



Universidad de Valladolid



**ESCUELA DE INGENIERÍAS
INDUSTRIALES**

UNIVERSIDAD DE VALLADOLID

ESCUELA DE INGENIERIAS INDUSTRIALES

Grado en Ingeniería en Tecnologías Industriales

Análisis mediante PIV de un dispositivo para orejuelas rígidas

Autor: Castillo Álvarez, Javier

**Tutor: Castro Ruiz, Francisco
Ingeniería Energética y Fluidomecánica**

Valladolid, Febrero de 2020.

RESUMEN

Se ha diseñado y construido un modelo experimental idealizado de aurícula izquierda con el fin de estudiar el patrón de flujo existente en su interior. A su vez se han diseñado diversos dispositivos para evitar la formación trombos producidos en el interior de la orejuela izquierda en personas que sufren fibrilación auricular, las cuales cuentan con una nula flexibilidad de dicho apéndice.

La técnica empleada para la obtención de estos campos de velocidades recibe el nombre de Velocimetría de Imágenes de Partículas (P.I.V.) .

PALABRAS CLAVE

Orejuela izquierda, P.I.V. (Velocimetría de Imágenes de Partículas), Fibrilación auricular, dispositivo, patrón de flujo.

ABSTRACT

An idealized experimental model of the left atrium has been designed and constructed in order to study the flow pattern in its interior. At the same time, various devices have been designed to prevent thrombus formation produced inside the left atrial appendage in people who suffer from atrial fibrillation, which have no flexibility in this appendix.

The technique used to obtain these velocity fields is known as Particle Image Velocimetry (P.I.V.)

KEYWORDS

Left Atrial Appendage, P.I.V. (Particle Image Velocimetry), Atrial Fibrillation, Device, Velocity Field.

ÍNDICE

ÍNDICE DE CAPÍTULOS:

CAPÍTULO 1. INTRODUCCIÓN

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

CAPÍTULO 2. DESCRIPCIÓN FLUIDOMECÁNICA DEL CORAZÓN

2.1.	SISTEMA CARDIOVASCULAR.....	13
2.2.	CICLO CARDÍACO	21
2.3.	LA SANGRE.....	22
2.4.	OREJUELA IZQUIERDA DEL CORAZÓN	25
2.5.	FIBRILACIÓN AURICULAR	29
2.6.	FORMACIÓN DE TROMBOS EN LA OREJUELA IZQUIERDA.....	31

CAPÍTULO 3. DESCRIPCIÓN DE LA INSTALACIÓN

3.1.	INTRODUCCIÓN.....	41
3.2.	GEOMETRÍA DEL MODELO DE AURÍCULA Y OREJUELA IZQUIERDAS.....	44
3.3.	ELEMENTOS DE LA INSTALACIÓN	46
3.4.	ELEMENTOS DE MEDIDA	55
3.5.	ELEMENTOS DE CONTROL.....	61
3.6.	P.I.V.	63

CAPÍTULO 4. METODOLOGÍA DEL PROCESO DE MEDIDA

4.1.	PREPARACIÓN DE LA INSTALACIÓN	69
4.2.	GENERADOR DE CICLOS	71
4.3.	PROCESADO Y ANÁLISIS DE IMÁGENES	76

CAPÍTULO 5. ANÁLISIS DE RESULTADOS

5.1.	CONSIDERACIONES PREVIAS	89
5.2.	PACIENTE SANO.....	90
5.3.	PACIENTE ENFERMO.....	95
5.4.	PACIENTE ENFERMO CON DISPOSITIVO V1	99
5.5.	PACIENTE ENFERMO CON DISPOSITIVO V2	107
5.6.	PACIENTE ENFERMO CON DISPOSITIVO V3.....	113
5.7.	COMPARACIÓN DE ENERGÍAS CINÉTICAS EN LOS DISPOSITIVOS.....	119
5.8.	INFLUENCIA DE LA RIGIDEZ DE LA OREJUELA DURANTE LA SÍSTOLE	124

CAPÍTULO 6. CONCLUSIONES

6.	CONCLUSIONES	131
----	--------------------	-----

PRESUPUESTO

COSTES DIRECTOS.....	137
COSTES INDIRECTOS.....	138
COSTES TOTALES.....	138

BIBLIOGRAFÍA

BIBLIOGRAFÍA	143
DIRECCIONES WEB.....	144

ANEXOS

ANEXO 1. PATRONES DE FLUJO DE PACIENTE SANO	149
ANEXO 2. PATRONES DE FLUJO DE PACIENTE ENFERMO	151
ANEXO 3. PATRONES DE FLUJO DE PACIENTE ENFERMO CON DISPOSITIVO V1.....	154
ANEXO 4. PATRONES DE FLUJO DE PACIENTE ENFERMO CON DISPOSITIVO V2.....	160
ANEXO 5. PATRONES DE FLUJO DE PACIENTE ENFERMO CON DISPOSITIVO V3.....	166

CAPÍTULO 1

INTRODUCCIÓN

Índice

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

1. INTRODUCCIÓN

1.1. PRESENTACIÓN

La realización de este Trabajo Fin de Grado se encuentra enmarcado dentro del área de la Ingeniería Fluidomecánica, más concretamente se centra en el estudio del campo fluido en la orejuela izquierda, perteneciente a la aurícula izquierda del corazón. Para ello se cuenta con un modelo idealizado realizado en metacrilato con el que poder reproducir las condiciones reales y los fenómenos fluidomecánicos presentes en el corazón.

La instalación hidráulica empleada está situada en el Laboratorio de Fluidos del Departamento de Ingeniería Energética y Fluidomecánica de la Universidad de Valladolid. Hay que tener en cuenta que dicha instalación se ha modificado de cara a acoger este proyecto, ya que la misma ha sido empleada con anterioridad en otros trabajos y proyectos de investigación.

La rigidez propia del modelo es idónea para reproducir las condiciones que se producen en corazones con fibrilación auricular en donde los pacientes pierden la contractibilidad de este apéndice.

Se han analizado los patrones de flujo existentes en la orejuela mediante el empleo de una técnica denominada P.I.V. (Particle Image Velocimetry) y se han ido observando las diferencias existentes en planos paralelos.

1.2. OBJETIVOS

El principal objetivo de este trabajo se centra en el diseño de distintos dispositivos que favorezcan la circulación de flujo en la orejuela izquierda del corazón en condiciones de rigidez de la misma, es decir lo que sucede en personas que padecen la enfermedad de fibrilación auricular.

También es importante destacar que con la realización de este proyecto se ha obtenido valiosa información que podrá ser empleada en el futuro con el objetivo de mejorar la instalación.

1.3. METODOLOGÍA

Es fundamental que antes de comenzar a tomar datos se compruebe que la instalación esté correctamente preparada y ajustada. Se conectan correctamente todos los componentes hidráulicos que componen la instalación y se alinea el modelo de forma que el haz de luz producido por el láser incida sobre el plano que se quiera estudiar.

La colocación de los dispositivos en el interior del modelo se ha de realizar de manera cuidadosa también, puesto que si no quedan bien ajustados podrían verse desplazados durante la toma de medidas lo cual induciría a resultados erróneos.

A continuación se ajustan todas las válvulas de forma que se consigan los caudales requeridos en cada caso a estudiar.

Finalmente se ajusta la cámara de manera que se obtengan las imágenes de manera correcta. Una vez conseguidas dichas imágenes se procesan las mismas obteniendo los patrones de flujo.

1.4. CONTENIDO

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

- **Capítulo 1: Introducción.** Se trata de una presentación del trabajo dando una visión global del mismo.
- **Capítulo 2: Descripción fluidomecánica del flujo sanguíneo.** En este capítulo se da una idea del sistema cardiovascular del cuerpo humano analizándolo desde el punto de vista de la ingeniería. Se desarrollan las características de dicho sistema, a continuación se detallan las propiedades que ha de cumplir la mezcla. También se reserva un espacio para la descripción en mayor profundidad de la orejuela izquierda así como la enfermedad cardiovascular más frecuente, la fibrilación auricular.
- **Capítulo 3: Descripción de la instalación.** Se describen todos los elementos que toman parte en la instalación, dando una idea de la instrumentación con la que se cuenta en el Laboratorio de Mecánica de Fluidos.
- **Capítulo 4: Metodología de medida.** Consiste en la descripción de los procedimientos llevados a cabo para la realización de cada medida. Esto engloba desde el llenado y vaciado de la instalación, hasta el manejo de todos los softwares que intervienen a la hora de la realización de ensayos.

- **Capítulo 5: Análisis de los resultados.** Presenta los resultados obtenidos tras la realización de los ensayos sobre el modelo. Se presentan los resultados en régimen tanto de orejuela flexible como de orejuela rígida. Los resultados obtenidos están medidos en condiciones de contorno fijas y en planos paralelos a ambos lados del plano de referencia. También se ha querido dar una visión de la energía cinética con la que cuenta el modelo con los distintos dispositivos introducidos. Por último también se analiza el golpe de presión presente en la orejuela.
- **Capítulo 6: Conclusiones.** En este último capítulo se resumen los resultados más significativos discutiendo a su vez sobre el dispositivo más eficaz de todos los que se han diseñado.

CAPÍTULO 2

DESCRIPCIÓN FLUIDOMECÁNICA DEL CORAZÓN

Índice

2.	DESCRIPCIÓN FLUIDOMECÁNICA DEL CORAZÓN	13
2.1.	SISTEMA CARDIOVASCULAR	13
2.1.1.	CORAZÓN	13
2.1.2.	CIRCULACIÓN.....	17
2.1.3.	SISTEMA ARTERIAL, VENOSO Y CAPILAR	19
2.2.	CICLO CARDÍACO	21
2.3.	LA SANGRE	22
2.3.1.	PROPIEDADES FÍSICAS	23
2.3.1.1.	DENSIDAD	23
2.3.1.2.	VISCOSIDAD DINÁMICA.....	23
2.4.	OREJUELA IZQUIERDA DEL CORAZÓN	25
2.4.1.	ANATOMÍA DE LA OREJUELA IZQUIERDA.....	25
2.4.2.	ANÁLISIS DEL FLUJO EN LA OREJUELA IZQUIERDA.....	27
2.5.	FIBRILACIÓN AURICULAR	29
2.6.	FORMACIÓN DE TROMBOS EN LA OREJUELA IZQUIERDA	31

2. DESCRIPCIÓN FLUIDOMECÁNICA DEL CORAZÓN

2.1. SISTEMA CARDIOVASCULAR

El sistema cardiovascular del organismo tiene como propósito la distribución de los nutrientes y del oxígeno necesario a lo largo de todo el cuerpo. Constituye un enlace entre cada célula y todos los órganos homeostáticos. Consecuentemente, un correcto funcionamiento del sistema cardiovascular, induce a un funcionamiento favorable de dichos sistemas homeostáticos (aparatos digestivo, urinario y respiratorio).

Al mismo tiempo que se distribuyen los nutrientes, el sistema cardiovascular se encarga a su vez de recoger los desechos metabólicos, de forma que posteriormente serán expulsados tanto por los riñones mediante la orina, o bien a través del sistema respiratorio gracias a los pulmones exhalando aire con un contenido elevado de CO₂.

A su vez, este sistema efectúa también una serie de tareas secundarias, como el transporte de sustancias secretadas por las glándulas que ayudan al organismo a protegerse contra distintas infecciones. También tiene un papel destacado en la regulación tanto de la presión arterial como de la temperatura corporal.

El sistema cardiovascular se compone básicamente del corazón, considerando este como la bomba volumétrica capaz de hacer funcionar el mismo; el sistema vascular formado por arterias, capilares y venas; y el medio de transporte, la sangre, la cual ha de estar en constante circulación irrigando todos los tejidos del cuerpo.

2.1.1. CORAZÓN

El corazón es un órgano del cuerpo humano que se encuentra situado en el centro del tórax. Tiene el tamaño aproximado de un puño, con un peso que varía entre los 200 y los 300 gramos dependiendo de la persona.

La estructura del corazón se divide en distintas cavidades, y se ubica en el mediastino, siendo este una masa de tejidos situada entre el esternón y la columna vertebral.

Existe una membrana que cubre el corazón y que protege al mismo, esta membrana es **el pericardio**. También impide el desplazamiento del órgano dentro del mediastino, pero a la vez permite la movilidad suficiente al corazón para que tenga la capacidad de contracción necesaria para bombear correctamente la sangre a lo largo de todo el organismo.

Se puede realizar una división general del pericardio en dos partes principales: **el pericardio fibroso o parietal** que es el más superficial y externo. Evita el estiramiento excesivo del corazón y tiene una función de protección del propio órgano. Por otro lado se encuentra **el pericardio seroso o visceral** siendo este más delgado, el cual forma una doble película alrededor del corazón. Por un lado está la **capa parietal** del pericardio

seroso. Mientras que su capa más interna es la **capa visceral** también conocida como **epicardio**.

En el espacio comprendido entre las dos capas se encuentra el **líquido seroso**, cuya única función es evitar la excesiva fricción entre ambas capas. La cavidad en donde se encuentra dicho líquido, se denomina **cavidad pericárdica**, la cual se puede observar en la figura 2.1.

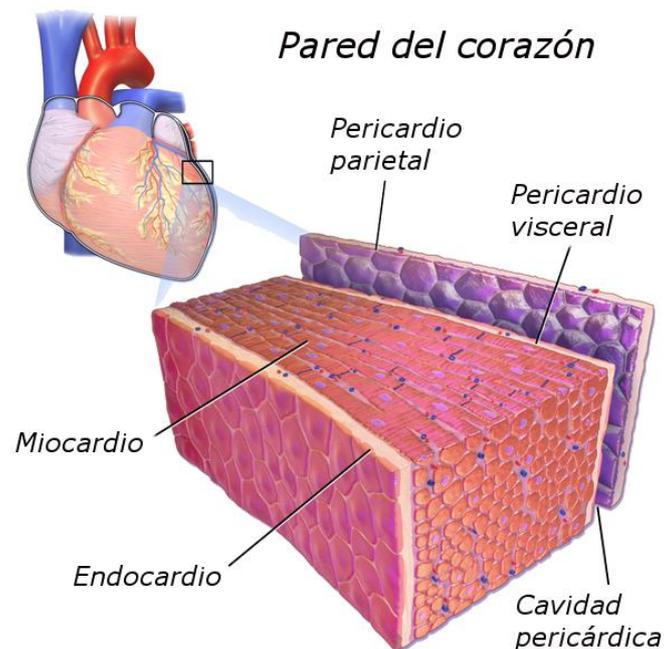


Figura 2.1. Pared del corazón

Fuente: https://es.wikipedia.org/wiki/Archivo:Blausen_0470_HeartWall_es.png

Topología de la pared cardíaca

Se puede dividir la pared del corazón en tres capas diferenciadas: epicardio, miocardio y endocardio, ordenadas en función de su profundidad respectivamente.

- **Epicardio:** También conocido como parte visceral del pericardio seroso. Es la capa más externa de la capa cardíaca, y es fina y transparente. Está formada por mesotelio y tejido conectivo delgado, lo cual le dota de una textura lisa y resbaladiza.
- **Miocardio:** Conocido también como *músculo cardíaco*, forma la capa muscular del corazón, y está compuesto por fibras musculares entrelazadas entre sí. De las tres capas, es la que ocupa un mayor volumen, y es la responsable de la capacidad de contracción del corazón.

- **Endocardio:** Es la capa más interna y se encarga de cubrir y revestir las cavidades del corazón así como las propias válvulas del mismo.

Cavidades del corazón

El corazón se encuentra dividido en dos mitades por un *tabique, el septum*, que recorre toda la longitud del órgano. Cada una de estas dos mitades se encuentran divididas a su vez en dos cavidades, por un lado dos atrios o aurículas (derecha e izquierda) y dos ventrículos (derecho e izquierdo).

La mitad derecha del corazón contiene sangre con una baja concentración de oxígeno provenientes de las venas cava superior e inferior, después de haber recorrido todo el organismo. Por su parte, la mitad izquierda del corazón contiene sangre rica en oxígeno, la cual viene directamente de los pulmones por medio de las venas pulmonares, lista para ser distribuida y oxigenar los tejidos a lo largo de todo el cuerpo con ayuda de la gran arteria aorta y sus ramificaciones.

En la figura 2.2. se muestran todas las cavidades, así como las válvulas presentes en el corazón.

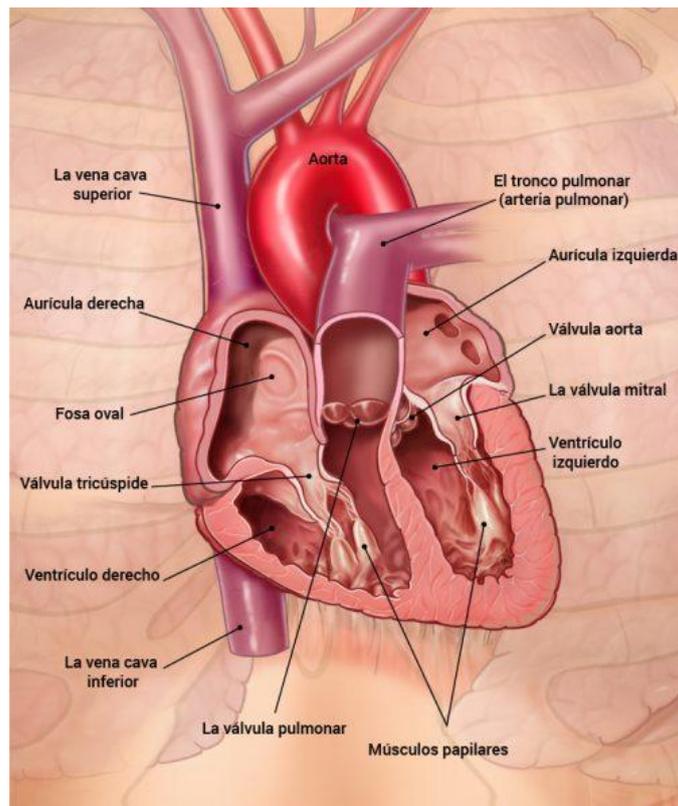


Figura 2.2. Cavidades y válvulas del corazón

Fuente: <http://es.heart.erasmusnursing.net/content/1-0-anatomia-del-corazon/1-3-las-cameras-cardiacas-las-estructuras-internas-y-los-vasos-sanguineos-asociados/1-3-1-valvulas-cardiacas/>

- **Aurícula derecha**

Es una cavidad con paredes delgadas en la cual desemboca la sangre de todo el cuerpo, exceptuando la proveniente de los pulmones. A ella llegan tres grandes venas: *la cava superior*, encargada de retornar toda la sangre proveniente de la parte alta del organismo; *la cava inferior* cuya función es similar, solo que con la sangre propia de la porción inferior del cuerpo; y por último *el seno coronario* encargada de drenar la propia sangre que atraviesa el corazón. La sangre fluye de la aurícula derecha al ventrículo derecho atravesando **la válvula tricúspide**.

- **Ventrículo derecho**

Esta cavidad contiene en su interior una serie de rebordes formados con los haces protuberantes de fibras miocárdicas, **las trabéculas carnosas**, en donde se encuentra la mayor parte del sistema de conducción de impulsos nerviosos del corazón. Existe una pared que divide el ventrículo derecho del izquierdo, este es **el tabique interventricular**. La sangre circula del ventrículo derecho hacia *la arteria pulmonar* a través de la **válvula semilunar pulmonar**.

- **Aurícula izquierda**

Esta cavidad constituye la mayor parte de la base del corazón, es la encargada de recibir la sangre rica en oxígeno proveniente de los pulmones, por medio de las *cuatro venas pulmonares*. A continuación, la sangre fluye de esta cámara al ventrículo izquierdo a través de **la válvula mitral** (o **bicúspide**).

- **Ventrículo izquierdo**

Esta es la cámara más muscular de todas, pues es la encargada del bombeo de la sangre hacia todo el cuerpo. Sus paredes son del orden de tres veces más espesas que las del ventrículo derecho. La sangre avanza del ventrículo izquierdo a través de **la válvula semilunar aórtica**, desembocando en la arteria con mayor tamaño de todo el cuerpo, *la aorta ascendente*. Desde ahí se divide el flujo sanguíneo a *las arterias coronarias* y a *la aorta descendente* proveyendo de oxígeno a todos los tejidos del organismo.

2.1.2. CIRCULACIÓN

El término circulación proviene del latín "*circulatio*" y su significado se acuña a los movimientos circulares o por medio de un circuito cerrado. En el caso del organismo humano, se pueden diferenciar dos circuitos que se explicarán a continuación. En la figura 2.3. se muestran estos dos circuitos diferenciados:

- **Circulación menor o pulmonar:** en este circuito se incluye la circulación de la sangre desde el corazón hasta los pulmones, y desde estos otra vez de vuelta al primero. Con un mayor detalle, la sangre viaja desde el ventrículo derecho del corazón a través de las arterias pulmonares hasta los pulmones, en donde se intercambia el oxígeno por el CO₂. Una vez realizado el intercambio, las venas pulmonares se encargan de retornar la sangre hasta la aurícula izquierda.
- **Circulación mayor o sistémica:** se trata del circuito principal de distribución de sangre a todas las partes del cuerpo exceptuando los pulmones. La recogida de la sangre se lleva a cabo por medio de las venas cava superior e inferior, las cuales depositan dicho fluido en la aurícula derecha.

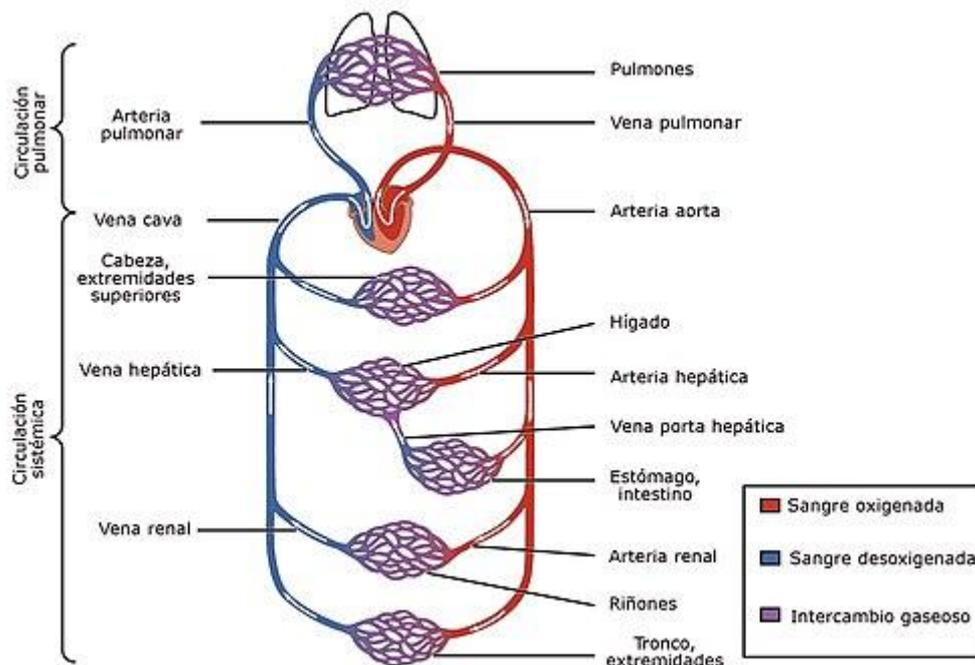


Figura 2.3. Sistema Circulatorio Sanguíneo

Fuente: https://es.wikipedia.org/wiki/Aparato_circulatorio

Pasos a seguir en un circuito completo del sistema cardiovascular:

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

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

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

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

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

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

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

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

2.1.3. SISTEMA ARTERIAL, VENOSO Y CAPILAR

- **Sistema arterial**

Las arterias del organismo son los vasos o conductos por los que circula la sangre desde los ventrículos del corazón hasta todos los tejidos del cuerpo. Esta sangre es oxigenada y en ella están presentes los nutrientes necesarios para el correcto funcionamiento del organismo. La arteria principal nace en el corazón, **la arteria aorta**, siendo de un tamaño considerablemente mayor que el resto de arterias que componen el sistema arterial (en torno a 3 cm de diámetro). A su vez estas se van ramificando en arterias de menor tamaño hasta formar las conocidas *arteriolas* con diámetros del orden de 3×10^{-6} mm.

Estas arteriolas al entrar en contacto con los tejidos adoptan el nombre de **capilares**.

Las fuerzas viscosas son las que dominan en el sistema arterial. Tomando como referencia la velocidad del flujo hemodinámico y el diámetro característico en las arterias, se obtienen números de Reynolds (calculados a partir de la ecuación 2.1.) del orden de 2000 en las arterias de mayor tamaño, y en torno a 500 en las arteriolas. Esto es debido a que en las arterias principales, tanto la velocidad, como el diámetro es mayor.

$$Re = \frac{\rho v D}{\mu}$$

Ecuación 2.1. Número de Reynolds

- **Sistema venoso**

Las venas y vénulas que conforman este sistema, están formadas por paredes más finas que las arterias y menos elásticas. Su principal objetivo es retornar la sangre hacia las aurículas del corazón.

Debido a que los diámetros de estos nuevos conductos son similares a los del sistema arterial, las fuerzas viscosas pueden llegar a tener bastante influencia en su estudio. Sin embargo, no es así ya que las presiones existentes son mucho menores (del orden de 1kPa).

Es por ello, que las fuerzas gravitacionales, toman un papel fundamental en el sistema venoso, más aún cuando se encuentra el sujeto en posición vertical. Debido a esto, las venas cuentan con un alto número de válvulas que impiden el flujo reverso a través de ellas, asegurando de esta forma un flujo unidireccional hacia las aurículas del corazón.

- **Sistema capilar**

Los capilares son los encargados de realizar la conexión entre las arteriolas y las vénulas. Abarcan casi por completo todas las células del organismo. Y la función principal es el intercambio de nutrientes y la gestión de los desechos del cuerpo humano,

administrando el intercambio de estos entre la sangre y las células de los tejidos, con ayuda del líquido intersticial.

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

$$P_a - P_v = R_p \cdot Q$$

Ecuación 2.2. Presión de perfusión

En la relación lineal de la ecuación 2.2., P_a es la presión arterial, P_v la presión venosa, Q el flujo sanguíneo y R_p es la resistencia periférica que está controlada principalmente por las fibras musculares de las arteriolas.

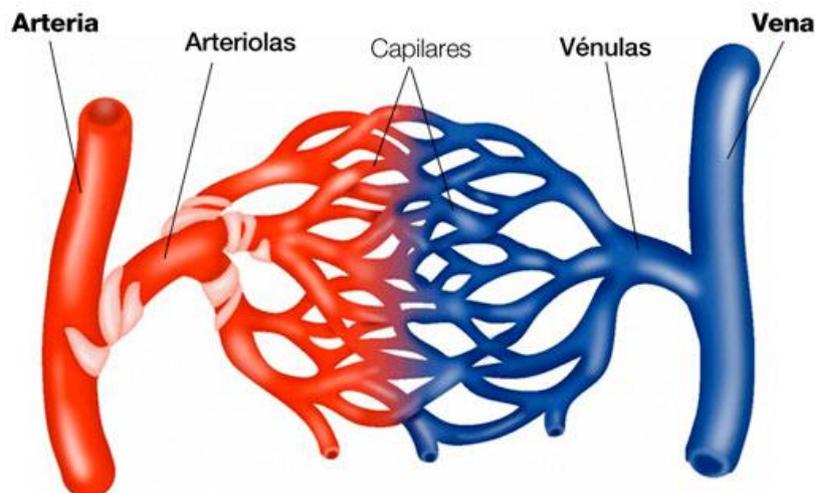


Figura 2.4. Sistema arterial, venoso y capilar

Fuente:

http://www.zenodoto.com/gestiondocs/cursosacademicos/manualesrecursos/materialambitos/0001/materiales_ep/Ambito_CT/Bloque04/SEC_NI_CT_0404_Tema4/contenido/ODE-6068e5cb-1ca0-3bc0-9dc7-feba37e6d8b9/433_kilmetros_de_tubos.html

En la figura 2.4. se observan los elementos principales que componen el sistema circulatorio humano.

2.2. CICLO CARDÍACO

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

El ciclo cardíaco está formado por un período de relajación denominado **diástole**, seguido de un período de contracción que recibe el nombre de **sístole**.

La duración del ciclo cardíaco es el inverso del número de latidos que dé nuestro corazón, de esta forma si tenemos un pulso cardíaco de 72 latidos/min, el ciclo cardíaco tiene una duración de $1/72$ min lo que equivaldría a 0.833 segundos.

En un ciclo cardíaco normal, la sístole ocupa en torno al 40% del ciclo total, siendo el 60% restante propio de la diástole. Sin embargo, con un aumento de la frecuencia cardíaca, la sístole supone hasta un 65% del ciclo completo, lo cual indica que las aurículas no tienen tiempo suficiente para llenarse por completo de sangre y por lo tanto el corazón no tiene tiempo suficiente para su relajación óptima. (Guyton, 2016).

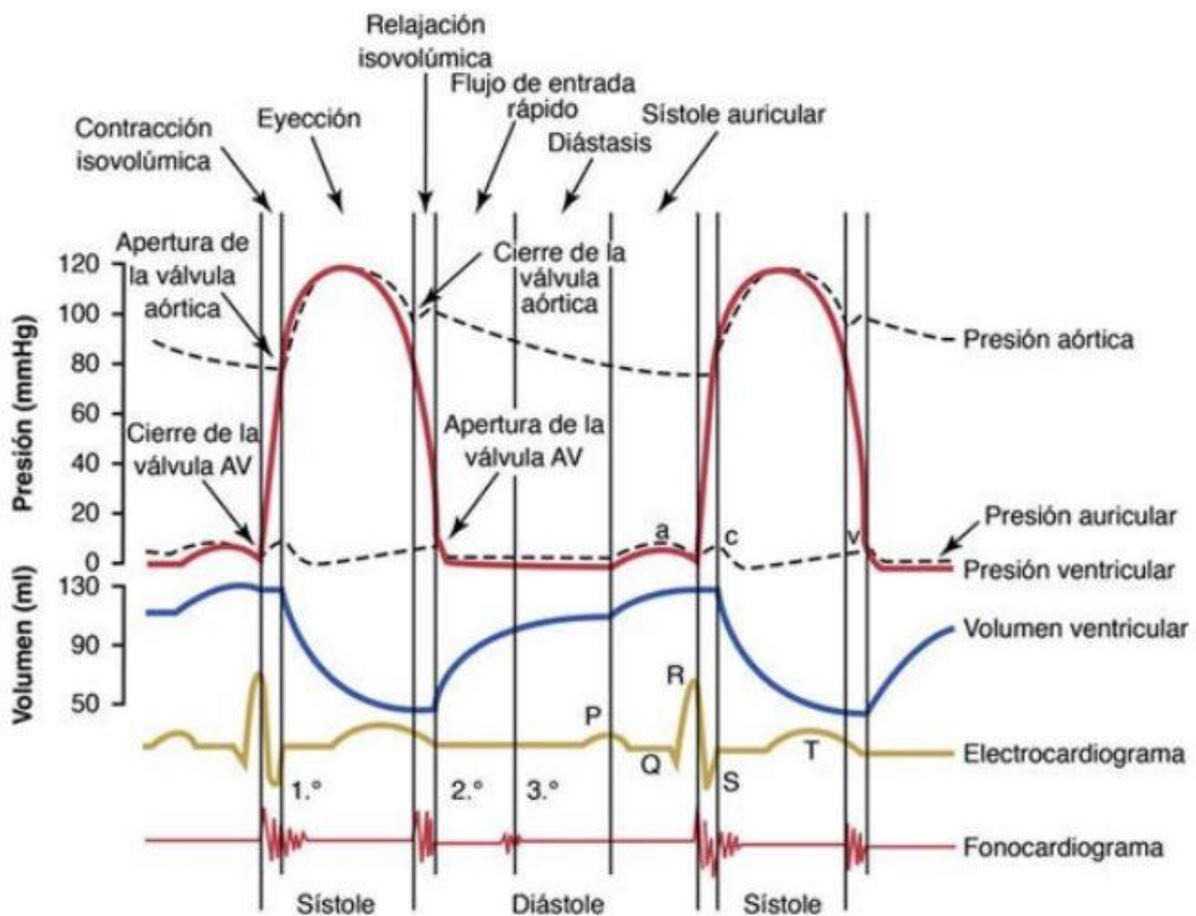


Figura 2.5. Ciclo Cardíaco para ventrículo izquierdo

Fuente: [Guyton, 2016]

La figura 2.5. muestra los diferentes acontecimientos que se producen durante el ciclo cardíaco para el lado izquierdo del corazón. Las tres curvas superiores muestran los cambios de presión en la aorta, en el ventrículo izquierdo y en la aurícula izquierda, respectivamente. La cuarta curva representa los cambios del volumen ventricular izquierdo, la quinta el electrocardiograma y la sexta un fonocardiograma, que es un registro de los ruidos que produce el corazón (principalmente las válvulas cardíacas) durante su función de bombeo.

2.3. LA SANGRE

La sangre es un fluido con una compleja composición, cuyo cometido principal es aportar y proveer de nutrientes necesarios a todos los tejidos del organismo, además de transportar los desechos producidos con el fin de eliminar los mismos. Un cuerpo humano normal cuenta con alrededor de 5 litros de sangre, lo que supone en torno a un 7% del total del peso corporal de una persona.

La sangre es un líquido, compuesto por agua y sustancias orgánicas e inorgánicas (sales minerales) disueltas, que forman el plasma sanguíneo constituyendo el 60% del volumen total y tres tipos de elementos o células sanguíneas: glóbulos rojos, glóbulos blancos y plaquetas, ocupando el 40% del volumen total, tal y como indica la figura 2.6. Una gota de sangre contiene aproximadamente unos 5 millones de glóbulos rojos, de 5000 a 10000 glóbulos blancos y alrededor de 250000 plaquetas.

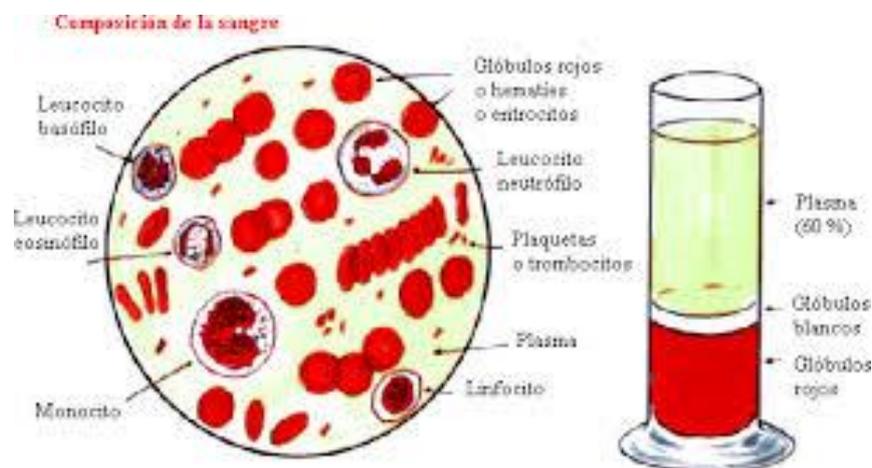


Figura 2.6. Composición de la sangre

Fuente: <https://sites.google.com/site/cienciasdelasalud00>

El **plasma** sanguíneo es la porción líquida de la sangre, es de color amarillento. Su función principal es el transporte de los alimentos y los desechos. Sobre el plasma se depositan el resto de componentes de la sangre.

Los **glóbulos rojos o hematíes** son los encargados del transporte del oxígeno molecular. Son considerados como células muertas ya que no cuentan con núcleo. Su color rojizo lo adquieren gracias a un pigmento llamado hemoglobina.

Los **glóbulos blancos o leucocitos** tienen una función muy importante en el sistema inmunológico del organismo. Los fagocitos se encargan de la limpieza de microorganismos indeseables, mientras que los linfocitos realizan una función de defensa.

Las **plaquetas** son las responsables de taponar las heridas cuando se abren impidiendo de esta forma la formación de hemorragias.

2.3.1. PROPIEDADES FÍSICAS

2.3.1.1. DENSIDAD

La sangre está considerada como un fluido **incompresible** debido al alto contenido en agua que posee. Esto quiere decir que la densidad permanece constante ante cambios en la presión.

La densidad de la sangre se puede aproximar a un valor de $\rho = 1060 \frac{kg}{m^3}$ a pesar de que este valor puede variar de una persona a otra.

