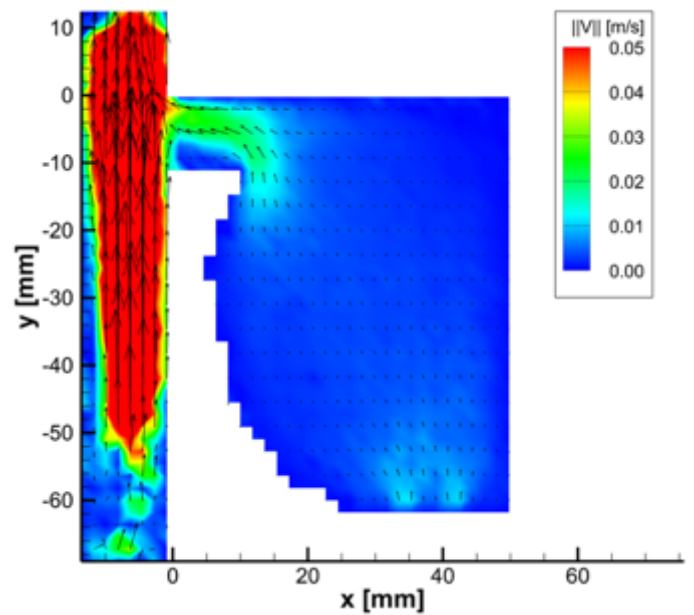
(a)



(b)



(c) Escala global



(d) Escala orejuela

Figura 4.22. Campo de velocidades en orejuela flexible para  $\Delta V$  LAA=1,2 ml en el instante  $t=600$  ms.

En este instante  $t=600$  ms figura 4.22. comienza teóricamente la sístole pero debido al retraso en el cierre de las electroválvulas comentado anteriormente el modelo todavía se encuentra en diástole.

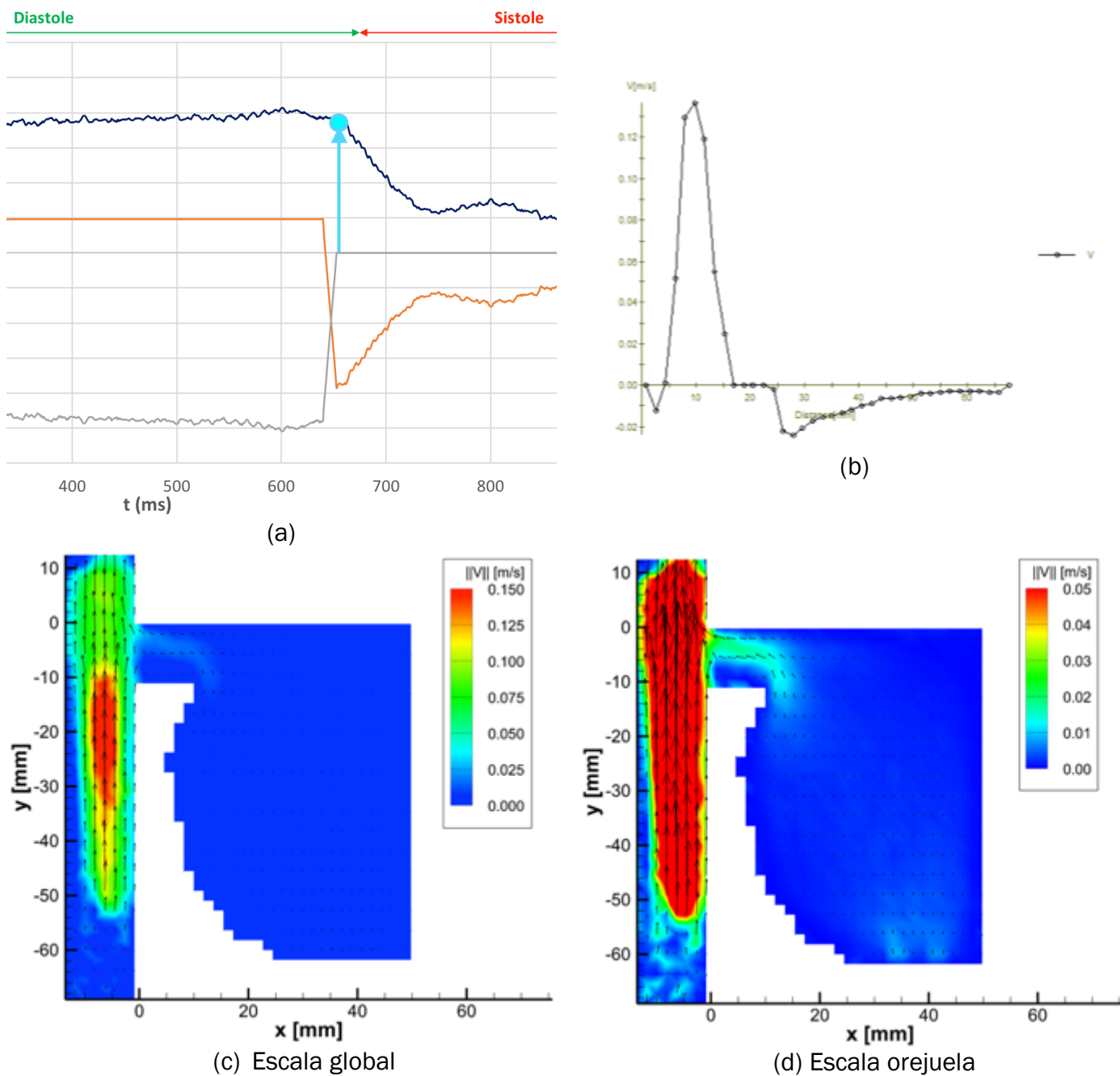
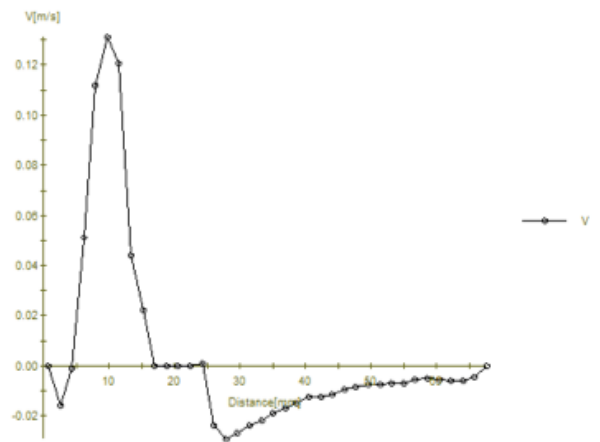
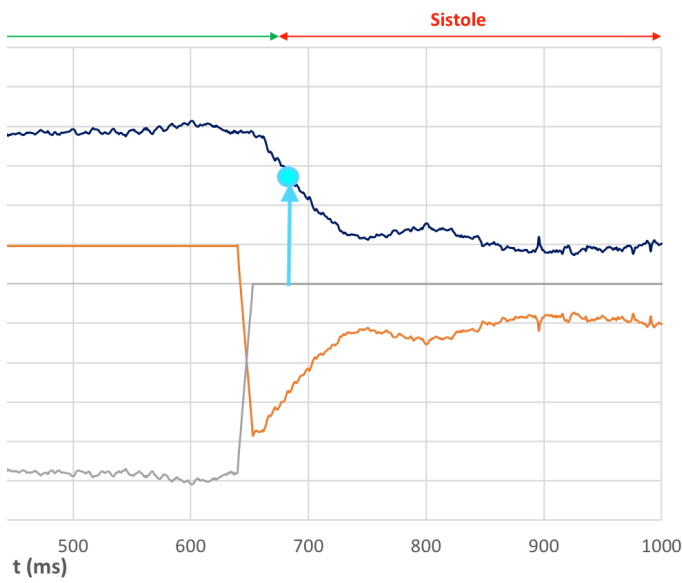


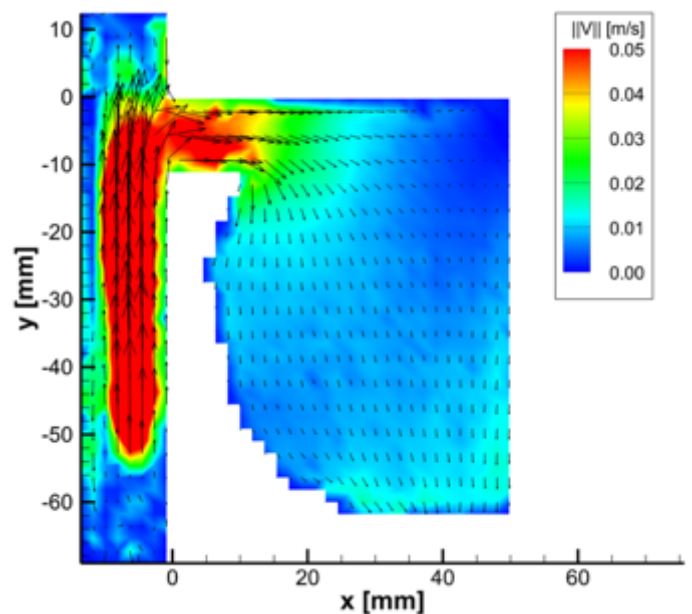
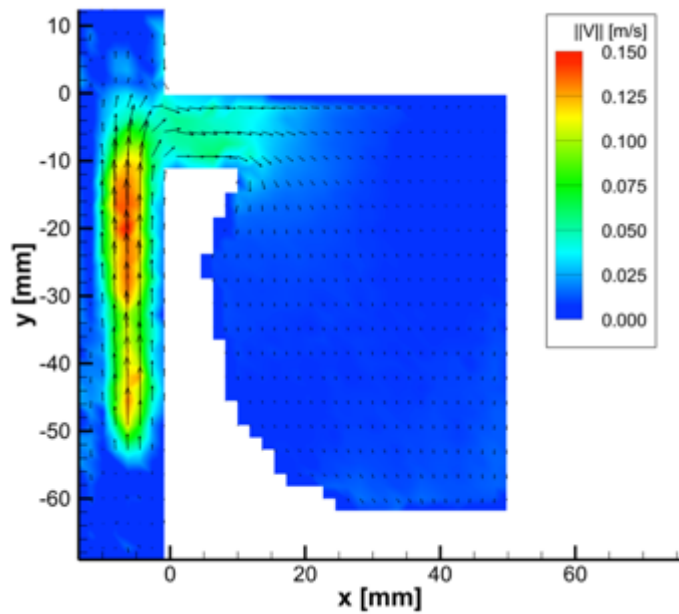
Figura 4.23. Campo de velocidades en orejuela flexible para  $\Delta V$  LAA=1,2 ml en el instante  $t=650$  ms.

En la figura 4.23. se aprecia como todavía existe flujo de salida pero en la orejuela parece que no existe movimiento de fluido en la salida.



(a)

(b)



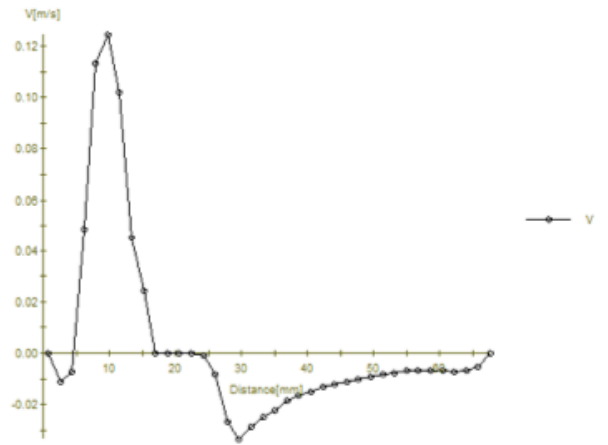
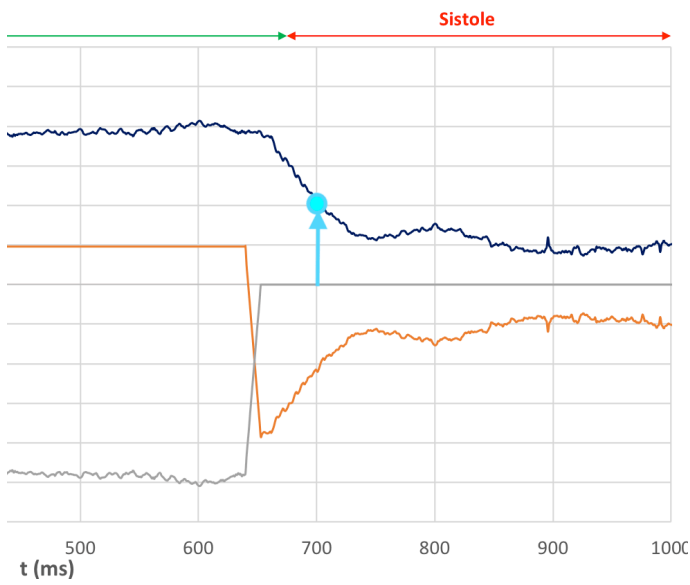
(c) Escala global

(d) Escala orejuela

Figura 4.24. Campo de velocidades en orejuela flexible para  $\Delta V$  LAA=1,2 ml en el instante  $t=675$  ms.