2.3.1.2. VISCOSIDAD DINÁMICA

La viscosidad dinámica μ es una propiedad física en la que se relaciona el **esfuerzo cortante** τ , con la velocidad de deformación $\frac{\delta\theta}{\delta t}$ en un fluido en movimiento. Sus unidades en el S.I. son $\frac{kg}{m \cdot s}$

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

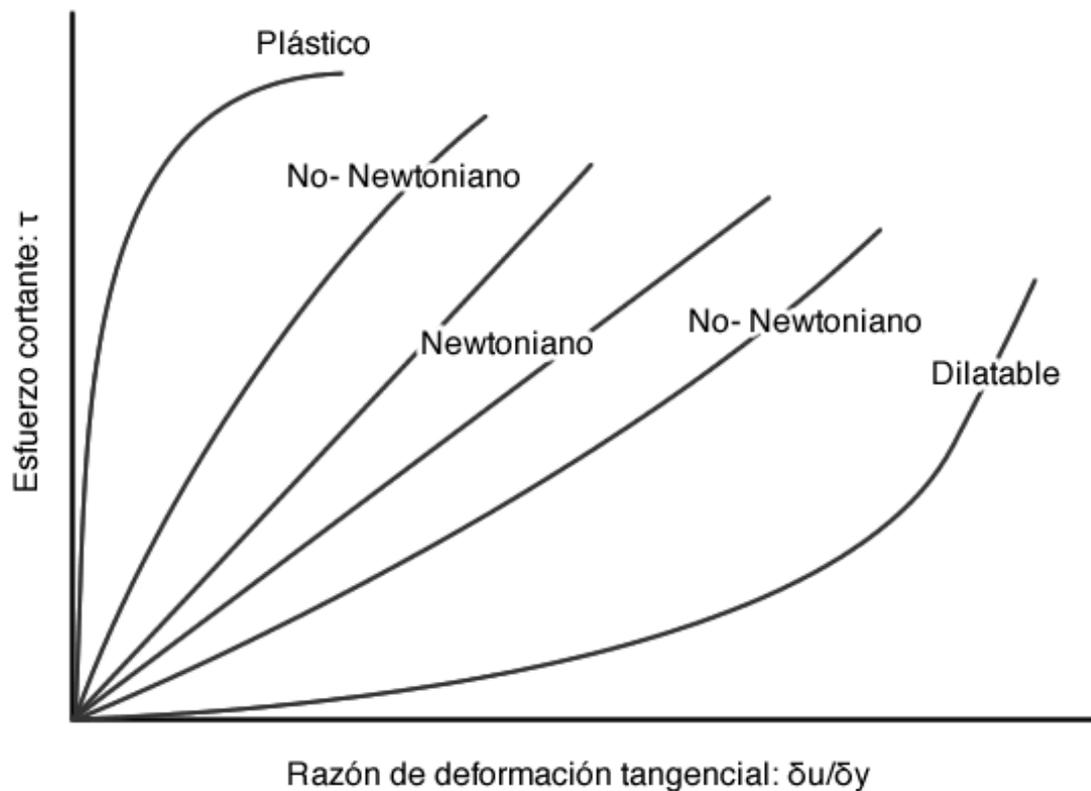


Figura 2.7. Curva de comportamiento de los fluidos

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

Tal y como se puede ver en la figura 2.7., los fluidos newtonianos u homogéneos son los que muestran una viscosidad constante, como el agua. En este caso la relación es lineal, tal y como muestra la ecuación 2.3.

$$\tau = \mu \cdot \frac{\delta u}{\delta y}$$

Ecuación 2.3. Ley de Newton de la viscosidad

2.4. OREJUELA IZQUIERDA DEL CORAZÓN

A pesar de que el corazón humano cuenta con dos orejuelas, cada una de ellas situada en los dos hemocardios del mismo. Este trabajo únicamente se centra en la orejuela izquierda.

2.4.1. ANATOMÍA DE LA OREJUELA IZQUIERDA

La orejuela izquierda es también conocida abreviadamente como **LAA (Left Atrial Appendage)**, es por ello que cuando se quiera hacer referencia a la misma en ocasiones se emplee dicha abreviatura.

Esta es definida como una cavidad con forma de dedo situada en la pared de la aurícula izquierda. La LAA se encuentra comunicada con la aurícula por medio de un estrecho orificio que recibe el nombre de **ostium**. Existe una gran variedad en cuanto a la forma y el tamaño de las mismas. Hay que tener en cuenta la relación existente con las estructuras cardíacas, lo cual puede ser bastante relevante a la hora de realizar distintas intervenciones. (Beigel, 2014)

Mediante la figura 2.8. se puede observar la posición que ocupa apéndice en el interior del atrio izquierdo del corazón, situándose en la parte superior de la aurícula izquierda.

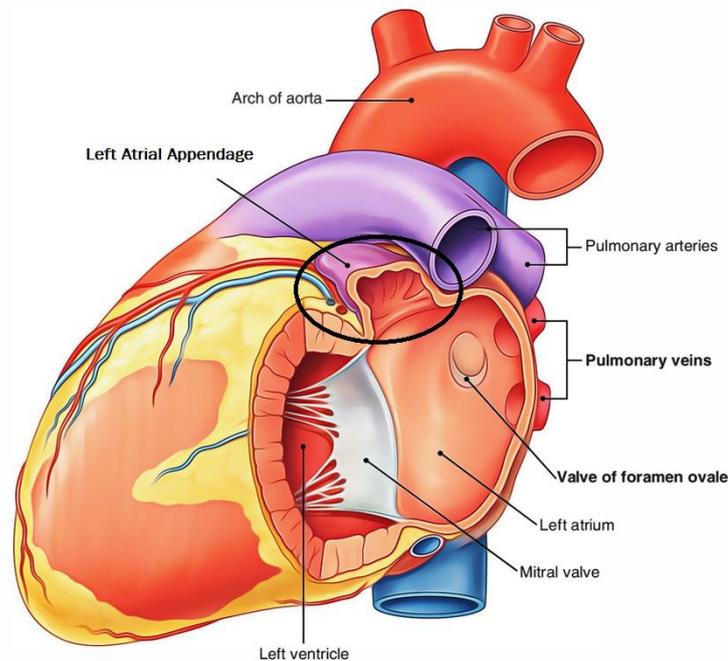


Figura 2.8. Situación de la orejuela en el atrio izquierdo del corazón

Fuente: <https://www.earthslab.com/anatomy/left-atrium/>

Según (Wang, 2010) la LAA tiene un aspecto de estructura tubular levemente aplastada con dos almenas y acabando en una forma puntiaguda. Está situada de forma que la parte inferior de la misma se apoya sobre el ventrículo izquierdo, mientras que la superior se encuentra junto al pericardio fibroso. El ostium adquiere una forma ovalada en la mayoría de los casos aunque también se han observado geometrías circulares y de gotas de agua, pero en menor medida.

Según un estudio post mortem realizado por (Veinot et. al. 1997), se reveló que el cuerpo principal por el que están constituidas las LAA son **lóbulos**. Se descubrió que el número de lóbulos variaba en función del paciente examinado siendo 2 el resultado más observado (54%), seguido de 3 lóbulos (23%), 1 lóbulo (20%) y finalmente 4 lóbulos (3%).

No se ha encontrado relación alguna entre las distintas geometrías de la LAA y la edad o el sexo de los pacientes examinados. Pero un mayor número de lóbulos en la misma está asociado a una mayor probabilidad en cuanto a la formación de trombos.

En un estudio reciente, mediante la ayuda de dos técnicas llamadas **MCDT** (Multi-Detector Computed Tomography) y **MRI** (Magnetic Resonance Image) se ha clasificado la morfología de las LAA en cuatro tipos: *ChickenWing* siendo la más común con un 48%, seguida de *Cactus* (30%), *Windsock* (19%) y *Cauliflower* (3%).

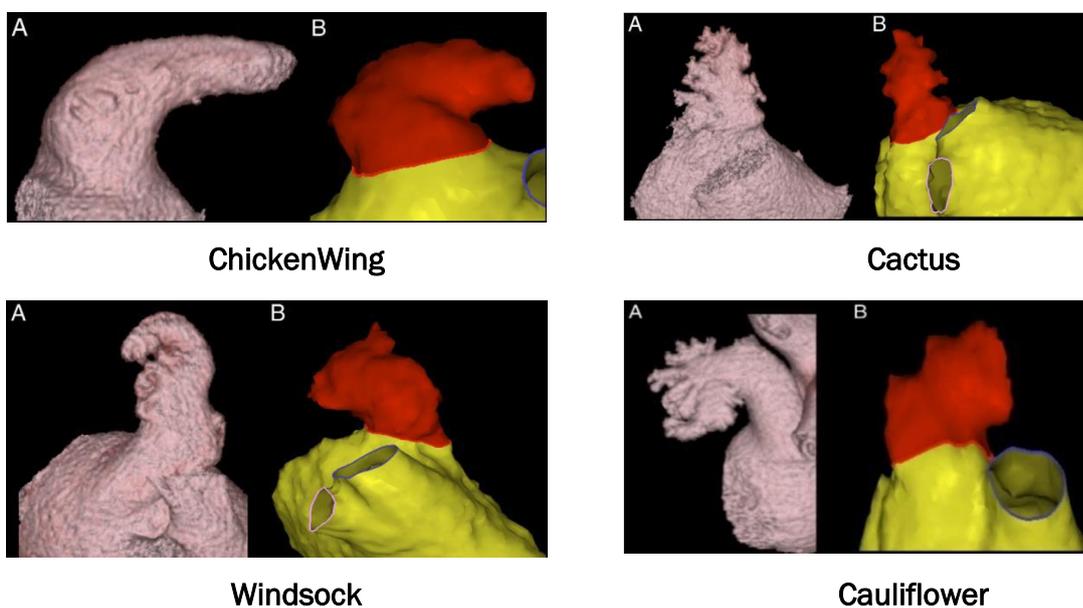


Figura 2.9. Distintas morfologías LAA obtenidas MCDT (A) y MRI (B)

Fuente: [Di Biase, 2012]

En la figura 2.9. se muestran imágenes de las distintas morfologías clasificadas en dicho estudio. Y a continuación se desarrolla una breve explicación de cada uno de los tipos expuestos:

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

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

2.4.2. ANÁLISIS DEL FLUJO EN LA OREJUELA IZQUIERDA

Inicialmente, se describían a las orejuelas del corazón como porciones del propio órgano sin ninguna función en concreto. Actualmente, se ha demostrado la importancia que estas tienen, siendo una cámara de amortiguamiento en el período de **sístole ventricular** momentos en los que la presión en el interior de la aurícula izquierda es bastante elevada.

Este apéndice cuenta con una mayor elasticidad que el resto del corazón, y en el caso de la orejuela izquierda (la cual es objeto de estudio en este trabajo), sirve como *ayuda* a la aurícula a la hora del impulso del flujo hemodinámico a través de la válvula mitral en el período de **diástole**.

Para el análisis del flujo en la orejuela, se ha empleado un estudio realizado por Fyrenius et al. en el año 2001. En él se seleccionaron 11 pacientes en estado sano y se estudiaron las líneas de corriente y las características del campo fluido en la parte izquierda del corazón.

La entrada de la sangre a la aurícula izquierda se realiza por medio de las **cuatro venas pulmonares**, dos derechas y dos izquierdas. En un primer lugar, se observaron las trayectorias que recorrían las partículas en cada uno de los flujos entrantes (ya sea desde las venas pulmonares derechas o izquierdas). Se llegó a la conclusión de que el

flujo proveniente de las venas pulmonares derechas realiza su trayecto de forma suave por la pared externa de la aurícula, mientras que el otro flujo entra de una forma más brusca y abrupta hasta alcanzar la válvula mitral.

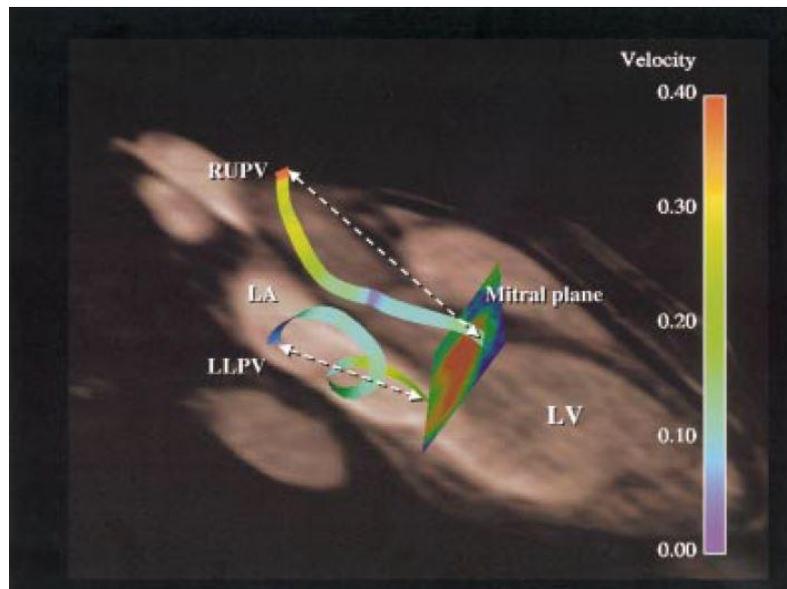


Figura 2.10. Distancia recorrida por los flujos de las venas pulmonares

Fuente: [Fyrenius, 2001]

Tal y como se puede observar en las figuras 2.10. y 2.11. la distancia recorrida por el flujo de las venas pulmonares derechas (RPV) es mayor que en el caso de las izquierdas (LPV). A pesar de ello el tiempo empleado por el flujo entrante por la RPV es menor debido a que todo el mismo está dirigido hacia la salida de la aurícula (la válvula mitral), mientras que el flujo de la LPV realiza un movimiento helicoidal que da lugar a la formación de vórtices, como se detallará a continuación.

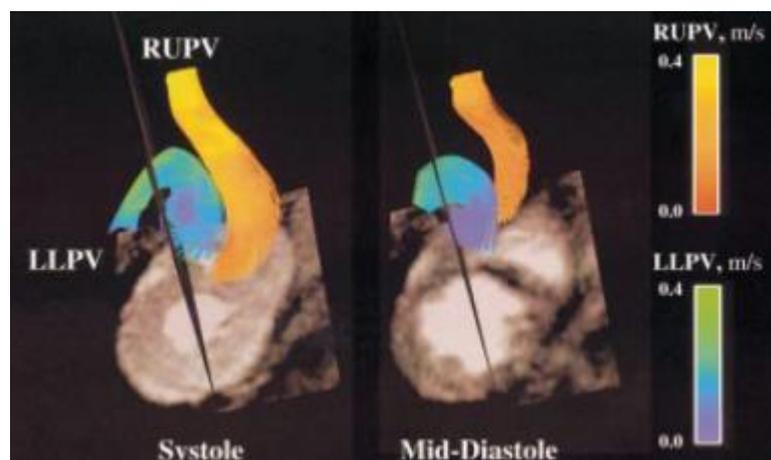


Figura 2.11. Líneas de campo de los flujos entrantes en sístole (izq) y diástole (dcha)

Fuente: [Fyrenius, 2001]

En todos los sujetos se identificaron dos vórtices temporales en la aurícula izquierda durante la sístole y hacia la mitad de la diástole (figura 2.12.). El eje de rotación de ambos vórtices tiene forma de media luna y es paralelo al plano del anillo mitral.

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

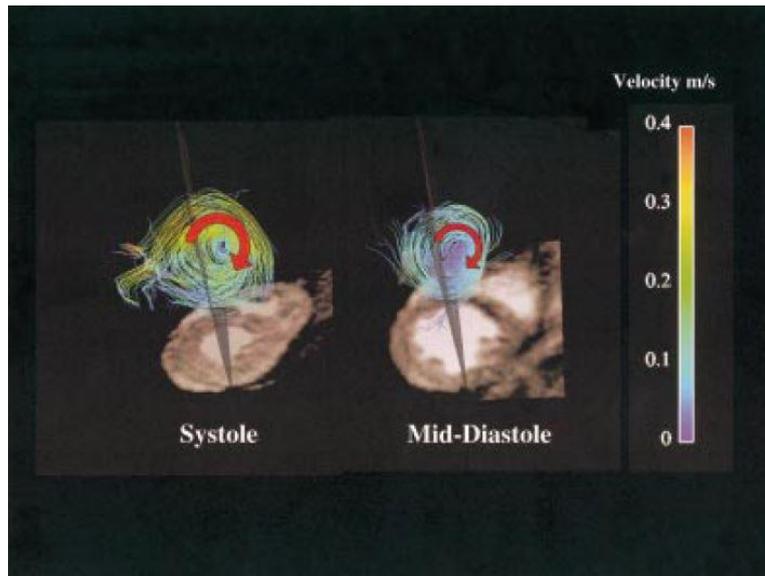


Figura 2.12. Vórtices existentes durante la sístole (izq) y a mitad de diástole (dcha)

Fuente: [Fyrenius, 2001]

2.5. FIBRILACIÓN AURICULAR

La **fibrilación auricular (FA)** está definida como el comportamiento anómalo del corazón, caracterizado por una frecuencia cardíaca rápida e irregular. El riesgo de sufrir un accidente cardiovascular es bastante elevado. Esta enfermedad es la arritmia cardíaca más frecuente, entre un 0,4% y un 1% de la población mundial lo padece, siendo más común en personas mayores de 80 años, donde el porcentaje aumenta hasta un 8%. (Beigel, 2014)

Es bastante común la aparición de trombos y coágulos en los pacientes que sufren esta enfermedad, y estos trombos pueden desplazarse hacia otros órganos del cuerpo bloqueando el flujo sanguíneo, proceso conocido como **isquemia**.

Con ayuda de la figura 2.13. se muestra la diferencia entre el ritmo cardíaco de un paciente sano y un paciente con fibrilación auricular.

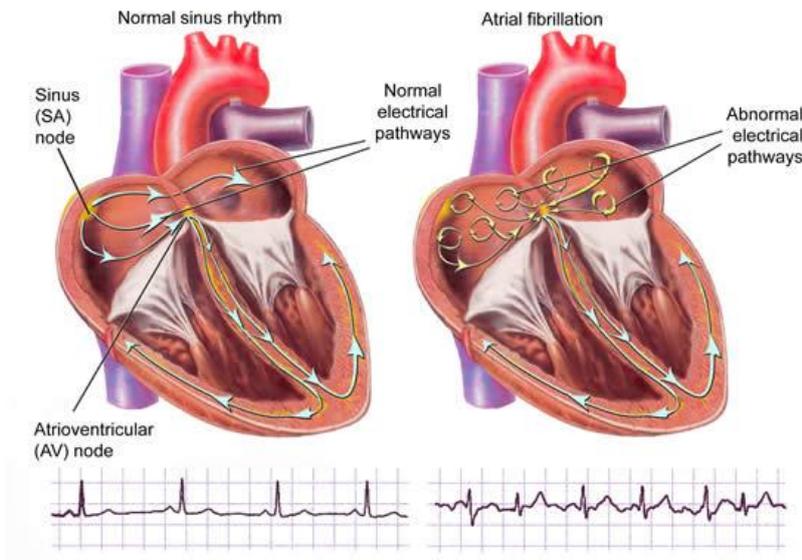


Figura 2.13. Frecuencia cardíaca en paciente sano (izq) y con FA (dcha)

Fuente: <https://www.intramed.net/contenidover.asp?contenidoid=88477>

Síntomas

Los síntomas derivados de la fibrilación auricular vienen dados por los siguientes signos: palpitaciones a causa de un ritmo cardíaco acelerado, debilidad y fatiga, mareos, dificultad para respirar, dolor en el pecho, entre otros.

También cabe destacar que hay pacientes que padecen esta enfermedad sin síntomas visibles y es necesaria una exploración física para detectar la misma.

Causas

El nódulo sinusal es un conjunto de células situadas en la aurícula derecha del corazón. Este nódulo es el encargado de producir la señal con la que se inicia cada latido del corazón en condiciones normales.

Esta señal responsable de la contracción del órgano viaja hacia las cavidades inferiores del mismo por medio de una vía de conexión entre ambas llamado nódulo auriculoventricular.

Lo que ocurre en las personas que padecen fibrilación auricular es que las señales son caóticas, por lo que el corazón comienza a agitarse. Pero no todas las señales consiguen atravesar el nódulo auriculoventricular, por ello los ventrículos laten de forma menos caótica que las aurículas, produciéndose la fibrilación auricular.

Consecuencias

La principal consecuencia es la formación de coágulos y trombos en las cavidades superiores del corazón. La mayoría de los mismos, se producen en la orejuela, y serán objeto de estudio en el apartado siguiente.

2.6. FORMACIÓN DE TROMBOS EN LA OREJUELA IZQUIERDA

En caso de contar con un corazón sano, la orejuela izquierda desempeña el papel de cámara de amortiguación. Durante la fase de diástole, en donde la válvula mitral se encuentra abierta, la orejuela sufre una contracción que ayuda al flujo sanguíneo a desplazarse hacia el ventrículo izquierdo. Por el contrario, en la sístole se llena de sangre aumentando su tamaño y dilatándose, permitiendo que entre una mayor cantidad de sangre a la aurícula.

Si se pierde esta capacidad elástica de la orejuela, es frecuente la aparición de trombos, debido a la incapacidad de esta de evacuar la sangre presente en la misma. Esto es lo que ocurre en los pacientes que sufren fibrilación auricular.

La orejuela izquierda como ya se ha comentado con anterioridad, es la zona más susceptible de **formación de trombos**. Es más, en torno al 90% de la formación de trombos en FA no valvular y el 60% de los pacientes con estenosis, han sido observados en la **orejuela izquierda**. (Beigel, 2014).

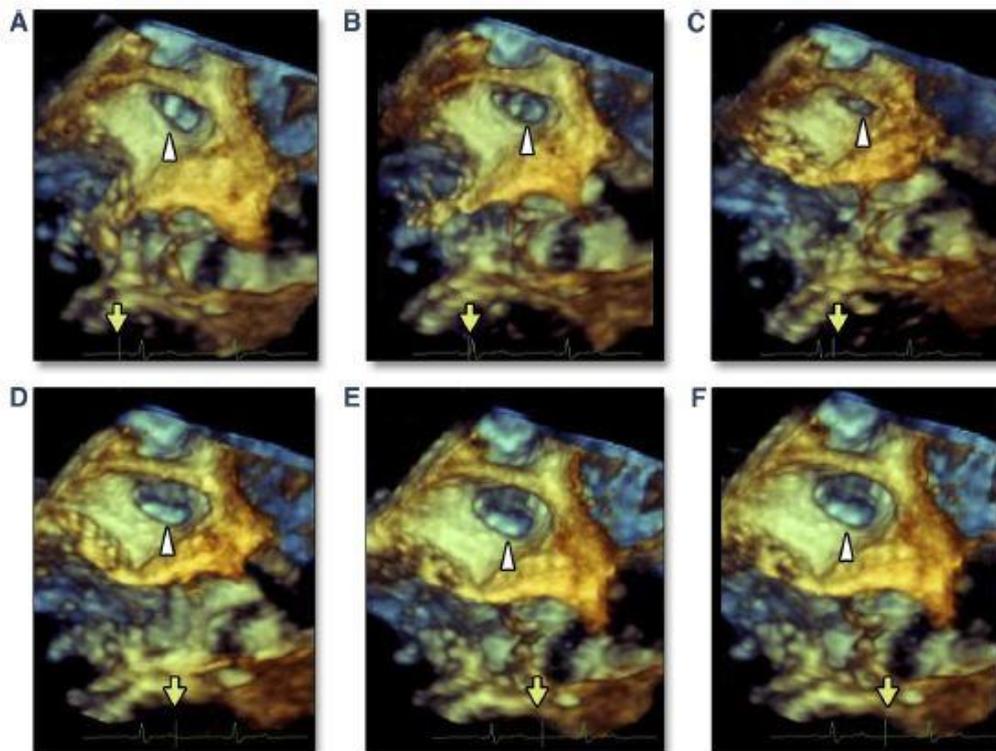


Figura 2.14. Cambio de tamaño de LAA en un ciclo cardíaco completo

Fuente: [Beigel, 2014]

Tal y como se puede apreciar en la figura 2.14., la contractibilidad de la orejuela es crucial para que no se produzcan coágulos o trombos en la misma. En ella se puede apreciar con bastante claridad el cambio de tamaño que experimenta el apéndice en una persona sana.

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

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

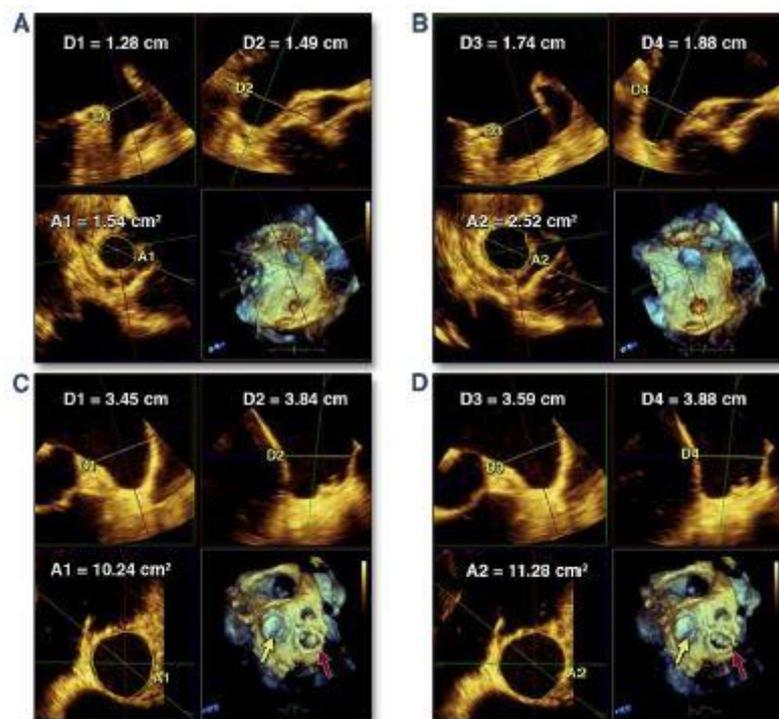


Figura 2.15. Cambios en el área y diámetro del orificio de LAA en pacientes sanos (A y B) y en pacientes con FA (C y D)

Fuente: [Beigel, 2014]

Se aprecia con bastante nitidez en la figura 2.15. cómo varía el área de la orejuela de forma más significativa en pacientes con un ritmo sinusal normal, que en pacientes con fibrilación auricular.

Según un estudio realizado por (Olivares, 2017), se observa que el incremento de volumen que sufre la orejuela es inferior a 5 mL durante un ciclo cardíaco completo para una persona que sufre FA.

ANÁLISIS MEDIANTE PIV DE UN DISPOSITIVO PARA OREJUELAS RÍGIDAS

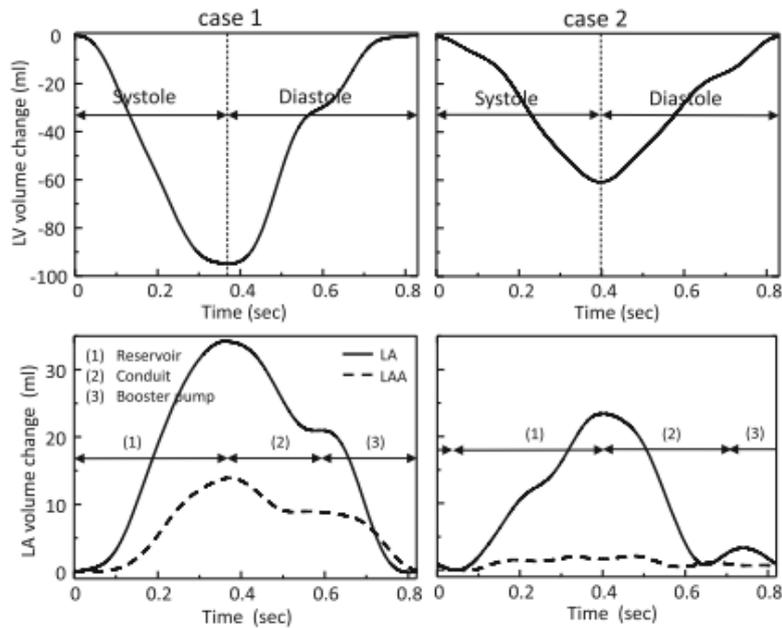


Figura 2.16. Variación de volumen en Aurícula, Ventrículo y Orejuela izquierdas

Fuente: [Otani, 2016]

Analizando la figura 2.16. se puede observar cómo la orejuela se dilata durante el proceso de sístole ventricular, esto es debido a que se produce una entrada de fluido hacia la misma estando simultáneamente la válvula cerrada. Por el contrario, en el momento de la diástole la orejuela experimenta una contracción producida por el desalojo de fluido hacia el ventrículo por medio de la válvula mitral, en esta ocasión ya abierta.

Es común que la formación de trombos producidos por fibrilación auricular se vea reducida en su mayor parte con el uso de medicación anticoagulante, pero hay casos en los que esta medicación está contraindicada. Es por ello que hay que recurrir a otros métodos que permitan el tratamiento de estos tromboembolismos en dichos pacientes.

Actualmente se cuenta con dos métodos diferentes por medio de los cuales conseguir la oclusión de la orejuela en pacientes con fibrilación auricular. Por medio de estos métodos de oclusión se consiguen retrasar los tratamientos con anticoagulantes o distintos fármacos.

El primero de ellos es el dispositivo **Watchman™** el cual cuenta con forma de paracaídas. Se introduce a través de la vena femoral, de forma que no requiere una intervención a corazón abierto. La recuperación de los pacientes que se someten a dicha operación tienen unos plazos de recuperación de pequeña duración. El dispositivo se introduce plegado y es guiado por medio de un catéter hasta el corazón, atravesando el tabique interauricular. Una vez colocado en la aurícula izquierda se despliega el mismo.

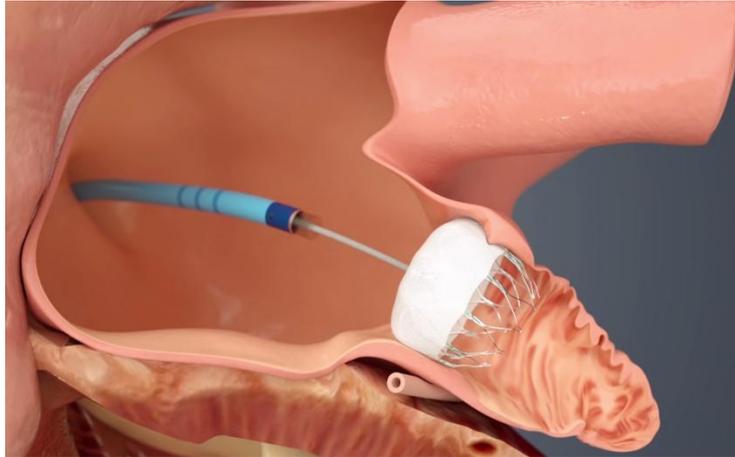


Figura 2.16. Dispositivo Watchman™

Fuente:

<https://www.dicardiology.com/sites/default/files/field/image/WATCHMAN%20Implanted.html>

Se puede apreciar la introducción del catéter y el dispositivo a través del *septum* y la apertura del mismo en la figura 2.16.

El segundo dispositivo empleado actualmente es conocido como **Amplatzer™** el cual cuenta con un principio de funcionamiento similar al anterior de forma que se cierra la orejuela evitando la entrada de flujo en su interior.

Este dispositivo es empleado también para otros problemas cardiovasculares como por ejemplo las fugas paravalvulares que se producen tras el cambio quirúrgico de válvulas. En la figura 2.17. se muestra una imagen de dicho dispositivo.

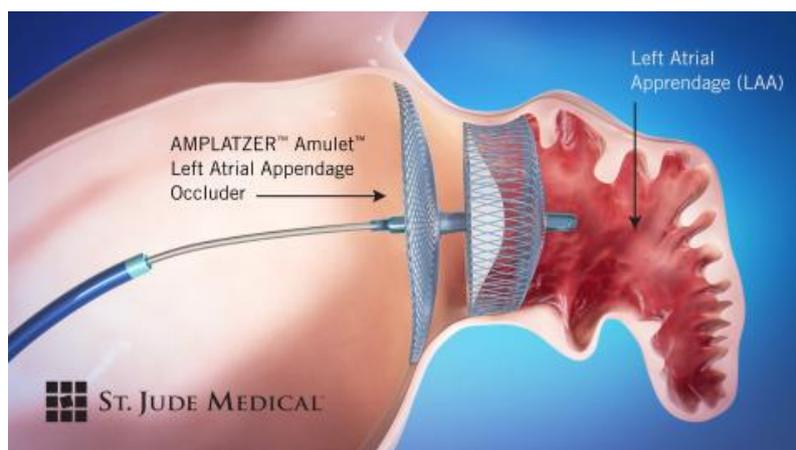


Figura 2.17. Dispositivo Amplatzer™

Fuente:

https://mms.businesswire.com/media/20161102005979/en/553029/4/19622_Amulet_image_2400x1352_%282%29.jpg?download=1

ANÁLISIS MEDIANTE PIV DE UN DISPOSITIVO PARA OREJUELAS RÍGIDAS

Por otro lado se emplea un método alternativo de cierre de la orejuela. En este caso el dispositivo empleado recibe el nombre de *Lariat*[®]. La principal ventaja que presenta este método es el hecho de no introducir ningún tipo de implante en el interior del corazón, ya que la cirugía se realiza por la parte externa del mismo.

Básicamente se trata de un catéter que se introduce en el paciente y es guiado hasta la orejuela izquierda. Una vez en el exterior del apéndice se rodea la orejuela con el dispositivo en forma de lazo y se ajusta el mismo de forma que quede cerrada por completo. En la figura 2.18. se observa de manera más clara el modo de funcionamiento de este dispositivo.

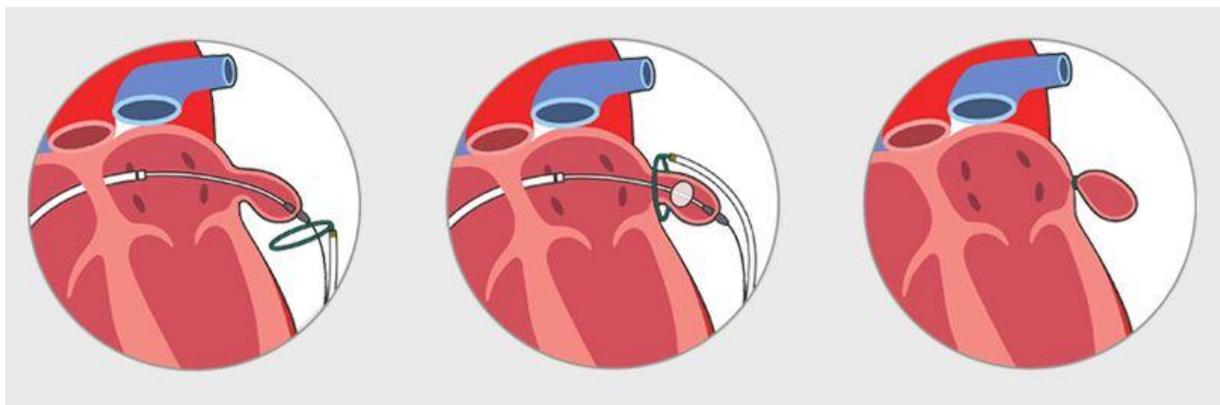


Figura 2.18. Dispositivo *Lariat*[®]

Fuente: <https://intl.sentreheart.com/physician/>

Alternativamente a estos dos métodos de oclusión y cierre de la orejuela, en este proyecto se van a diseñar dispositivos con los que eliminar los problemas de formación de trombos sin la necesidad de cerrar o taponar la orejuela.

CAPÍTULO 3

DESCRIPCIÓN DE LA INSTALACIÓN

Índice

3.	DESCRIPCIÓN DE LA INSTALACIÓN.....	41
3.1.	INTRODUCCIÓN	41
3.2.	GEOMETRÍA DEL MODELO DE AURÍCULA Y OREJUELA IZQUIERDAS	44
3.3.	ELEMENTOS DE LA INSTALACIÓN.....	46
3.3.1.	CIRCUITO HIDRÁULICO	46
3.3.1.1.	BOMBA HIDRÁULICA	46
3.3.1.2.	DEPÓSITO DE NIVEL CONSTANTE.....	48
3.3.1.3.	DEPÓSITO DE DESCARGA.....	49
3.3.1.4.	ELECTROVÁLVULAS	50
3.3.2.	FLUIDO Y PARTÍCULAS TRAZADORAS.....	52
3.3.2.1.	PROPIEDADES DEL FLUIDO	52
3.3.2.2.	PARTÍCULAS TRAZADORAS	54
3.3.3.	CAJA OSCURA Y GUILLOTINA.....	55
3.4.	ELEMENTOS DE MEDIDA.....	55
3.4.1.	CAUDALÍMETRO FIJO	55
3.4.2.	CAUDALÍMETRO MÓVIL.....	56
3.4.3.	SENSORES DE PRESIÓN	58
3.5.	ELEMENTOS DE CONTROL.....	61
3.5.1.	CONTROLADOR	61
3.5.2.	DESPLAZADOR.....	62
3.6.	P.I.V.	63
3.6.1.	DESCRIPCIÓN TEÓRICA	63
3.6.2.	LÁSER.....	64

3. DESCRIPCIÓN DE LA INSTALACIÓN

3.1. INTRODUCCIÓN

Este capítulo tiene como objetivo el estudio y la descripción de la instalación utilizada en los ensayos, así como de sus componentes. En la Figura 3.1. se muestra una representación del conjunto completo de la instalación el cual se ha realizado con Autodesk Fusion 360.

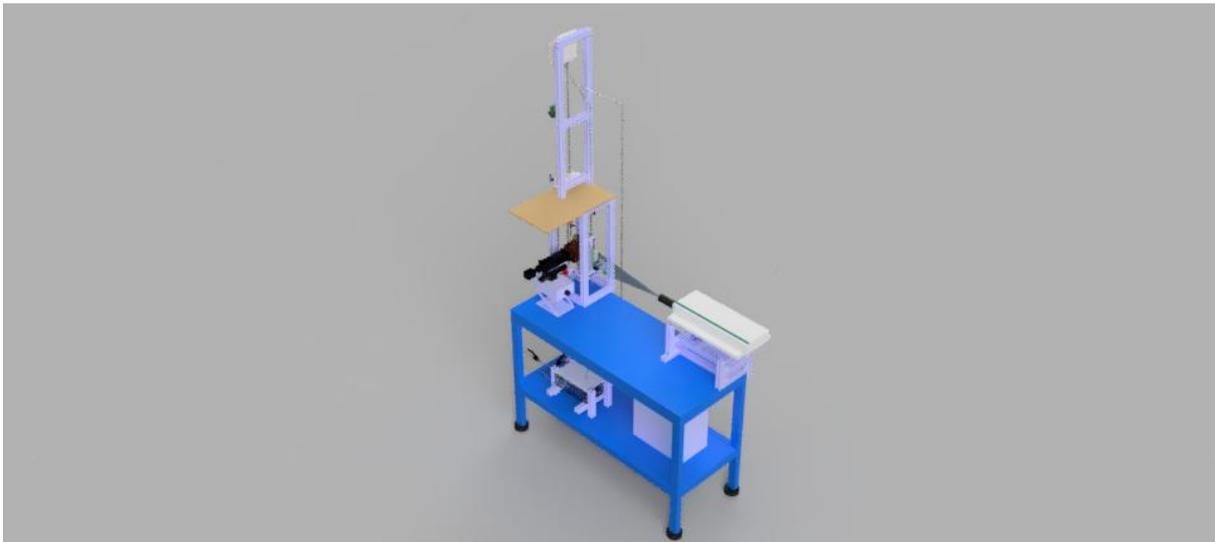


Figura 3.1. Modelo de la instalación en CAD

Dentro de la instalación se pueden diferenciar tres partes independientes que la conforman: **el modelo, el circuito hidráulico y el láser.**

El modelo con el que se cuenta está realizado en metacrilato e intenta reproducir las condiciones que se producen en la aurícula y la orejuela izquierda del corazón durante un ciclo cardíaco completo.