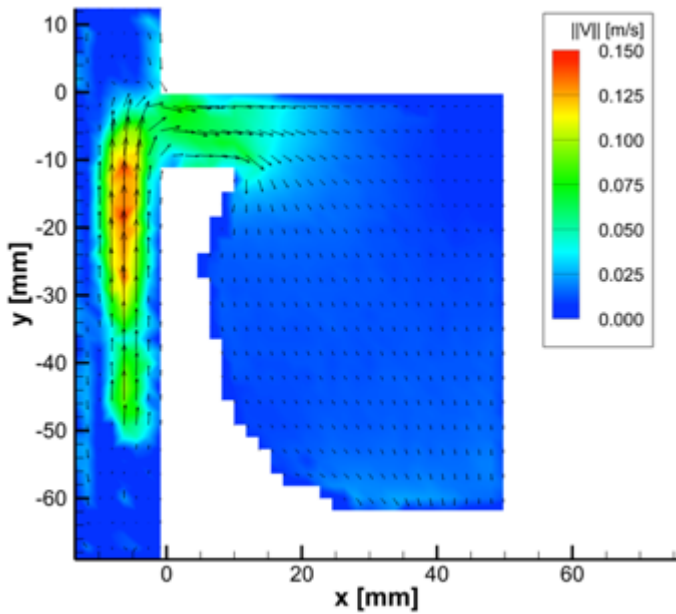
En este instante  $t=675$  ms figura 4.24. el modelo se encuentra en sístole y se puede observar que el retado se mantiene entorno a los 60 ms.



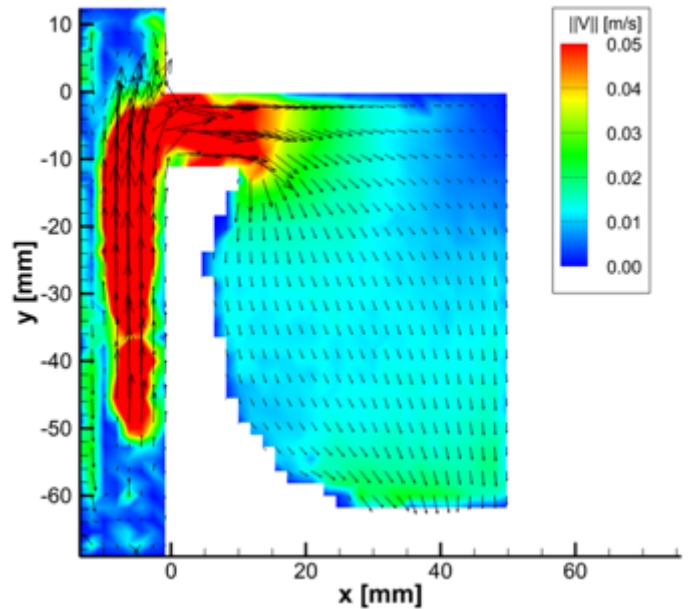


(a)

(b)



(c) Escala global



(d) Escala orejuela

Figura 4.25. Campo de velocidades en orejuela flexible para  $\Delta V$  LAA=1,2 ml en el instante  $t=700$  ms.

En este instante  $t=700$  ms figura 4.25. se puede apreciar un campo de velocidades similar al del instante  $t=675$  pero con velocidades mayores.

#### 4.1.3.4 OREJUELA RÍGIDA

En pacientes que han perdido la capacidad de contracción de la orejuela es decir presentan un caso de fibrilación auricular no existe variación de volumen de la orejuela por lo que a la hora de simular el caso de orejuela rígida en el modelo no existirá flujo entrante o saliente por la orejuela durante la diástole y la sístole del ciclo cardiaco.

##### 4.1.3.4.1 FLUJO ESTACIONARIO

Se han realizado medidas con flujo estacionario para ajustar el caudal que se va usar en el ciclo, seleccionar que escala es la que representa mejor las velocidades en el modelo y para seleccionar el tiempo entre disparos más óptimo para las medidas que se dan en el modelo. En estado estacionario solo se han realizado medidas en diástole ya que al tratarse de orejuela rígida en diástole todo el flujo que entra por la vena pulmonar sale por la válvula mitral y en sístole al estar la válvula mitral cerrada no hay caudal de entrada por la vena pulmonar.

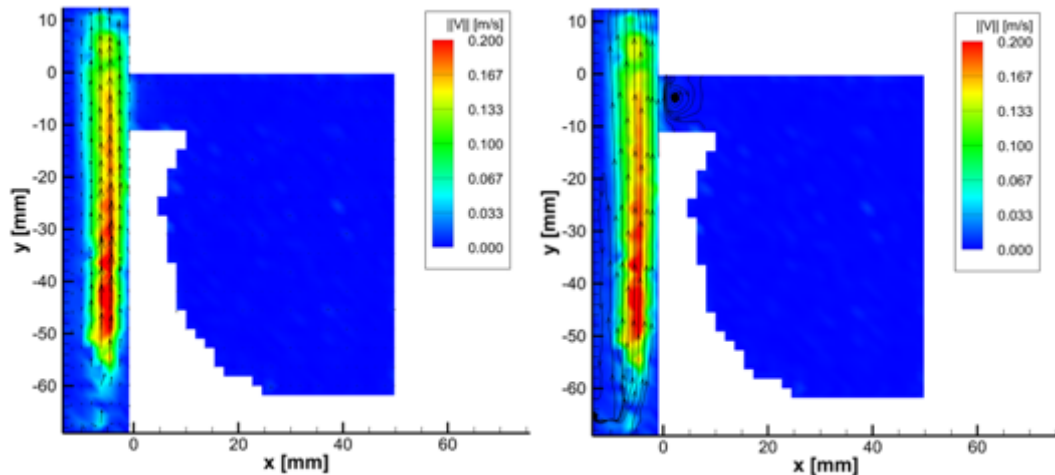
Tabla 4.8. Condiciones de ensayo de la orejuela rígida para flujo estacionario.

DIASTOLE	Caudal (mL/min)			Reynolds			t_disp (μs)
	PV	LAA	MV	PV	Ostium	MV	
ΔV LAA=1 ml	550	0	-550	130	0	130	1000

Tabla 4.9. Presiones durante el ensayo de la orejuela rígida para flujo estacionario

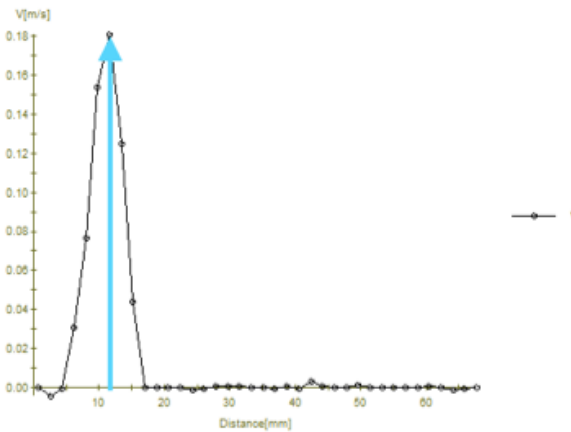
DIASTOLE	Presión dif (mbar)			Presión man (mbar)			P_pérdidas (mbar)		
	PV	LAA	MV	PV	LAA	MV	PV	LAA	MV
ΔV LAA=1 ml	35,8	186	79	164	153	83	155,58	-17,85	103,45

Como se aprecia en la tabla 4.9. la presión de pérdidas en la orejuela es negativa pero al estar cerrada la orejuela la presión de perdidas en la orejuela no es indicativa.



(a) Campo de velocidades

(b) Líneas de corriente



(c) Perfil de velocidades

Figura 4.26. Campo de velocidades en orejuela rígida para un  $Q_{PV}$  de 550 mL/min y perfil de velocidades para la cota  $y=-15$  del modelo, durante la diástole para orejuela cerrada.

En la figura 4.26 se muestra los campos de velocidades de un flujo estacionario con la posición de las electroválvulas de diástole para orejuela rígida. Se puede apreciar como el chorro del tubo entrante por la vena pulmonar se mantiene hasta la salida por la válvula mitral, exceptuando que el flujo fluye más cercano a la pared derecha del canal debido a la dirección que recibe debido a que el tubo no está completamente recto. El único fenómeno que aparece es un vórtice que se forma en la entrada del ostium debido a un desprendimiento del flujo en la parte izquierda del modelo.

#### 4.1.3.4.2 FLUJO PULSANTE

En la tabla 4.10. donde se muestran las características del flujo pulsante en el modelo, el ciclo equivalente a orejuela rígida que dura 1000 ms de los cuales

600 ms dura la diástole rígida en la cuál solo entra flujo por la vena pulmonar y sale por la válvula mitral y 400 ms dura lo que se llamará sístole rígida en la que se cierra la válvula mitral y no existe flujo entrante ni saliente.

Tabla 4.10. Ajuste de las condiciones de contorno del ciclo equivalente a orejuela flexible

Wo=	Diástole rígida(0,6s)			Sístole rígida(0,4s)		
	PV	Ostium	MV	PV	Ostium	MV
Q <sub>pico</sub> (mL/min)	550	0	-550	0	0	0
Re <sub>pico</sub>	130	0	130	0	0	0

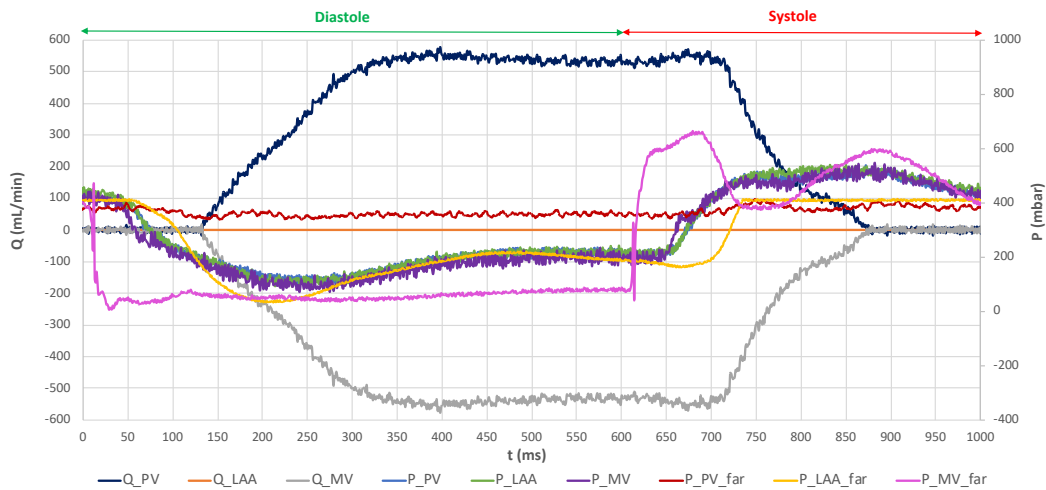


Figura 4.27. Ciclo usado para estudiar el flujo pulsante en el interior del modelo

Debido al uso en la instalación de tubos de 10 m de longitud se observa en la figura 4.27. un retraso de alrededor de 60 ms del ciclo en el interior del modelo, en la figura 4.28. se muestra una gráfica del caudal corregido en el interior del modelo.

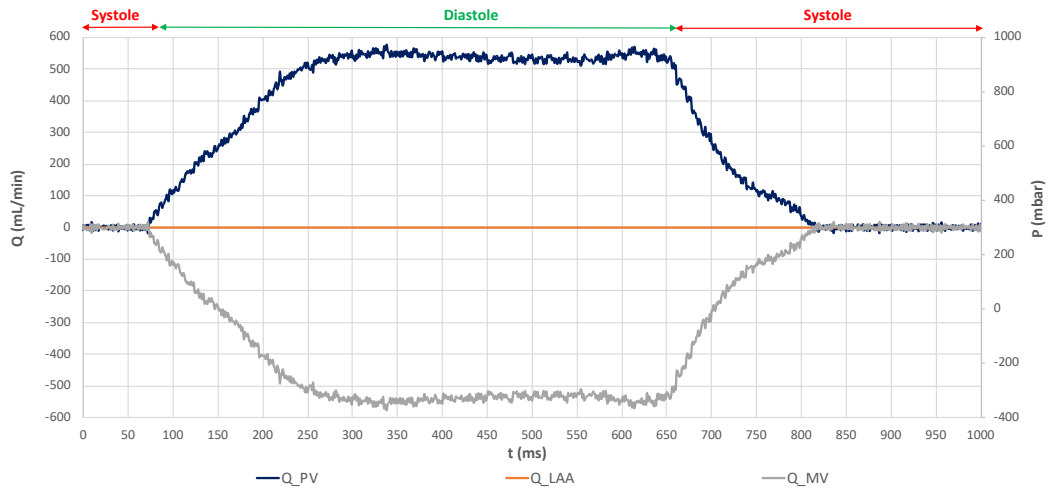
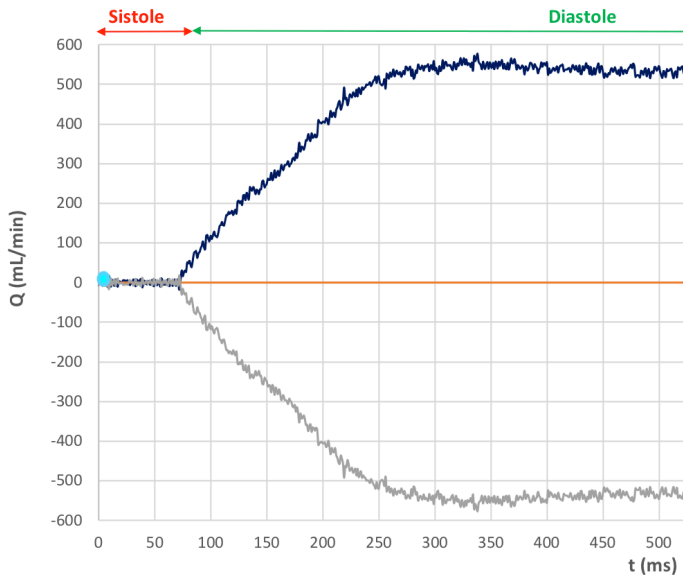
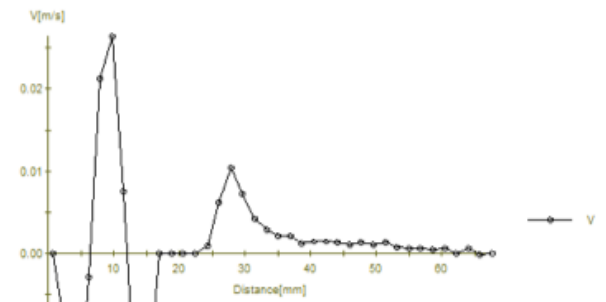


Figura 4.28. Ciclo corregido

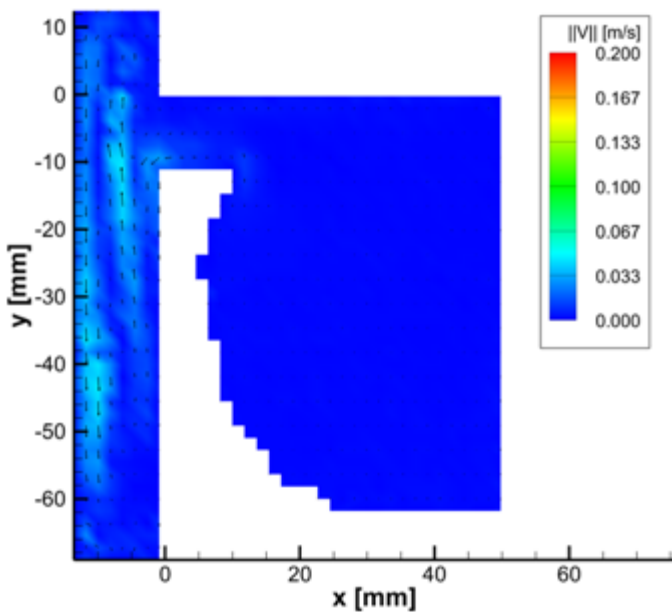
A continuación se mostrarán los campos de velocidades más característicos del ciclo, el conjunto de medidas del flujo pulsante en orejuela rígida se encuentran en el Anexo B.



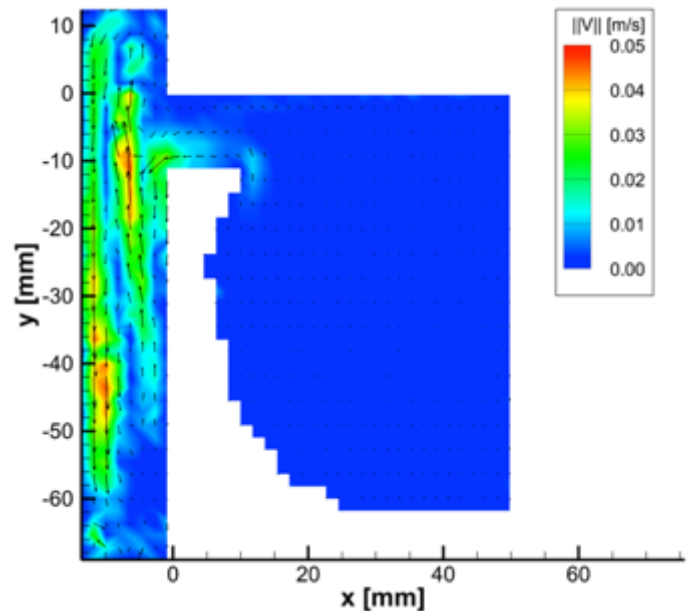
(a)



(b)



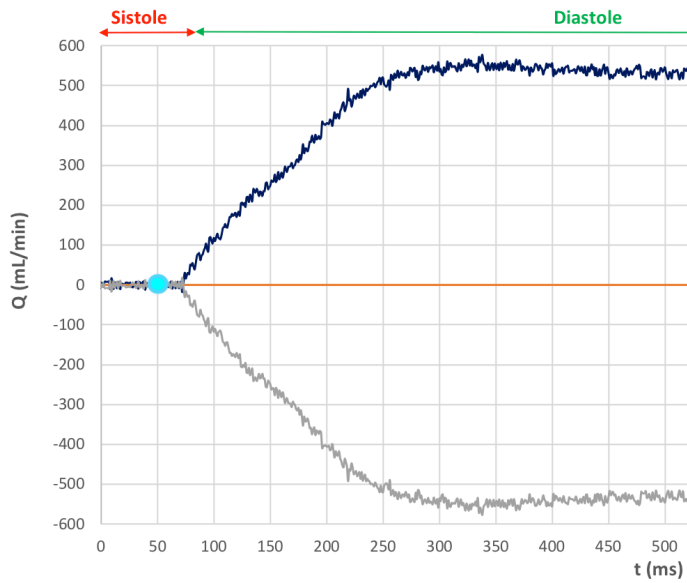
(c) Escala global



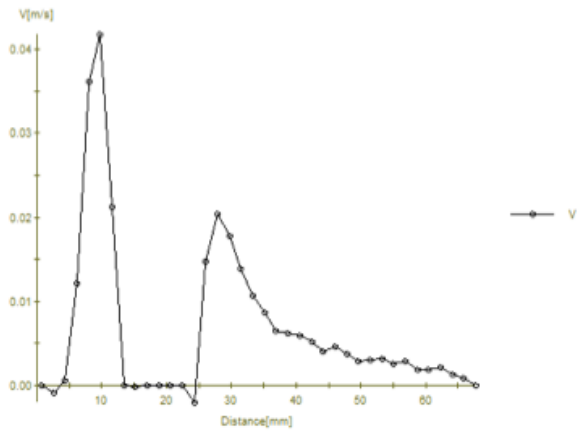
(d) Escala orejuela

Figura 4.29. Campo de velocidades en orejuela rígida en el instante  $t=1$  ms.

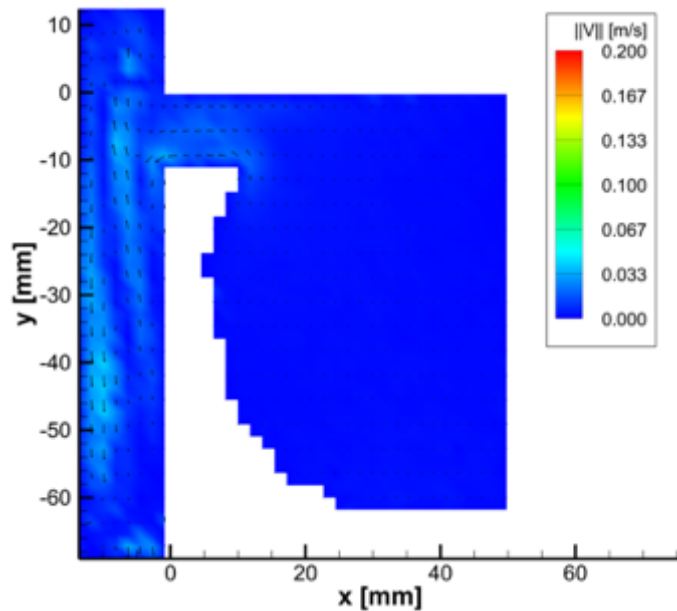
En la figura 4.29. se muestra el campo de velocidades en el instante inicial del ciclo, en este instante se abre la válvula mitral por lo que tendría que existir un flujo que sale por la válvula mitral. Como se observa el flujo descrito anteriormente debido al retardo de la electroválvulas sino que se aprecia en la escala de la orejuela una recirculación dentro de esa parte del modelo.



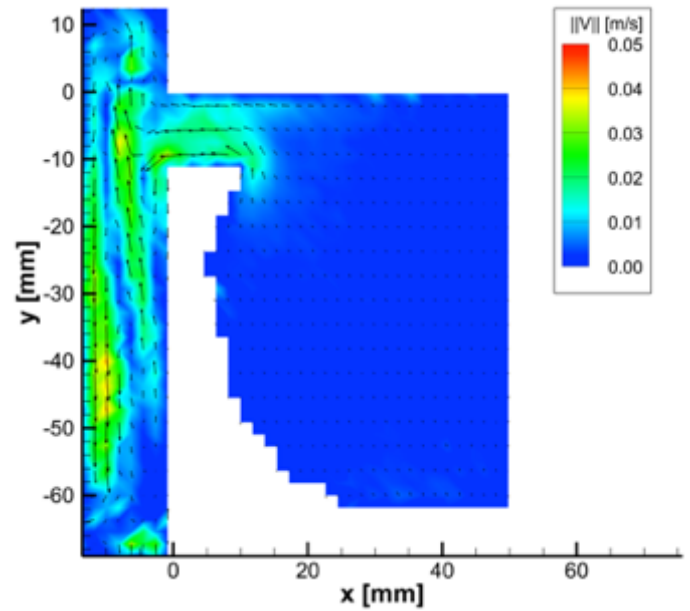
(a)



(b)



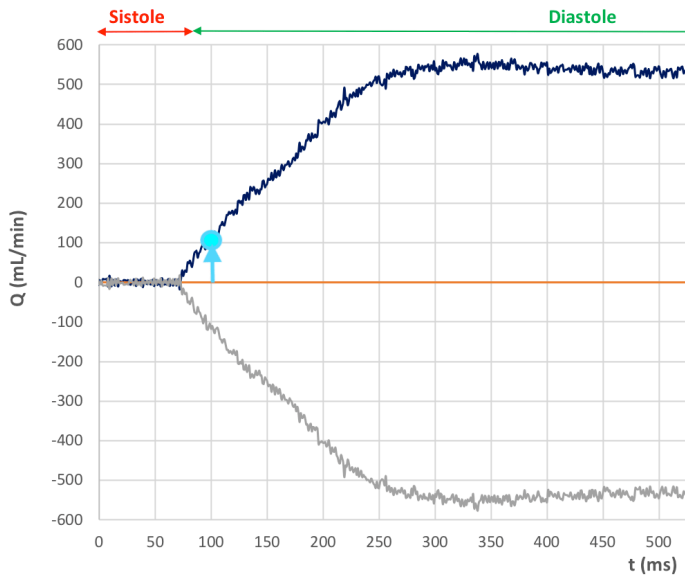
(c) Escala global



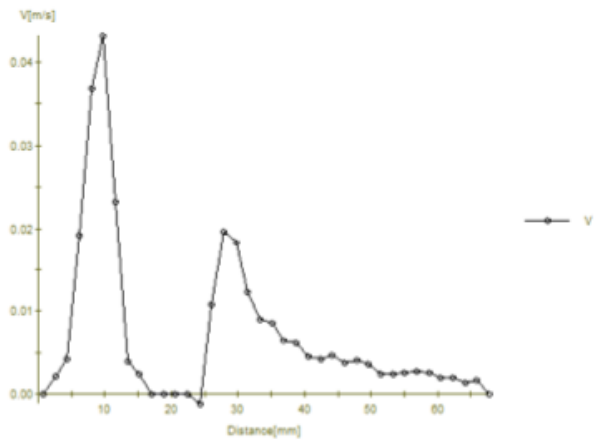
(d) Escala orejuela

Figura 4.30. Campo de velocidades en orejuela rígida en el instante  $t=50$  ms.

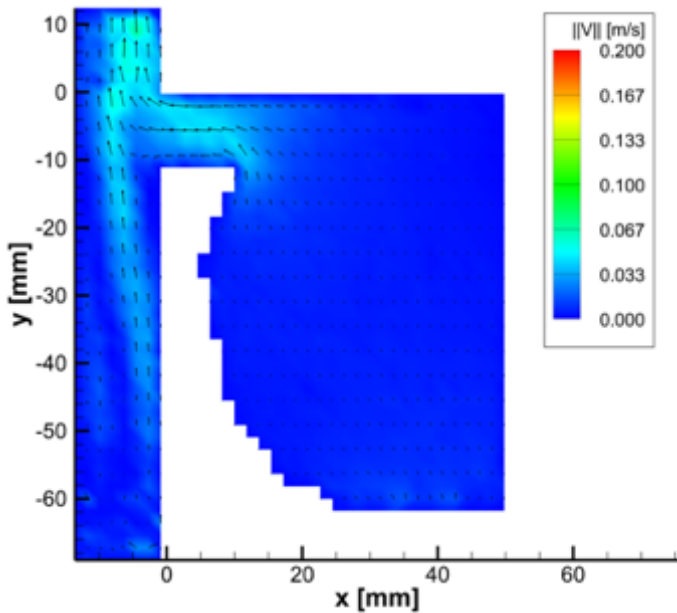
En la figura 4.30. se comienza a apreciar un flujo que sale de la orejuela por el ostium, fenómeno que tendrá explicación más adelante ya que al ser orejuela rígida no se espera flujo en ella.