Por su parte, **el circuito hidráulico**, formado por una serie de elementos como una bomba hidráulica, electroválvulas, etc., permite simular los estados de diástole y de sístole que se producen en un ciclo. En la figura 3.2. se puede observar un esquema del circuito hidráulico.

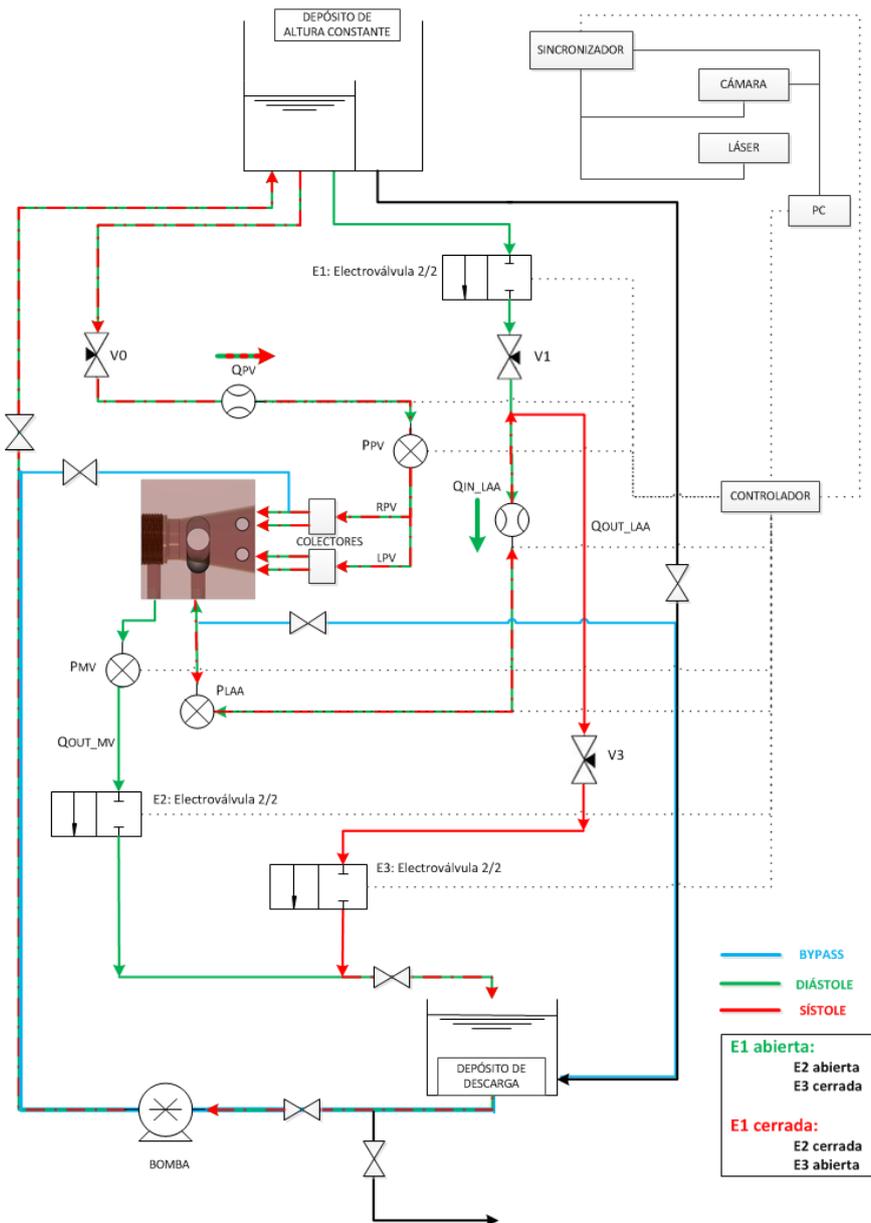


Figura 3.2. Esquema del circuito hidráulico

En color verde se reproduce la diástole, tal y como se muestra en el esquema, pues en ese instante las electroválvulas E1 y E2 están abiertas, mientras que la E3 está cerrada. Esta combinación en el estado de las electroválvulas permite que el fluido entre por las venas pulmonares y por el orificio presente en la orejuela, simulando de esta forma la contracción de la misma. Todo este flujo se expulsa a través de la válvula mitral (E2) la cual se encuentra abierta en este momento.

La sístole está representada con el color rojo. En esta ocasión la válvula mitral se encuentra cerrada (E2) y se restringe la entrada de fluido en el interior de la orejuela (E1 cerrada). Dado que la única electroválvula que se encuentra abierta es la E3, el único camino posible para el fluido, es entrar por las venas pulmonares y todo ello salir por la

orejuela. De este modo se simula la dilatación del apéndice producido durante la fase de sístole.

También se cuenta con un conjunto de válvulas de aguja que controlan un circuito *bypass* (en color azul en el esquema). Tiene la función de reducir el recorrido que realiza el fluido, introduciendo el fluido que sale de la bomba directamente en el modelo sin previamente ascender hasta el depósito de nivel constante.

Por último, también se cuenta con un **sistema láser** mediante el cual poder realizar las medidas requeridas. Gracias a las imágenes tomadas con una cámara y a las partículas trazadoras presentes en el fluido de trabajo, es posible la medición de los patrones de flujo presentes en el interior de la orejuela, por medio de una técnica denominada **PIV (Particle Image Velocimetry)**, la cual será explicada más adelante.

3.2. GEOMETRÍA DEL MODELO DE AURÍCULA Y OREJUELA IZQUIERDAS

Lo primero a tener en cuenta es que este modelo constituye la **versión 3** de forma que se ha ido mejorando con respecto a modelos anteriores.

El modelo de estudio no se encuentra formado por un único bloque, sino que cuenta con una serie de tapas (en concreto tiene dos) de forma que si hay que realizar alguna operación en el interior del mismo, esta se pueda realizar sin ningún tipo de problema.

Para evitar pérdidas de flujo se han instalado en el modelo una serie de juntas de estanqueidad entre cada una de las piezas independientes que componen el modelo. Estas juntas aíslan perfectamente al modelo y permiten un desmontaje sencillo del mismo. En la figura 3.3. se observa una de estas juntas de estanqueidad, así como los tornillos que fijan una de las tapas con las que cuenta el modelo.



Figura 3.3. Junta de estanqueidad en el modelo

Al estar realizado el modelo en metacrilato, contamos con **aurícula y orejuela rígidas** lo cual es idóneo para reproducir las condiciones en las que un paciente sufre **fibrilación auricular (FA)**, el principal objetivo de este trabajo.

Dado que el modelo idealizado está realizado en metacrilato, y para poder de esta forma simular la contracción y dilatación del apéndice se ha incorporado un conducto proveniente del depósito de altura constante que comunica directamente con una

entrada auxiliar de la orejuela. Así se puede variar el caudal entrante o saliente en la misma simulando de esta forma la distinta elasticidad de la orejuela.

Un estudio realizado por Fyrenius et al. 2001 reveló que la disposición de las venas pulmonares forma entre ellas un ángulo de 45° , ante la imposibilidad a la hora de la ejecución de dicha configuración en nuestro modelo, se ha optado por que formen un ángulo de 90° . Tal y como se especificó en el capítulo anterior, el flujo proveniente de las venas pulmonares derechas era mucho más homogéneo y se encuentra dirigido hacia el ventrículo mucho más que el proveniente de las venas izquierdas, el cual realiza su entrada de forma más brusca. Es por ello que se ha optado por situar los orificios de las venas derechas orientados hacia la válvula mitral.

La **aurícula**, tal y como se observa en la figura 3.4., se ha idealizado como una forma cónica en cuyo final y parte más estrecha, se ubica la válvula mitral.

La conexión entre la orejuela y la aurícula se realiza por medio de un conducto circular de diámetro 18 mm, el cual desemboca cerca de la zona de menor diámetro del cono. Este conducto se denomina **ostium**.

Por último, la **orejuela** se ha diseñado en este modelo v3 de forma que aumente su sección a medida que se aleja del ostium. La entrada auxiliar a la misma se realiza por el extremo opuesto al ostium y se cuenta con un **distribuidor** cuya función es homogeneizar el flujo entrante en la misma (figura 3.4.).

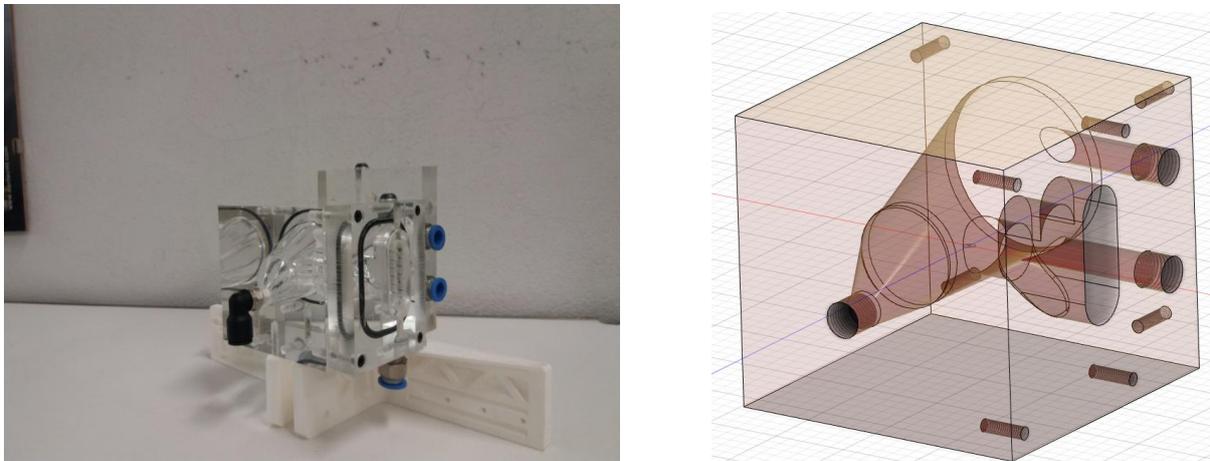


Figura 3.4. Modelo v3 y representación CAD

3.3. ELEMENTOS DE LA INSTALACIÓN

3.3.1. CIRCUITO HIDRÁULICO

En este apartado se pretende dar una idea de los principales elementos que constituyen la instalación. Puesto que se trata de una instalación compleja, esta cuenta con una gran cantidad de los mismos. Es por ello que se tendrán en cuenta a continuación únicamente aquellos elementos más relevantes.

Describiendo brevemente el circuito hidráulico, este comienza en un depósito de descarga situado en el inferior de la instalación. Desde ahí, y con ayuda de una bomba hidráulica, se bombea el fluido hasta un depósito de nivel constante del cual parten dos conductos que desembocan en el modelo, y un rebosadero que termina directamente en el depósito de descarga.

Con ayuda de las electroválvulas se consiguen simular los estados de sístole y diástole que se producen durante un ciclo cardíaco. Y las válvulas de agujase consiguen variar el caudal presente en la instalación de forma que se cumplan las condiciones de conservación de volumen necesarias.

3.3.1.1. BOMBA HIDRÁULICA

En el caso de esta instalación, la bomba es de arrastre magnético, a diferencia de en versiones anteriores del modelo, en las que se empleaban dos bombas peristálticas.

El principio de funcionamiento de las bombas de arrastre magnético serie UNO es que la transmisión se efectúa a través de la atracción de dos imanes permanentes concéntricos, y compensados. Lo que asegura, a través del polipropileno, un aislamiento total del líquido a bombear del motor y del exterior.

Todas las partes en contacto con el líquido están construidas en polipropileno. Excepto los casquillos que son de rulon/grafito, y las tóricas de vitón. Eje y arandelas de cerámica.

En la figura 3.5. se muestra una imagen de la bomba con la que contamos en el laboratorio. Por su parte, las características de la misma están indicadas en la tabla 3.1.



Figura 3.5. Bomba hidráulica de la instalación

Tabla 3.1. Características de la bomba

Marca	UNO
Modelo	HCM-75LX
Voltaje	220-240V
Caudal máximo	62 L/min
Velocidad máxima	2700 rpm
N.º de polos	2

3.3.1.2. DEPÓSITO DE NIVEL CONSTANTE

El depósito de nivel constante es un elemento de la instalación, el cual se ha realizado mediante impresión 3D en PLA. Se encuentra ubicado en la parte superior del conjunto de la instalación, encima de la caja oscura y del modelo.

La función de este depósito no es otra que homogeneizar el flujo procedente de la bomba. Una vez alcanzado el depósito, el fluido, por acción de la gravedad, es suministrado a la instalación.

El diseño del depósito consta con un orificio de entrada por el que entra el fluido impulsado de la bomba. A su vez hay dos orificios más de los que parten sendos ramales que dirigen el fluido hasta el modelo por distintas vías. Por medio de una lámina de separación, se encuentra un compartimento contiguo con otro orificio que actúa de rebosadero, conectándose de forma directa con el depósito de descarga.

El depósito está fijado a unos perfiles metálicos que se han empleado también para la colocación de las válvulas de aguja en la instalación.

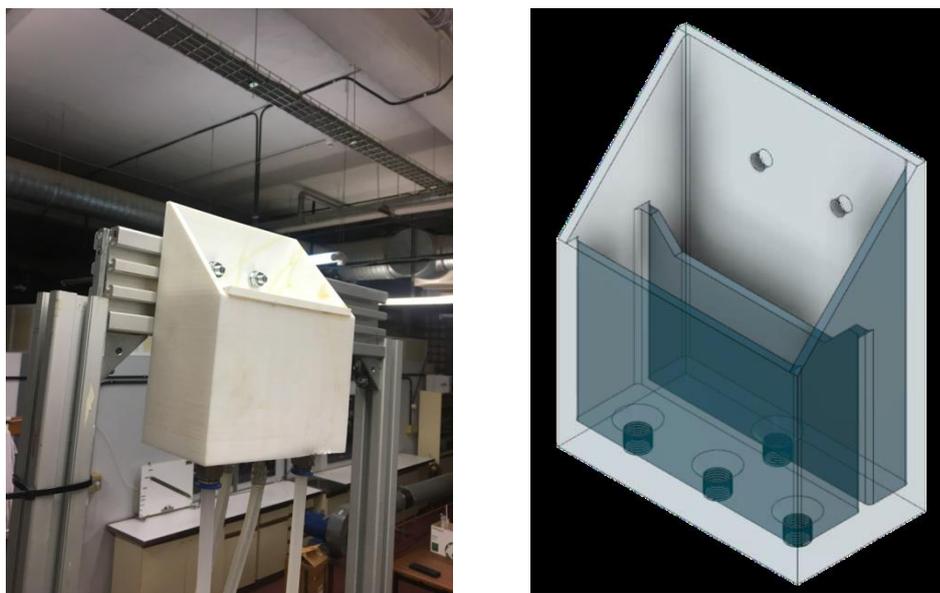


Figura 3.6. Depósito de altura constante y modelo CAD

En la figura 3.6. se puede apreciar la lámina de separación del depósito de altura constante que permite que el fluido rebose.

3.3.1.3. DEPÓSITO DE DESCARGA

Se ha realizado en metacrilato, y está situado en la parte inferior de la instalación. Está formado por dos compartimentos de igual manera que el depósito de altura constante, de forma que en caso de que se produzca un desbordamiento, no haya ningún problema.

A él llegan dos conductos, uno procedente del modelo, y el otro del depósito de altura constante (el rebosadero, como ya se explicó). Por su parte consta de dos orificios de salida, el primero de ellos hacia la bomba hidráulica, y el otro conectado a un conducto de vaciado de la instalación.

Al otro lado de la separación en el interior del depósito, también se encuentra un orificio creado para vaciar el fluido presente en dicha parte.

El depósito está situado sobre una estructura formada por perfiles metálicos, de tal forma que tiene una pequeña inclinación para favorecer el paso del fluido hacia el orificio de salida hacia la bomba. Dicha inclinación se puede observar en la siguiente figura 3.7.

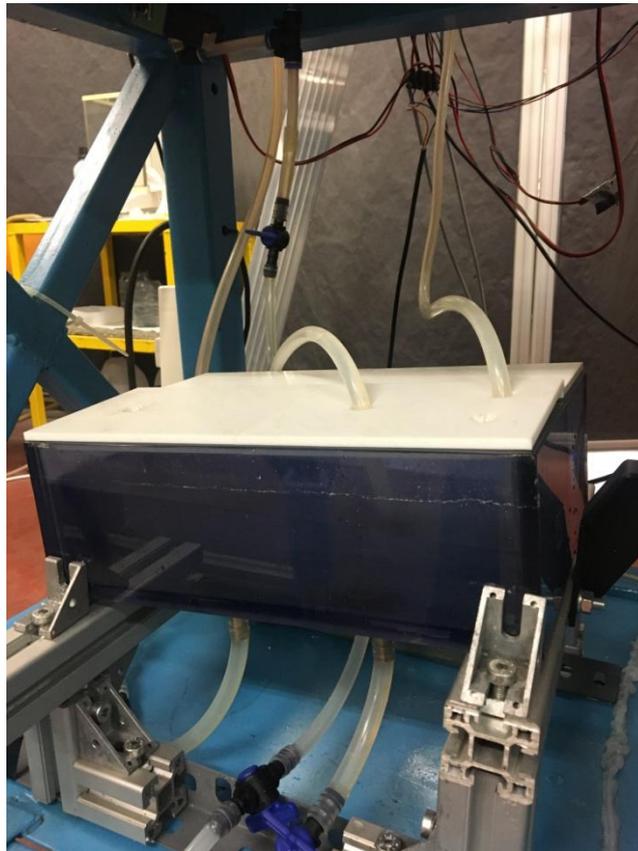


Figura 3.7. Depósito de descarga

3.3.1.4. ELECTROVÁLVULAS

Las electroválvulas son elementos imprescindibles en el correcto funcionamiento de la instalación. Se encargan de permitir el paso del fluido por las distintas vías existentes y posibilitando el comportamiento cíclico en la instalación.

Mediante una combinación en la apertura de estas electroválvulas se consigue la simulación de un ciclo cardíaco completo, ya sea con orejuela rígida o flexible. Pero estas disposiciones las veremos en apartados posteriores.

Se cuenta con tres electroválvulas distribuidas a lo largo de la instalación que tenemos que diferenciar, ya que **no son iguales**. Por un lado, se encuentra la E1 situada en la salida del depósito de altura constante hacia la orejuela del modelo. Por otro lado, están las E2 y E3 situadas a la salida de la válvula mitral y en el ramal saliente de la orejuela hacia el depósito de descarga respectivamente.

La electroválvula E1 se trata de una electroválvula 2/2 con una entrada y una salida (figura 3.8). Son válvulas normalmente cerradas en ausencia de tensión. Es de carácter todo/nada de modo que pasa la totalidad del caudal o no pasa nada.



Figura 3.8. Electroválvula 2/2

Tabla 3.2. Características electroválvula 2/2

Marca	ASCO
Modelo	SOLENOID VALVES 2/2 SERIES 262
Viscosidad máxima	65 mm ² /s
Tiempo de respuesta	5-25 ms

ANÁLISIS MEDIANTE PIV DE UN DISPOSITIVO PARA OREJUELAS RÍGIDAS

Rango de temperaturas	De -25° a 80°
Material	Acero inoxidable y elastómero fluorado
Voltaje	24-48 V
Dimensiones tubo conexión	6-10 mm ϕ

Por su parte, las otras dos electroválvulas son de tipo 3/2 (figura 3.9.) convertidas a 2/2, las cuales son bastante parecidas a la anteriormente expuesta, pero difiere en algunos parámetros como puede ser el **tiempo de respuesta**.



Figura 3.9. Electroválvula 3/2

Tabla 3.3. Características electroválvula 3/2

Marca	ASCO
Modelo	SOLENOID VALVES 3/2 SERIES 356
Viscosidad máxima	40 mm ² /s
Tiempo de respuesta	5-10 ms
Rango de temperaturas	De -10° a 100°
Material	Acero inoxidable y elastómero fluorado
Voltaje	24-48 V
Dimensión tubos conexión	6-10 mm ϕ

3.3.2. FLUIDO Y PARTÍCULAS TRAZADORAS

3.3.2.1. PROPIEDADES DEL FLUIDO

Basándose en estudios hemodinámicos similares realizados con anterioridad, la composición de la mezcla consta de **agua destilada** con una concentración en peso del **39%** y **glicerina** disuelta en un **61%** en peso.

Es necesario que, para la toma posterior de medidas, el índice de refracción del fluido y del modelo sean similares, de forma que las imágenes proporcionadas describan fielmente la realidad. De esta forma se ahorra mucho trabajo a la hora de depurar las imágenes. El índice de refracción obtenido en la mezcla es de 1.4129, mientras que el índice de refracción del metacrilato con el que se ha diseñado el modelo es 1.4905, lo que los hace perfectamente compatibles.

En la tabla 3.4. se exponen las especificaciones del fluido:

Tabla 3.4. Propiedades del fluido

Viscosidad del agua	0.000817
Viscosidad glicerina (kg.m/s)	0.648
Densidad agua (kg/m ³)	995.620
Densidad glicerina (kg/m ³)	1258.034
Concentración Glicerina (%)	61
Temperatura (°C)	29
Densidad mezcla (kg/m ³)	1158.317
Viscosidad mezcla (kg.m/s)	0.00857

A pesar de que no es necesario que la temperatura sea similar a la de la sangre en un paciente, esta ha de ser constante de forma que los ensayos se hagan en condiciones de viscosidad y densidad constantes.

La densidad de la mezcla empleada es de 1158 kg/m³ aproximadamente, mientras que la densidad de la sangre ronda los 1060 kg/m³. El efecto de la temperatura sobre la densidad, como se puede apreciar en la siguiente imagen, es prácticamente despreciable, disminuyendo únicamente un 0.21% en un aumento de 5°C (figura 3.10.).

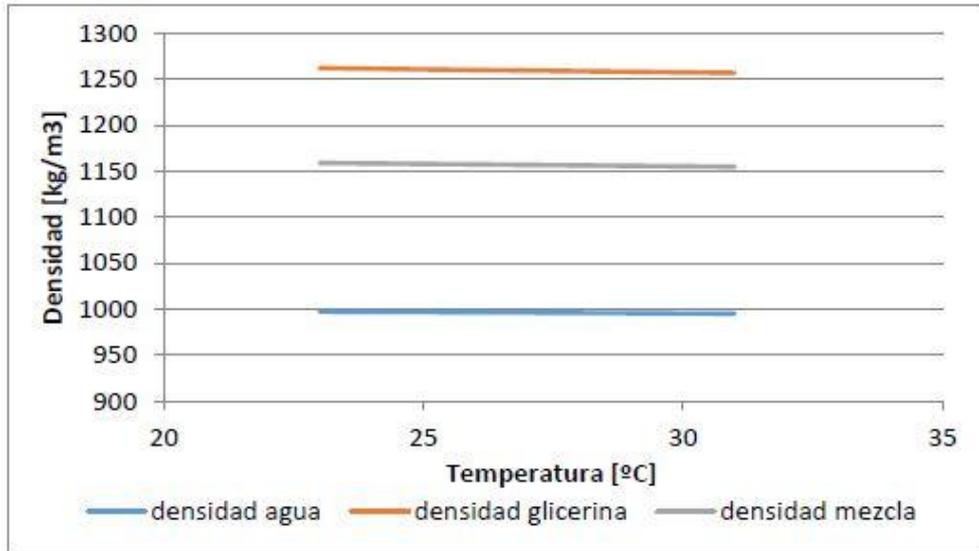


Figura 3.10. Densidad en función de la temperatura

Por su parte, la viscosidad dinámica es mucho más sensible a cambios en la temperatura, ya que con un aumento de 5°C igualmente, esta ve reducido su valor en un 17% (figura 3.11.).

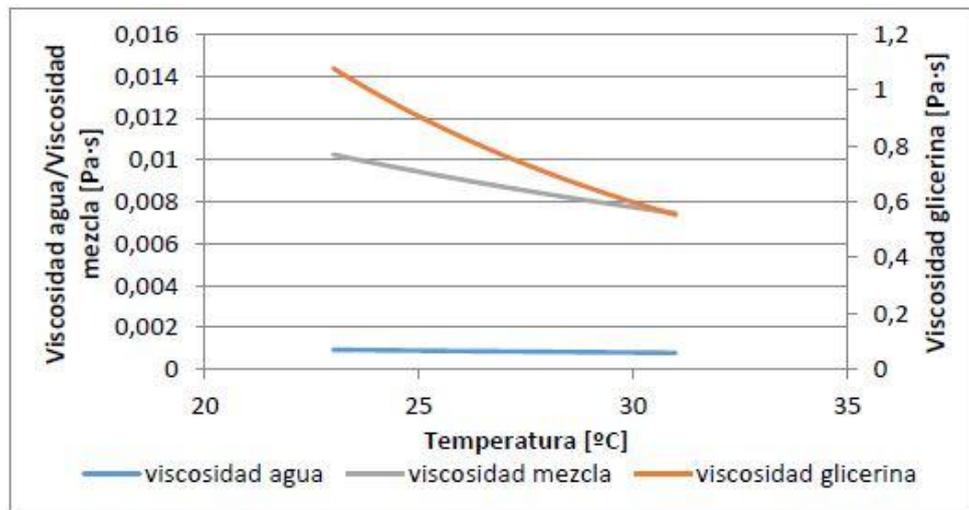


Figura 3.11. Viscosidad dinámica en función de la temperatura

3.3.2.2. PARTÍCULAS TRAZADORAS

Estas partículas se encuentran presentes en el fluido acompañando el movimiento del mismo, de forma que su velocidad sea la representativa de la mezcla.

El tamaño de las partículas con las que se cuenta en este proyecto es de **20 μm** y estas han de cumplir una serie de requisitos:

- Han de seguir el flujo de manera adecuada.
- Deben dispersar la suficiente cantidad de luz, de forma que puedan ser registradas.
- Debe existir un número adecuado de partículas de cara a la obtención de buenos resultados.

Las partículas empleadas son Partículas de Polímero Fluorescente (FPP). Cuentan con un tono fucsia. Se ajustan a las necesidades buscadas ya que cuentan con una densidad similar a la de la mezcla, no tienen un tamaño excesivamente pequeño y cuentan con una elevada capacidad de fosforescencia (figura 3.12.). En la tabla 3.5. se muestran las principales características de estas partículas.

Tabla 3.5. Características de las partículas trazadoras

Proveedor	Dantec Dynamics
Tipo	Partículas de Polímero Fluorescente (FPP)
Tamaño medio	20 μm
Densidad	1.19 kg/m^3
Velocidad terminal en el fluido de trabajo	34.5 $\mu\text{m}/\text{min}$



Figura 3.12. Partículas trazadoras

3.3.3. CAJA OSCURA Y GUILLOTINA

Se trata del lugar en el que se realizan las medidas con el láser. Su principal función es la de proporcionar un ambiente oscuro apto para realizar las medidas de manera adecuada.

Para ello se cuenta con una serie de cortinas negras que se extienden en el momento de realizar dichas medidas (figura 3.13.). A su vez se cuenta con una pared de madera con una rendija o **guillotina** por la que penetra la luz proveniente del láser.

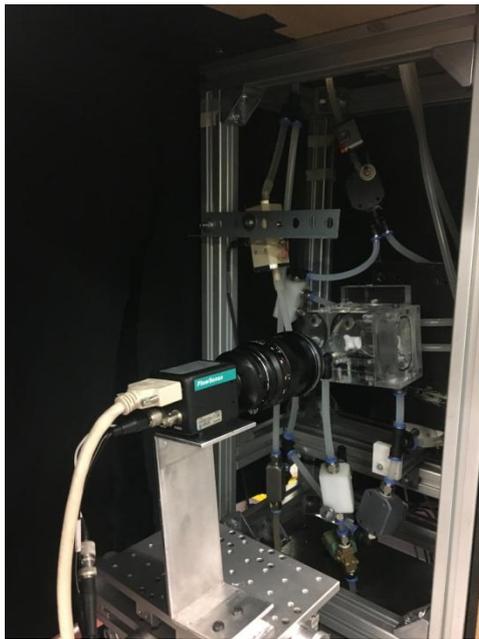


Figura 3.13. Cámara oscura abierta

3.4. ELEMENTOS DE MEDIDA

3.4.1. CAUDALÍMETRO FIJO

En la instalación se cuenta con dos caudalímetros de la marca **Sonotec**. El primero que se describe es el modelo **Sonoflow IL. 52/4**. En la figura 3.14. se muestra una imagen del mismo que se ha sacado del catálogo del propio caudalímetro.

Este caudalímetro es capaz de medir flujos pulsantes por medio de ultrasonidos. Además del caudal, es capaz a su vez de medir la temperatura a la que se encuentra el fluido que lo atraviesa. Sus características más relevantes vienen recogidas en la tabla 3.6.



Figura 3.14. Caudalímetro Sonoflow IL. 52/4
Fuente: <https://www.interphex.com>

Tabla 3.6. Propiedades caudalímetro fijo

Marca	Sonotec
Modelo	Sonoflow IL. 52/4
Principio de medición	Ultrasonidos
Caudal máx.	0.6 L/min
Ciclo de medida	20 ms
Adaptador para conexión del tubo	D_{ext} 8 mm / D_{int} 4 mm
Tensión de alimentación	12-30 V (CC)
Corriente eléctrica	100 mA máx.
Rango de temperaturas	0-140 °C

3.4.2. CAUDALÍMETRO MÓVIL

También se cuenta con un caudalímetro móvil, el modelo es **Sonoflow CO.55/100 v2.0** (figura 3,15.).

Se trata de un dispositivo que cuenta con una abrazadera de modo que abarca todo el diámetro del tubo, y por medio de ultrasonidos es capaz de medir el flujo que lo atraviesa.

Según el fabricante, y para que funcione de manera correcta, éste ha de estar colocado de tal forma que el tramo anterior al mismo sea al menos 10 veces el valor del diámetro del tubo, y el tramo posterior sea 5 veces mayor.

La tabla 3.7. muestra las características principales del caudalímetro móvil



Figura 3.15. Caudalímetro Sonoflow CO.55/100 v2.0

Fuente: <https://www.sentinelprocess.com/sonotec-co-55-v2-non-invasive-flow-sensor.html>

Tabla 3.7. Propiedades del caudalímetro móvil

Marca	Sonotec
Modelo	Sonoflow CO.55/100 v2.0
Principio de medición	Ultrasonidos
Caudal máx.	10 L/min
Ciclo de medida	20 ms
Adaptador para conexión del tubo	D_{ext} 8 mm / D_{int} 4 mm
Tensión de alimentación	12-30 V (CC)
Corriente eléctrica	100 mA máx.
Rango de temperaturas	0-140 °C

3.4.3. SENSORES DE PRESIÓN

La instalación cuenta con tres sensores de presión distribuidos a lo largo de la misma. Uno de ellos se encuentra en la rama pulmonar procedente del depósito de altura constante, este sensor a diferencia de los otros dos, mide únicamente presiones por encima de la atmosférica. Los otros dos sensores se encuentran a la salida de la válvula mitral, y en el tramo del circuito compartido por la sístole y la diástole. Estos sensores son capaces de medir presiones absolutas.

Por medio de la columna de líquido que se encuentre por encima del sensor, se calcula la presión manométrica. De esta forma el resultado obtenido estaría dado en unidades de Pascales como marca el Sistema Internacional. Es por ello que para poder introducir los datos en los sensores habría que realizar un cambio de unidades previo, ya que la medida empleada en los mismos son los bares.

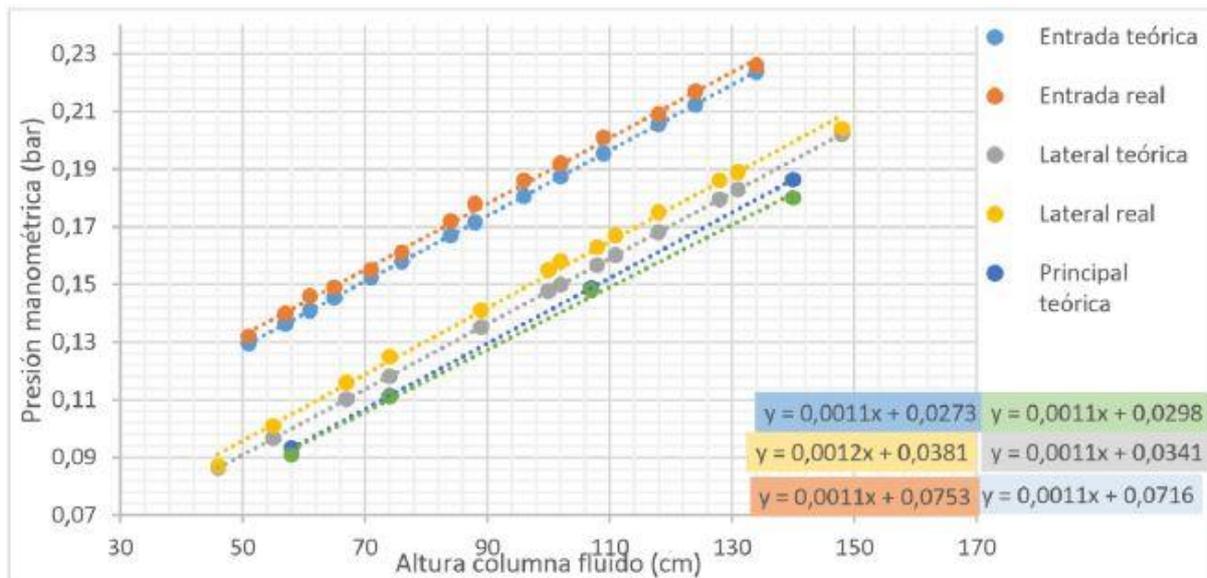


Figura 3.16. Rectas de calibración de los sensores de presión

Cabe destacar que las rectas de calibración mostradas en la figura 3.16. están sacadas del Trabajo Fin de Máster [Pozo Álvarez, Alberto, 2017].

En la figura 3.17. se observa uno de los sensores de presión instalados en el circuito hidráulico. En concreto el sensor de presión situado en la válvula mitral, el cual mide presiones absolutas. La tabla 3.8. recoge la información más importante acerca de los sensores de presión empleados en la instalación.

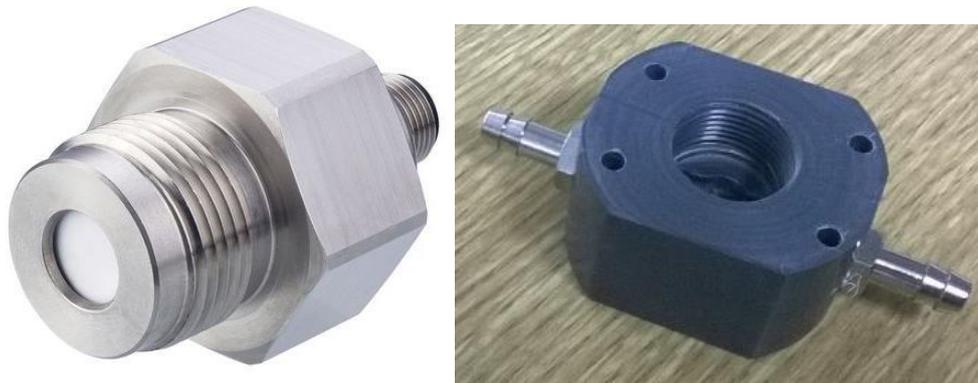


Figura 3.17. Sensor de presión absoluta

Tabla 3.8. Características de los sensores de presión absoluta

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

Por su parte, a continuación, se mostrará una imagen (figura 3.18.) del otro sensor de presión instalado, el cual mide únicamente presiones por encima de la presión atmosférica, como ya se ha comentado con anterioridad. De igual manera que con los sensores de presión absoluta, se describen las características principales de los sensores de presión manométrica en la tabla 3.9.



Figura 3.18. Sensor de presión manométrica

Fuente: https://produto.mercadolivre.com.br/MLB-997484192-jumo-dtrans-p30-transmissor-de-presso-404366000-sem-uso-_JM

Tabla 3.9. Características de los sensores de presión manométrica

Marca	JUMO
Modelo	JUMO dTRANS p30
Rango de medidas	Desde 0 bar hasta 0.25 bar
Precisión	±0.156% BFSL
Material de la carcasa	Acero inoxidable
Temperatura de operación	Desde -20 °C a 100 °C
Salida analógica	4 - 20 mA
Tensión de alimentación	10 -30 V

3.5. ELEMENTOS DE CONTROL

3.5.1. CONTROLADOR

La función principal de este dispositivo es ejecutar las diferentes acciones que se le imponen desde el programa "Control Láser I.E.F.". Está formado en su interior por un conjunto de resistencias bobinas y condensadores con los que se consigue reproducir las diferentes partes de un ciclo cardíaco y registrar las medidas que se lleven a cabo.

Para facilitar la labor a la hora de realizar medidas, se han incorporado una serie de LEDs en la parte delantera: un LED de color verde que indica que el dispositivo está conectado a la corriente y encendido; otro de color rojo que se enciende cada vez que se realiza un disparo con el láser; y por último otro LED rojo a la izquierda de los otros dos que se enciende en caso de que se detecte algún fallo.



Figura 3.19. Caja de control

Como se puede apreciar en la figura 3.19. también cuenta con 3 botones con los que se pone en marcha el dispositivo, se para o se reinicia en función de lo que el usuario desee realizar. Por la parte trasera del dispositivo se encuentran las conexiones con los

caudalímetros, así como los sensores de presión. También se tiene un puerto por el que se transmiten las órdenes a las electroválvulas y otro por el que se envía información al sincronizador del láser.