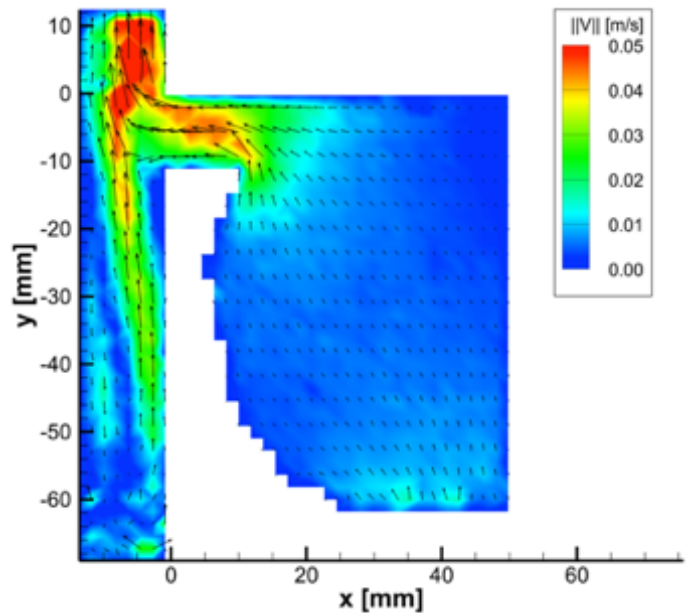
(a)



(b)



(c) Escala global

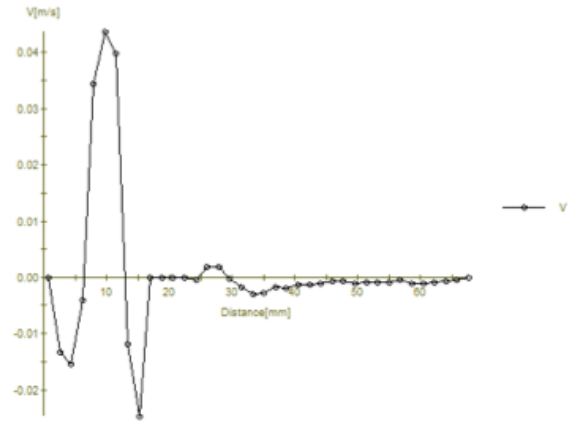
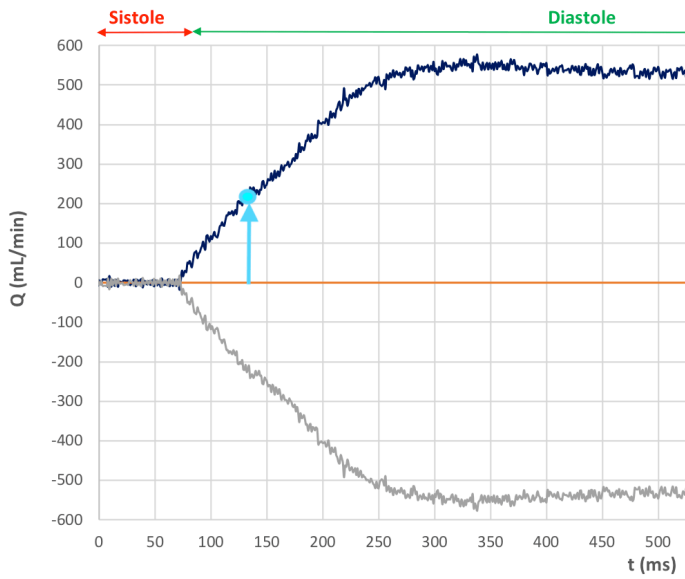


(d) Escala orejuela

Figura 4.31. Campo de velocidades en orejuela rígida en el instante  $t=100$  ms.

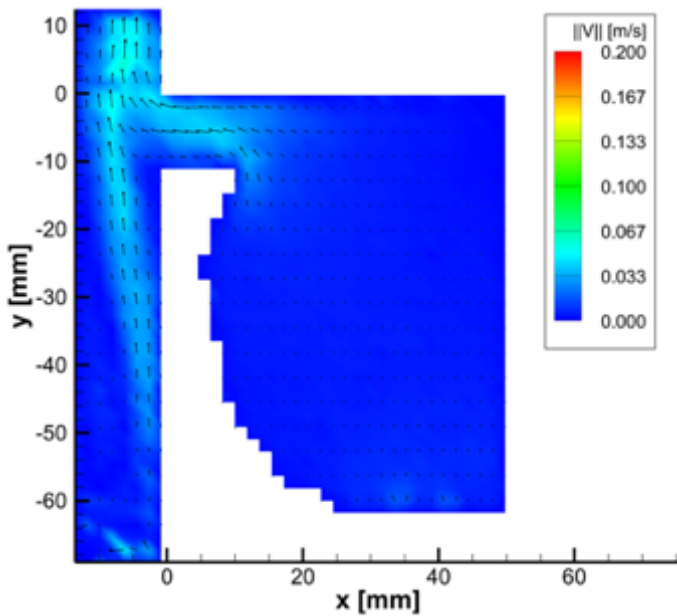
En la figura 4.31. se aprecia ya un flujo que sale por la válvula mitral por lo que el retardo que tiene el comportamiento fluido dinámico del modelo debido a los tubos de longitud de 10 m debe estar comprendido entre 50 ms y 100 ms. También se aprecian velocidades más altas de fluido saliendo por el ostium.



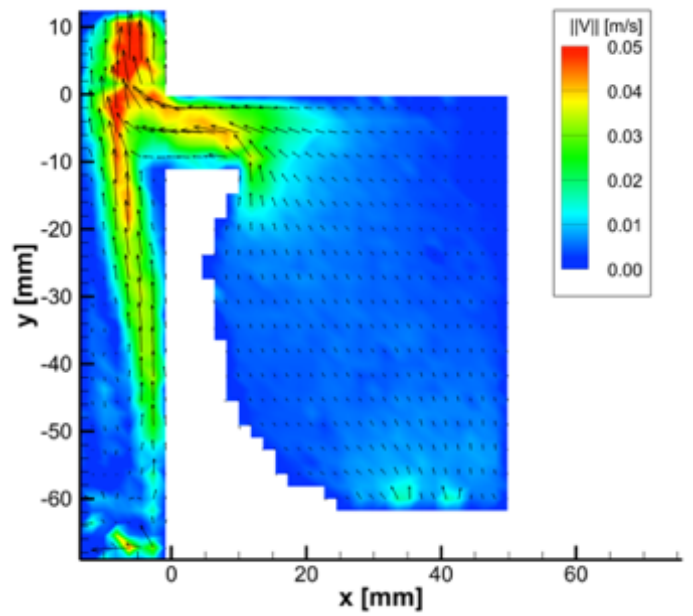


(a)

(b)



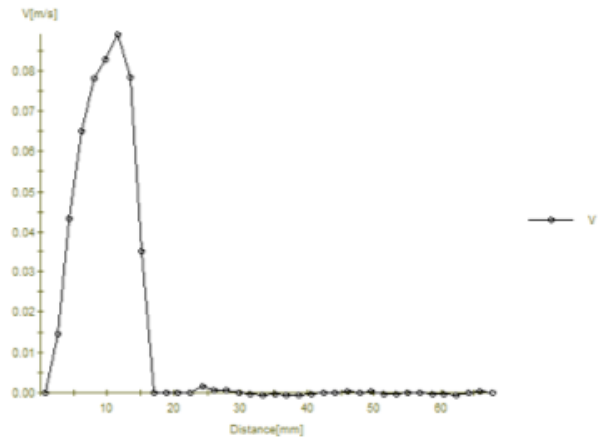
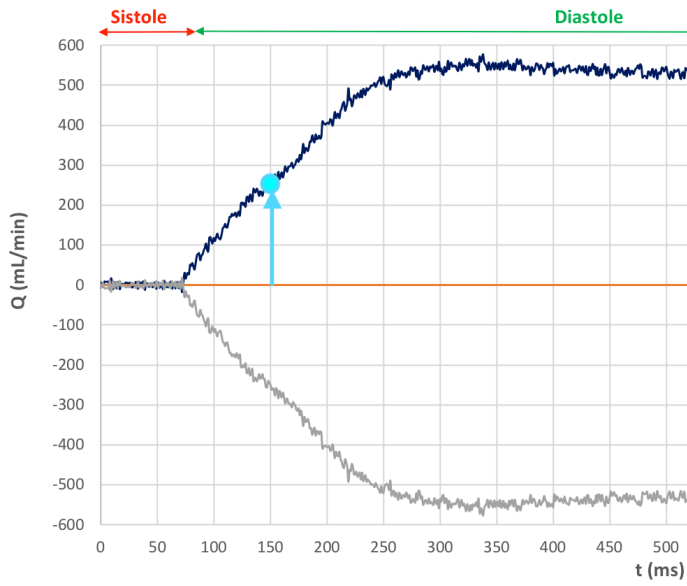
(c) Escala global



(d) Escala orejuela

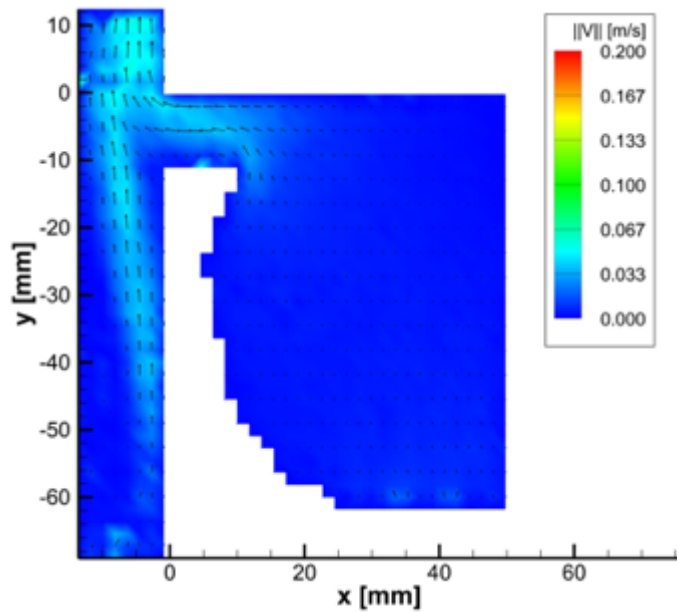
Figura 4.32. Campo de velocidades en orejuela rígida en el instante  $t=135$  ms.

En la figura 4.32. se sigue observando flujo saliente de la orejuela por el ostium pero ya con menores velocidades.

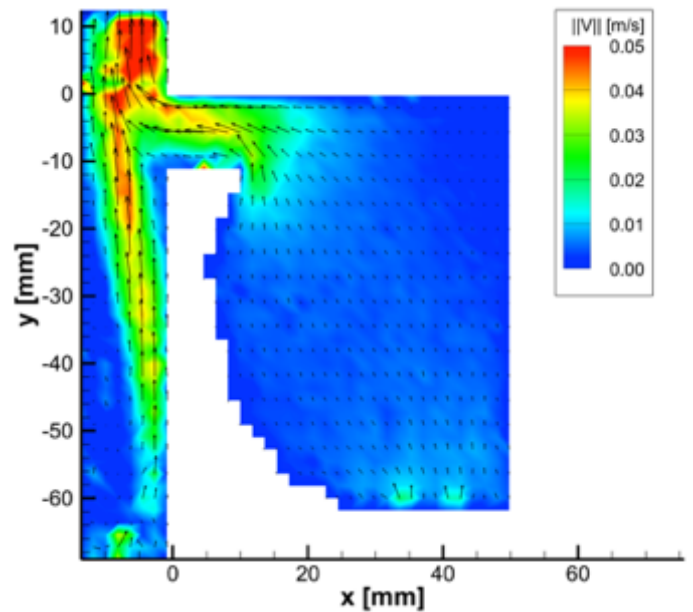


(a)

(b)



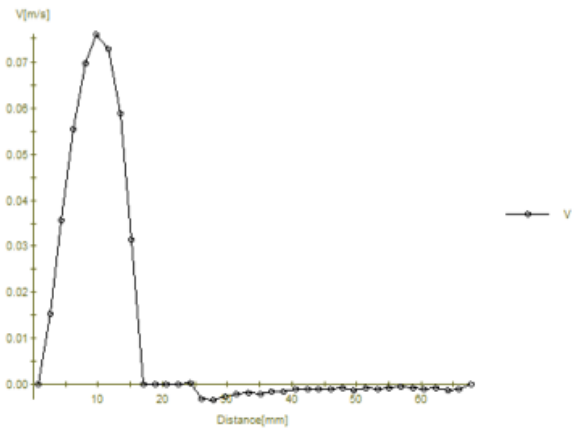
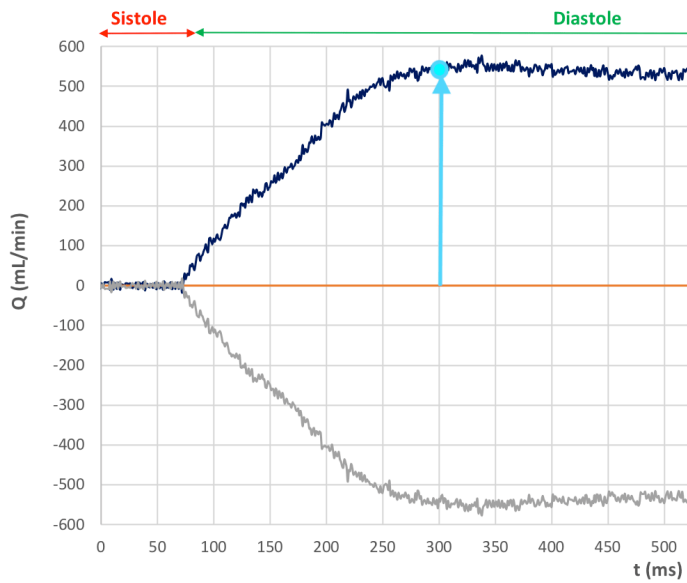
(c) Escala global



(d) Escala orejuela

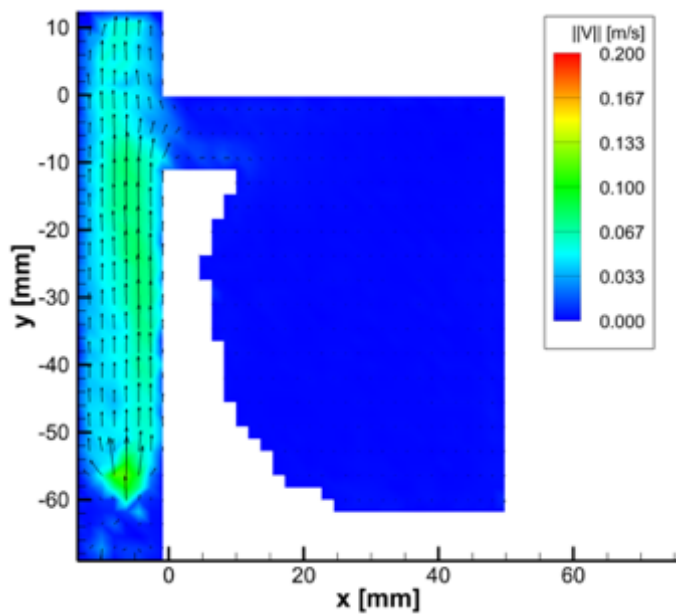
Figura 4.33. Campo de velocidades en orejuela rígida en el instante  $t=150$  ms.

En la figura 4.33. se observa un campo de velocidades similar al del instante  $t=135$  ms, pero las velocidades ya son menores.

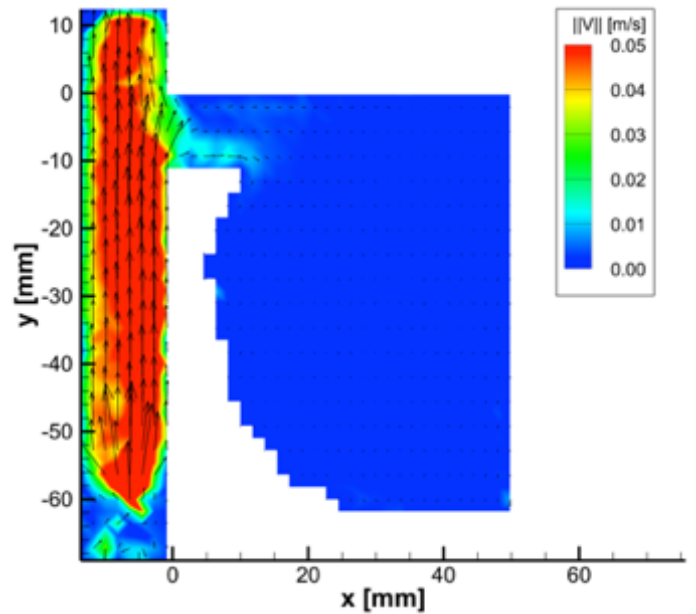


(a)

(b)



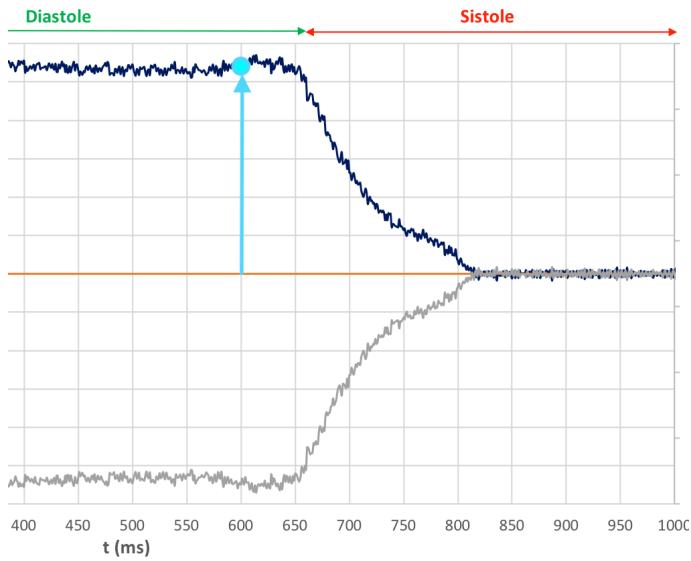
(c) Escala global



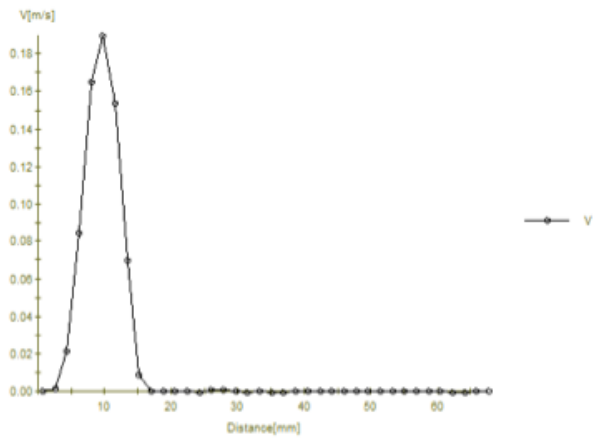
(d) Escala orejuela

Figura 4.33. Campo de velocidades en orejuela rígida en el instante  $t=300$  ms.

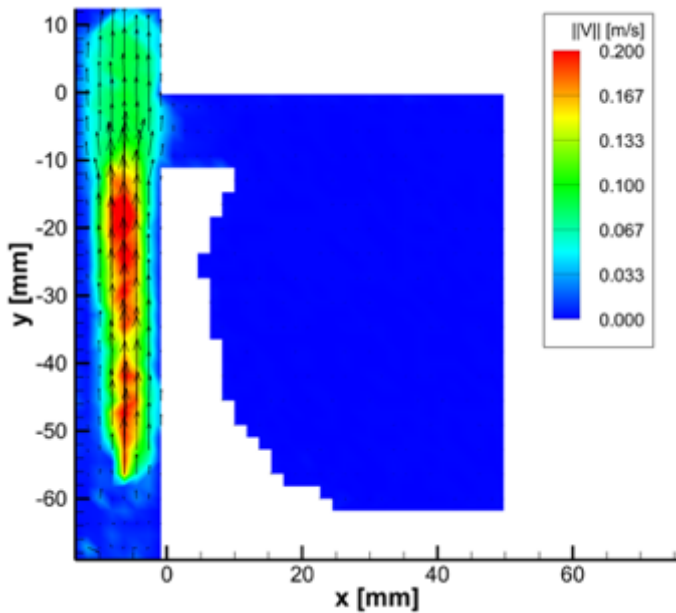
En el instante  $t=300$  ms ya se puede apreciar, en la figura 4.33., que el comportamiento es el esperado para la diástole en orejuela rígida.



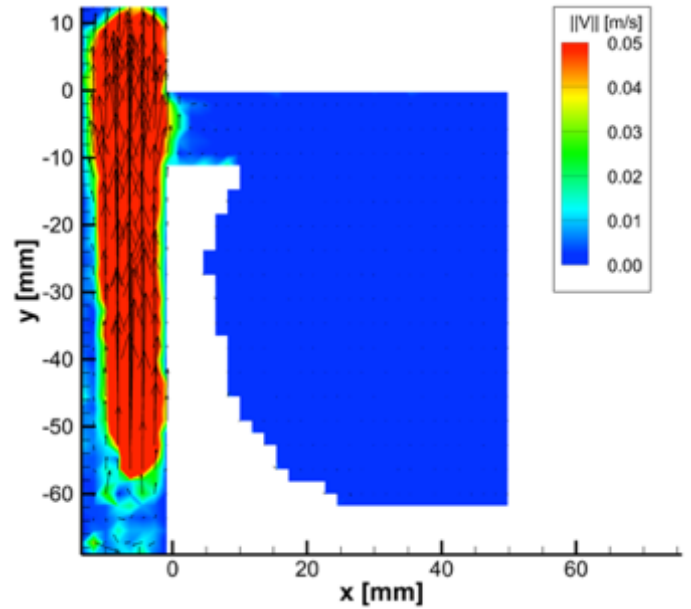
(a)



(b)



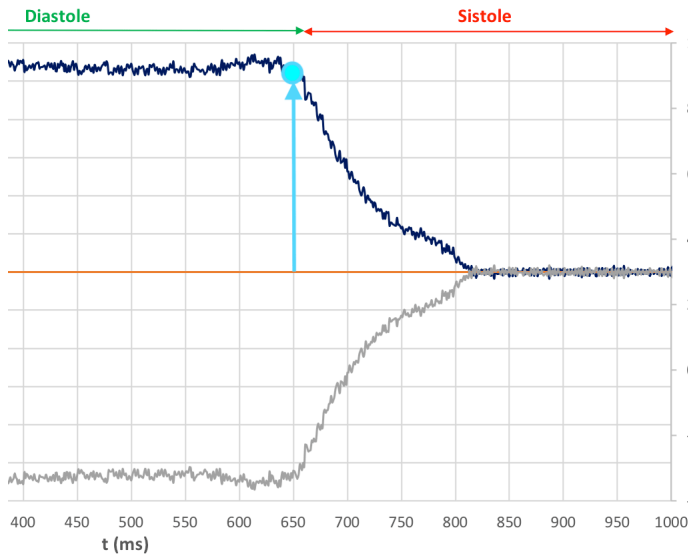
(c) Escala global



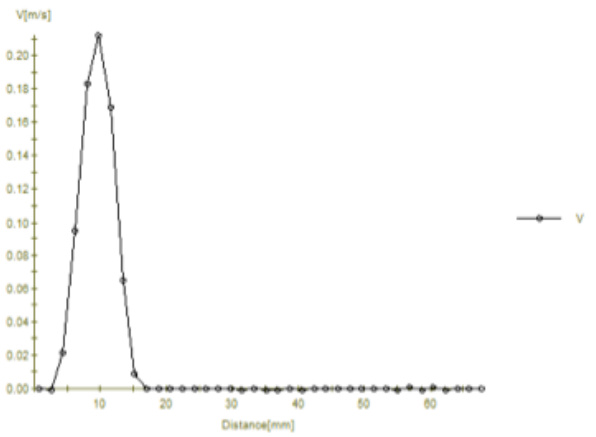
(d) Escala orejuela

Figura 4.34. Campo de velocidades en orejuela rígida en el instante  $t=600$  ms.

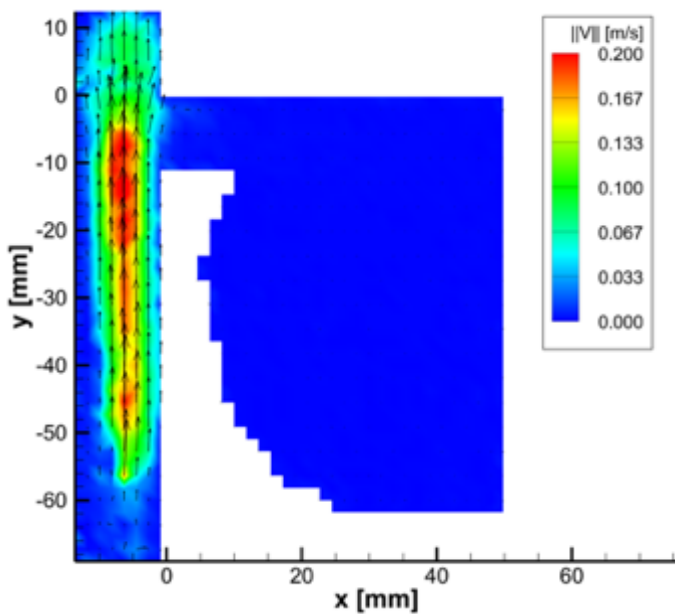
En este instante  $t=600$  ms se cierra la válvula mitral por lo que no debería existir flujo por la válvula mitral, pero debido al retraso de respuesta de las electroválvulas existe flujo en este instante.