3.5.2. DESPLAZADOR

Se necesita variar con precisión el plano de medida de forma que este coincida con la guillotina y el láser atraviese al modelo correctamente. Esto se consigue con una estructura formada por raíles, por medio del mismo se pueden realizar medidas en diferentes planos que no tienen por qué ser el plano central de la orejuela, ya sea en sentido positivo o negativo.

Este movimiento está controlado por un desplazador (figura 3.20.) que cuenta con un final de carrera a partir del cual es capaz de situar el modelo con una precisión milimétrica.

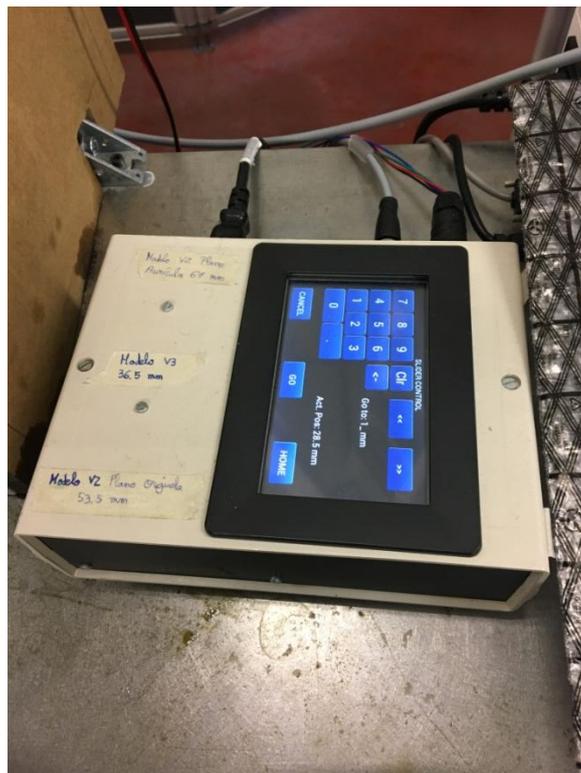


Figura 3.20. Desplazador del modelo

3.6. P.I.V.

3.6.1. DESCRIPCIÓN TEÓRICA

P.I.V. o Particle Image Velocimetry tal y como indican sus siglas, es una técnica empleada en el cálculo de los campos de velocidades por medio de la medida del desplazamiento de unas partículas trazadoras de forma simultánea.

Esta técnica es capaz de medir instantáneamente los vectores de velocidad de las partículas en secciones perpendiculares al sentido del flujo a medir. Únicamente son medidas dos componentes de la velocidad, pero por medio de una aproximación estereoscópica es posible obtener el campo tridimensional de velocidades.

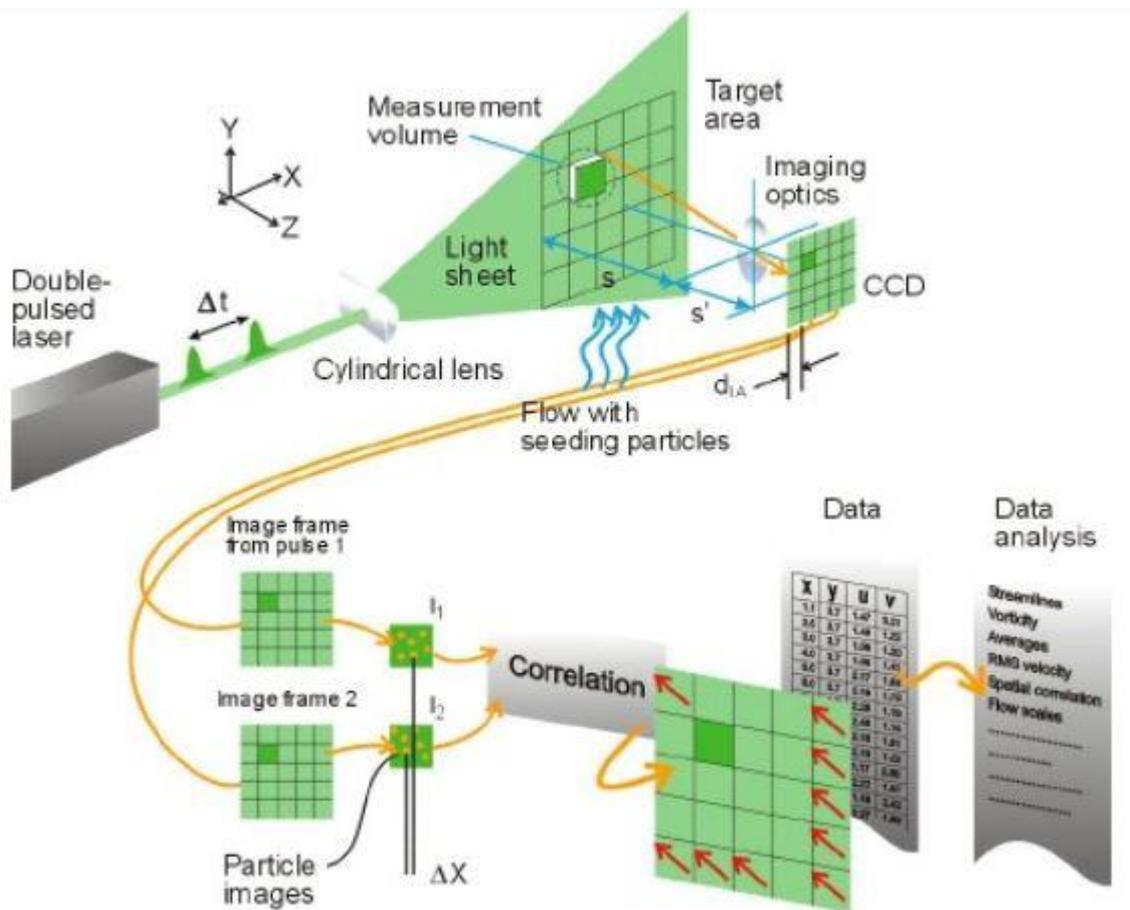


Figura 3.21. Esquema funcionamiento PIV

Fuente: <https://www.dantecdynamics.com/solutions-applications/solutions/fluid-mechanics/particle-image-velocimetry-piv/measurement-principles-of-piv/>

Con ayuda de la figura 3.21. es posible ver del funcionamiento de la técnica PIV.

Características:

- Se trata de una técnica no intrusiva que es capaz de medir partículas de tamaños del orden de 1 μm .
- Abarca un rango de velocidades desde cero hasta velocidades supersónicas.
- Proporciona un mapa de velocidades instantáneo, en una sección perpendicular al flujo.
- Las tres componentes de la velocidad pueden ser calculadas gracias a un ajuste estereoscópico.

Con ayuda de una cámara, se obtienen dos imágenes simultáneamente de forma que obteniendo el espacio recorrido por las partículas en un intervalo de tiempo conocido, se obtienen las velocidades.

La imagen se divide en distintas áreas de interrogación dentro de cada cual se calcula el vector desplazamiento de todas las partículas presentes y consecuentemente la velocidad instantánea.

3.6.2. LÁSER

Es el dispositivo responsable de proporcionar la emisión de luz capaz de iluminar la sección del modelo que se quiera estudiar. Está formado en su interior por dos generadores mediante los cuales se consigue realizar disparos con tiempos entre ellos bastante pequeños. Gracias a su lente cilíndrica es capaz de transformar la luz puntual en un haz de luz que incide sobre el modelo.

En la tabla 3.10. se pueden ver resumidas sus características principales.

Tabla 3.10. Características del dispositivo láser

Proveedor	Dantec Dynamics
Tipo	Dual Power Nd: YAG 500 mJ (250 mJ cada uno)
Frecuencia máxima entre disparos	14.5 Hz (Single Frame) 7 Hz (Double Frame)
Longitud de onda	532 nm
Ancho de lámina láser	2 mm

CAPÍTULO 4

METODOLOGÍA DEL PROCESO DE MEDIDA

Índice

4. METODOLOGÍA DEL PROCESO DE MEDIDA	69
4.1. PREPARACIÓN DE LA INSTALACIÓN	69
4.1.1. LLENADO DE LA INSTALACIÓN	70
4.1.2. VACIADO DE LA INSTALACIÓN	70
4.2. GENERADOR DE CICLOS	71
4.3. PROCESADO Y ANÁLISIS DE IMÁGENES	76
4.3.1. REGISTRO DE IMÁGENES	76
4.3.2. ANÁLISIS DE IMÁGENES.....	80
4.3.3. CÁLCULO DE INCERTIDUMBRE	83

4. METODOLOGÍA DEL PROCESO DE MEDIDA

Este capítulo tiene como objetivo describir la forma de proceder a la hora de poner en marcha la instalación, ya sea llenándola de nuevo o simplemente para comenzar a medir resultados una vez que el modelo ya se encuentra lleno de fluido.

Se va a dividir el capítulo de forma que se analice en primer lugar la puesta a punto de la instalación, el alineamiento del dispositivo láser y también el procedimiento de uso de los programas empleados para la generación de los pulsos y la propia medida del PIV mediante el software proporcionado por Dynamic Studio.

4.1. PREPARACIÓN DE LA INSTALACIÓN

El primer paso que se debe llevar a cabo a la hora de realizar medidas con el modelo, consiste en la alineación del modelo sobre el soporte con ayuda de la lámina láser en caso de que este se haya desmontado con el objetivo de colocar un nuevo dispositivo por ejemplo.

Esta alineación se lleva a cabo con ayuda de una regla marcada correctamente y poniendo en marcha el láser de forma que el haz del mismo incida de manera exacta en la sección media del ostium marcado como punto de referencia para la colocación del modelo. Con ayuda de un sistema de desplazamiento 2D que se encuentra en el sistema de anclaje del modelo se consigue ajustar con una resolución de décimas de mm el modelo.

En la figura 4.1. se muestra la parte de atrás del modelo con el conjunto de elementos que conforman el sistema de desplazamiento 2D el cual permite la correcta colocación del mismo.



Figura 4.1. Sistema de desplazamiento 2D

4.1.1. LLENADO DE LA INSTALACIÓN

Una vez que el modelo se encuentra perfectamente alineado y anclado en el soporte hay que continuar con el llenado de la instalación. Este es un procedimiento delicado ya que si no se realiza de manera cuidadosa podría desembocar en la aparición de numerosas burbujas de aire en el interior del modelo.

- En primer lugar se vierte el fluido en el interior del depósito de descarga situado en la parte más baja de la instalación. Hay que tener en cuenta que la **válvula de salida del depósito esté cerrada** de manera que no se vacíe el mismo.
- Una vez se encuentre el depósito de descarga lleno, y tras asegurarnos de que tanto las **electroválvulas como la válvula de aguja situada aguas arriba del depósito de descarga estén cerradas**, ponemos en marcha la bomba.
- Con precaución se entreabre la válvula del by pass de forma que entre la mitad de flujo de manera directa al modelo y la otra mitad suba hasta el depósito de altura constante.
- Se alterna encendiendo y apagando la bomba de forma que se llene de una forma más uniforme. De esta forma se consigue que se creen un menor número de burbujas en los tubos superiores de la instalación haciendo el proceso mucho más fácil y rápido.
- Se forman burbujas de aire en el interior del modelo que han de ser eliminadas con ayuda de purgadores situados en la parte superior del modelo. Este procedimiento ha de ser realizado con precaución, ya que se podría llegar a derramar una cantidad considerable de fluido si no se purga de manera correcta.
- Una vez que se ha llenado la instalación y la bomba se encuentra funcionando correctamente, se procede a abrir **la válvula de aguja del depósito de descarga**, se **cierran las válvulas del by pass y se abre la electroválvula de la válvula mitral** (en caso de estar en régimen de orejuela rígida). De esta forma comienza a existir flujo a través del modelo.

4.1.2. VACIADO DE LA INSTALACIÓN

El vaciado de la instalación es un proceso de mayor facilidad. En caso de que se haya terminado de medir y se desee vaciar la instalación únicamente hay que abrir las electroválvulas y apagar la bomba.

Se recoge todo el fluido en el depósito de descarga con precaución de que no se desborde el mismo.

Una vez el fluido se encuentra en el depósito de descarga en su totalidad, se abren las válvulas de aguja de descarga del depósito y se guarda en su correspondiente recipiente.

4.2. GENERADOR DE CICLOS

Para simular el comportamiento del corazón, es necesaria la generación de los pulsos cardíacos. Estos son creados gracias al controlador presente en la instalación el cual controla las electroválvulas y las coordina de forma que se simulen los estados de **sístole** y **diástole** tanto en régimen de orejuela rígida como flexible.

El control de estas electroválvulas se realiza con ayuda del software "*Control Láser I.E.F.*" basado en una aplicación desarrollada en Visual Basic expresamente para este propósito. En la figura 4.2. se muestra la pantalla de inicio del software.



Figura 4.2. Pantalla de inicio de "*Control Láser I.E.F.*"

La activación de los disparos del láser se realiza por medio del software proporcionado por Dantec, "*DynamicStudio*". La forma de disparo del láser se puede realizar de dos maneras:

- **Interna:** Con esta opción el láser se activa de manera automática y el tiempo entre disparos es seleccionado en la propia aplicación de *DynamicStudio*. Este modo es empleado tanto si se quieren realizar medidas en régimen estacionario, como si se quiere realizar un simple preview con el fin de ajustar y enfocar la cámara.
- **Externa:** Si por el contrario se desea disparar el dispositivo láser en momentos concretos, se ha de escoger este modo en el que los disparos los controla el software "*Control Láser I.E.F.*".

Estas opciones se pueden elegir en las propiedades del sincronizador en el software *DynamicStudio* como se muestra en la figura 4.3.:

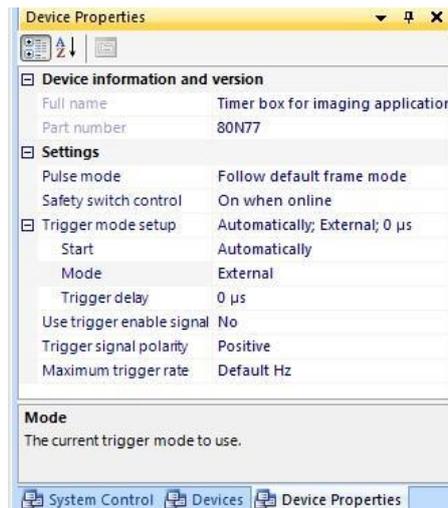


Figura 4.3. Configuración del trigger

En la figura 4.4. se puede observar la pantalla principal del programa "Control Láser I.E.F." y se procederá a exponer y explicar cada uno de los comandos con los que cuenta dicho software.

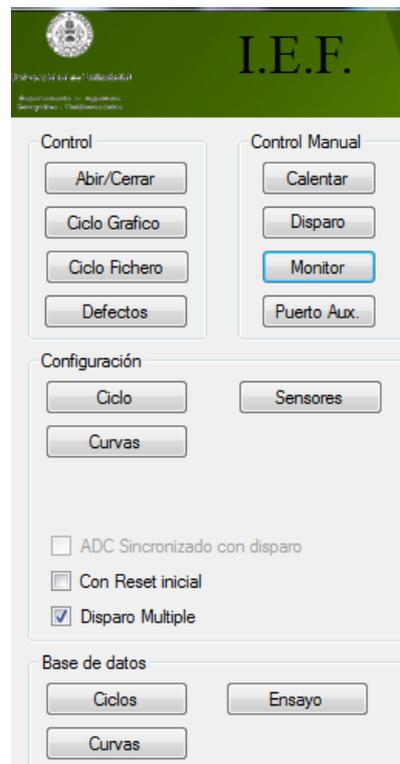


Figura 4.4. Pantalla principal del software "Control Láser I.E.F."

Dentro del menú de **Control Manual** podemos encontrar varias opciones:

- "Calentar": Mediante el uso de esta opción, se reproduce el ciclo que esté predeterminado en la aplicación de forma repetida. Esto se realiza para calentar el fluido con el calor desprendido por las electroválvulas al entrar en acción y para conseguir una temperatura estacionaria de trabajo.
- "Disparo": Este comando realiza un disparo único del láser cuando se hace click sobre el mismo.
- "Monitor": Esta pestaña es bastante útil dentro del programa, ya que proporciona los valores de los sensores de presión y temperatura, así como los valores medidos por los caudalímetros.
- "Puerto Aux.": Con ayuda de esta pestaña se pueden controlar de manera manual las posiciones de las tres electroválvulas presentes en la instalación, pudiéndolas abrir y cerrar en cualquier momento.

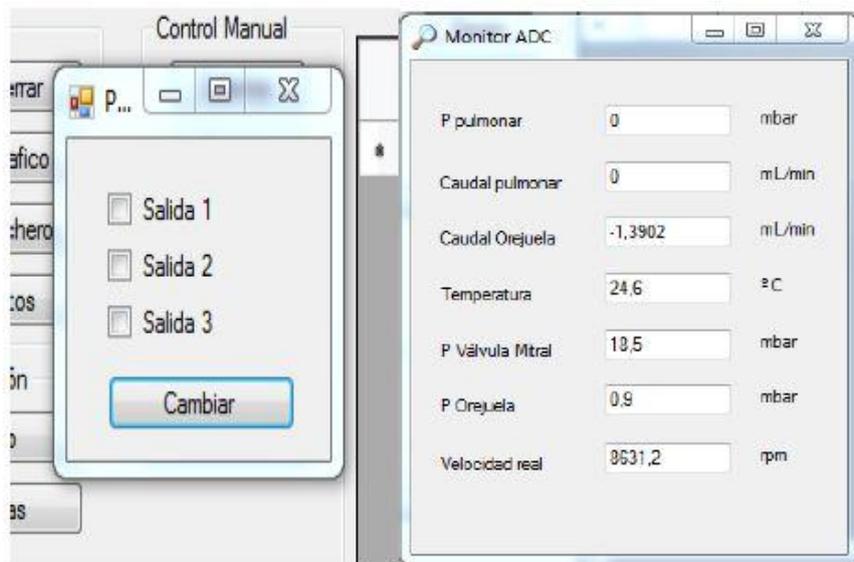


Figura 4.5. Comandos "Puerto Aux." y "Monitor"

En la figura 4.5. se recogen las posiciones de las electroválvulas y las variables medidas por los distintos sensores situados en la instalación.

Continuando con el menú **Configuración** encontramos los siguientes comandos:

- "Ciclo": Dentro de esta opción se configuran los distintos parámetros que entran en juego durante un ciclo.
 - T1: Se trata del tiempo de retraso del láser.
 - T2: El número de ciclos a realizar.
 - T3: El tiempo de duración del escalón, es decir el momento del ciclo en el que se realiza el disparo.

- "Curvas": Controla la posición de las tres electroválvulas simultáneamente. Se divide un ciclo en 10 intervalos iguales de tiempo y se escoge la posición de las electroválvulas en cada uno de dichos intervalos. En la tabla 4.1. se exponen todas las posibilidades existentes en la posición de las electroválvulas, y las posiciones de sístole y diástole para el **régimen de orejuela rígida**.

Tabla 4.1. Disposiciones de las electroválvulas

ELECTROVÁLVULA 1	ELECTROVÁLVULA 2	ELECTROVÁLVULA 3	POSICIÓN
0	0	0	0. SÍSTOLE
0	0	1	1.
0	1	0	2. DIÁSTOLE
0	1	1	3.
1	0	0	4.
1	0	1	5.
1	1	0	6.
1	1	1	7.

De esta forma, en régimen de orejuela rígida se debería introducir la posición 2 en los 6 primeros "puntos" (correspondiente a la diástole) y la posición 0 en los 4 "puntos" restantes (correspondiente a la sístole), tal y como se muestra en la figura 4.6.

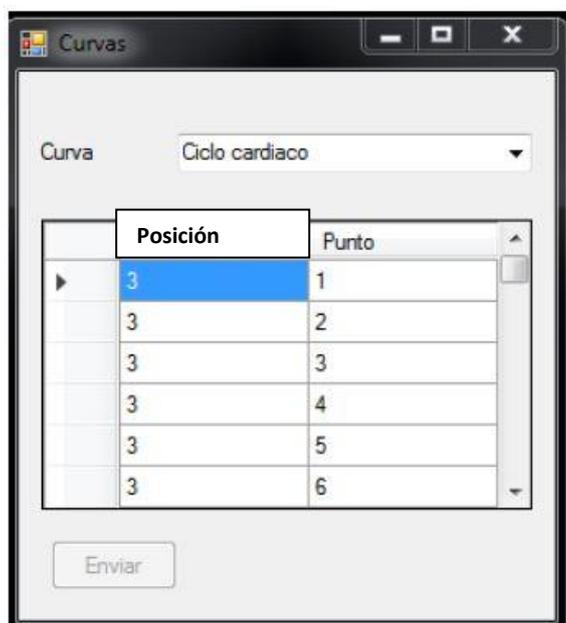


Figura 4.6. Comando "Curvas"

- "Sensores": En la figura 4.7. se muestra la configuración de los sensores. Mediante el uso de este comando se pueden ajustar todos los sensores de presión y temperatura. Con ayuda de la implementación de las rectas de calibración. También es posible cambiar la media móvil de los mismos con el fin de ajustar los caudales o las presiones en las distintas zonas de la instalación.

Channel	Sensor ID	Fondo de Escala	Corrección Offset	Texto	Unidades	Pendiente Recta Cal.	Cero Recta Calibración
C1	AI1	250	0	P pulmonar	mbar	1	0
	AI2	11000	0	Caudal pulmonar	mL/min	1	0
C2	AI3	525	0	Caudal Oreguela	mL/min	0.9883	-1.3902
	AI4	80	0	Temperatura	°C	1	0
C3	AI5	2000	-960	P Válvula Mitral	mbar	1	0
	AI6	2000	-960	P Oreguela	mbar	1	0
C4	A7	9000	-360	Velocidad real	rpm		
	AO1	6000		Velocidad prog	rpm		
	AO2	1		Reserva	Sin asignar		

Figura 4.7. Comando "Sensores"

Por último dentro del menú Control podemos encontrar los siguientes comandos:

- "Abrir/Cerrar": Simplemente se utiliza para arrancar el programa y para cerrarlo.
- "Ciclo Gráfico": Al seleccionar este comando se realiza el ciclo seleccionado y muestra los valores registrados por los sensores en una gráfica por pantalla.
- "Ciclo Fichero": Por el contrario, este comando procesa los datos del ciclo seleccionado y los exporta a un Excel. En la imagen 4.8. se muestra una gráfica Excel sacada a partir de los valores obtenidos por medio de este comando.

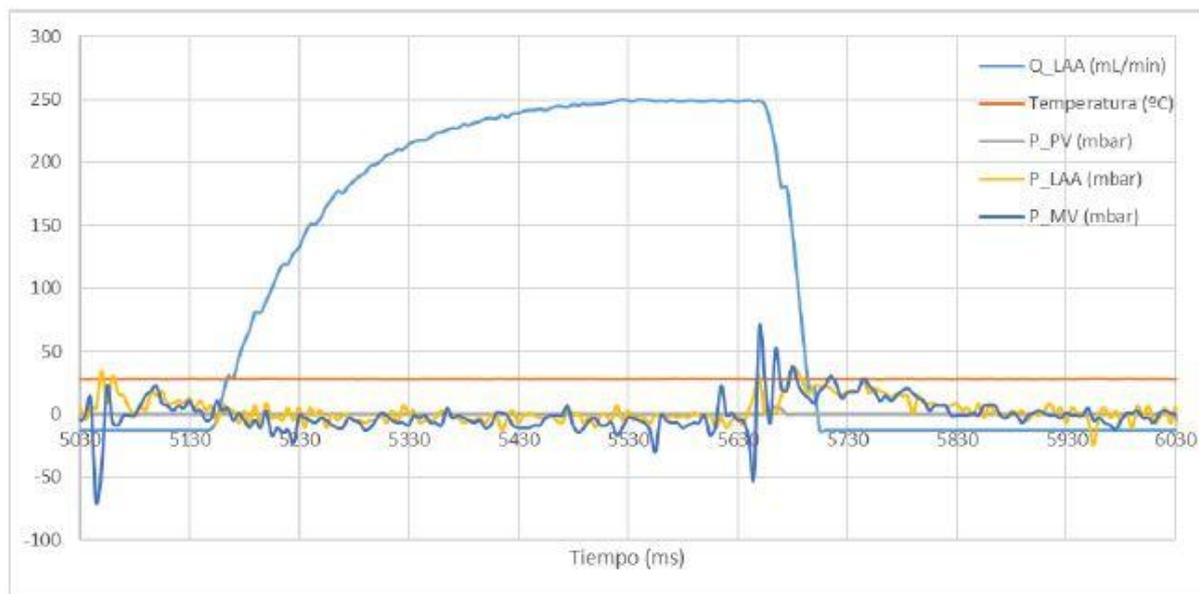


Figura 4.8. Gráfica obtenida a partir del comando "Ciclo Fichero"

- "Defectos": Saca por pantalla si ha ocurrido algún tipo de fallo o error durante la realización de un ciclo.

4.3. PROCESADO Y ANÁLISIS DE IMÁGENES

Este proceso se lleva a cabo con ayuda del software "*DynamicStudio*" proporcionado por la empresa proveedora del dispositivo láser.

4.3.1. REGISTRO DE IMÁGENES

Tras haber abierto el programa, debemos activar la opción "*Enter Acquisition Mode*" para poder trabajar posteriormente con el láser y poder analizar las imágenes. Tras haber comprobado que el sistema ha reconocido correctamente los distintos dispositivos externos conectados como por ejemplo la cámara, se puede comenzar con las medidas.

Lo primero que hay que hacer es crear una nueva base de datos de forma que podamos diferenciar diferentes ensayos que se vayan a realizar y así llevar un mayor orden con todas las medidas. Dentro de cada base de datos, podemos, a su vez, crear proyectos donde poder analizar diferentes resultados dentro de una misma medida.

Para comenzar a realizar medidas debemos seleccionar la opción "*Start Acquiring Images*" con la que aparecerán en pantalla una serie de ventanas desde las que poder monitorizar y manejar las medidas.

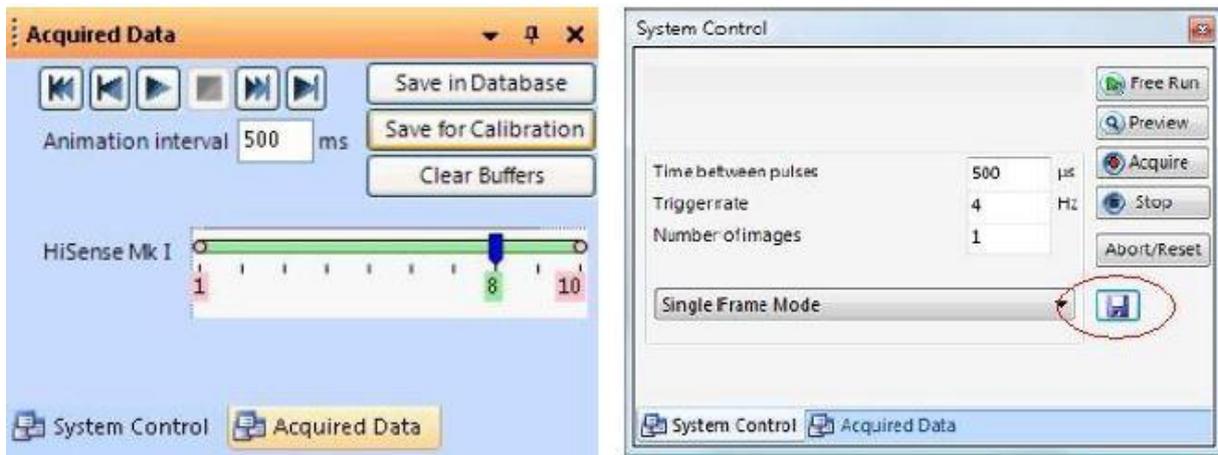


Figura 4.9. Acquired Data y System Control DynamicStudio

Fuente: DynamicStudio v3.14 User's Guide

Dentro de la pestaña de "System Control" existen varias opciones como se puede apreciar en la figura 4.9. desde las que se puede manejar el dispositivo láser y las medidas que se vayan a realizar:

- "Time Between Pulses": Esta opción tiene una gran relevancia a la hora de realizar de manera correcta las medidas, pues el tiempo establecido entre los disparos del láser es crucial que esté dentro de un rango correcto. Hay que variar este tiempo en función de los caudales, pues si el fluido tiene una alta velocidad, el tiempo entre disparos ha de ser menor, y viceversa. Un incorrecto tiempo seleccionado, puede inducir a resultados erróneos, pues las partículas pueden verse desplazadas fuera de las áreas de interrogación. Mediante el empleo de la ecuación 4.1. es posible calcular este tiempo entre disparos.

$$\Delta t = \frac{n_{pixel} \cdot d_{pixel} \cdot S_C \cdot \%longitud}{velocidad} \quad \text{Ecuación 4.1. Tiempo entre disparos}$$

- "Trigger Rate": Se trata de la frecuencia de muestreo de las imágenes. Por defecto está configurado que el valor máximo admisible es de 7Hz.
- "Number of images": Son los pares de imágenes que se quiera adquirir dentro de una medida. En nuestro caso, empleamos un total de 150 imágenes, eliminando las 25 primeras por problemas de iluminación en el comienzo de los ciclos.
- "Single frame mode" o "Double frame mode": Con esta opción se puede controlar el modo de captura de imágenes. De forma que capture una única imagen en cada disparo o dos. Para nuestro estudio, es esencial que el disparo esté en modo **doble** ya que la técnica PIV, tal y como se ha explicado anteriormente, se basa en el cálculo de las velocidades de las partículas a partir del desplazamiento existente entre dos imágenes consecutivas.

- "Free Run": Con esta opción no se toman imágenes, simplemente se dispara el láser. Este modo es empleado únicamente para observar que el flujo sea correcto y para ajustar por ejemplo la potencia del láser antes de comenzar a medir.
- "Preview": Similar a la anterior opción, este modo permite la toma de medidas de forma ilimitada y se emplea también para el ajuste de la cámara y la potencia del láser por ejemplo.
- "Stop" o "Abort/Reset": Se emplea para detener el proceso de medida en caso de que ocurra algún error o el usuario lo desee.
- "Acquire": Si se desea tomar medidas y posteriormente guardarlas para que estas sean analizadas, se debe elegir esta opción, con la que se adquieren los datos.

Una vez que tenemos una serie de medidas, se pueden guardar estas capturas bien para la calibración de la imagen "Save for Calibration" o bien para su posterior análisis "Save for Database".

Con el fin de asegurarnos de que el tiempo entre disparos escogido es el correcto, se puede emplear la tecla t del teclado para observar los dos frames y de esta forma comprobar el movimiento de cada partícula.

Antes de comenzar a realizar medidas, se debe **calibrar la imagen**, proceso que se puede realizar de varias formas las cuales van a ser expuestas a continuación.

Por un lado se puede hacer click con el botón derecho sobre el conjunto de imágenes obtenidas y seleccionar la opción "Measure Scale Factor" mediante la cual debemos colocar dos puntos que nos proporciona el propio programa entre dos puntos cuya distancia real sea conocida (figura 4.10.). De esta forma el programa calcula automáticamente el factor de escala mediante la relación de la distancia real y la distancia medida en la imagen de la cámara tal y como se expone en la ecuación 4.2.

$$S_C = \frac{L_{real}}{L_{medida}}$$

Ecuación 4.2. Factor de escala

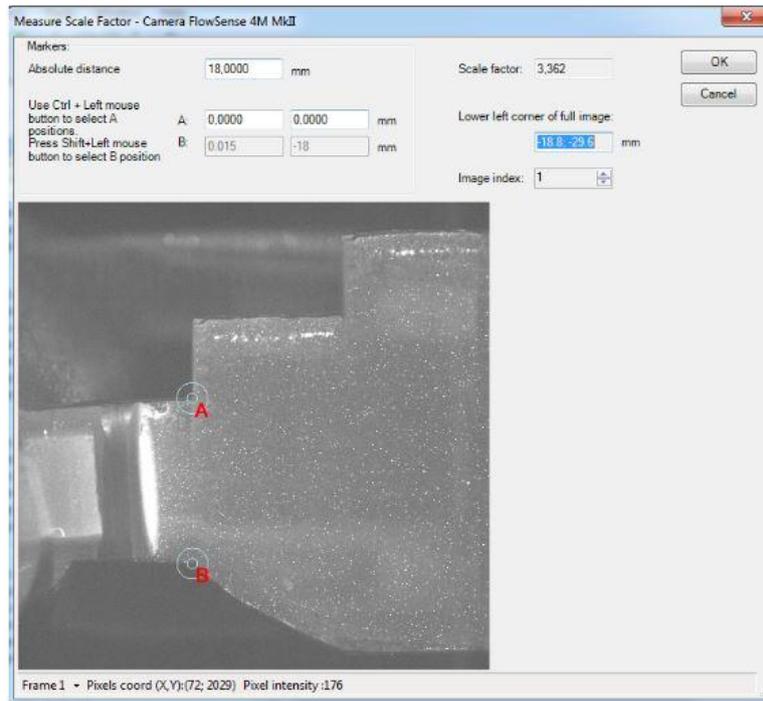


Figura 4.10. Measure Scale Factor

Otra forma con la que poder calcular el factor de escala se muestra en la figura 4.11. y se realiza una vez conocidas las coordenadas de los puntos A y B. En caso de que **no se haya modificado el enfoque de la cámara ni se haya movido el modelo** se puede realizar de manera más precisa.

Tras seleccionar el conjunto de imágenes capturadas para obtener el factor de escala, realizamos un click derecho y seleccionamos la opción "Field of View" con lo que se nos abrirá la siguiente ventana:

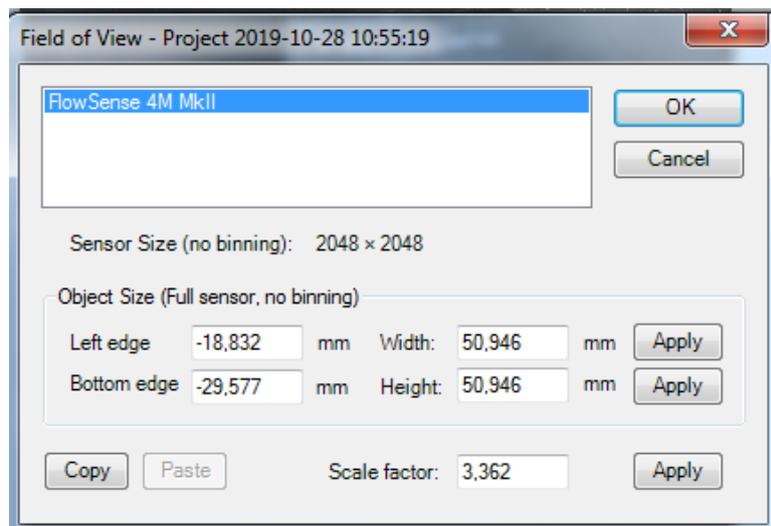


Figura 4.11. Field of View

De esta forma copiamos los valores obtenidos en otra calibración similar, y el programa calcula automáticamente el mismo factor de escala.

4.3.2. ANÁLISIS DE IMÁGENES

Una vez que está calibrada la imagen se puede comenzar a analizar las siguientes secuencias de imágenes que se obtengan. Se va a exponer el procedimiento empleado en el análisis y procesado de las imágenes.

Lo primero que se ha de realizar es una máscara de forma que se eliminen las partes de la imagen que no nos interesan y no aportan información para el resultado final de las medidas. En la figura 4.12. se muestra un ejemplo de máscara creada. Seleccionamos la opción "Analyze/Masking/Define Mask/..." con este comando se debe seleccionar las partes de la imagen que son de utilidad para las medidas y aquellas que se quieren desechar.

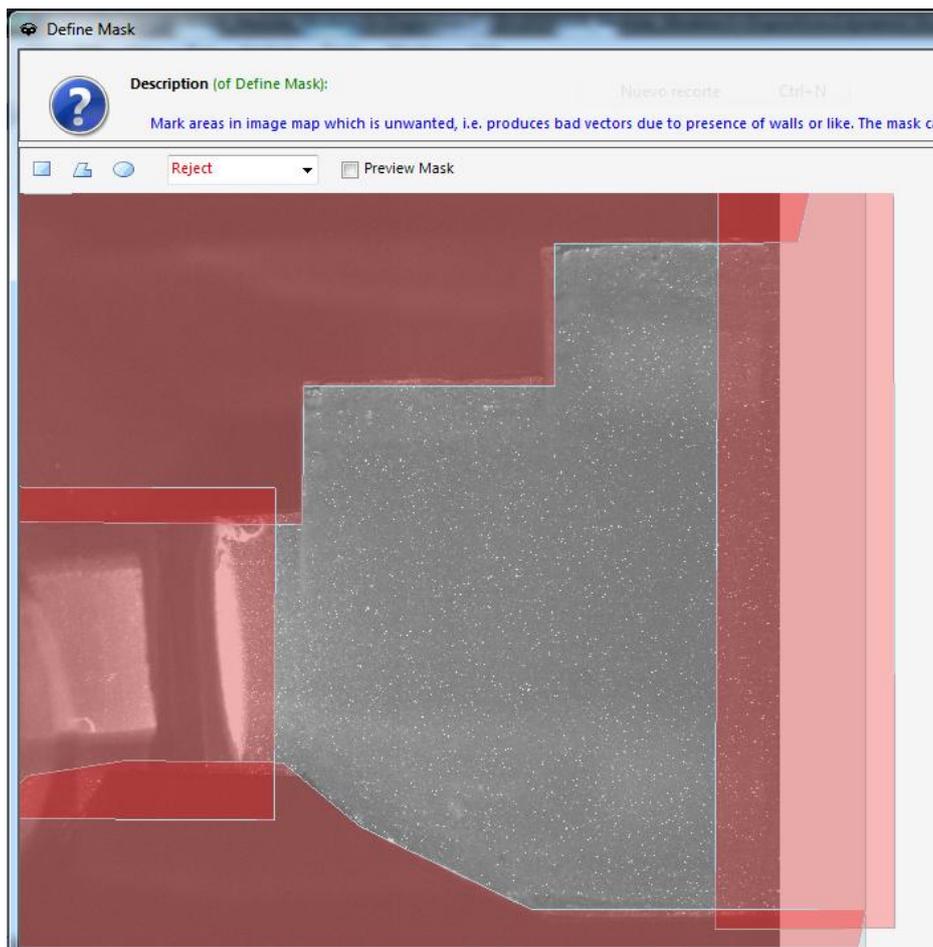


Figura 4.12. Image Masking

Una vez que se crea la máscara, se aplica una secuencia ya creada en el propio programa seleccionando "Apply Analysis Sequence/Procesado Orejuela filtro + máscara/..."

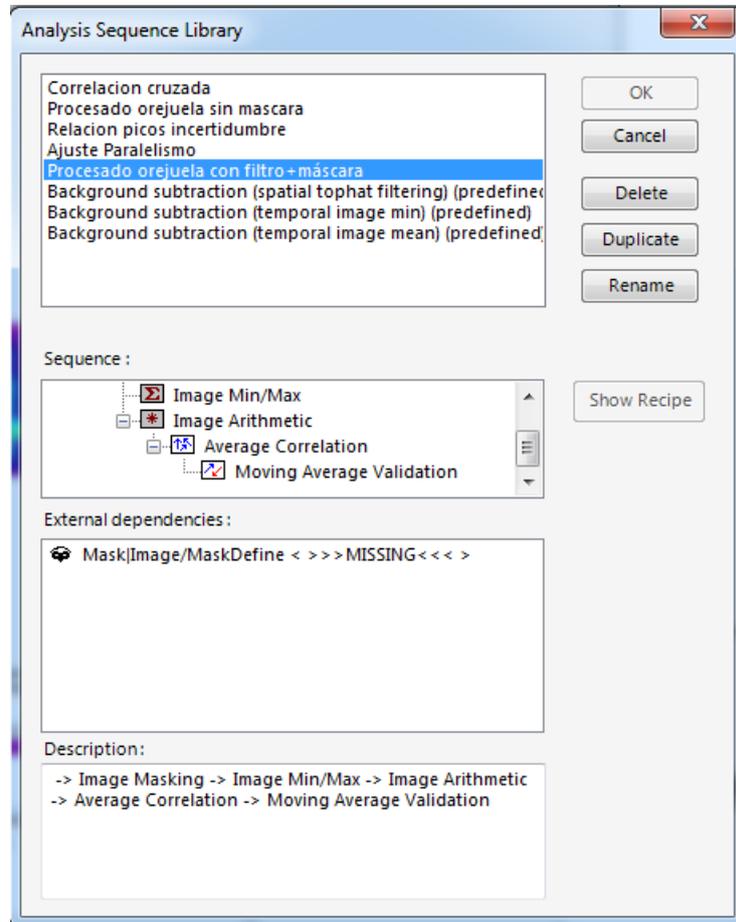


Figura 4.13. Analysis Sequence

Como se puede observar en la figura 4.13. existe una secuencia de acciones con la que conseguimos depurar la imagen para obtener resultados correctos:

- Image Min/Max: En primer lugar se calcula el campo de mínimos y máximos de la imagen. En nuestro caso obtenemos los mínimos de la imagen.
- Image Arithmetic: Esta opción permite operar aritméticamente realizando operaciones de suma, resta, multiplicación o división sobre cada uno de los píxeles de la imagen. Para nuestro caso particular, empleamos esta opción con el objetivo de restar al conjunto total de imágenes la imagen del mínimo calculada anteriormente.
- Average Correlation: Tras haber reducido el ruido en las imágenes y haberlas filtrado, se emplea este comando el cual calcula el campo de velocidades de cada

par de imágenes. Calcula cada vector de velocidad que se encuentra en la misma posición en imágenes distintas con las mismas coordenadas X e Y. A la hora de realizar esta correlación, se ha de escoger el **área de interrogación** sobre las que calcular los vectores. En nuestro caso empleamos áreas de interrogación de 32 píxeles. Se puede añadir a su vez un **solapamiento** o **Overlapping**, cuanto mayor sea este solapamiento, mayor será la información recogida, pero no es recomendable aumentar este valor en exceso. En nuestro caso no empleamos la opción de *Overlapping*.

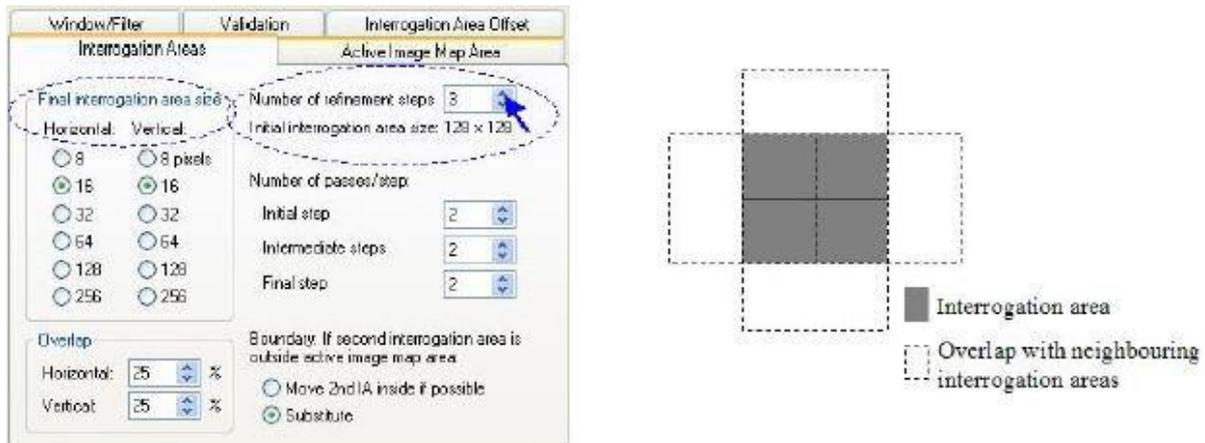


Figura 4.14. Overlapping y áreas de interrogación

Fuente: DynamicStudio v3.14 User's Guide

En la figura 4.14. se muestran todas las opciones que nos proporciona el programa a la hora de escoger el área de interrogación y el solapamiento que desee el usuario.

- **Moving Average Validation:** Se emplea para la corrección de los vectores a partir de la comparación con los vectores vecinos pertenecientes a la misma área de interrogación. De esta forma, en caso de que exista un vector desproporcionado, este se sustituye por una media calculada entre los vectores vecinos al mismo. Se emplea como filtro final tras haber realizado la correlación.

4.3.3. CÁLCULO DE INCERTIDUMBRE

Para que las medidas realizadas se puedan considerar válidas, es necesario calcular la incertidumbre en las medidas realizadas, para comprobar la fiabilidad de los resultados obtenidos.

El método empleado para el cálculo de la incertidumbre es el método estándar SCC (el cual emplea la Transformada Rápida de Fourier FFT). Por medio de la relación entre los picos se puede calcular la incertidumbre de la medida mediante la ecuación 4.3. :

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

Ecuación 4.3. Cálculo de la incertidumbre

Donde R_p es la relación de picos de las imágenes analizadas.

La relación de picos la obtenemos con la ayuda del comando Scalar Map, tal y como se muestra en la imagen 4.15., al cual se accede "Analyze/Plots/Scalar Map/..." dentro del propio comando seleccionamos manualmente los Picos 1 y 2 y los dividimos de forma manual.

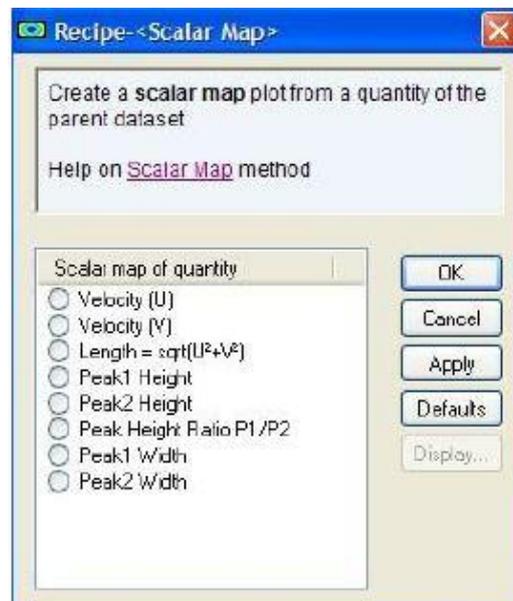


Figura 4.15. Variables extraíbles en Scalar Map

Fuente: DynamicStudio v3.14 User's Guide

Los valores de incertidumbre que nos encontramos en las medidas realizadas, están en torno al 8% lo cual es un valor bastante aceptable.

En la figura 4.16. se muestra un ejemplo de la incertidumbre calculada en el modelo.

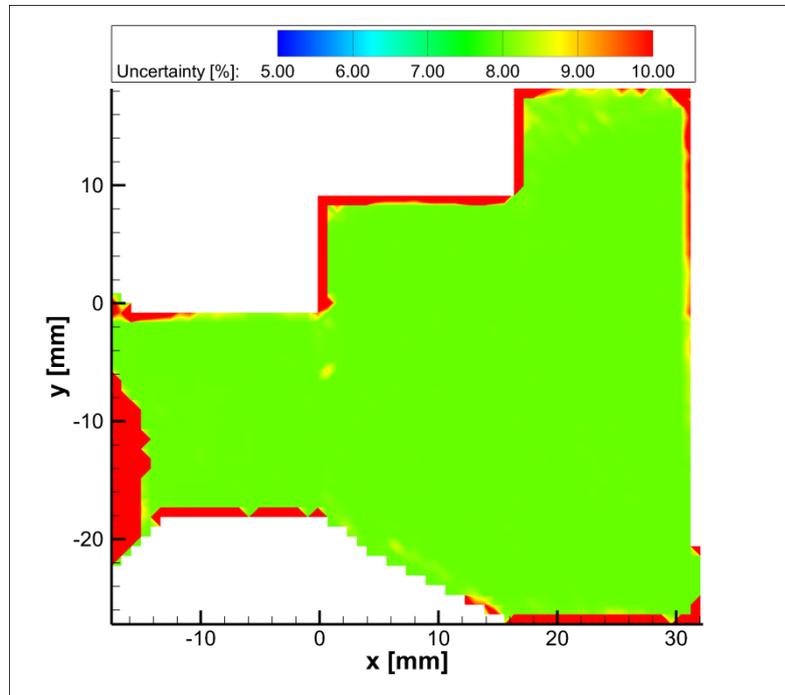


Figura 4.16. Incertidumbre del modelo v3

CAPÍTULO 5

ANÁLISIS DE RESULTADOS

Índice

5. ANÁLISIS DE RESULTADOS	89
5.1. CONSIDERACIONES PREVIAS	89
5.2. PACIENTE SANO.....	90
5.3. PACIENTE ENFERMO	95
5.4. PACIENTE ENFERMO CON DISPOSITIVO V1	99
5.4.1. DESCRIPCIÓN DEL DISPOSITIVO	99
5.4.2. PATRÓN DE FLUJO CON DISPOSITIVO ALINEADO	101
5.4.3. PATRÓN DE FLUJO CON DISPOSITIVO TRANSVERSAL	103
5.5. PACIENTE ENFERMO CON DISPOSITIVO V2	107
5.5.1. DESCRIPCIÓN DEL DISPOSITIVO	107
5.5.2. PATRÓN DE FLUJO	109
5.6. PACIENTE ENFERMO CON DISPOSITIVO V3	113
5.6.1. DESCRIPCIÓN DEL DISPOSITIVO	113
5.6.2. PATRÓN DE FLUJO	115
5.7. COMPARACIÓN DE ENERGÍAS CINÉTICAS EN LOS DISPOSITIVOS	119
5.8. INFLUENCIA DE LA RIGIDEZ DE LA OREJUELA DURANTE LA SÍSTOLE	124

5. ANÁLISIS DE RESULTADOS

5.1. CONSIDERACIONES PREVIAS

En este capítulo se pretenden analizar los patrones de flujo existentes en el interior de la orejuela con los distintos dispositivos.

Como ya se ha indicado, el objetivo principal de este trabajo se centra en observar las diferencias que se aprecian en el patrón de flujo creado por los distintos dispositivos, implantados para evitar el estancamiento de fluido en el interior de la orejuela.

Se ha analizado el comportamiento de 3 dispositivos en los que se han ido modificando ciertas características de su geometría con el objetivo de aumentar el flujo entrante en la aurícula. Estos tres dispositivos serán descritos a lo largo del capítulo explicando las modificaciones realizadas en cada uno de ellos, y analizando el efecto que estos producen en los campos de velocidades dentro de la orejuela.

Los ensayos se han realizado para unas **condiciones de trabajo fijas**, manteniendo las válvulas de aguja siempre en la misma posición y midiendo en planos paralelos a ambos lados de la orejuela. El plano de referencia utilizado se encuentra situado en el eje central del ostium ($z=0\text{mm}$), y la consideración de planos positivos y negativos se muestra en la figura 5.1.

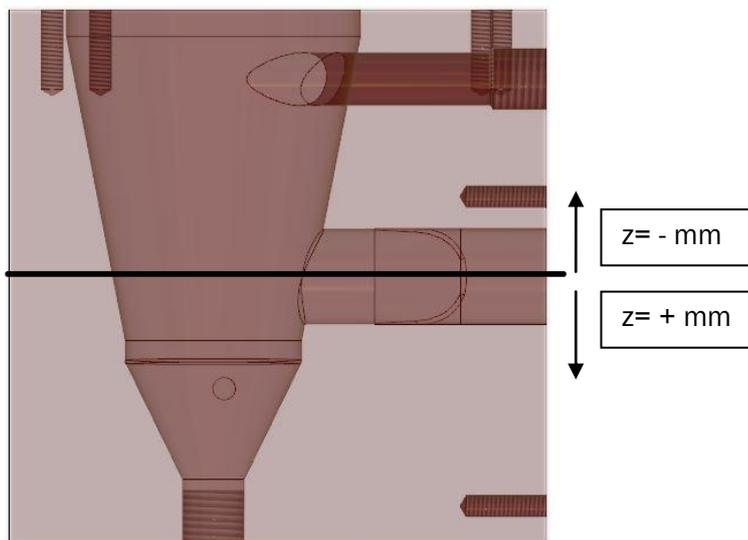


Figura 5.1. Plano de referencia en la orejuela

Los instantes de tiempo en los que se han tomado las medidas son en $t=300\text{ms}$ y $t=800\text{ms}$ correspondientes con los instantes intermedios de diástole y de sístole respectivamente.

En este capítulo se mostrarán únicamente aquellas medidas que se consideren más relevantes. El resto de medidas estarán incluidas en los **anexos** al final de esta memoria.

5.2. PACIENTE SANO

En este primer caso, en el que se considera paciente sano, se simula el estado de **orejuela flexible**, lo cual no es de especial relevancia para el objetivo de este proyecto, pero se ha querido mostrar de esta forma el correcto funcionamiento de la nueva versión del modelo de aurícula v3.

En régimen de orejuela flexible se simula la contracción y expansión de la orejuela, tal y como ocurre en un paciente sin ningún tipo de enfermedad. Esta simulación se consigue por medio del conducto que hay en la parte inferior de la orejuela, por el cual se desplaza fluido entrante o saliente durante la diástole y la sístole respectivamente. En el Capítulo 3 "*Descripción de la instalación*" se detalla más a fondo este funcionamiento.

El incremento de volumen producido en la orejuela durante la diástole y la sístole, ha de ser similar. Debido a que durante un ciclo cardíaco completo la duración de ambas fases (diástole y sístole) no es la misma, es necesario regular el caudal entrante/saliente por la orejuela para cumplir dicha condición.

Suponiendo un ciclo cardíaco con una duración de 1 segundo, la diástole ocupa 0.6 segundos del total del ciclo, mientras que la sístole 0.4 segundos. El caudal máximo obtenido en la orejuela durante la diástole es de 300 ml/min, y aplicando la ecuación 5.1. se obtiene que el caudal durante la sístole ha de ser 450 ml/min de forma que se cumpla la conservación de volumen en el interior de la orejuela.

$$\Delta V_{LAA} = Q_{diast} \cdot t_{diast} = Q_{sist} \cdot t_{sist} \quad \text{Ecuación 5.1. Incremento volumen en la orejuela}$$

Antes de comenzar a plasmar los resultados obtenidos en Tecplot, se van a mostrar unas tablas con los parámetros más relevantes obtenidos en régimen estacionario.

Tabla 5.1. Diástole estacionaria en paciente sano

DÍÁSTOLE ESTACIONARIA	Q_{LAA} (mL/min)	P_{LAA} (mbar)	P_{PV} (mbar)	P_{MV} (mbar)	T° (°C)
	300	132	85	100	29

Tabla 5.2. Sístole estacionaria en paciente sano

SÍSTOLE ESTACIONARIA	Q_{LAA} (mL/min)	P_{LAA} (mbar)	P_{PV} (mbar)	P_{MV} (mbar)	T° (°C)
	470	144	103	147	29

- $z = 0$ mm ciclo $t = 300$ ms

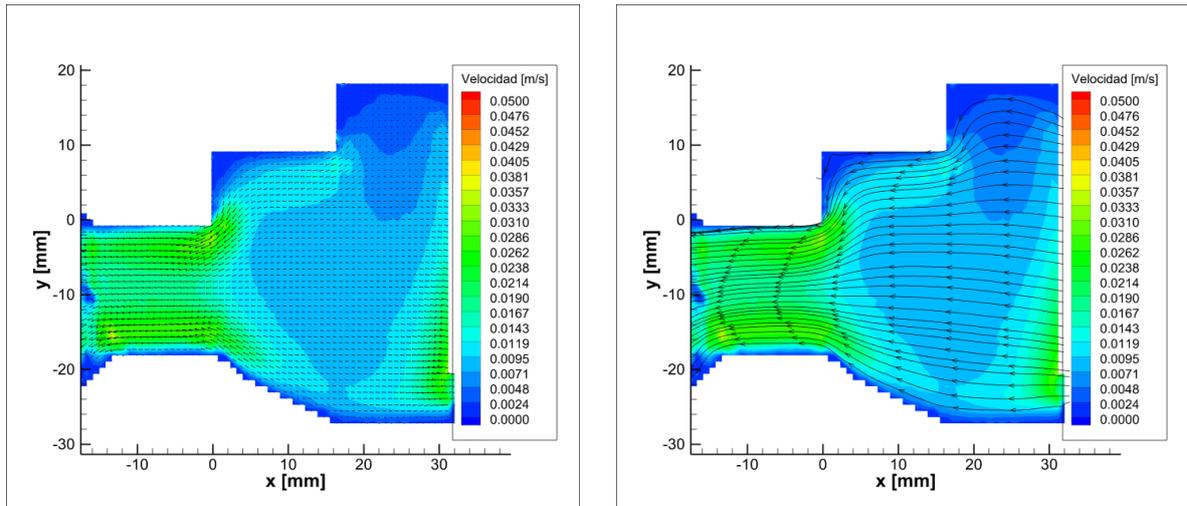


Figura 5.2. Campo de velocidades y líneas de corriente para plano $z = 0$ mm y $t = 300$ ms

Se puede apreciar en la figura 5.2. cómo el flujo se desplaza desde la orejuela hacia la aurícula, simulando de esta forma la **contractibilidad del apéndice** durante la fase de diástole. Las velocidades observadas alcanzan valores de hasta 3 cm/s en el ostium debido al estrechamiento que se produce en el mismo.

- $z = 0$ mm ciclo $t = 800$ ms

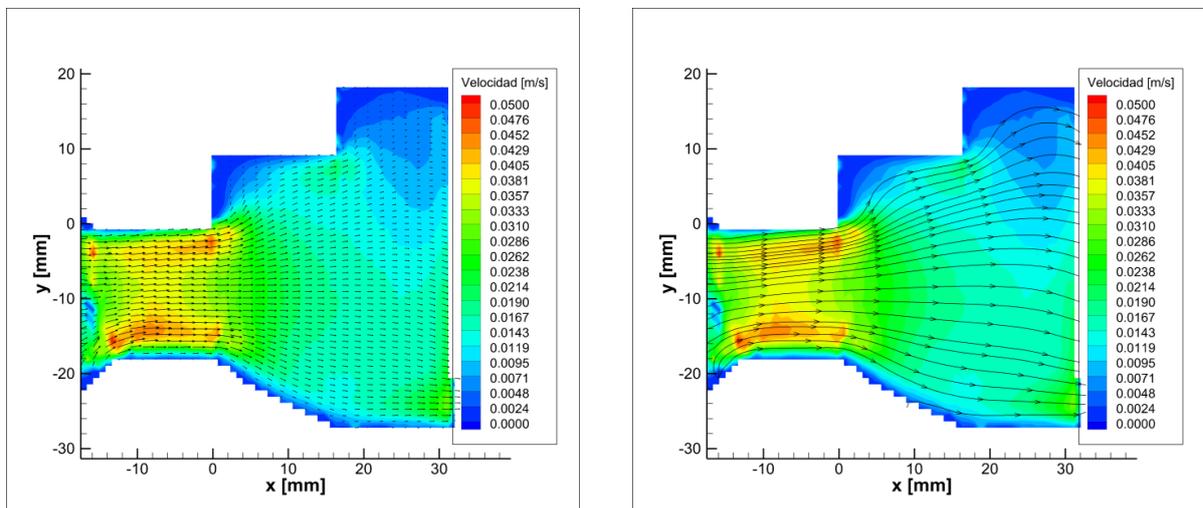


Figura 5.3. Campo de velocidades y líneas de corriente para plano $z = 0$ mm y $t = 800$ ms

Por su parte durante la sístole las velocidades son mayores ya que todo el flujo proveniente de las venas pulmonares es dirigido hacia la orejuela al estar la válvula mitral cerrada. En este caso y con ayuda de las líneas de corriente que se muestran en la figura 5.3. se aprecia cómo el flujo se desplaza en sentido contrario al que existía en diástole, simulando de esta forma la dilatación que experimenta la orejuela durante la fase de sístole.

- $z = +4 \text{ mm}$ ciclo $t = 300 \text{ ms}$

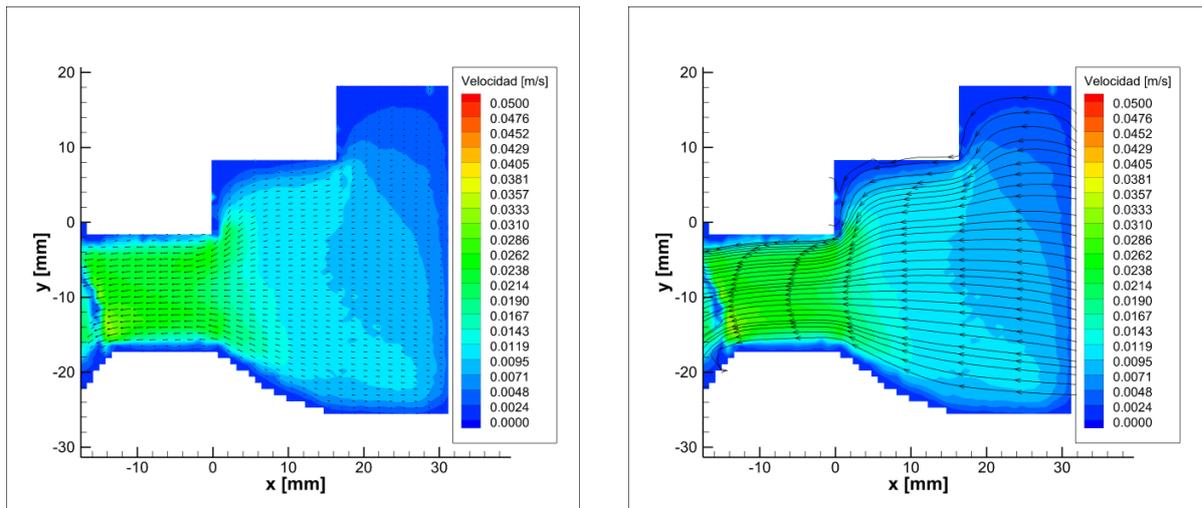


Figura 5.4. Campo de velocidades y líneas de corriente para plano $z = +4 \text{ mm}$ y $t = 300 \text{ ms}$

- $z = +4 \text{ mm}$ ciclo $t = 800 \text{ ms}$

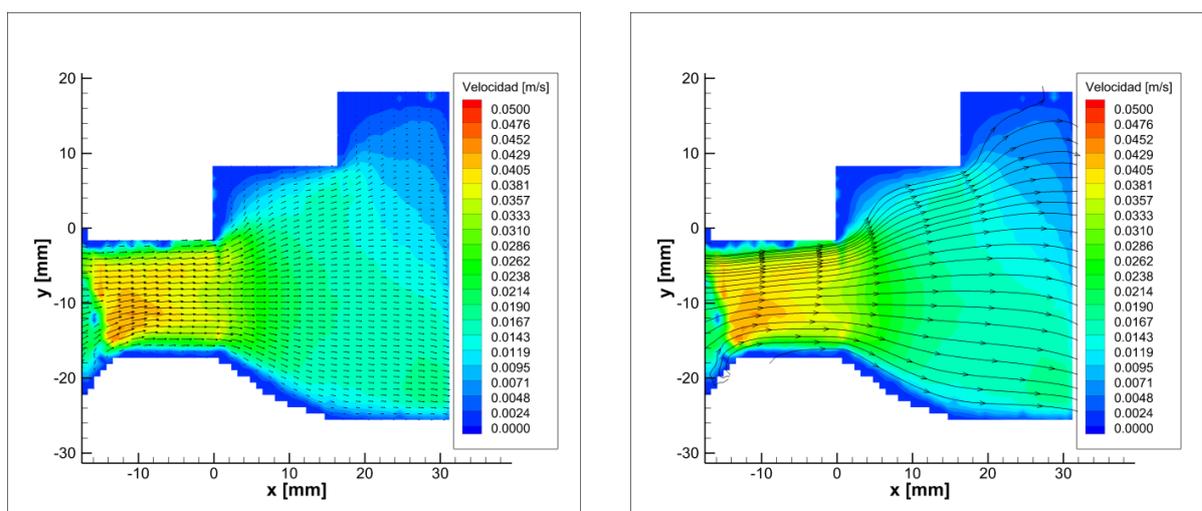


Figura 5.5. Campo de velocidades y líneas de corriente para plano $z = +4 \text{ mm}$ y $t = 800 \text{ ms}$

Se han realizado medidas en el plano $z = +4$ mm y se han observado resultados similares a los que se aprecian en el centro del ostium. Tal y como reflejan las figuras 5.4. y 5.5. el patrón de flujo se repite observándose las velocidades más altas en la sístole (4 cm/s).

- $z = -4$ mm ciclo $t = 300$ ms

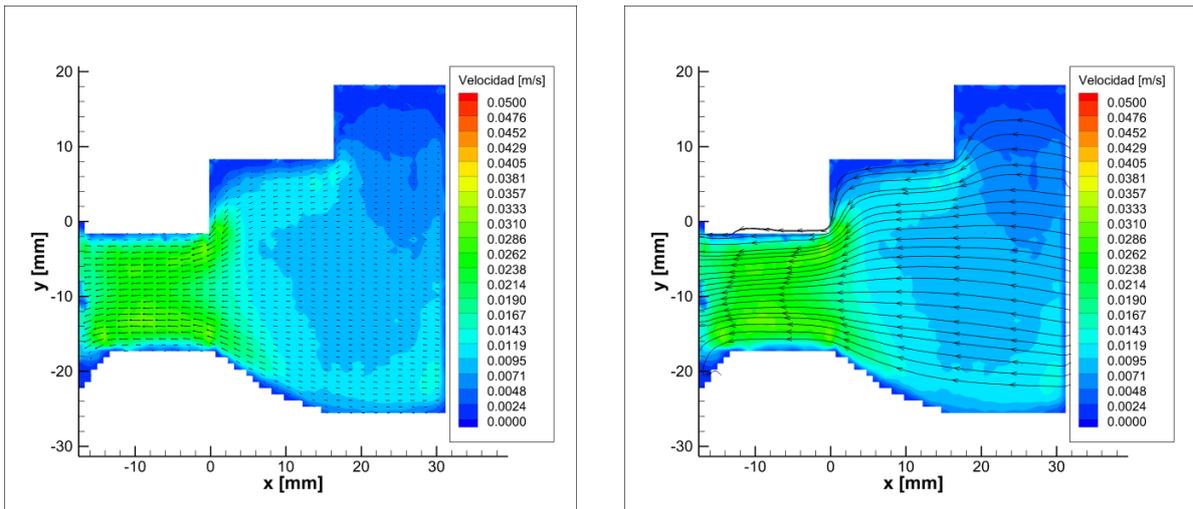


Figura 5.6. Campo de velocidades y líneas de corriente para plano $z = -4$ mm y $t = 300$ ms

- $z = -4$ mm ciclo $t = 800$ ms

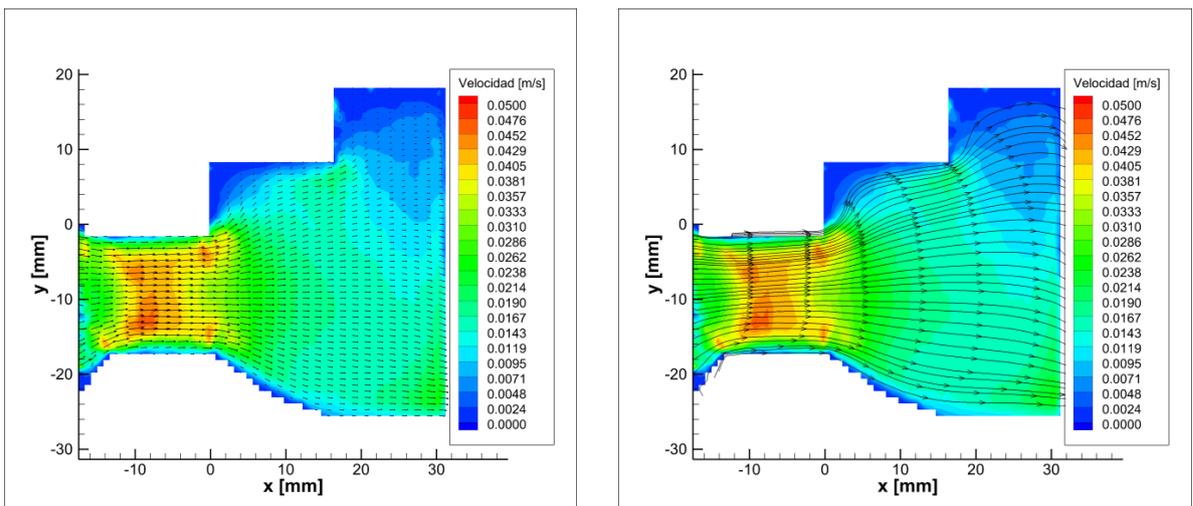


Figura 5.7. Campo de velocidades y líneas de corriente para plano $z = -4$ mm y $t = 800$ ms

De igual manera se ha procedido midiendo en el plano $z = -4$ mm. Los resultados nuevamente son similares a los mostrados en figuras anteriores. Al encontrarnos en régimen de **orejuela flexible**, el flujo entra en la orejuela durante la sístole y desaloja la misma durante la diástole, obteniendo patrones de flujo similares en todos los planos medidos a ambos lados del plano central de referencia. La figuras 5.6. y 5.7. reflejan resultados similares a los obtenidos en medidas anteriores.

Tras haber analizado los resultados en régimen de orejuela flexible se puede observar el correcto funcionamiento del nuevo modelo de aurícula diseñado.

5.3. PACIENTE ENFERMO

Durante la simulación de paciente enfermo se tiene en cuenta la rigidez de la orejuela cerrando la válvula correspondiente a la misma e impidiendo de esta forma la simulación de expansión y contracción del apéndice. De esta forma, y bajo la hipótesis de **orejuela rígida**, se ha planteado el objetivo principal de este proyecto; aumentar la velocidad del fluido en el interior de la orejuela por medio de distintos dispositivos que se han diseñado y que se irán mostrando a lo largo del capítulo.

En este apartado se van a mostrar los resultados más relevantes del patrón de flujo sin la inclusión de ningún dispositivo, y de esta forma más adelante poder apreciar el efecto de los mismos.

En el caso particular de orejuela rígida, se cierra la electroválvula situada aguas abajo de la misma impidiendo el avance de flujo dentro del apéndice. No existe ningún tipo de flujo en la orejuela durante el ciclo completo, más allá de un pequeño movimiento producido por un golpe de ariete durante la sístole debido al cierre de la válvula mitral

Hay que aclarar que los resultados que se van a exponer están registrados para un valor de $x > -5\text{mm}$ en el sistema de referencia que proporciona Tecplot, ya que la colocación de los propios dispositivos impide la correcta lectura para valores de x inferiores.

- **Diástole estacionaria $z = 0\text{ mm}$:**

Tabla 5.3. Diástole estacionaria paciente enfermo

DIÁSTOLE ESTACIONARIA	Q_{PV} (mL/min)	P_{LAA} (mbar)	P_{PV} (mbar)	P_{MV} (mbar)	T° (°C)
	1000	106	56	85	28

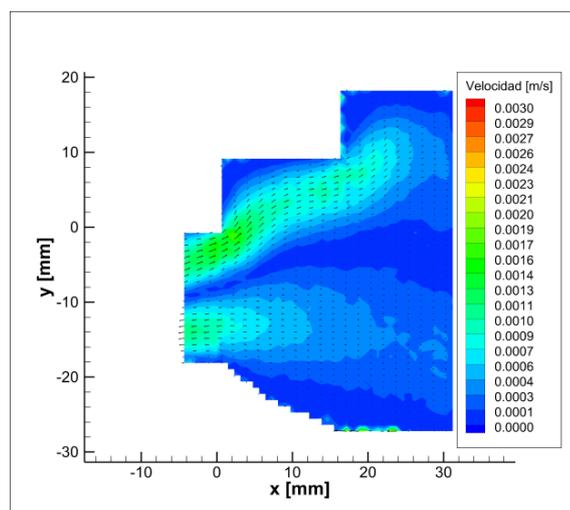
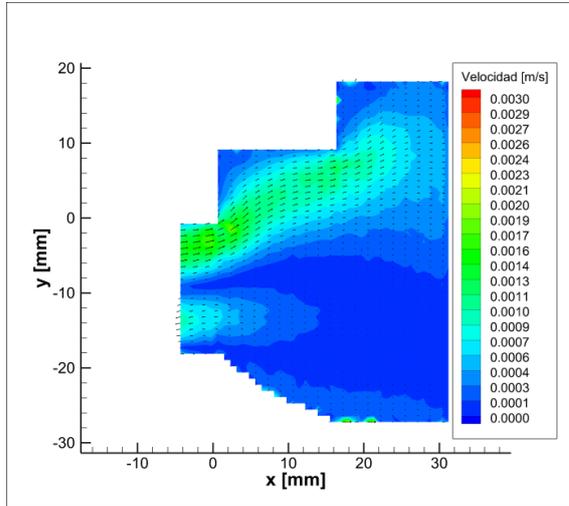


Figura 5.8. Campo de velocidades para $z = 0\text{ mm}$ en diástole estacionaria

• $z = 0$ mm ciclo $t = 300$ ms



$z = 0$ mm ciclo $t = 800$ ms

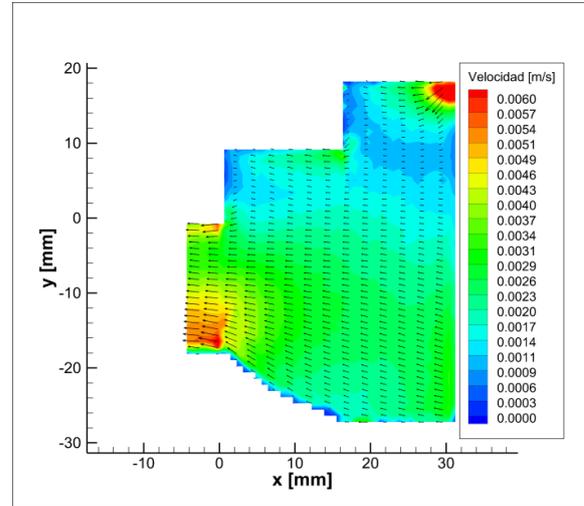


Figura 5.9. Campo de velocidades para $z = 0$ mm en diástole (izq) y sístole (dcha)

En las medidas realizadas en la figura 5.9 se observa la aparición de un *flujo reptante* durante la diástole. Este movimiento del fluido hacia la parte superior del modelo se atribuye a fenómenos térmicos debido a pequeñas diferencias de temperatura en el interior de la orejuela.

En cuanto a la imagen de la derecha correspondiente a la sístole refleja que existe un movimiento del fluido hacia la aurícula con velocidades cercanas a los 6 cm/s. Este movimiento que en teoría debería ser pequeño (pues no hay flujo, ya que todas las válvulas se encuentran cerradas) se produce por el efecto del golpe de presión que existe en el momento en el que se cierra la válvula mitral, como ya se ha comentado anteriormente. Este fenómeno será analizado al final de este capítulo.