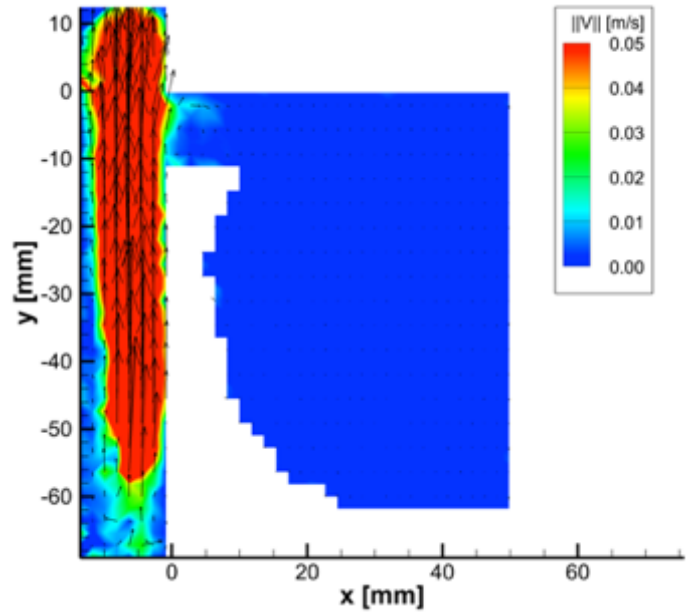
(a)



(b)



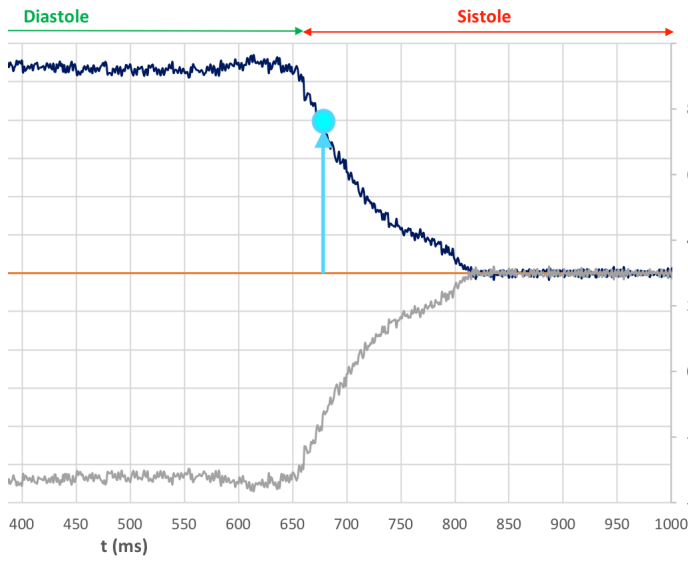
(c) Escala global



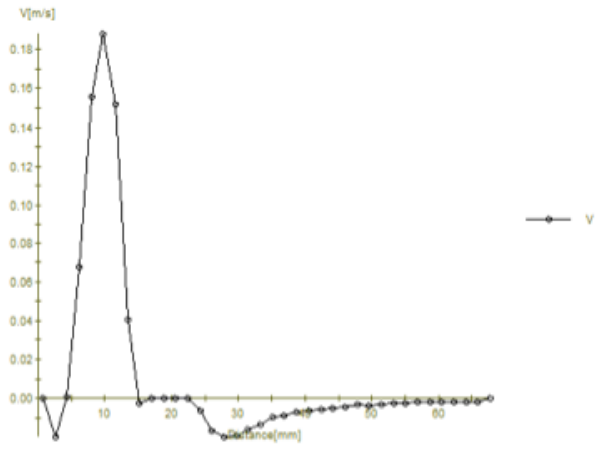
(d) Escala orejuela

Figura 4.35. Campo de velocidades en orejuela rígida en el instante  $t=650$  ms.

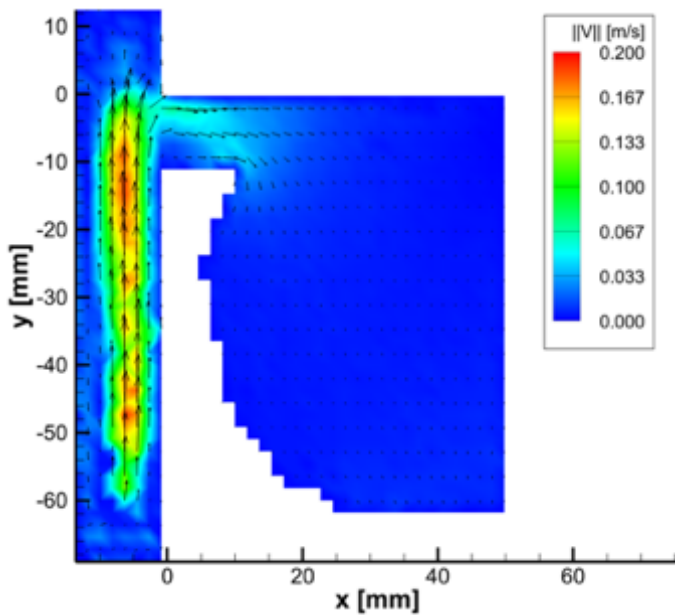
En este instante  $t=650$  ms figura 4.35. la válvula mitral ya se ha cerrado pero debido al retardo que introducen los tubos de 10 m todavía existe flujo.



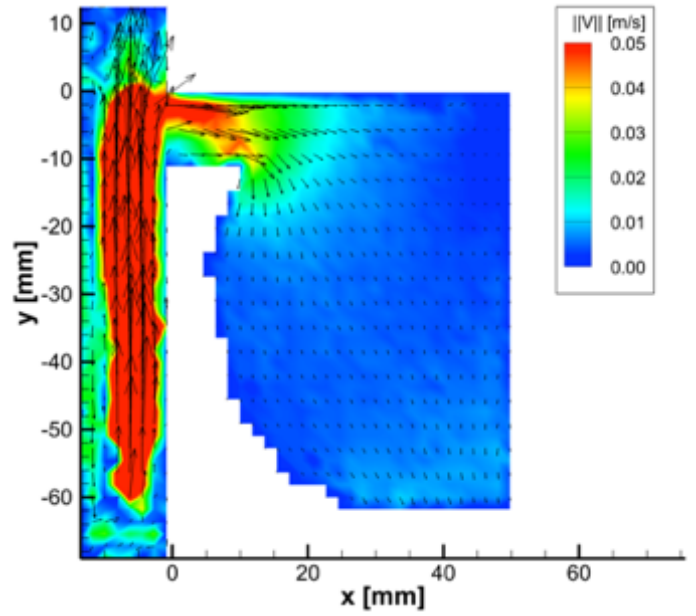
(a)



(b)



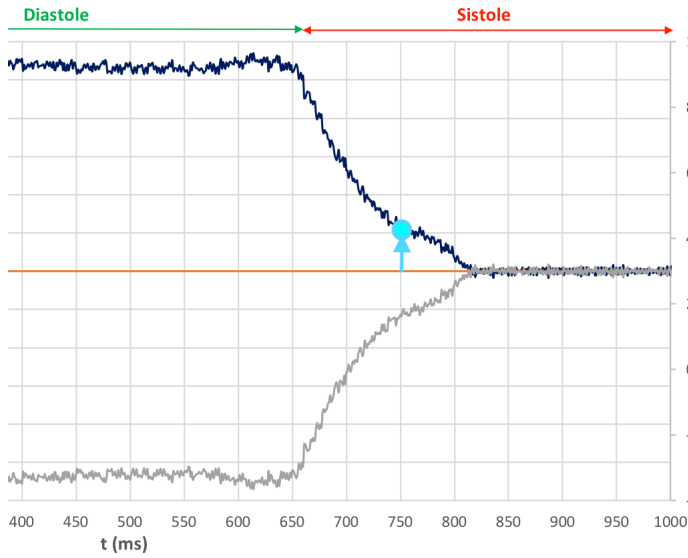
(c) Escala global



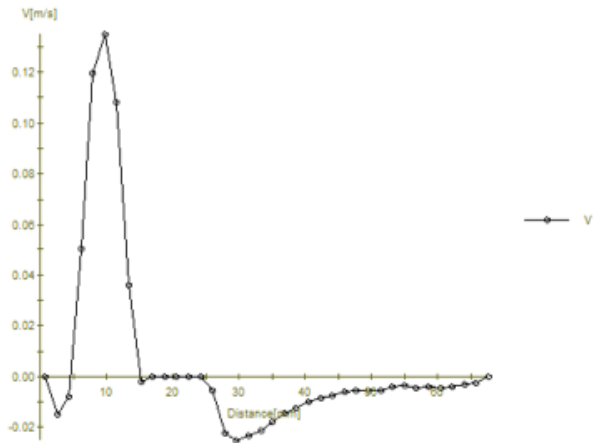
(d) Escala orejuela

Figura 4.36. Campo de velocidades en orejuela rígida en el instante  $t=675$  ms.

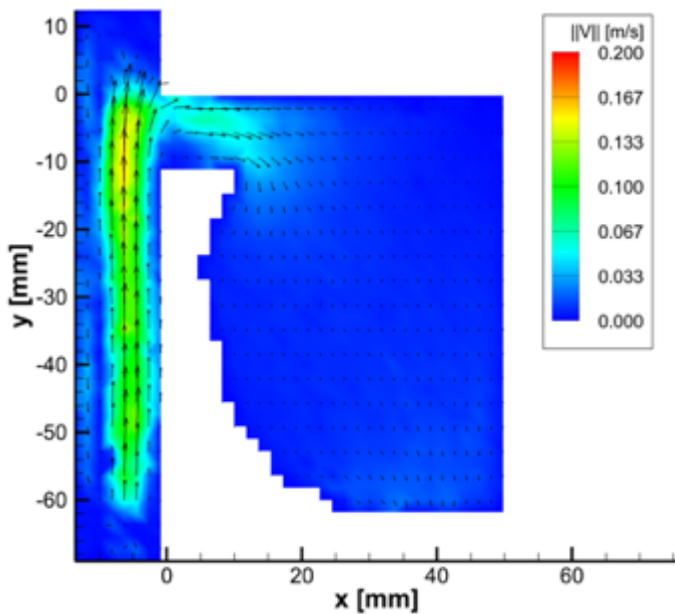
En la figura 4.36. se ve como en el instante  $t=675$  ms se ha cerrado la válvula mitral y ha transmitido una onda de presión que produce que entre flujo a la orejuela a través del modelo.



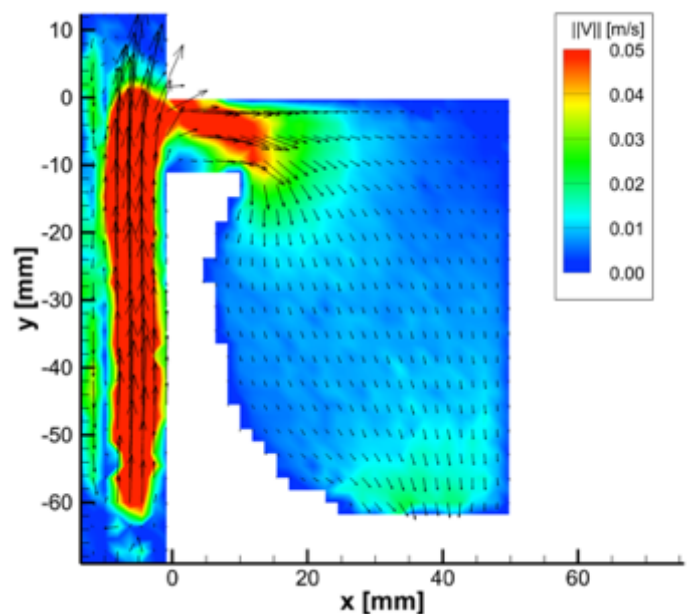
(a)



(b)



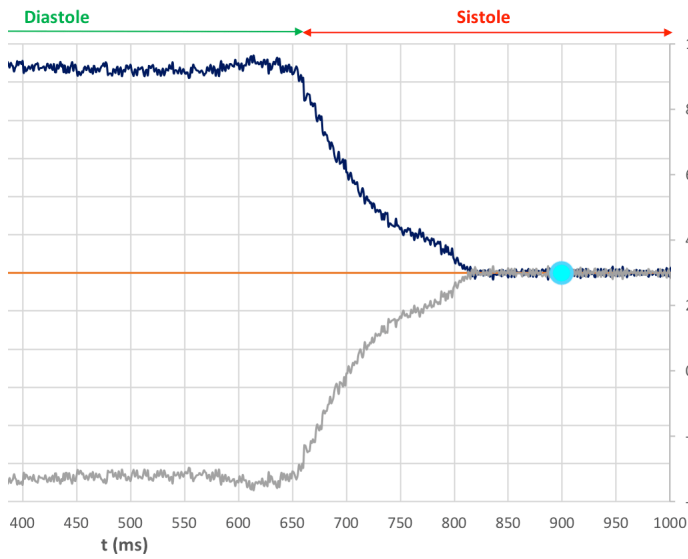
(c) Escala global



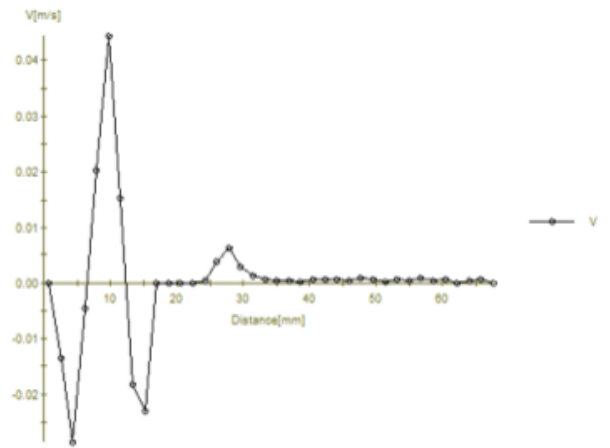
(d) Escala orejuela

Figura 4.37. Campo de velocidades en orejuela rígida en el instante  $t=750$  ms.