• $z = +4$ mm ciclo $t = 300$ ms

$z = +4$ mm ciclo $t = 800$ ms

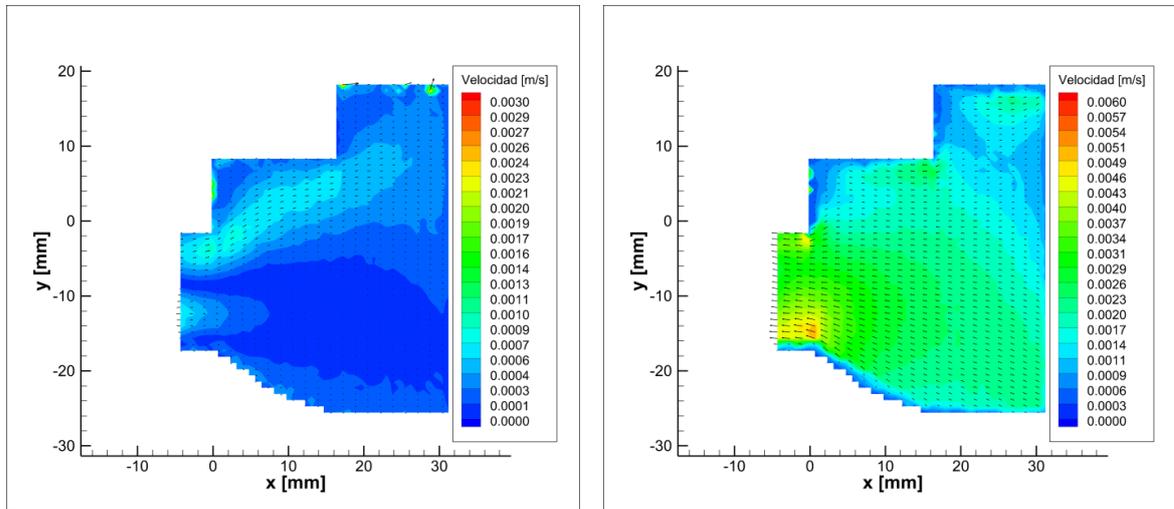


Figura 5.10. Campo de velocidades para $z = +4$ mm en diástole (izq) y sístole (dcha)

• $z = -4$ mm ciclo $t = 300$ ms

$z = -4$ mm ciclo $t = 800$ ms

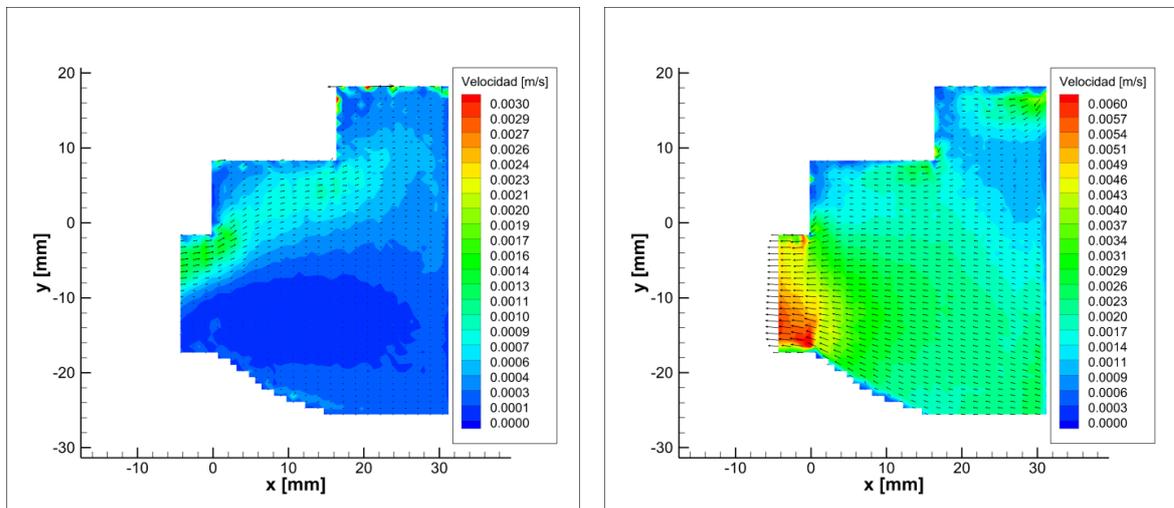


Figura 5.11. Campo de velocidades para $z = -4$ mm en diástole (izq) y sístole (dcha)

En planos paralelos a 4 mm a ambos lados del plano central, las velocidades se ven disminuidas. En el plano $z = +4$ mm no hay prácticamente salida de fluido, tal y como se puede observar en la figura 5.10. Sin embargo, en la figura 5.11. se aprecia una entrada de flujo en la orejuela que nuevamente tiende a subir hacia la parte superior de esta.

Nuevamente durante la sístole se puede comprobar el movimiento del fluido hacia el exterior de la orejuela producido por el golpe de presión mencionado con anterioridad.

Después de comprobar el escaso flujo que recorre el apéndice en **régimen de orejuela rígida** simulando las condiciones que sufren los pacientes con fibrilación auricular, se ha optado por el diseño de unos dispositivos que permitan el aumento de flujo en dicha situación.

5.4. PACIENTE ENFERMO CON DISPOSITIVO v1

Tras observar que los resultados obtenidos anteriormente acerca de los patrones de flujo no son favorables de cara a aumentar el flujo en el interior de la orejuela, se decidió diseñar algún tipo de dispositivo mediante el cual se pudiera llegar a aumentar la cantidad de fluido en movimiento en el interior de la misma y evitar de esta forma la formación de regiones de remanso en su interior.

5.4.1. DESCRIPCIÓN DEL DISPOSITIVO

En primera instancia, se decidió diseñar un dispositivo mediante el cual se aprovechara la cantidad de movimiento presente en el flujo, esto se logró con un dispositivo en forma de deflector, el cual se inserta en el ostium e induce al fluido que circula por la aurícula a entrar en la orejuela.

A la hora del diseño del dispositivo, se tuvo en cuenta una serie de medidas críticas como el diámetro exterior, el cual es de **18 mm**, igual que el diámetro interior del ostium.

Este primer dispositivo se diseñó de forma simétrica de modo que la entrada y la salida fueran iguales. Fue realizado con la impresora 3D del laboratorio. Debido a la necesidad de apriete en la zona crítica del ostium, se introdujo teflón para que el dispositivo se ajustase de manera correcta al modelo de metacrilato.

Aprovechando la simetría del mismo, se han realizado medidas en dos posiciones angulares distintas: formando **0°** con el plano horizontal de la orejuela y formando **90°** (posición natural).

A continuación se muestra una serie de imágenes en la figura 5.12. del dispositivo y su representación en CAD:



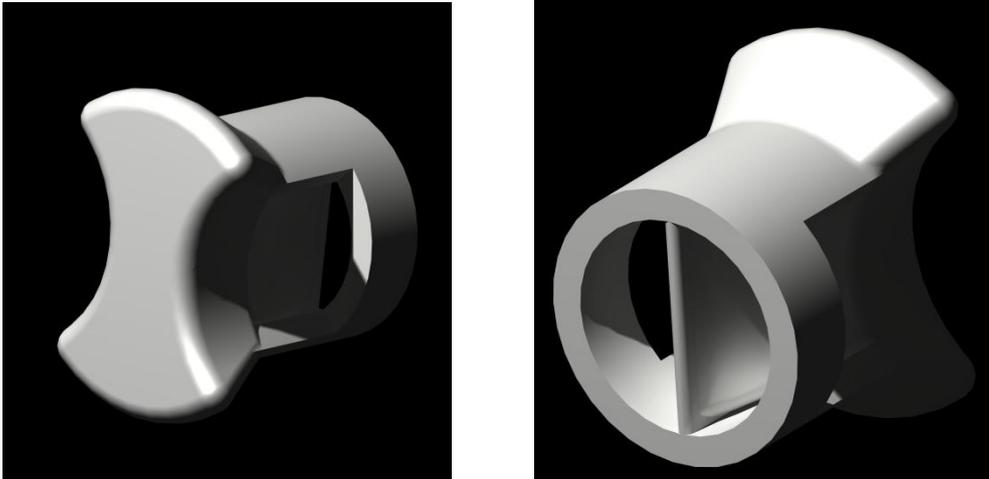


Figura 5.12. Dispositivo v1 y representación CAD

El flujo procedente de las venas pulmonares entra de forma perpendicular a la sección circular del dispositivo, y con ayuda de la inclinación de las caras laterales, el fluido avanza por el tabique central.

De esta forma el flujo entra por un lado del dispositivo y de igual manera sale por el lado simétrico. Con ayuda del esquema de la figura 5.13. se observa la trayectoria que sigue el fluido dentro de la orejuela con la introducción del dispositivo. También se muestra una imagen real del dispositivo colocado en el interior de la orejuela.

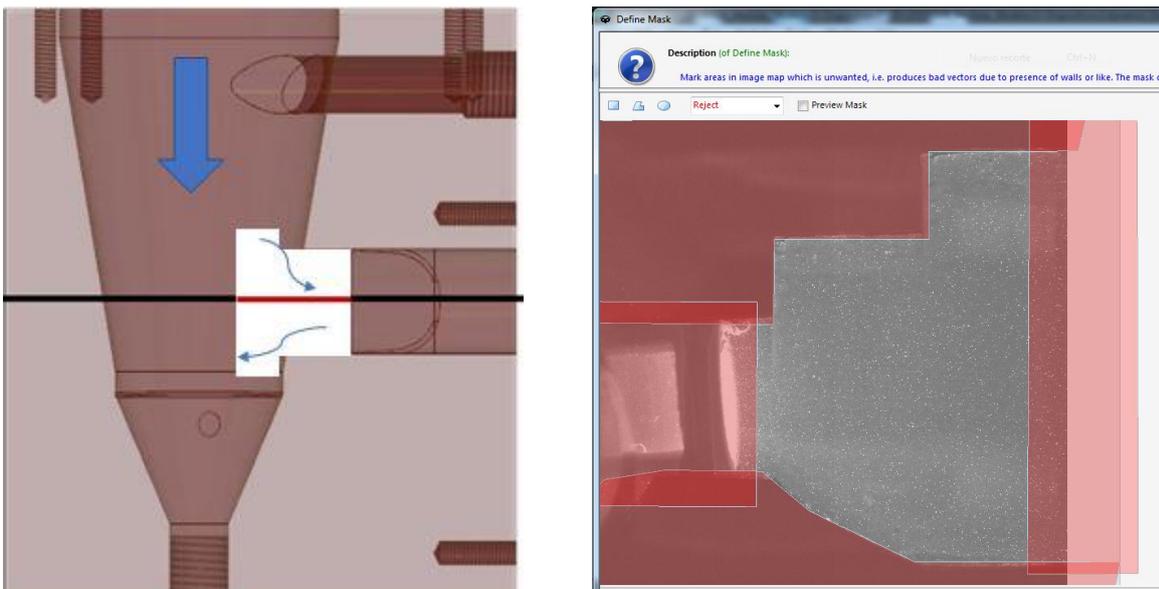


Figura 5.13. Trayectoria del flujo y posición del dispositivo

5.4.2. PATRÓN DE FLUJO CON DISPOSITIVO ALINEADO

En primer lugar se van a exponer los resultados obtenidos colocando el dispositivo de forma que el tabique central del mismo sea paralelo al plano horizontal de la orejuela (0°).

- Diástole estacionaria $z=0$ mm:

Tabla 5.4. Diástole estacionaria con dispositivo v1 alineado

DIÁSTOLE ESTACIONARIA	Q_{PV} (mL/min)	P_{LAA} (mbar)	P_{PV} (mbar)	P_{MV} (mbar)	T° ($^\circ\text{C}$)
	980	110	65	87	29

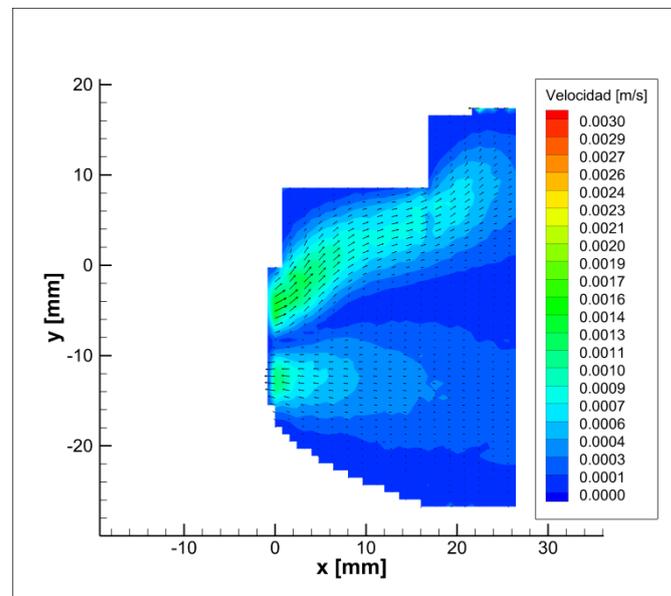
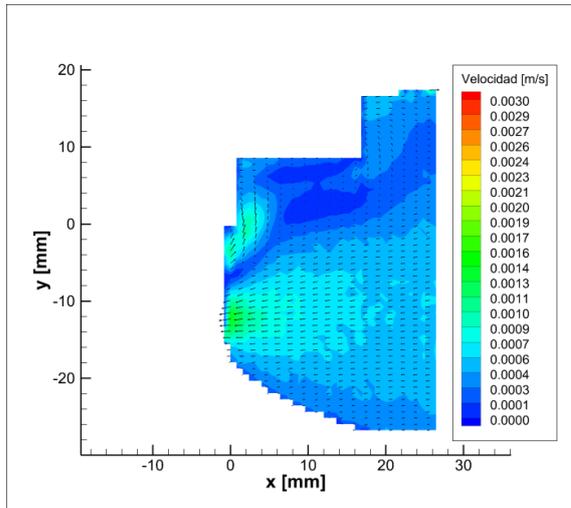


Figura 5.14. Campo de velocidades $z=0$ mm diástole estacionaria

La figura 5.14. muestra el flujo en régimen de diástole estacionaria al introducir el dispositivo. En régimen estacionario el flujo es constante y no se simula un ciclo cardíaco, dejando las electroválvulas en la misma posición. Nuevamente aparece el *flujo reptante* obteniendo velocidades de pequeña magnitud. Por ello no se puede apreciar ninguna mejora con respecto a las medidas realizadas sin ningún dispositivo.

A continuación se muestran los resultados obtenidos en régimen de flujo pulsante.

• $z = 0$ mm ciclo $t = 300$ ms



$z = 0$ mm ciclo $t = 800$ ms

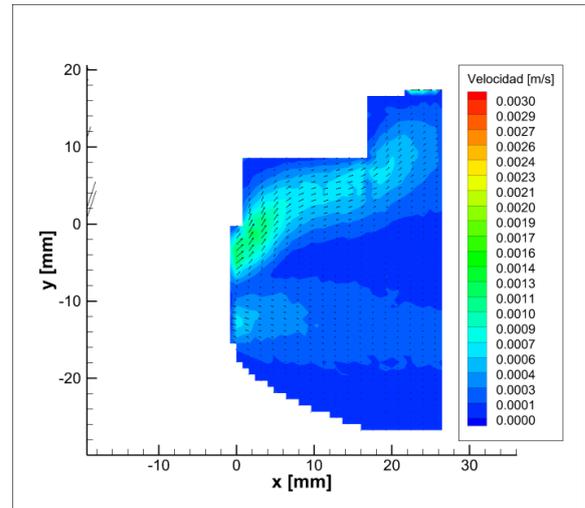
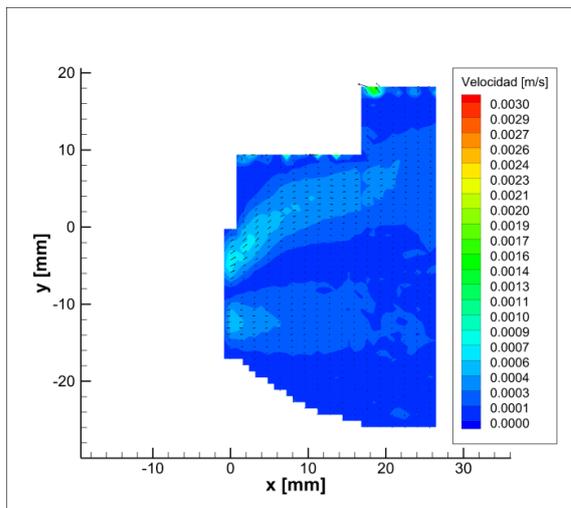


Figura 5.15. Campo de velocidades para $z = 0$ mm en diástole y sístole

• $z = +2$ mm ciclo $t = 300$ ms



$z = -2$ mm ciclo $t = 300$ ms

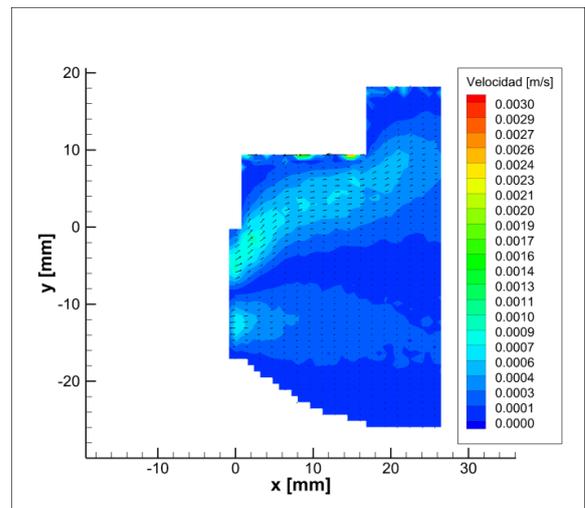


Figura 5.16. Campo de velocidades para $z = +2$ mm y $z = -2$ mm en diástole

La colocación del dispositivo alineado no presenta ninguna mejora con el fin de conseguir un flujo dentro de la orejuela. Como se puede observar en la figura 5.15, las velocidades obtenidas son muy pequeñas, del orden de 2 mm/s como máximo.

No se encuentran apenas diferencias en los planos paralelos $z=\pm 2$ mm como muestra la figura 5.16., pues el dispositivo colocado en esta posición no crea ningún tipo de flujo. Es lógico pensar en el incorrecto funcionamiento del dispositivo, pues este ha sido diseñado para trabajar en posición transversal desviando el flujo con ayuda del tabique central del mismo.

Las medidas obtenidas durante la sístole no se consideran representativas debido al golpe de ariete que se produce al cerrar la orejuela. Es por ello que se ha optado por hacer un mayor hincapié en la diástole en las medidas que se mostrarán a lo largo de lo que resta de capítulo.

5.4.3. PATRÓN DE FLUJO CON DISPOSITIVO TRANSVERSAL

En esta ocasión, se ha colocado el dispositivo en su posición más natural orientado de forma que se formen 90 grados entre el plano central del mismo y el eje horizontal.

- **Diástole estacionaria $z= 0$ mm:**

Tabla 5.5. Diástole estacionaria con dispositivo v_1 perpendicular

DÍÁSTOLE ESTACIONARIA	Q_{PV} (mL/min)	P_{LAA} (mbar)	P_{PV} (mbar)	P_{MV} (mbar)	T° (°C)
	950	113	66	89	28.5

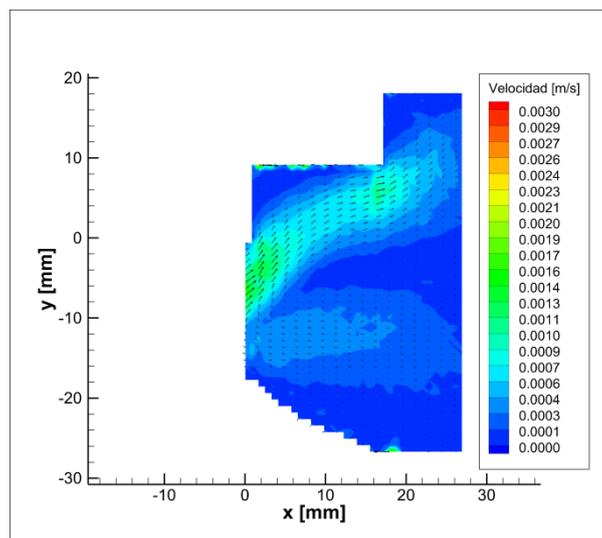
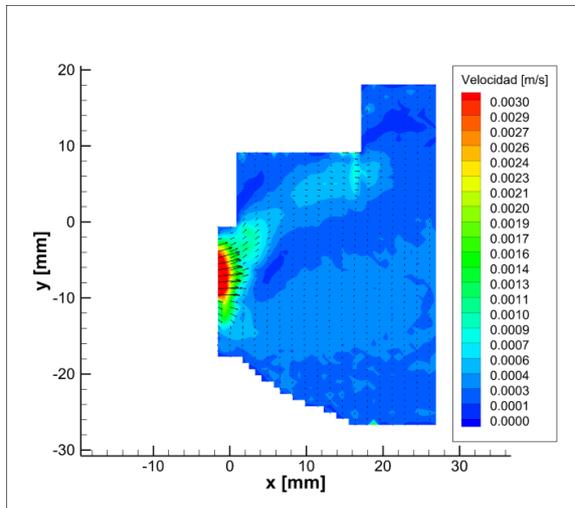


Figura 5.17. Campo de velocidades $z= 0$ mm diástole estacionaria

En régimen estacionario no se observan diferencias entre la distinta colocación de los dispositivos, apareciendo de nuevo el *flujo reptante* como muestra la figura 5.17.

Las medidas realizadas a continuación corresponden a régimen de flujo pulsante.

- $z = 0$ mm ciclo $t = 300$ ms



- $z = 0$ mm ciclo $t = 800$ ms

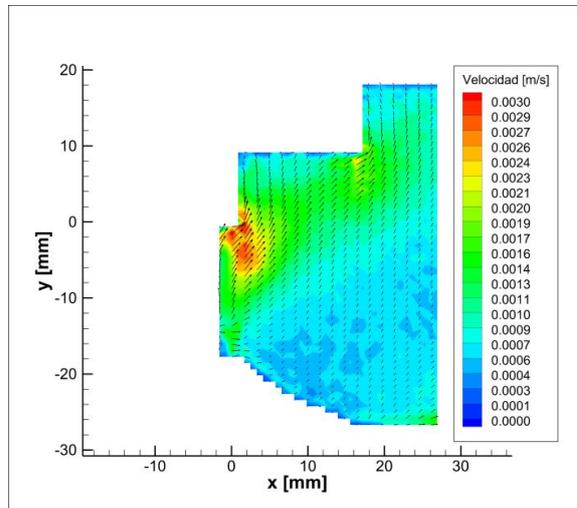
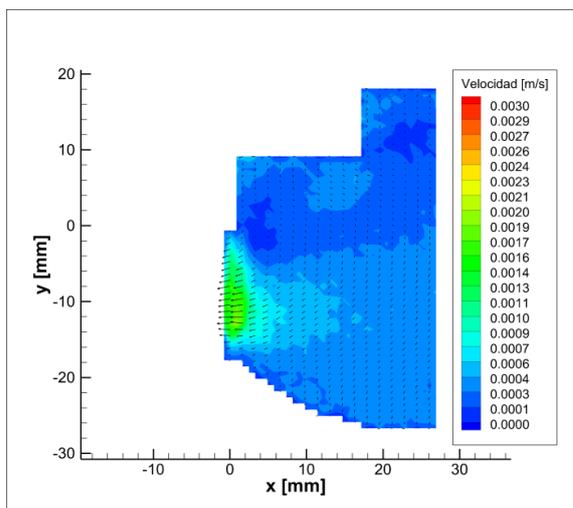


Figura 5.18. Campo de velocidades para $z = 0$ mm en diástole y en sístole

Tras la colocación del dispositivo en posición transversal, se podría pensar que en el plano central el flujo debería ser nulo debido a la posición del tabique central. Esto no es así debido a que no podemos olvidar que se trata de un flujo tridimensional, es por ello que se observan velocidades que alcanzan los 3 mm/s.

Por su parte como se aprecia en la figura 5.18. nuevamente se produce un movimiento caótico en la sístole debido al golpe de ariete existente.

- $z = +2$ mm ciclo $t = 300$ ms



- $z = -2$ mm ciclo $t = 300$ ms

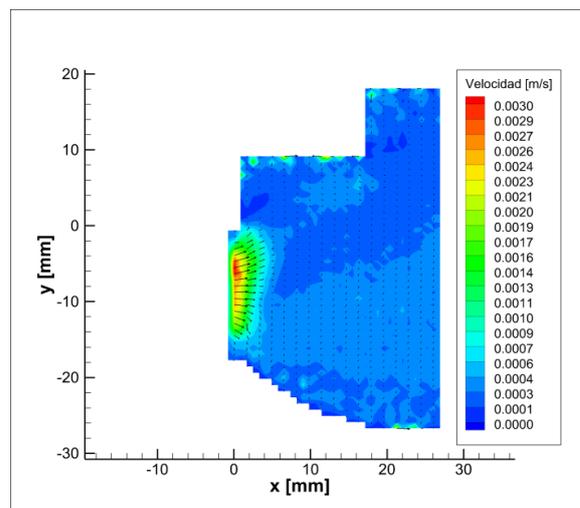


Figura 5.19. Campo de velocidades para $z = +2$ mm y $z = -2$ mm en diástole

• $z = +4$ mm ciclo $t = 300$ ms

$z = -4$ mm ciclo $t = 300$ ms

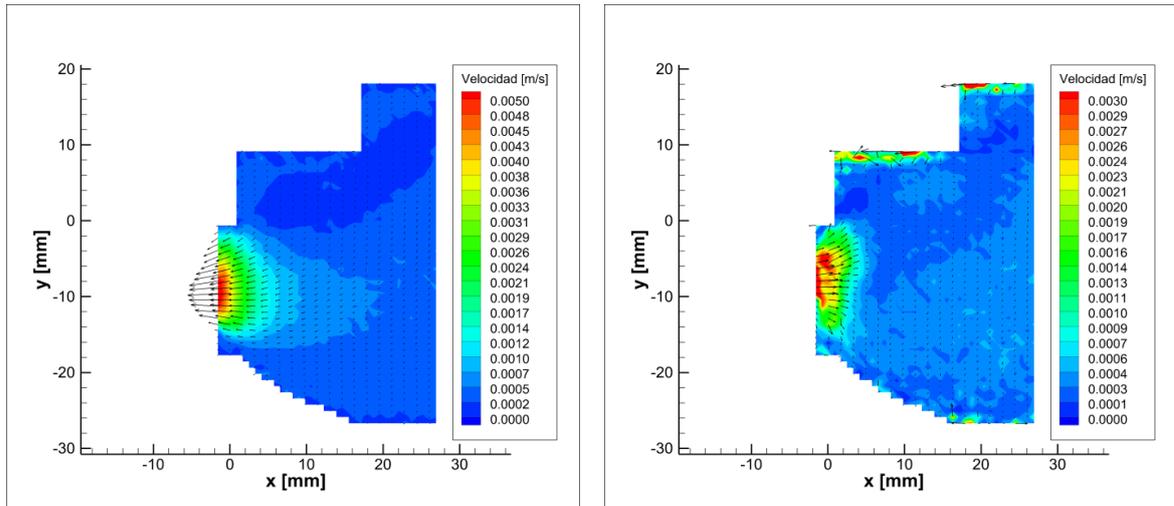


Figura 5.20. Campo de velocidades para $z = +4$ mm y $z = -4$ mm en diástole

Con ayuda de las figuras 5.19. y 5.20. correspondiente a las medidas realizadas en los planos paralelos a $z = \pm 2$ mm y $z = \pm 4$ mm respectivamente, es posible analizar cómo en esta ocasión si existe una entrada de flujo en los planos por detrás del plano central y una salida en los planos positivos.

Las velocidades son mayores a medida que se alejan del centro del ostium, obteniendo su valor máximo en los planos de $z = +4$ mm adquiriendo unos valores máximos de 5 mm/s.

• $z = +6$ mm ciclo $t = 300$ ms

$z = +6$ mm ciclo $t = 800$ ms

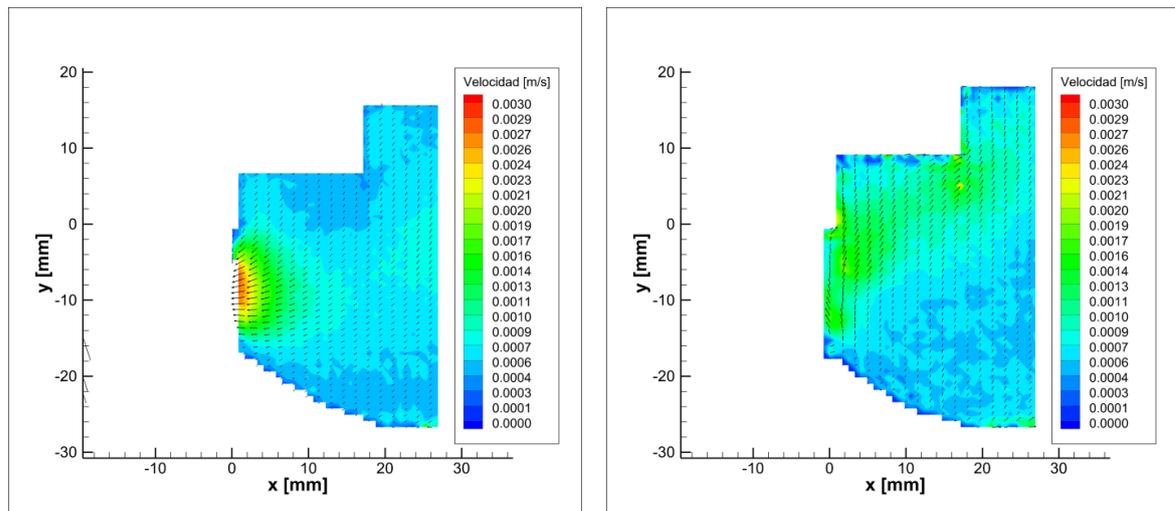


Figura 5.21. Campo de velocidades para $z = +6$ mm en diástole y en sístole

Es interesante analizar lo que ocurre en planos más alejados del centro, como es el caso del plano $z = +6$ mm (figura 5.21.). Las velocidades máximas encontradas en el ostium son menores, del orden de 3 mm/s, pero se observa mucho más movimiento en el resto de la orejuela, siendo más uniforme el patrón de flujo calculado.

De nuevo hay que incidir en el hecho de que este flujo es tridimensional, por lo tanto, es probable que en los planos más alejados del centro exista una mayor cantidad de movimiento distribuida por toda la orejuela, no sólo en el ostium, debido al giro que realiza el fluido alrededor del dispositivo.

5.5. PACIENTE ENFERMO CON DISPOSITIVO v2

5.5.1. DESCRIPCIÓN DEL DISPOSITIVO

Tras haber observado los resultados obtenidos con el primer dispositivo, se ha decidido realizar una nueva versión del mismo con el objetivo de mejorar sus prestaciones. Para este nuevo diseño, se parte de la primera versión.

Lo único que se modificó fue la inclinación en la cara de entrada del fluido, de esta forma se rompe la simetría del dispositivo pero se consigue que se produzca un desprendimiento de corriente en la región de salida del flujo de la orejuela. Teóricamente este desprendimiento de corriente producido, provocaría una disminución de presión en la región de salida de la orejuela, y este gradiente de presión favorece la circulación de flujo en la misma.

El resto de medidas y dimensiones son las mismas que en el anterior dispositivo, siendo diámetro crítico de **18 mm** al igual que el diámetro del ostium.

En esta ocasión, y tras haber observado la ineficiencia del dispositivo v1 en su colocación formando 0 grados con la horizontal, el dispositivo v2 únicamente se ha colocado formando 90 grados.



Figura 5.22. Dispositivo v2 y representación CAD

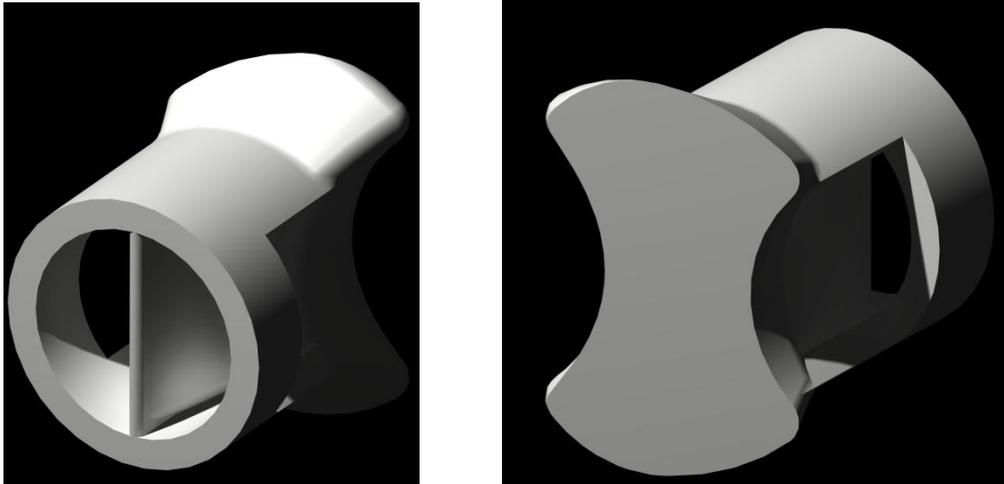


Figura 5.22. Dispositivo v2 y representación CAD

Con ayuda de las figuras 5.22. se puede observar la inclinación de la cara principal del dispositivo.

La trayectoria que sigue el flujo dentro de la aurícula y el efecto que se produce con la inclusión del dispositivo v2 se muestra a continuación en la figura 5.23. en donde se ha realizado un esquema con las líneas de corriente que debería seguir el fluido.

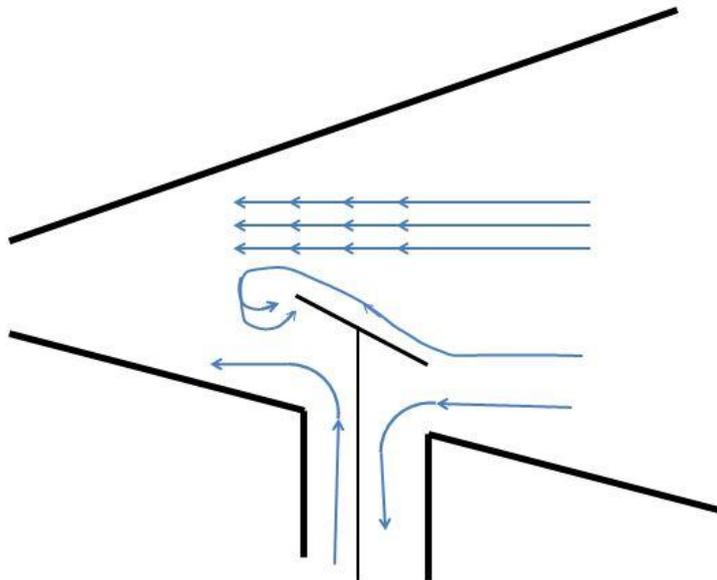


Figura 5.23. Desprendimiento de corriente en la zona de salida de la orejuela

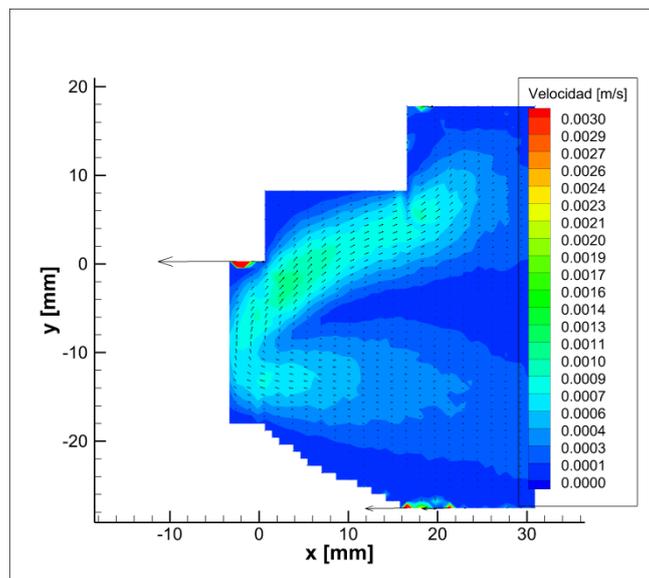
5.5.2. PATRÓN DE FLUJO

Al igual que ocurre en los casos anteriores, se van a analizar los resultados de las medidas de los campos de velocidad que existen en planos paralelos. Se dará más importancia a las medidas correspondientes a la **diástole**.

- **Diástole estacionaria $z=0$ mm:**

Tabla 5.6. Diástole estacionaria con dispositivo v2

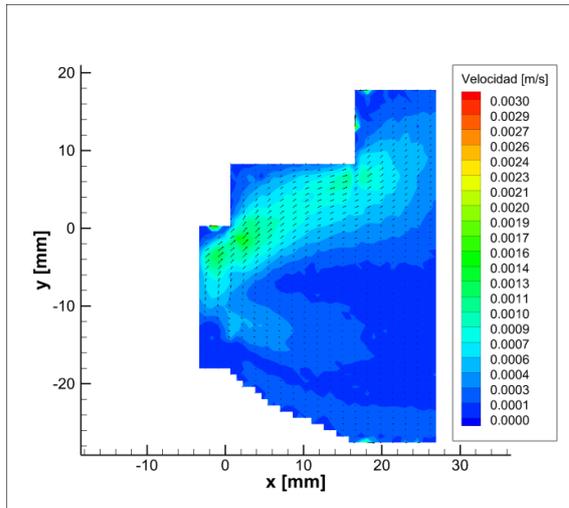
DÍÁSTOLE ESTACIONARIA	Q_{PV} (mL/min)	P_{LAA} (mbar)	P_{PV} (mbar)	P_{MV} (mbar)	T° ($^{\circ}C$)
	945	111	67	95	28

Figura 5.24. Campo de velocidades $z=0$ mm diástole estacionaria

En el caso de **régimen estacionario** tal y como se aprecia en la figura 5.24., los resultados obtenidos son similares a los hallados con el primer dispositivo, apreciando la aparición de un pequeño flujo ascendente. Esto es debido a que el fluido se ha asentado y al entrar en dicho régimen los dispositivos no tienen una influencia tan apreciable como en el caso de flujo pulsante.