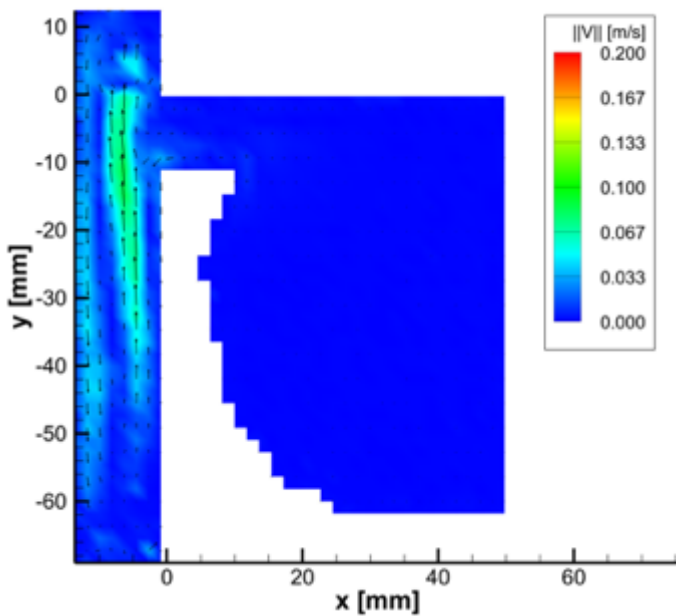
En el instante  $t=750$  ms se aprecia como han aumentado las velocidades en el interior de la orejuela respecto al instante  $t = 675$  ms debido a la propagación de la onda de presión.



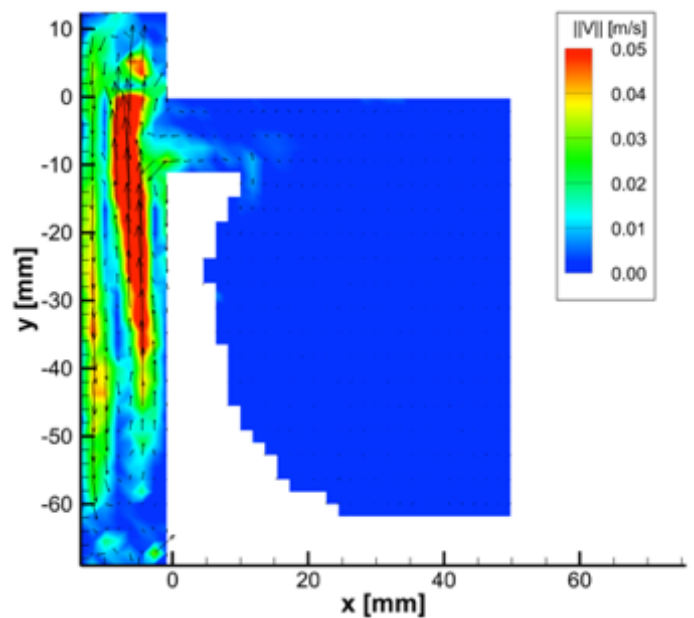
(a)



(b)



(c) Escala global

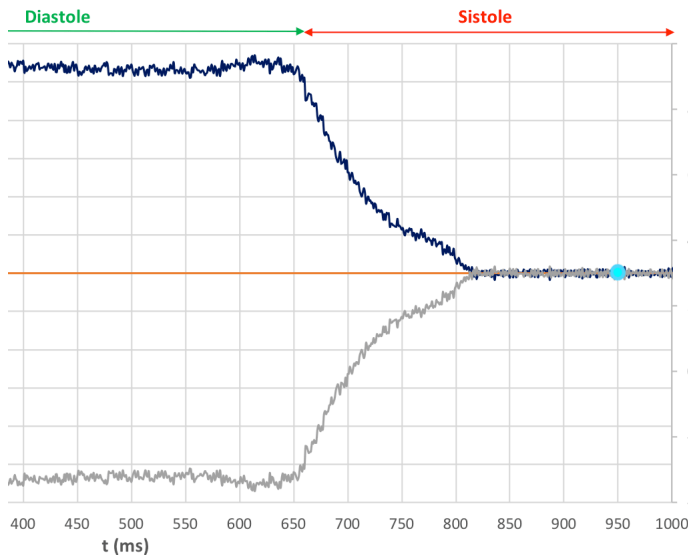


(d) Escala orejuela

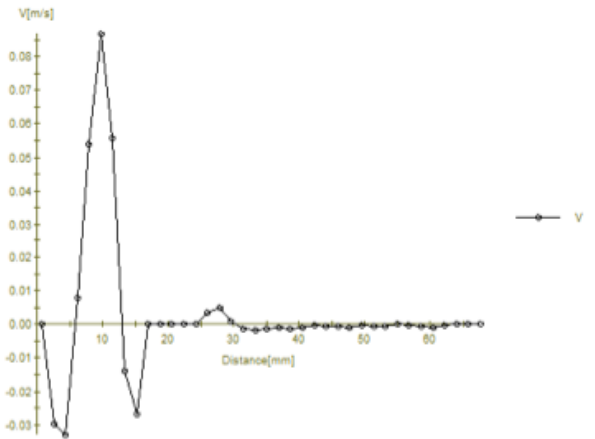
Figura 4.38. Campo de velocidades en orejuela rígida en el instante  $t=900$  ms.

En este instante  $t=900$  ms ya se ha atenuado el paso de la onda de presión por el modelo, pero ha continuado por el tubo que esta conectado en la entrada/salida de la orejuela y al estar cortado el paso por una electroválvula el tubo se dilata acumulando presión.

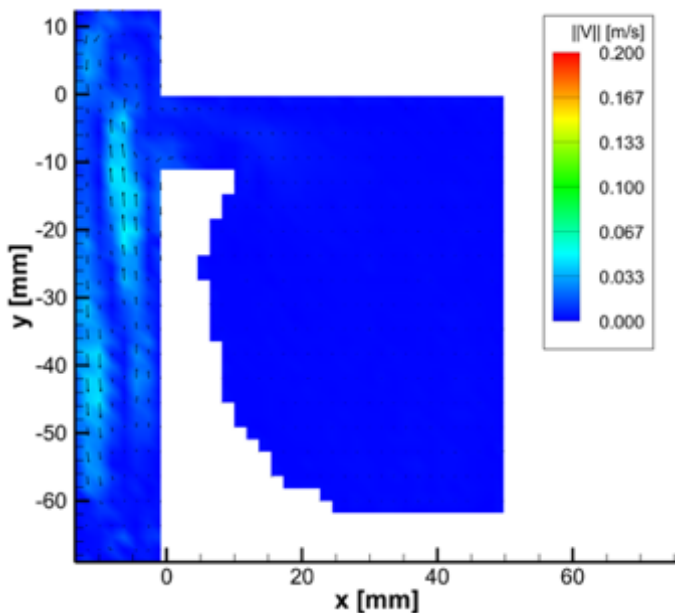




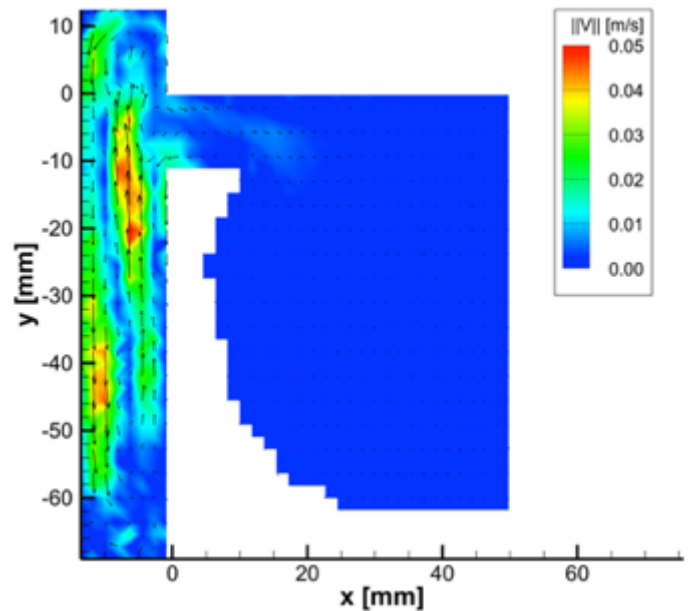
(a)



(b)



(c) Escala global



(d) Escala orejuela

Figura 4.39. Campo de velocidades en orejuela rígida en el instante  $t=950$  ms.

En este instante  $t= 950$  ms se ve como al no existir flujos de entrada ni de salida del modelo, el fluido dentro del modelo permanece en reposo exceptuando que en la parte izquierda del modelo se conserva un vórtice.

En el siguiente instante que se correspondería con  $t=50$  del ciclo, el flujo que sale por el ostium está producido por la onda de presión que estaba acumulada en el tubo debido a su capacidad de dilatación, ya que al abrir la válvula mitral en esa zona hay menos presión y la onda avanza hacia esa zona.

## 4.2. MRI

En este apartado se van a tratar los elementos necesarios y metodología seguida para obtener el campo de velocidades en el interior del modelo. La técnica usada para obtener campos de velocidad será la llamada 4D PC-MRI.

### 4.2.1 INSTALACIÓN + MRI

El equipo necesario para poder realizar medidas 4D PC-MRI constará de un equipo MRI que esta formado por un imán que genere un campo magnético estático de intensidad suficiente en este caso 3T, bobinas de gradiente que producen gradientes de campo magnético, bobinas de radiofrecuencia que emiten pulsos de radiofrecuencia (RF), una antena que es emisora-receptora, envían pulso de RF y captan la que emiten los tejidos en este caso el fluido y por último un equipo de procesado que transforme la señal recibida en imágenes, y en este caso transforme la señal en campos de velocidad para ello se usa una secuencia Phase-Contrast.

#### 4.2.1.1 MRI

El equipo MRI usado para obtener medidas es el modelo de Philips “Achieva3.0T(TX)” como el de la figura 4.40. el cual genera un campo magnético de tres tesla de inducción magnética o densidad de flujo magnético. Debido a la presencia de este campo magnético es necesario asegurar que todos los elementos metálicos como puede ser el carro de transporte, los sensores de la instalación, electroválvulas y dispositivos electrónicos queden fuera de la línea de 5 gauss la cual delimita la zona de acción del campo magnético del escáner.



Figura 4.40. Escáner magnético modelo “Achieva3.0T(TX)”

Fuente:

<https://www.philips.co.uk/healthcare/product/HC889204/diamond-select-achieva-30t-tx-refurbished-mr-scanner/overview>

La intensidad del campo magnético del escáner disminuye a medida que se aleja del centro siendo la línea de 5 gauss la que delimita la distancia hasta donde el campo magnético afecta a dispositivos electrónicos y metales ferromagnéticos. Para aclarar como puede ser una curva de intensidad del campo magnético un tesla equivale a 10.000 gauss, por lo que desde el centro del escáner hasta la línea de 5 gauss disminuye de 30.000 gauss a 5 gauss.

Normalmente la sala del escáner coincide con la línea de 5 gauss por lo que todos los elementos que queden fuera de la sala no se verán afectados por el campo magnético por esta razón en el capítulo anterior se justificó la conexión del modelo con el resto de la instalación con tubos de 10 m de longitud.

#### 4.2.1.2 INSTALACIÓN

La instalación utilizada no presenta cambios respecto a la descrita en el capítulo 3, salvo la disposición del modelo, ya que se colocará horizontal sobre un soporte de madera como se muestra en la figura 4.41. para facilitar su colocación sobre la mesa del escáner.

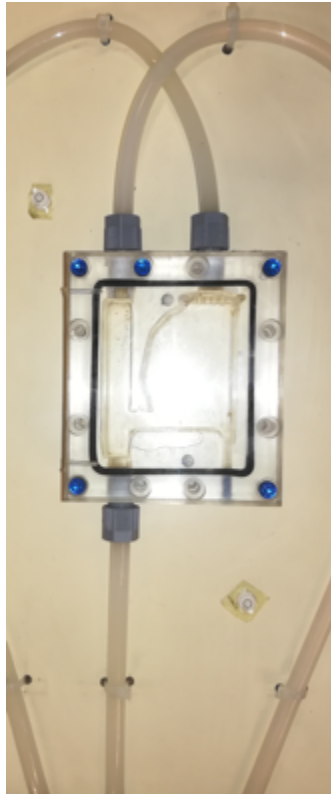


Figura 4.41. Modelo colocado sobre el soporte de madera.

#### 4.2.1.2 METODOLOGÍA

Los pasos seguidos para realizar realizar medidas han sido los siguientes:

- El primer paso es el llenado de la instalación se ha realizado en el laboratorio comprobando así que no hubiera fugas y eliminando las burbujas que existan en la instalación tras su llenado.
- El siguiente paso es el traslado de la instalación a la sala del equipo MRI, para ello se transportará la instalación en un vehículo.
- A continuación se colocará la instalación en la sala. Lo primero que se colocará será el modelo y posteriormente se estirarán los tubos en su máxima extensión comprobando que el carro en el que están colocados los sensores queda fuera de la línea de 5 gauss. Una vez realizado lo anterior se procederá a realizar todas las conexiones electrónicas de los sensores con el controlador y a conectar la toma de corriente para el funcionamiento de la bomba.

- Luego se procederá a poner en marcha la instalación primero con flujo estacionario y a continuación con flujo pulsante para comprobar el correcto funcionamiento de la instalación y de los sensores.
- Por último se realizarán las adquisición de medidas de los campos de velocidad. Primero se realiza una prueba con flujo estacionario usando una secuencia que detecte el fluido del interior del modelo y para situar el plano de estudio en las siguientes medidas. En la figura 4.42 se muestra una imagen del fluido en el interior del modelo. Una vez localizado el plano de estudio se usará una secuencia de codificación de fase para estudiar el flujo en el interior del modelo.

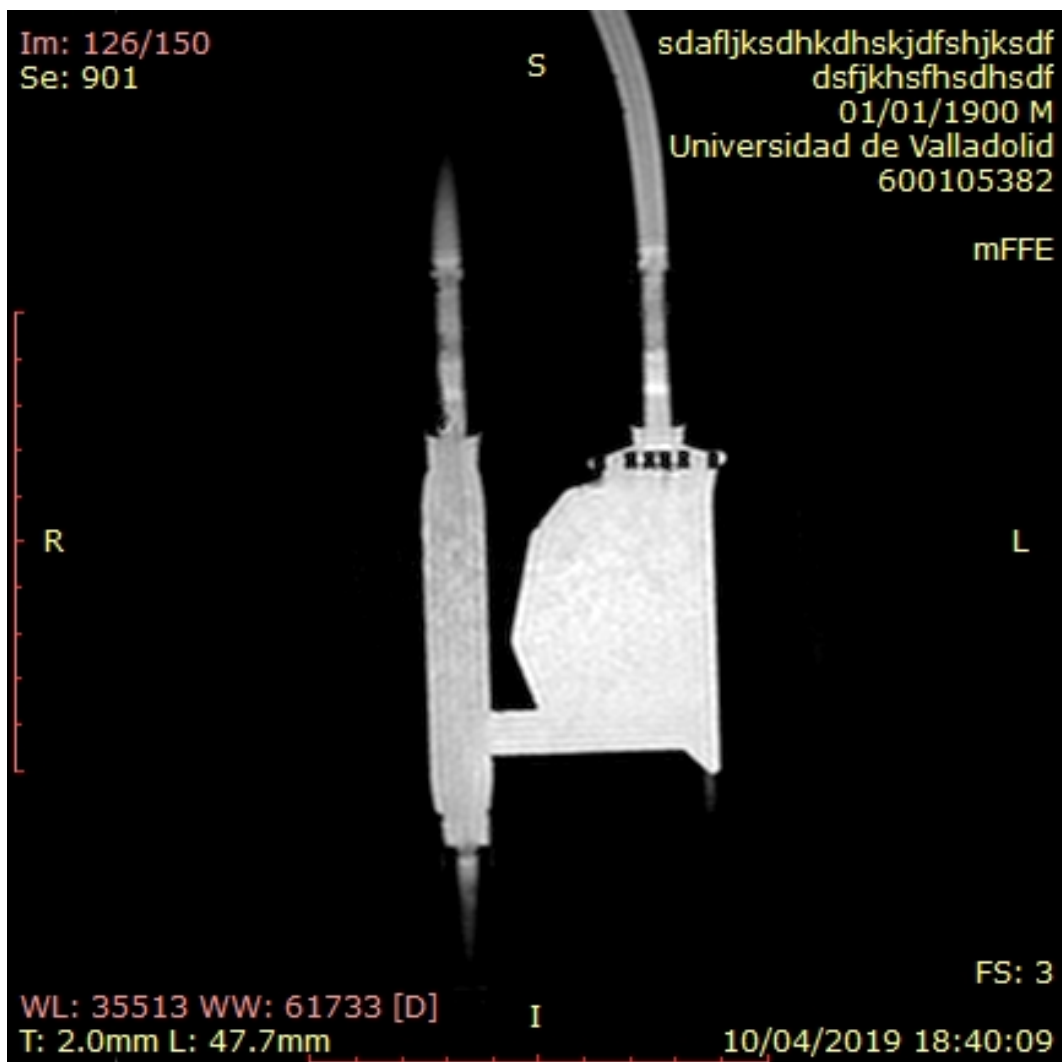


Figura 4.42. Imagen del modelo usando el MRI .

### 4.2.3 RESULTADOS

No se han podido procesar los datos que se obtuvieron usando la técnica 4D Flow MRI, por lo que en este trabajo no se incluirá ninguno. En futuros trabajos se podrán adquirir campos de velocidad usando esta técnica.

# CAPITULO 5:

# CONCLUSIONES

## INDICE

5. CONCLUSIONES .....	117
-----------------------	-----





## 5. CONCLUSIONES

Se ha estudiado el campo de velocidades en el interior de un modelo bidimensional de la orejuela izquierda. Para ello se ha diseñado y construido un modelo bidimensional de la orejuela en el cual se ha tenido en cuenta la experiencia previa adquirida en el diseño de modelos anteriores como el usado en Anatol Hernández, Joaquín (2019) y además se ha diseñado un circuito hidráulico con el que realizar medidas de los campos de velocidades usando las técnicas PIV y 4D Flow MRI. También se han conseguido obtener perfiles de velocidad para flujo estacionario usando el equipo MRI.

La instalación que ya existía en el Laboratorio de Mecánica de Fluidos se ha duplicado y se ha modificado de acuerdo a los objetivos que plantea este proyecto para realizar los ensayos de este trabajo para así poder trabajar simultáneamente con otros proyectos sobre el flujo sanguíneo.

Se han estudiado mediante PIV los campos de velocidad que se dan en el interior del modelo tanto en un ciclo cardiaco, es decir flujo pulsante, como en flujo estacionario. Además se ha estudiado el caso de una orejuela sana que tiene capacidad de contractibilidad como el caso de una orejuela rígida que se puede aproximar a la orejuela de pacientes que sufren fibrilación auricular, donde la orejuela pierde la capacidad de contractibilidad.

Este proyecto de investigación ha establecido unos requisitos necesarios que debe cumplir el circuito hidráulico y el modelo para futuros trabajos que se realicen sobre la medida de campos de velocidad usando la técnica 4D Flow MR.



# BIBLIOGRAFÍA

## INDICE

<b>BIBLIOGRAFÍA CONSULTADA .....</b>	<b>121</b>
<b>DIRECCIONES WEB.....</b>	<b>122</b>



## BIBLIOGRAFÍA CONSULTADA

- Anatol Hernández, Joaquín (2019). *Estudio de un campo fluido en un modelo de aurícula*. Trabajo Fin de Grado.UVA
- Al-Saady, N.M. – Obel, O.A. – Camm, A.J. (1999). *Left atrial appendage: structure, function, and role in thromboembolism*. Heart 1999 Nov;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, 2014. ISSN 1936-878X
- Bermejo, Javier et al.(2014). *The Clinical Assessment of Intraventricular Flows*. Annual Review of Fluid Mechanics Vol47 doi: 10.1146/annurev-fluid-010814-014728.
- Charonko, John y Vlachos, Pavlos (2013). Estimation of uncertainty bounds for individual particle image velocimetry measurements from cross-correlation peak ratio.
- 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. ISSN 0735-1097.
- DynamicStudio v3.14 User's Guide. Dantec Dynamics
- Dyverfeldt, Petter et al. (2015). *4D flow cardiovascular magnetic resonance consensus statement*. Journal of Cardiovascular Magnetic Resonance Vol17 doi: 10.1186/s12968-015-0174-5.
- Hinsch,D et al. (1996). *Three-Dimensional Particle Velocimetry*. In: Dracos T. (eds) Three-Dimensional Velocity and Vorticity Measuring and Image Analysis Techniques. ERCOFTAC Series, vol 4. Springer, Dordrecht.
- Lafuente Martínez, Javier. *Técnica de la imagen por resonancia magnética*. RM del sistema musculoesquelético.
- Mohsen ,Jahanmiri (2011). *Particle Image Velocimetry: Fundamentals and Its Applications*. ISSN 1652-8549
- Nucifora, Gaetano (2011). *Imaging the Atrial Septum using real time Three-Dimensional Transesophageal echocardiography*. American Society of Echocardiography. Mosby, Inc.
- Paola Paolinelli, G. (2015). *Principios físicos e indicaciones clínicas del ultrasonido doppler*. Revista Médica Clínica Las Condes Vol15 doi:10.1016/s0716-8640(13)70139-1
- Pinochet, Natalia et al. (2011). *4D FLOW : Una nueva herramienta de diagnóstico para cardiopatías congénitas*. Revista chilena de cardiología Vol17.

- Piñeiro, Daniel et al. (2005). *Ecocardiografía para la toma de decisiones clínicas*. Buenos aires: Médica Panamericana.
- Pozo Álvarez, Alberto (2016). *Análisis en frecuencia del modelo de una bifurcación de arteria coronaria*. Trabajo Fin de Grado. Universidad de Valladolid
- Pozo Álvarez, Alberto (2018). *Estudio de la interacción de un cuerpo romo con un flujo a bajos números de Reynolds*. Trabajo Fin de Máster.UVA.
- San Román, José Alberto et al. (2006). *Conocimientos básicos necesarios para realizar resonancia magnética en cardiología*. Revista española de cardiología. doi: 10.1157/13092054
- Schmitter, Sebastian et al. (2018). *4D Flow MRI*. Quantification of Biophysical Parameters in Medical Imaging Vol1036 doi: 10.1007/978-3-319-65924-4\_9
- Sengupta, Partho P. et al. (2012). *Emerging trends in CV flow visualization*. JACC: Cardiovascular Imaging Vol 5 doi: 10.1016/j.jcmg.2012.01.003.
- Torres Macho, J. Et al. (2012). *Ecocardiografía clínica básica en Medicina Interna*. Revista Clínica Española Vol212 doi: 10.1016/j.rce.2011.09.009
- Wang et al. (2010). Left Atrial Appendage Studied by Computed Tomography to Help Planning for Appendage Closure Device Placement. Journal of Cardiovascular Electrophysiology Vol21 doi: 10.1111/j.1540-8167.2010.01814.x.

## DIRECCIONES WEB

- Experimentos “in vitro”, “in vivo” e “in silico”
 

[https://mpkb.org/home/patients/assessing\\_literature/in\\_vitro\\_studies](https://mpkb.org/home/patients/assessing_literature/in_vitro_studies)
- Anatomía del corazón: Texas Heart Institute
 

<https://www.texasheart.org/heart-health/heart-information-center/topics/anatomia-del-corazon/>
- Ciclo cardiaco: Universidad de Cantabria
 

<https://ocw.unican.es/mod/page/view.php?id=535>
- Anatomía del corazón: Fundación BBVA
 

[https://www.fbbva.es/microsites/salud\\_cardio/mult/fbbva\\_libroCorazon\\_cap2.pdf](https://www.fbbva.es/microsites/salud_cardio/mult/fbbva_libroCorazon_cap2.pdf)
- Información MRI: Radiopedia

<https://radiopaedia.org/articles/mri-2?lang=us>

- Ecografía: Portal de formación de la AEP

[https://continuum.aeped.es/files/guias/Material\\_descarga\\_unidad\\_1\\_ecocardiografia.pdf](https://continuum.aeped.es/files/guias/Material_descarga_unidad_1_ecocardiografia.pdf)

- Ecocardiografía: Manual MSD

[https://www.msmanuals.com/es-es/hogar/trastornos-del-corazón-y-los-vasos-sangu%C3%ADneos/diagnóstico-de-las-enfermedades-cardiovasculares/ecocardiograf%C3%ADa-y-otros-procedimientos-con-ultrasonidos#v27307475\\_es9](https://www.msmanuals.com/es-es/hogar/trastornos-del-corazón-y-los-vasos-sangu%C3%ADneos/diagnóstico-de-las-enfermedades-cardiovasculares/ecocardiograf%C3%ADa-y-otros-procedimientos-con-ultrasonidos#v27307475_es9)

- Tomografía computerizada: National Institute of Biomedical Imaging and Bioengineering

<https://www.nibib.nih.gov/espanol/temas-cientificos/tomograf%C3%ADa-computarizada-tc>

- Caudalímetros

<https://www.sonotec.eu/>

- Sensores de presión

<http://www.aep.it>  
<https://es.rs-online.com/web/p/sensores-de-presion/8285811/>

- Partículas trazadoras

<https://distrilabparticles.com>

- Electroválvulas

<https://www.asco.com/en-gb/>