Por su parte, en **régimen de flujo pulsante** se obtienen los siguientes resultados:

- $z = 0$ mm ciclo $t = 300$ ms



- $z = 0$ mm ciclo $t = 800$ ms

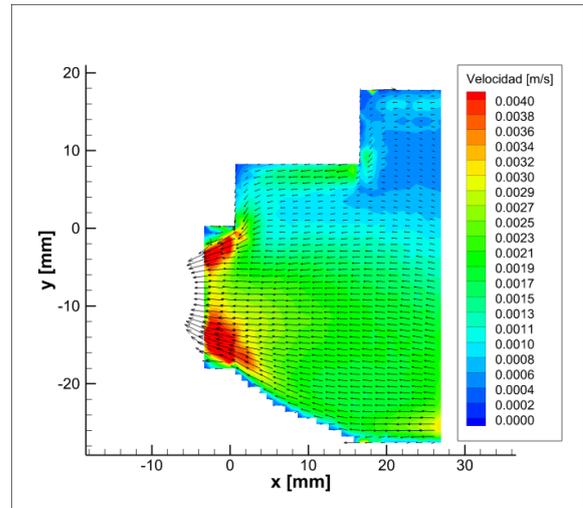
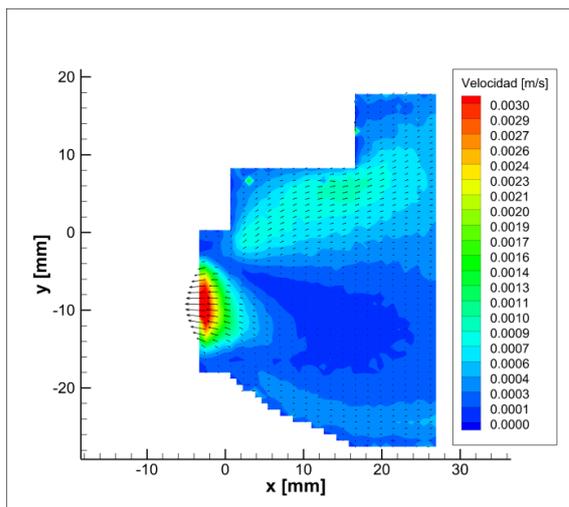


Figura 5.25. Campo de velocidades para $z = 0$ mm en diástole y en sístole

En el plano central $z = 0$ mm a diferencia de los resultados obtenidos con el primer dispositivo, en esta ocasión no existe entrada de flujo en la orejuela en el plano central. Al encontrarse el tabique central del dispositivo, es posible que impida la aparición de flujo en esta posición concreta del plano de medida. En la sístole se observa nuevamente el efecto de la presión (figura 5.25.).

- $z = +2$ mm ciclo $t = 300$ ms



- $z = -2$ mm ciclo $t = 300$ ms

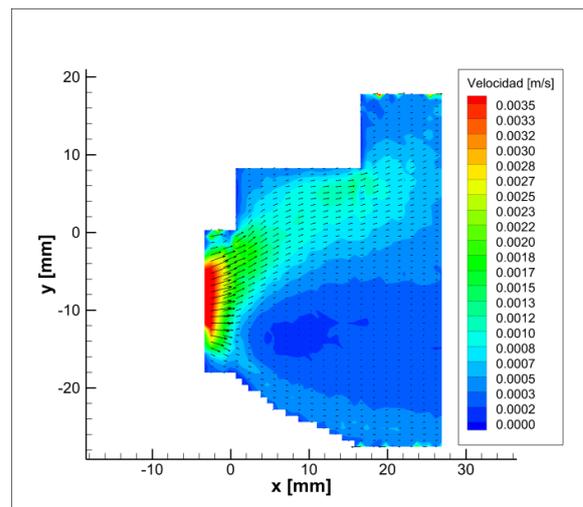


Figura 5.26. Campo de velocidades para $z = +2$ mm y $z = -2$ mm en diástole

En planos próximos al plano central como $z = \pm 2$ mm, las velocidades obtenidas con el dispositivo v2 son mayores que con el primer dispositivo. Las mayores velocidades medidas son del orden de **3 mm/s** a la salida (planos por delante del plano central) y de hasta **4 mm/s** a la entrada (planos por detrás del plano central). Velocidades que llegan a duplicar las halladas en los mismos planos con el primer dispositivo (figura 5.26.).

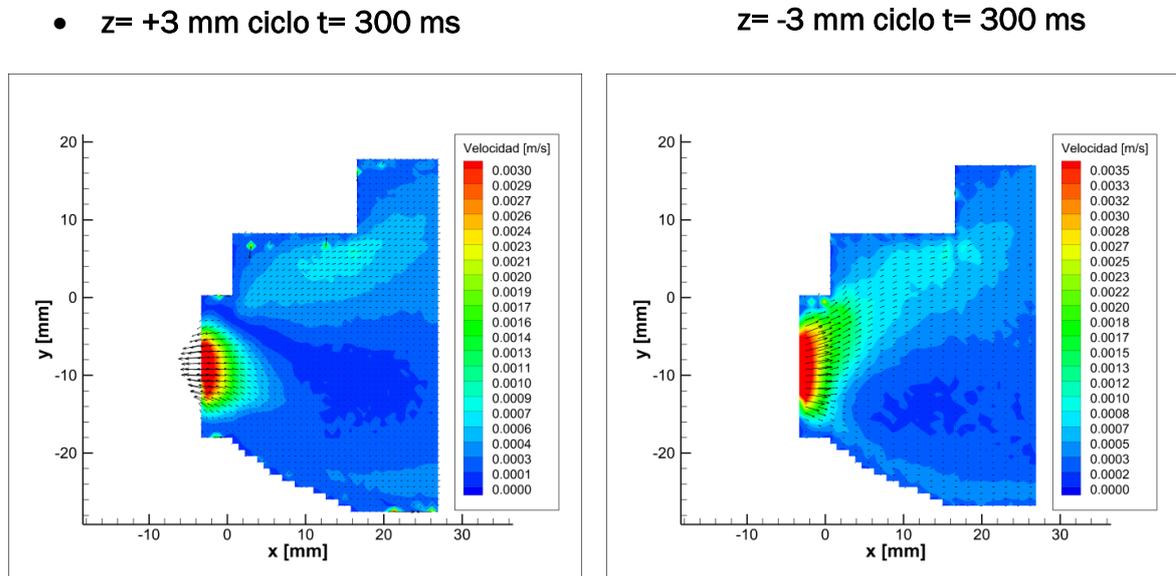


Figura 5.27. Campo de velocidades para $z = +3$ mm y $z = -3$ mm en diástole

Sin embargo, a partir de los planos $z = \pm 3$ mm (figura 5.27.) esta diferencia de velocidades se ve disminuida hasta tal punto que en los planos paralelos a $z = \pm 4$ mm (figura 5.28.) se aprecia una mayor efectividad en las medidas realizadas con el primer dispositivo, sobre todo en la entrada, donde los patrones de flujo obtenidos reflejan velocidades máximas que apenas alcanzan los 3 mm/s.

• $z = +4$ mm ciclo $t = 300$ ms

$z = -4$ mm ciclo $t = 300$ ms

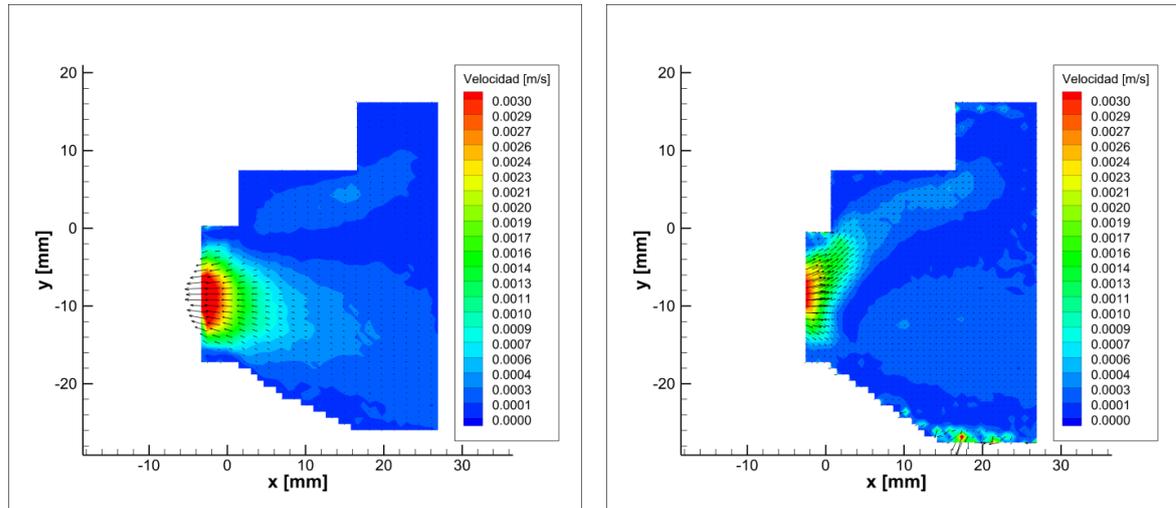


Figura 5.28. Campo de velocidades para $z = +3$ mm y $z = -3$ mm en diástole

Analizando independientemente los resultados obtenidos con el segundo dispositivo, se puede observar una peculiaridad entre las medidas realizadas en $z = \pm 3$ mm y $z = \pm 4$ mm y es que a la entrada, la velocidad es mayor para el plano más próximo al centro en este caso $z = -3$ mm (figura 5.27.), mientras que para la salida de flujo, es mayor la velocidad medida en el plano más alejado $z = +4$ mm (figura 5.28.). Esto puede tener su explicación en que estamos tratando con un flujo tridimensional, y no tienen por qué ser simétricos los resultados obtenidos en planos paralelos a ambos lados del plano central.

También conviene comentar cómo se sigue observando ese *flujo reptante* del que ya se ha hablado en la entrada del fluido al interior de la orejuela. Aún así se puede observar que este característico flujo va desapareciendo a medida que nos alejamos del plano central $z = 0$ mm.

5.6. PACIENTE ENFERMO CON DISPOSITIVO V3

5.6.1. DESCRIPCIÓN DEL DISPOSITIVO

Tras haber observado las mejoras obtenidas con el dispositivo anterior se decidió partir del segundo dispositivo como base.

Este último dispositivo cuenta con la misma geometría que la segunda versión del mismo, y a mayores en la zona de entrada se ha creado una tobera convergente de forma que se aproveche el efecto chorro que se produce, pues al reducir la sección de entrada, la velocidad del fluido ha de verse incrementada.

Exactamente, la tobera está diseñada en dos tramos, el primero de ellos converge desde el diámetro exterior de entrada hasta una elipse cercana a la mitad de recorrido, y el segundo tramo avanza y se desarrolla hasta una circunferencia a la salida final.

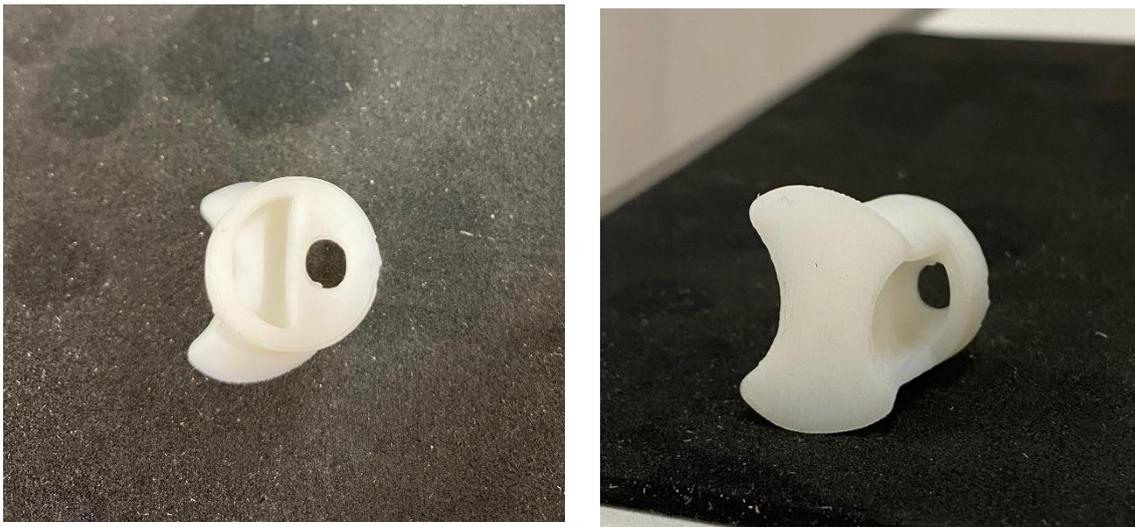


Figura 5.29. Dispositivo v3

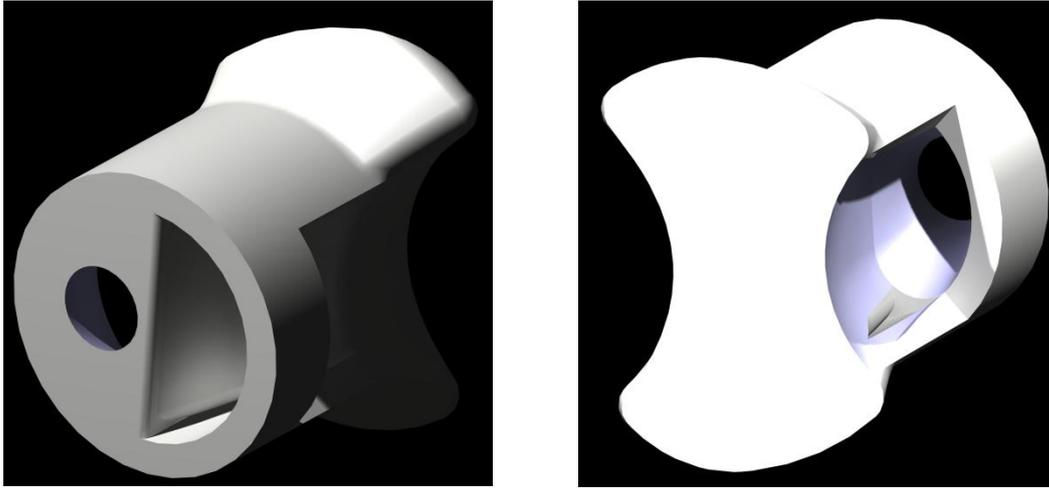


Figura 5.30. Representación CAD del dispositivo v3

Se puede observar en la figura 5.30, en donde se muestra una representación CAD del dispositivo, la tobera convergente diseñada en la entrada del flujo. Se sigue manteniendo el diámetro crítico de **18 mm** de forma que ajuste con el diámetro del ostium.

Por su parte, la inclinación en la cara principal creada en la segunda versión del dispositivo se ha mantenido tras haber observado las mejoras obtenidas en las medidas anteriores.

5.6.2. PATRÓN DE FLUJO

Nuevamente la colocación del dispositivo no admite dudas, pues únicamente cuenta con una posición de trabajo posible, colocándolo de tal forma que la entrada cuente con la tobera y la inclinación necesaria para el desprendimiento de corriente.

Debido a la geometría propia del dispositivo v3, se han analizado un mayor número de planos de medida en la región de entrada para analizar con mayor resolución el patrón de flujo existente en la tobera que se ha implementado.

- Diástole estacionaria z=0mm:

Tabla 5.7. Diástole estacionaria con dispositivo v3

DÍÁSTOLE ESTACIONARIA	Q _{PV} (mL/min)	P _{LAA} (mbar)	P _{PV} (mbar)	P _{MV} (mbar)	T° (°C)
	980	0	61	88	28

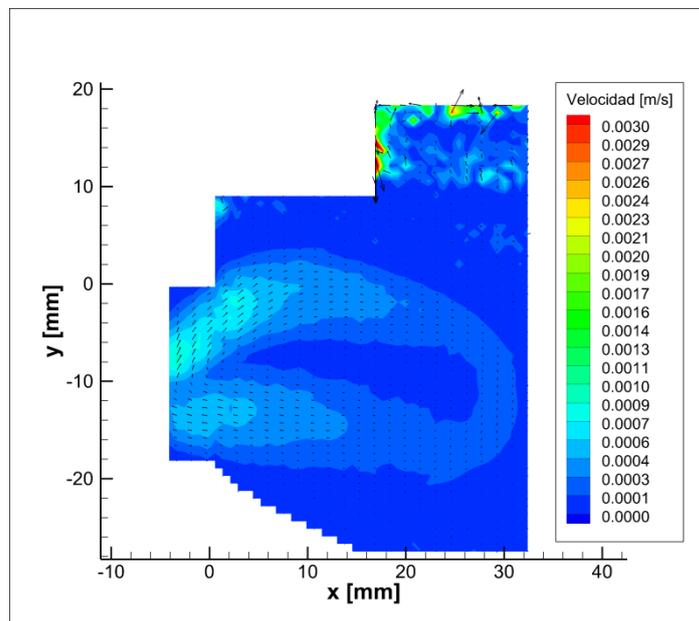
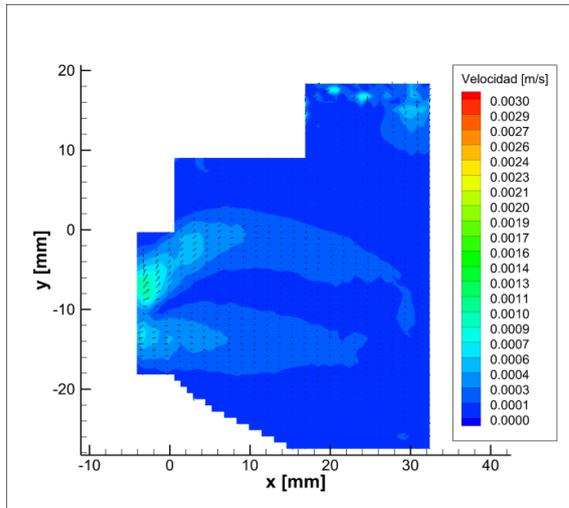


Figura 5.31. Campo de velocidades z= 0 mm diástole estacionaria

En **régimen estacionario**, podemos observar con ayuda de la figura 5.31. que apenas tiene influencia y se aprecia menos velocidad que con otros dispositivos, pero es normal, debido a que la entrada de flujo se ha visto reducida considerablemente.

En cuanto a los resultados obtenidos en **flujo pulsante**, estos se muestran a continuación:

• $z = 0$ mm ciclo $t = 300$ ms



$z = 0$ mm ciclo $t = 800$ ms

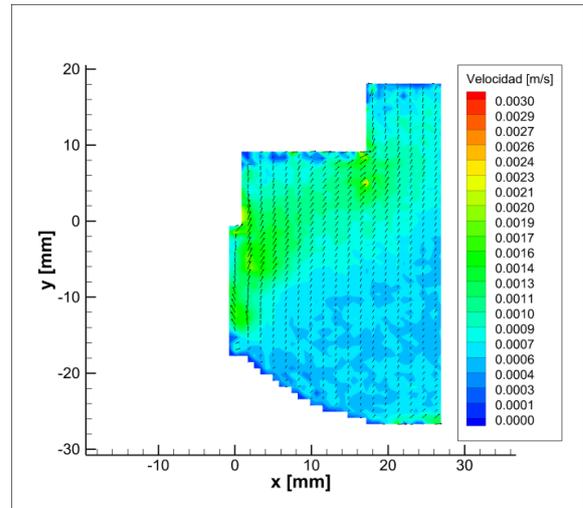
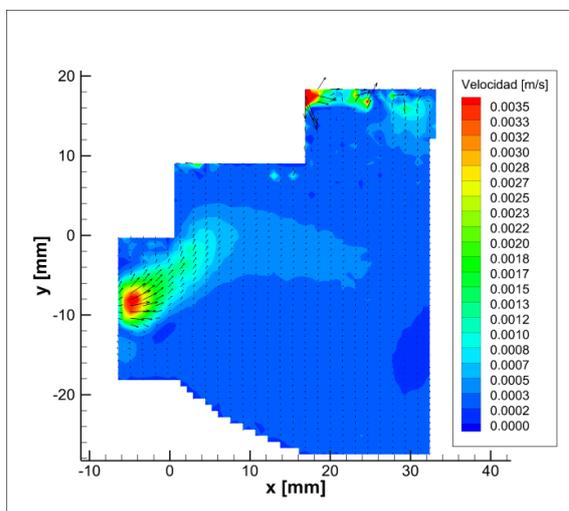


Figura 5.32. Campo de velocidades para $z = 0$ mm en diástole y en sístole

Nuevamente en el plano central apenas existe campo de velocidades. En este caso la entrada de flujo dirigida por la tobera se encuentra más alejada del plano central, por ello el flujo existente en $z = 0$ mm es irrelevante.

• $z = -1$ mm ciclo $t = 300$ ms



$z = -2$ mm ciclo $t = 300$ ms

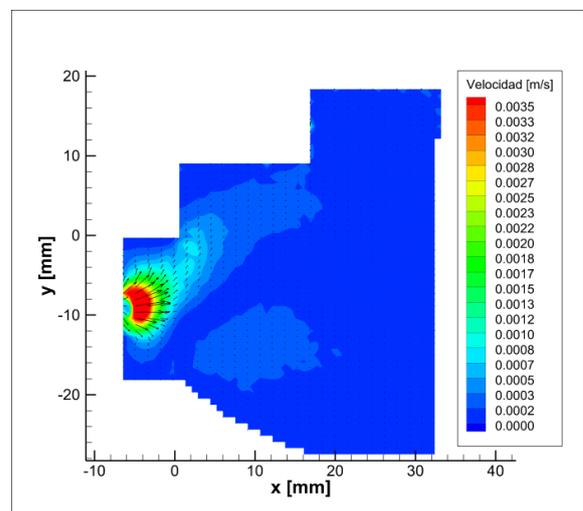


Figura 5.33. Campo de velocidades para $z = -1$ mm y $z = -2$ mm en diástole

Analizando los planos por detrás del origen del sistema de referencia, se aprecia perfectamente dónde se ubica el diámetro de salida, pues en el plano $z = -1$ mm (figura 5.33.) apenas existe velocidad, pues en realidad no hay entrada de fluido debido a que en esa posición existe material que impide la entrada del mismo. Aún así hay algo de velocidad porque debemos recordar que estamos trabajando con un flujo tridimensional.

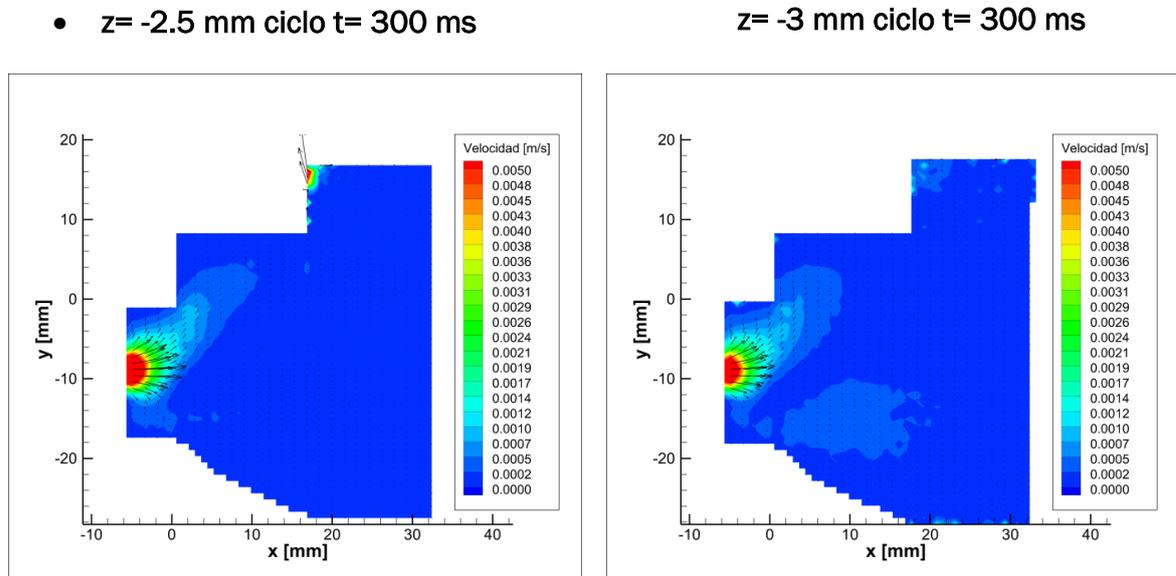


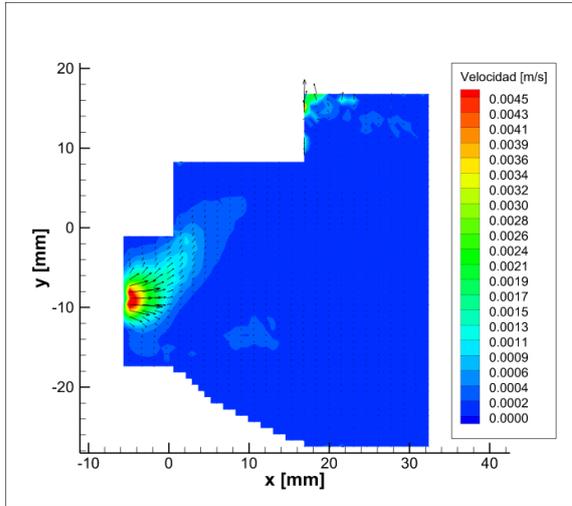
Figura 5.34. Campo de velocidades para $z = -2.5$ mm y $z = -3$ mm en diástole

A medida que nos vamos alejando del plano central, la velocidad va aumentando progresivamente. Por ejemplo, en el plano $z = -2.5$ mm o $z = -3$ mm (figura 5.34.) se observan las velocidades más altas obtenidas hasta el momento. Estas llegan a alcanzar valores próximos a los **6 mm/s**, velocidades bastante elevadas.

Hay que tener en cuenta que al haber disminuido la sección de entrada, la cantidad de fluido entrante es menor. La cantidad de movimiento conseguida en esta ocasión es de mucha menor magnitud y por ello se aprecia cómo la velocidad se ve bruscamente disminuida nada más entrar en la orejuela.

Si se continúa alejando el plano de medida con respecto al plano central como por ejemplo en el caso de $z = -3.5$ mm (figura 5.35.), resultan patrones de flujo que reflejan velocidades menores, pues ya se ha superado el diámetro de entrada y nuevamente contamos con material el cual impide la entrada de flujo.

• $z = -3.5$ mm ciclo $t = 300$ ms



$z = -4$ mm ciclo $t = 300$ ms

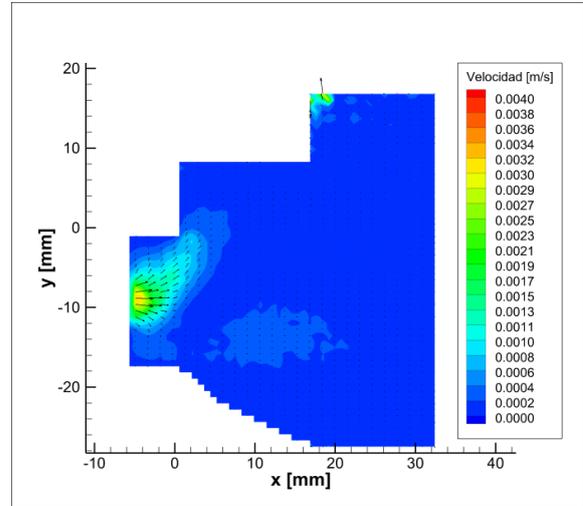
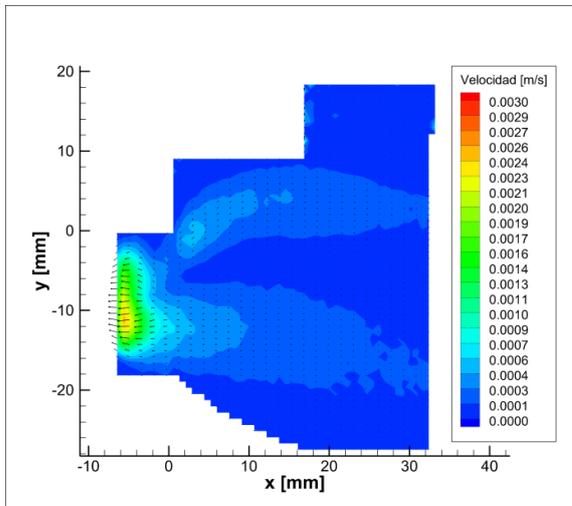


Figura 5.35. Campo de velocidades para $z = -3.5$ mm y $z = -4$ mm en diástole

• $z = +1$ mm ciclo $t = 300$ ms



$z = +2$ mm ciclo $t = 300$ ms

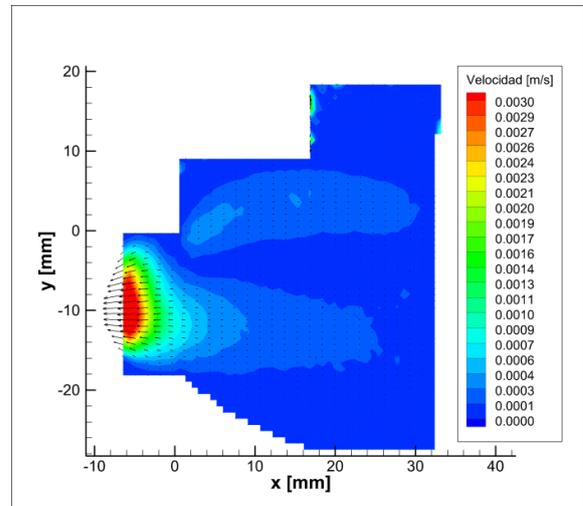


Figura 5.36. Campo de velocidades para $z = +1$ mm y $z = +2$ mm en diástole

En cuanto a la salida de fluido (es decir, en planos por delante del plano central), se parece bastante a la que se produce con los demás dispositivos con velocidades del orden de **3 mm/s** como se puede observar en el plano $z = +2$ mm correspondiente a la figura 5.36.

5.7. COMPARACIÓN DE ENERGÍAS CINÉTICAS EN LOS DISPOSITIVOS

Una vez que se han mostrado los patrones de flujo obtenidos para cada dispositivo, se va a realizar una comparación de la energía cinética existente en la orejuela para cada uno. Esta distribución de energías cinéticas proporciona una idea más clara de las diferencias observadas.

Se van a mostrar las distribuciones de energías cinéticas calculadas con ayuda del software *Tecplot* para los planos más relevantes de cada dispositivo. El instante del ciclo en el que se realizan las medidas es $t = 300 \text{ ms}$ correspondiente a la **diástole**.

En la figura 5.37. se muestra el cuadro de diálogo proporcionado por el software *Tecplot* por medio del cual es posible calcular la energía cinética:

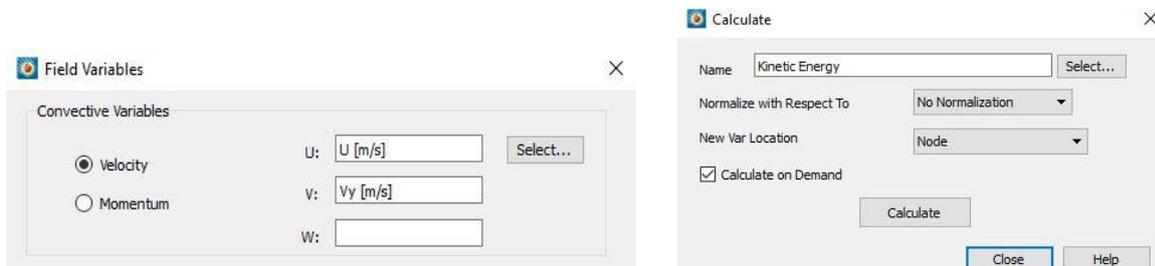


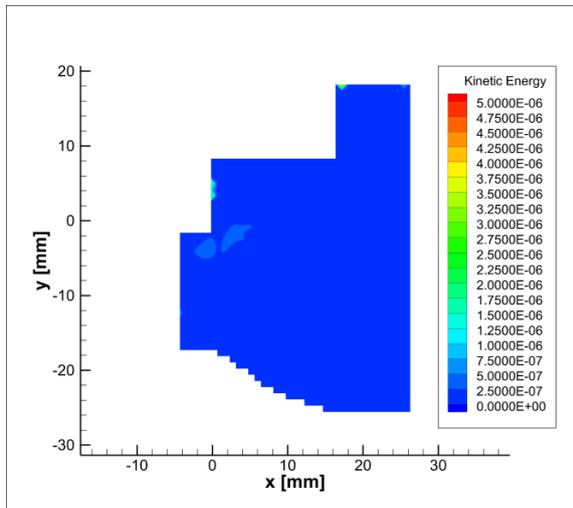
Figura 5.37. Cálculo de Energía cinética

En primer lugar se selecciona la velocidad como la variable empleada a la hora de calcular la energía cinética. A continuación, se selecciona la variable "*Kinetic Energy*" dentro del menú "*Calculate*" e inmediatamente el programa calcula dicha variable.

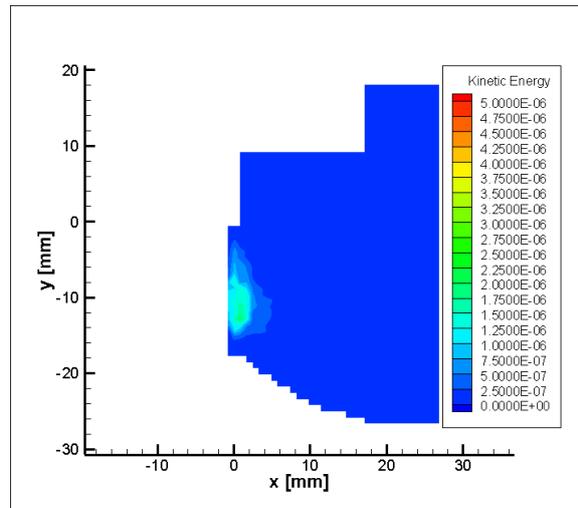
Tras analizar los resultados se ha optado por escoger los planos $z = +2 \text{ mm}$ y $z = -3 \text{ mm}$ ya que son aquellos en donde se pueden observar mayor diferencia.

- **Planos positivos en $z = +2 \text{ mm}$:** Se van a mostrar en primer lugar los planos en los que se produce una salida de fluido.

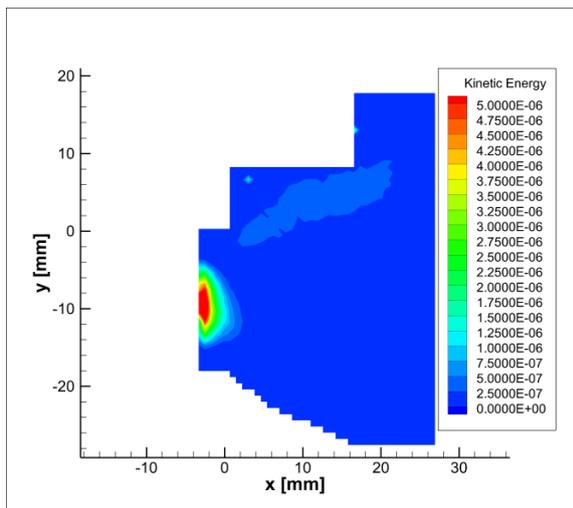
- Sin dispositivo



- Dispositivo v1



- Dispositivo v2



- Dispositivo v3

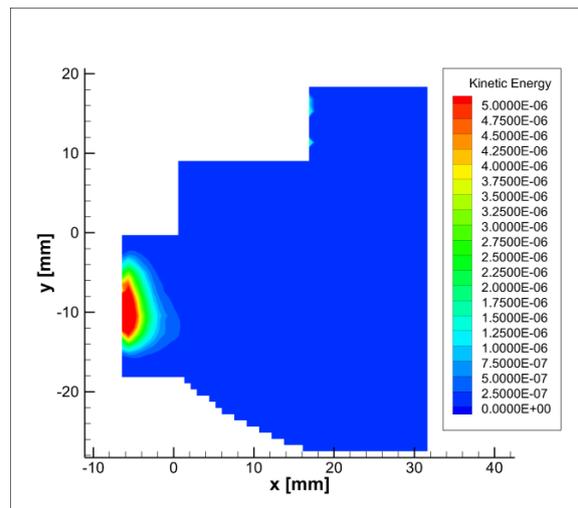


Figura 5.38. Comparación de energías cinéticas en el plano $z = +2$ mm

Analizando la figura 5.38. se puede apreciar la diferencia existente entre las energías cinéticas presentes en los distintos casos expuestos. La energía cinética que se mide en el modelo sin la inclusión de ningún dispositivo es inapreciable para la escala que se ha elegido. Por su parte con el dispositivo v1 aumenta la energía cinética medida a pesar de que siguen siendo valores mínimos del orden de $2,00 \text{ E-}06$ [J].

Los valores donde la energía cinética aumenta considerablemente es en los dos últimos dispositivos. En el segundo se puede apreciar la aparición de un pequeño flujo reptante de energía cinética hacia la parte superior del modelo, a pesar de que en la entrada hay una menor cantidad de energía.

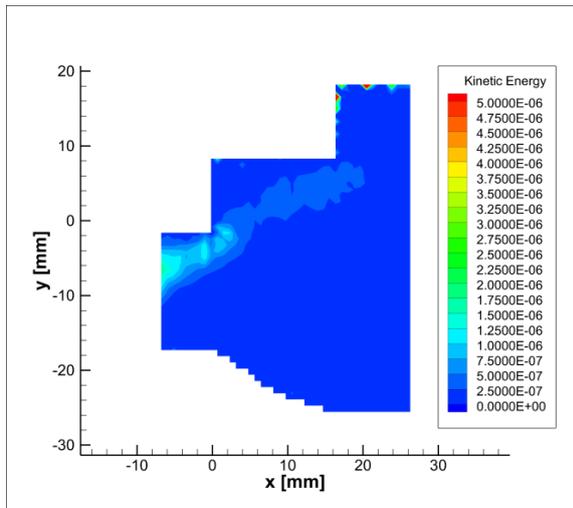
Con el dispositivo v3 se ha conseguido una mayor energía cinética en el ostium y no se observa ningún tipo de flujo reptante a diferencia del dispositivo anterior.

Por lo tanto y tras haber analizado las imágenes de la figura 5.38. se puede llegar a la conclusión de que el dispositivo que funciona de una manera más eficaz para planos en los que se produce una **salida de flujo** es el dispositivo v3. Los valores de la energía cinética más elevados que se han llegado a medir superan los $5,00 \text{ E-}06 \text{ [J]}$, triplicando los resultados que se obtienen por ejemplo con el dispositivo v1.

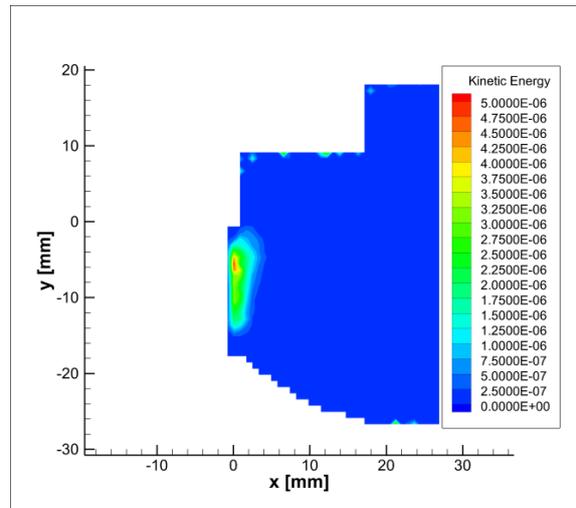
Es importante resaltar cómo se observa un aumento gradual de la energía cinética con la colocación de los dispositivos, por lo tanto el diseño de los mismos se puede considerar favorable en cuanto al aumento de la velocidad en las zonas de remanso que aparecen sin su inclusión, ayudando al desalojo de fluido en la orejuela.

- **Planos negativos en $z = -3 \text{ mm}$:** En esta ocasión se van a mostrar los resultados de las energías cinéticas que se observan en los planos de **entrada** de fluido.

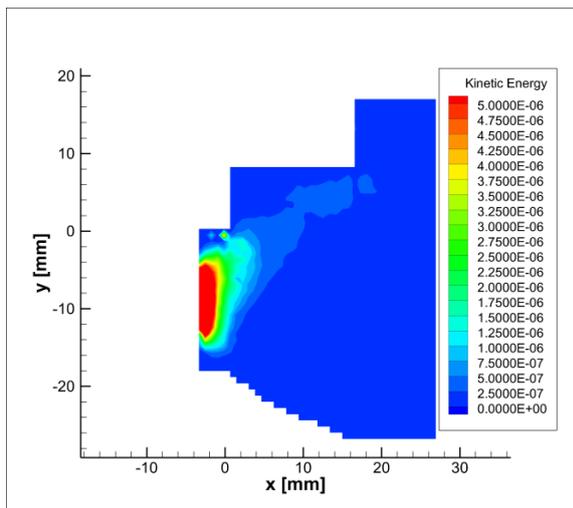
- Sin dispositivo



- Dispositivo v1



- Dispositivo v2



- Dispositivo v3

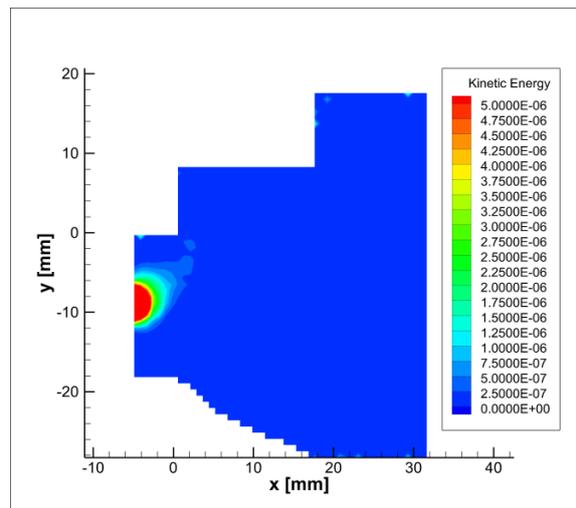


Figura 5.39. Comparación de energías cinéticas en el plano z= -3 mm

Analizando los resultados mostrados en la figura 5.39. se observa cómo en la primera imagen sin ningún tipo de dispositivo, existe un pequeño flujo de energía entrante el cual tiende a ascender. Este flujo como ya se ha comentado anteriormente se debe a los efectos térmicos producidos por las pequeñas diferencias térmicas que existen en el interior de la orejuela.

Con la incorporación de los dispositivos se consigue minimizar dicho *flujo reptante* frente al flujo generado y la energía se ve incrementada de manera notable con los mismos.

A pesar de que con el dispositivo v1 no se consiguen valores muy elevados de energía cinética (3,00 E-06 [J]), se aprecia una entrada más uniforme a lo largo de todo el diámetro del ostium.

Los valores máximos de energía se consiguen con los dos últimos dispositivos con valores máximos que superan de manera clara los $5,00 \text{ E-06 [J]}$.

Con la segunda versión del dispositivo, la entrada de flujo se produce más uniforme a lo largo del diámetro del ostium, tal y como se ha comentado con el primer dispositivo. Por su parte con el dispositivo v3 la entrada se ve reducida considerablemente debido al estrechamiento producido por la inclusión del conducto convergente a la entrada.

Por ello, aunque los valores máximos de energía cinética se consiguen con el tercer dispositivo, el estrechamiento impide que entre una mayor cantidad de flujo, por lo tanto el dispositivo con mayor eficacia a la **entrada** es la segunda versión ya que las energías conseguidas son casi del orden de las medidas con el tercer dispositivo, y a mayores se consigue una mayor cantidad de movimiento entrante en la orejuela.

5.8. INFLUENCIA DE LA RIGIDEZ DE LA OREJUELA DURANTE LA SÍSTOLE

Las medidas realizadas en la instalación mostraron que en el momento en el que la electroválvula E2, la válvula mitral, se cierra, se produce un golpe de ariete que afecta de manera negativa a los resultados observados en los campos de velocidades obtenidos con el PIV.

Con el fin de intentar evitar dicho fenómeno se colocó un tapón en la salida de la orejuela de forma que al eliminar los conductos de silicona, se viera reducida la capacidad de elasticidad de la instalación.

Es por ello que en este apartado se van a comparar los resultados que se obtienen antes y después de la colocación de dicho tapón. Se van a mostrar por un lado imágenes con los patrones de flujo existentes en ambos casos, así como una serie de gráficas en donde se muestra la presión en la válvula mitral.

Durante la sístole en régimen de orejuela rígida, tal y como se ha explicado en apartados anteriores, no existe ningún tipo de flujo en el modelo puesto que todas las electroválvulas se encuentran cerradas. Por lo tanto los vectores obtenidos con ayuda del PIV deberían ser de pequeña magnitud.

En la figura 5.40. se muestra una imagen con el patrón de flujo existente en la orejuela antes de la colocación del tapón.

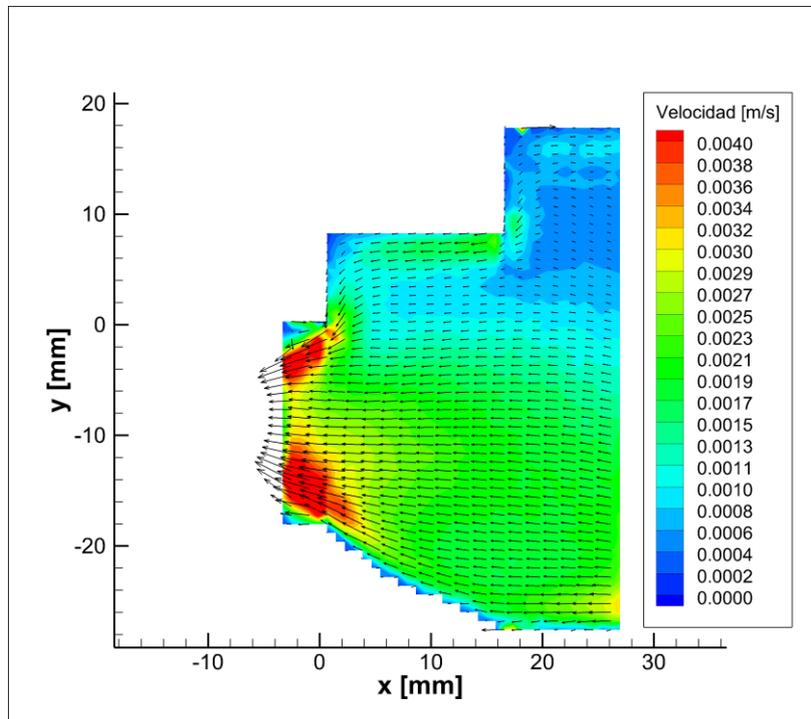


Figura 5.40. Campo de velocidades medido sin tapón

La existencia de una mayor elasticidad en el modelo, se ve reflejada en un movimiento irreal y caótico del fluido en la orejuela, tal y como se puede apreciar en la figura 5.39. en donde la velocidad debería ser próxima a cero.

La medida está realizada con el dispositivo v2 y en el plano central del ostium. Reproduciendo las mismas condiciones colocando el tapón y midiendo en el mismo instante de tiempo (mitad de sístole) se aprecian los siguientes resultados mostrados en la figura 5.41.

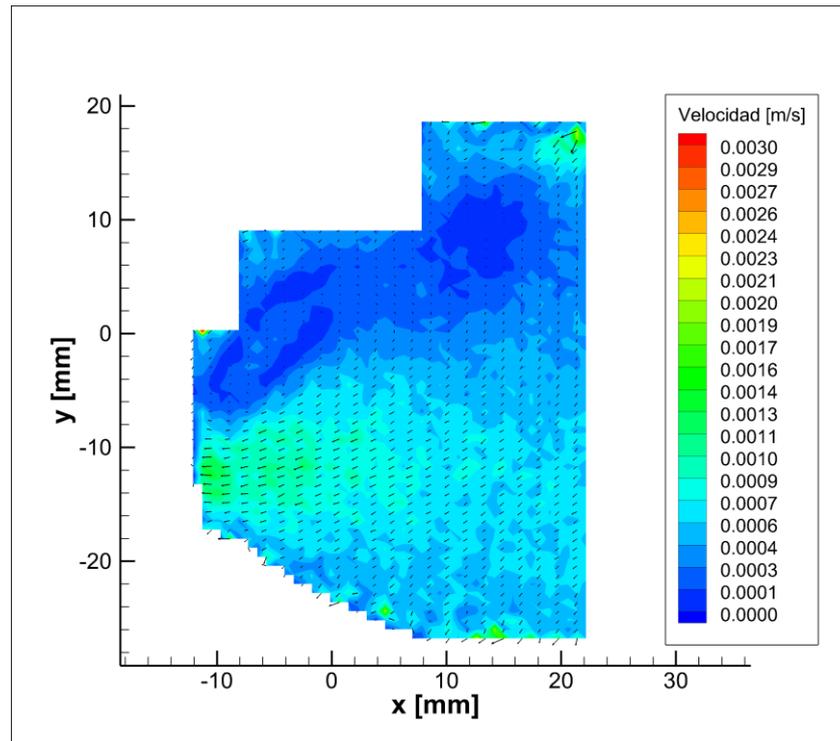


Figura 5.41. Campo de velocidades medido con tapón

Se aprecia perfectamente la reducción del golpe de presión existente en el modelo, pues la velocidad observada en las mismas condiciones que en la figura 5.40. es mucho menor, siendo prácticamente irrelevante.

Para concluir el capítulo se va a mostrar una comparación de las presiones medidas por el captador de presión colocado aguas arriba de la válvula mitral a la salida del modelo en ambas situaciones:

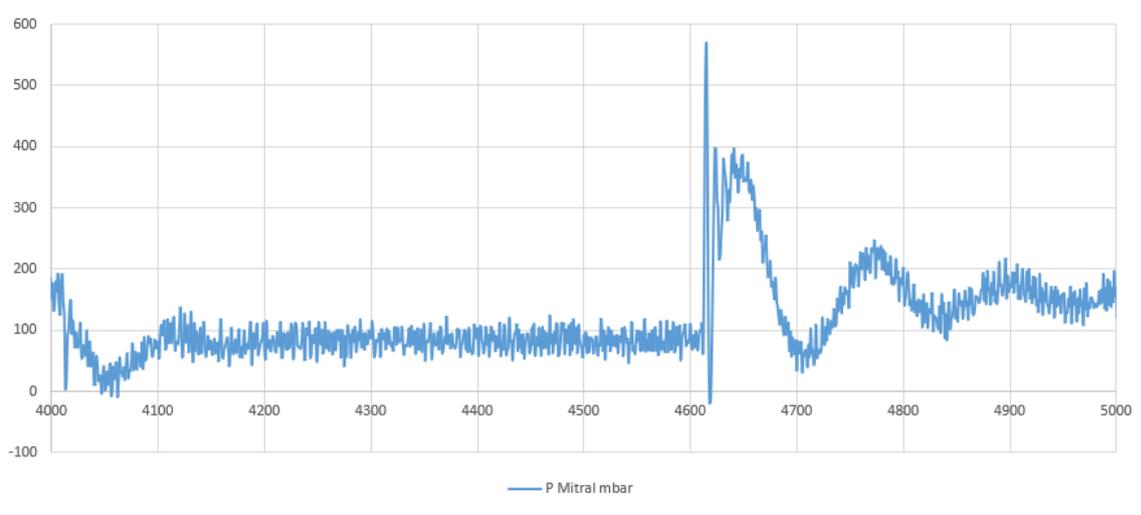


Figura 5.42. Presión mitral sin tapón

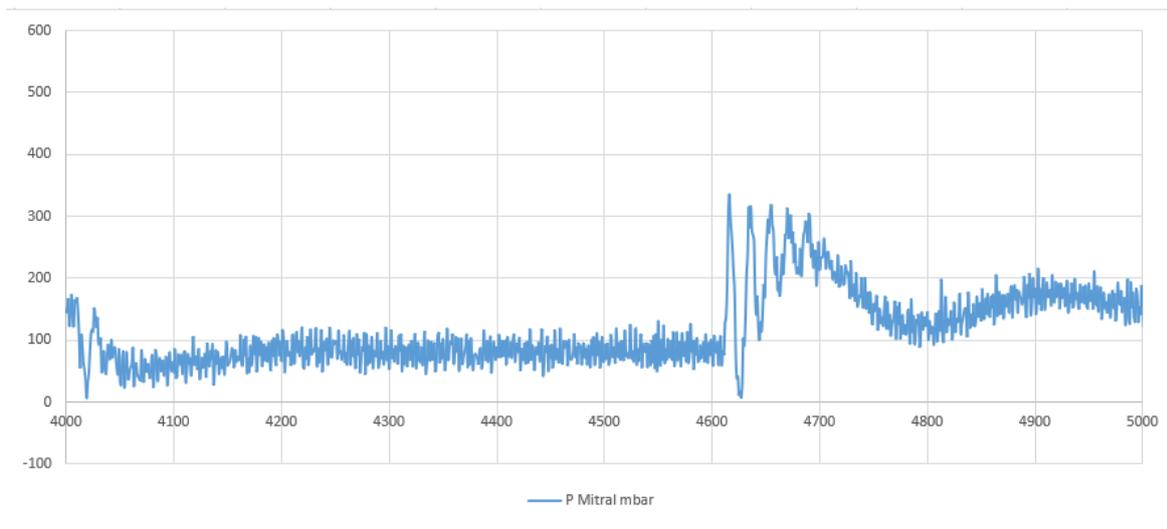


Figura 5.43. Presión mitral con tapón

En la figura 5.42. se muestra la presión medida sin la colocación del tapón en el modelo. Se aprecia un pico de presión que asciende hasta valores por encima de los **500 mbar**, valor que es unas cinco veces mayor que el medido durante el resto del ciclo.

Por su parte en la figura 5.43. en donde se mide la presión una vez introducido el tapón, este golpe de presión es mucho menor, con valores de **300 mbar** como máximo.

Pero no sólo se ha conseguido reducir este valor máximo de la presión, también es relevante destacar cómo con la introducción del tapón se ve minimizada la oscilación de la presión en el resto del ciclo cardíaco.

CAPÍTULO 6

CONCLUSIONES

Índice

6. CONCLUSIONES 131

6. CONCLUSIONES

En este Trabajo Fin de Grado se ha estudiado el patrón de flujo existente en la orejuela izquierda del corazón en personas con una nula contractibilidad de dicho apéndice padeciendo la enfermedad conocida como **fibrilación auricular**.

La rigidez del modelo idealizado se ha conseguido gracias a la instalación diseñada en el Laboratorio de Fluidomecánica de la Universidad de Valladolid. A pesar de que el objetivo principal del trabajo se ha centrado en este régimen de orejuela rígida, se midieron a su vez campos de velocidades en régimen flexible de forma que se pudiera validar la nueva versión v3 del modelo.

Una vez observada experimentalmente la ausencia de flujo en el apéndice en **régimen de orejuela rígida** se decidió diseñar una serie de dispositivos con los que poder corregir este flujo inexistente, siendo este el motivo principal del proyecto.

Paralelamente al trabajo principal se han observado una serie de posibles mejoras que se llevaron a cabo durante el desarrollo del mismo, las cuales pueden ser válidas para proyectos similares que se deseen realizar en el futuro.

A continuación se van a redactar las conclusiones acerca de los resultados más relevantes obtenidos:

Patrón de flujo en régimen de orejuela flexible

Tras el rediseño del modelo, se realizaron medidas con las que se pudo validar el modelo y las mejoras introducidas en el mismo. El efecto chorro que se observaba en las versiones anteriores se eliminó con ayuda del distribuidor de flujo con el que se consiguió una mayor homogeneización del flujo.

Se observaron resultados favorables tanto para la sístole como para la diástole. Se consiguieron reproducir de manera adecuada los procesos de contracción y expansión que sufre dicho apéndice en un corazón sano.

Patrón de flujo en régimen de orejuela rígida

En el momento en el que se cierra la orejuela simulando el estado en el que un paciente sufre fibrilación auricular, se confirmó la estanqueidad del fluido en el interior del apéndice. Tras la inclusión de los distintos dispositivos se pudo observar cómo se consiguió que apareciera una pequeña circulación de flujo sobre todo localizada en el ostium.

Con el primer dispositivo se consiguieron resultados dispares dependiendo de la colocación del mismo, confirmando que la posición correcta de funcionamiento del mismo es en forma transversal. En dicha posición el dispositivo favorece la aparición de un flujo a pesar de que la magnitud del mismo no es muy significativa.

Por su parte el dispositivo v2, el cual cuenta con la inclinación a la entrada con la que se consigue el ya mencionado desprendimiento de capa, favorece en mayor medida la evacuación de flujo debido a la depresión producida en la salida de la orejuela.

El tercer dispositivo proporciona una mayor velocidad del flujo a la entrada apoyado por el estrechamiento que se diseñó a la entrada del mismo, de hecho son las velocidades máximas obtenidas en todo el proyecto. Pero precisamente debido a esta reducción de área a la entrada, la cantidad de flujo entrante, y por lo tanto la cantidad de movimiento, es mucho menor, por lo que el fluido desalojado es menor que en el caso del segundo dispositivo.

Otra conclusión que hay que mencionar es la confirmación de tridimensionalidad con la que cuenta el flujo. Pues se ha observado que los resultados no son los mismos en planos simétricos a ambos lados del plano central del ostium.

Flujo reptante

Este característico flujo que aparecía en versiones anteriores del modelo sigue apareciendo nuevamente tras el rediseño del mismo. A pesar de que los resultados con los dispositivos introducidos indican una pequeña disminución en la magnitud de dicho fenómeno térmico, no se ha conseguido eliminar por completo.

Influencia del golpe de ariete durante la sístole

Tras la realización de las primeras medidas en régimen de orejuela rígida, se pudieron observar resultados dispares obtenidos durante la fase de sístole. Se atribuyeron de inmediato estos resultados al efecto del golpe de presión producido por el cierre de la válvula mitral de forma repentina.

Se pensaron distintas formas de solucionar dicho problema, y finalmente se optó por la colocación de un tapón en la salida de la orejuela en sustitución del conjunto de conductos de la instalación aguas abajo de la propia orejuela (inutilizados completamente en régimen de orejuela rígida).

De esta forma se consiguió eliminar el golpe de ariete producido, mejorando los resultados obtenidos por el PIV y evitando que se reproduzca dicho error en posteriores medidas que se vayan a realizar en la instalación.

PRESUPUESTO

Índice

PRESUPUESTO	137
COSTES DIRECTOS.....	137
COSTES INDIRECTOS	138
COSTES TOTALES.....	138

PRESUPUESTO

A continuación se hará una estimación de los costes que ha supuesto la realización del proyecto con una serie de tablas, desglosando los mismos en costes directos e indirectos:

COSTES DIRECTOS

Estos gastos son aquellos que se relacionan de forma directa al producto fabricado, tanto los costes producidos por la mano de obra, como las materias primas empleadas en la elaboración de cualquier tarea.

- **Costes de personal:**

En la siguiente tabla Presupuesto 1. se muestra el coste asociado al diseño y elaboración del modelo, así como las horas requeridas en la toma de medidas.

Tabla Presupuesto 1. Costes de personal

	HORAS EMPLEADAS	€/HORA	COSTE TOTAL
Ingeniero	90	34,80	3132,00 €
Técnico	14	29,90	418,60 €

- **Costes de material:**

Se muestra en la siguiente tabla Presupuesto 2. los costes correspondientes a las materias primas empleadas en el proyecto.

Tabla Presupuesto 2. Costes de material

	HORAS EMPLEADAS	€/HORA	COSTE TOTAL
Amort. instalación	30	600	18.000,00 €
Modelo aurícula v3	-	-	600,00 €
Fluido de trabajo	-	-	350,00 €

Los costes directos totales ascienden a un total de **22.500,60 €**.

COSTES INDIRECTOS

Los costes indirectos son aquellos que no se asocian de forma directa en la fabricación de un producto, como por ejemplo los gastos indirectos de personal o la energía suministrada que se consume, etc.

Ya que el cálculo de estos costes indirectos supone una dificultad de cálculo elevada, se realizará una estimación de los mismos asumiendo que equivalen al 12% de los costes directos. Por lo tanto, contamos con unos costes indirectos de **2.700,07 €**.

COSTES TOTALES

Finalmente realizando la suma de los costes directos e indirectos, se concluye con unos costes totales los cuales ascienden a **25.200,67 €**.

BIBLIOGRAFÍA

Índice

BIBLIOGRAFÍA	143
DIRECCIONES WEB	144

BIBLIOGRAFÍA

- ❖ Anatol Hernández, Joaquín. (2019). *Estudio del campo fluido en un modelo de aurícula*. Grado en Ingeniería en Tecnologías Industriales. Trabajo Fin de Grado. Universidad de Valladolid.
- ❖ 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.
- ❖ Di Biase, Luigi et al. (2012). *Does the Left Atrial Appendage Morphology Correlate With the Risk of Stroke in Patients With Atrial Fibrillation?*. *Journal of the American College of Cardiology*. Elsevier Inc. Vol60 No6 2012. ISSN 0735-1097.
- ❖ DynamicStudio v3.14 User's Guide. *Dantec Dynamics*.
- ❖ Fyrenius et al. (2001). *Three Dimensional Flow in the Human Left Atrium*. *Heart* 2001;86:448-455.
- ❖ Guyton, Arthur (2006). *Tratado de Fisiología Médica*. ISBN 9788481749267.
- ❖ Olivares, Andy L. et al.(2017). *In Silico Analysis of Haemodynamics in Patient-Specific Left Atria with Different Appendage Morphologies*. Springer International Publishing AG 2017 doi: 10:1007/978-3-319-59448-4_39.
- ❖ Otani, Tomohiro et al. (2016). *A computational Framework for Personalized Blood Flow Analysis in the Human Left Atrium*. *Anals of Biomedical Engineering Vol44 No11*. November 2016 doi:10.1007/s10439-016-1590-x
- ❖ Pozo Álvarez, Alberto. (2018). *Estudio de la interacción de un cuerpo romo con un flujo a bajos números de Reynolds*. Grado en Ingeniería Mecánica. Trabajo Fin de Máster. Universidad de Valladolid.
- ❖ Vigna, C., Russo, A., De Rito, V., Perna, G., Villella, A., Testa, M., ... & Loperfido, F. (1992). Frequency of left atrial thrombi by transesophageal echocardiography in idiopathic and in ischemic dilated cardiomyopathy. *The American journal of cardiology*, 70(18), 1500-1501.

DIRECCIONES WEB

- ❖ Caudalímetros
<https://www.sonotec.eu/>
- ❖ Sensores de presión
<https://es.rs-online.com/>
- ❖ Dispositivo *Watchman*
<https://www.watchman.com/>

ANEXOS

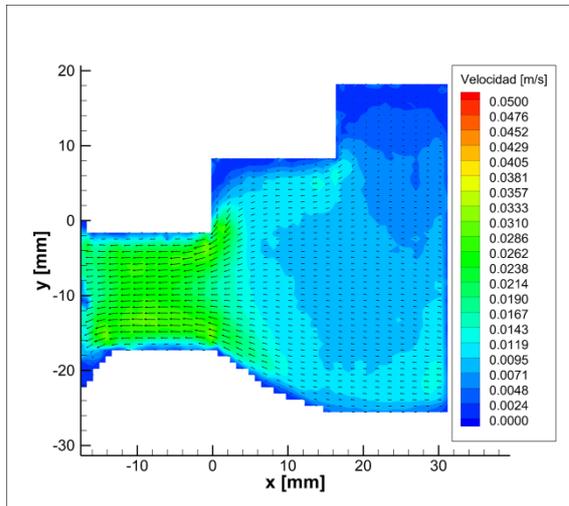
Índice

ANEXOS.....	149
ANEXO 1. PATRONES DE FLUJO DE PACIENTE SANO	149
ANEXO 2. PATRONES DE FLUJO DE PACIENTE ENFERMO	151
ANEXO 3. PATRONES DE FLUJO DE PACIENTE ENFERMO CON DISPOSITIVO V1.....	154
ANEXO 3.1. DISPOSITIVO ALINEADO	154
ANEXO 3.2. DISPOSITIVO TRANSVERSAL.....	156
ANEXO 4. PATRONES DE FLUJO DE PACIENTE ENFERMO CON DISPOSITIVO V2.....	160
ANEXO 5. PATRONES DE FLUJO DE PACIENTE ENFERMO CON DISPOSITIVO V3.....	166

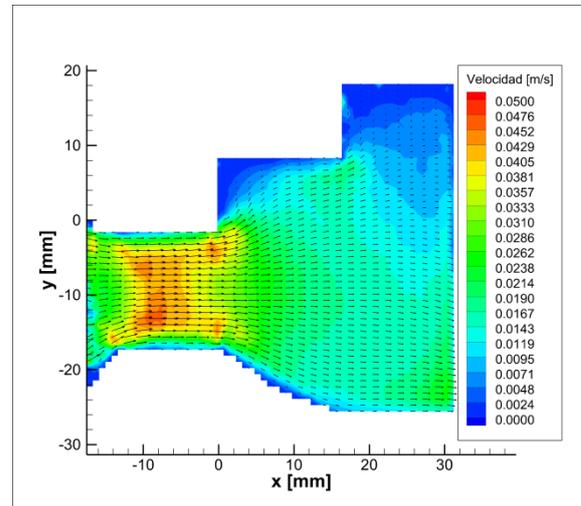
ANEXOS

ANEXO 1. PATRONES DE FLUJO DE PACIENTE SANO

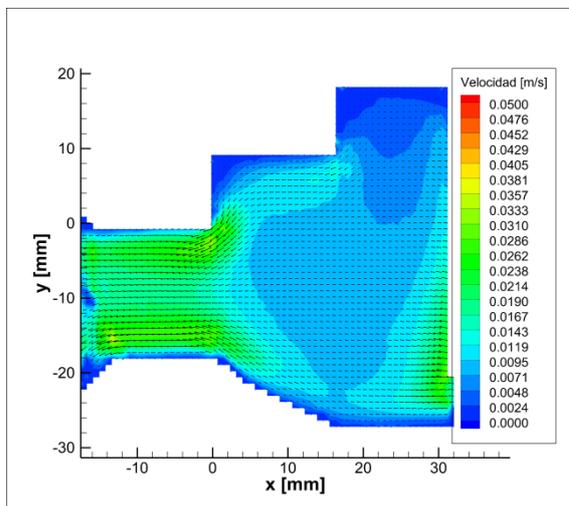
- $z = -4$ mm ciclo $t = 300$ ms



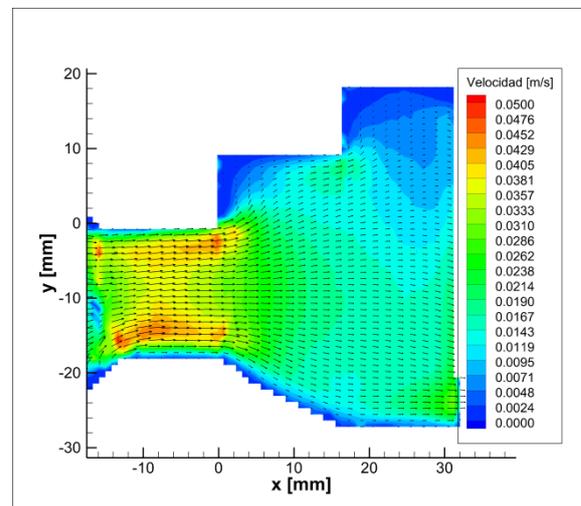
- $z = -4$ mm ciclo $t = 800$ ms



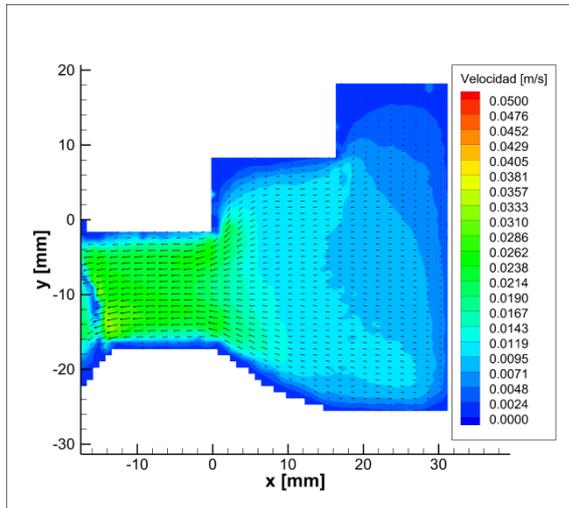
- $z = 0$ mm ciclo $t = 300$ ms



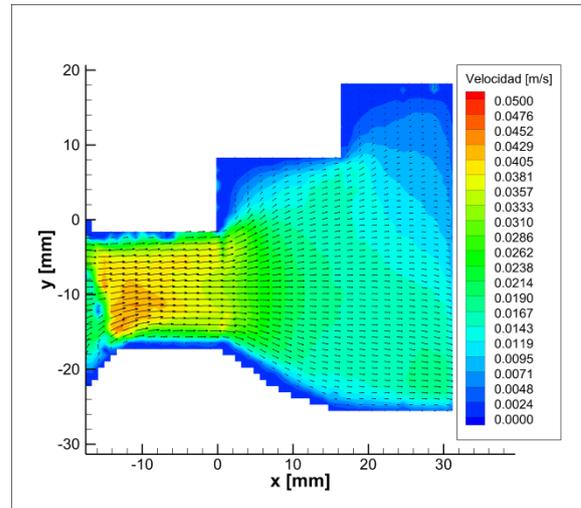
- $z = 0$ mm ciclo $t = 800$ ms



• $z = +4$ mm ciclo $t = 300$ ms

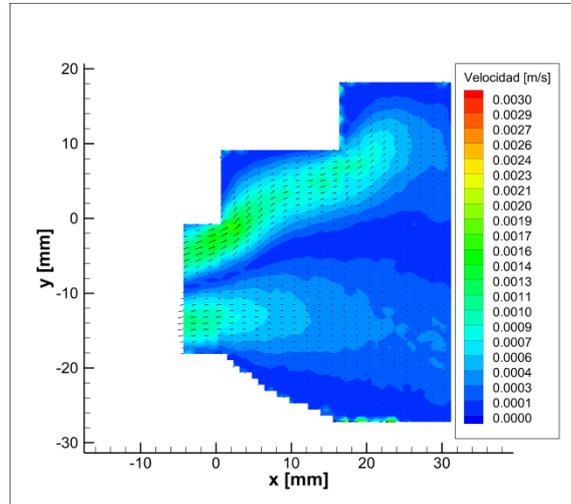


$z = +4$ mm ciclo $t = 800$ ms

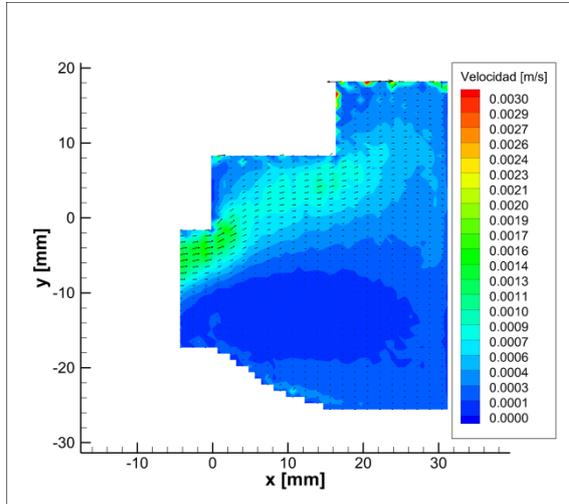


ANEXO 2. PATRONES DE FLUJO DE PACIENTE ENFERMO

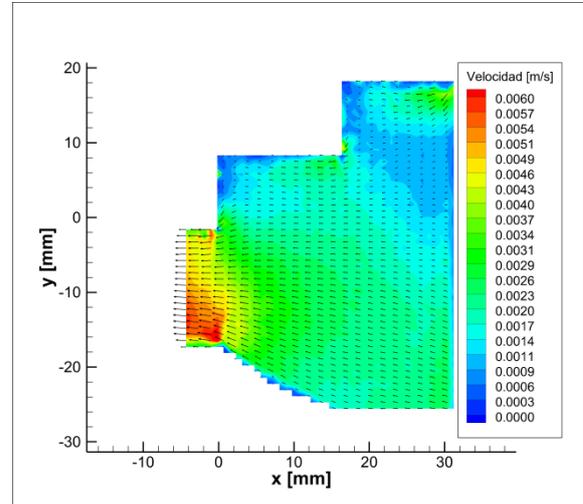
- $z = 0$ mm diástole estacionaria



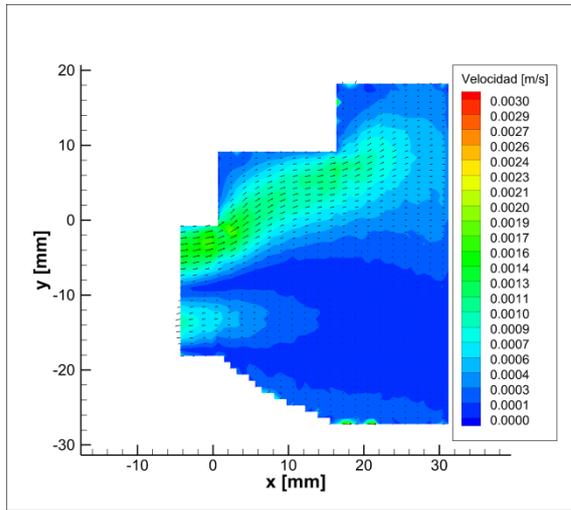
- $z = -4$ mm ciclo $t = 300$ ms



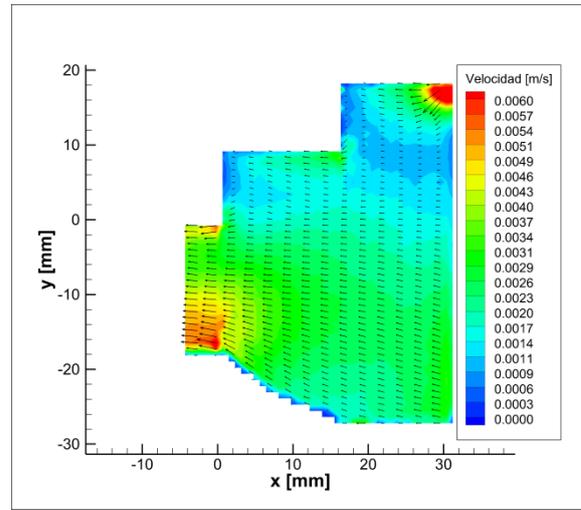
- $z = -4$ mm ciclo $t = 800$ ms



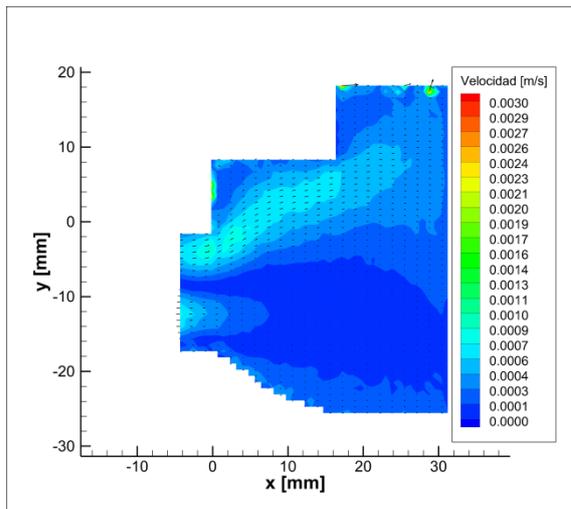
• $z = 0$ mm ciclo $t = 300$ ms



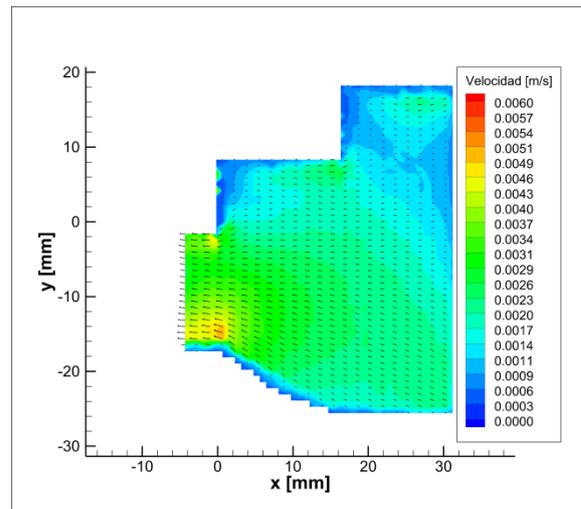
$z = 0$ mm ciclo $t = 800$ ms



• $z = +4$ mm ciclo $t = 300$ ms

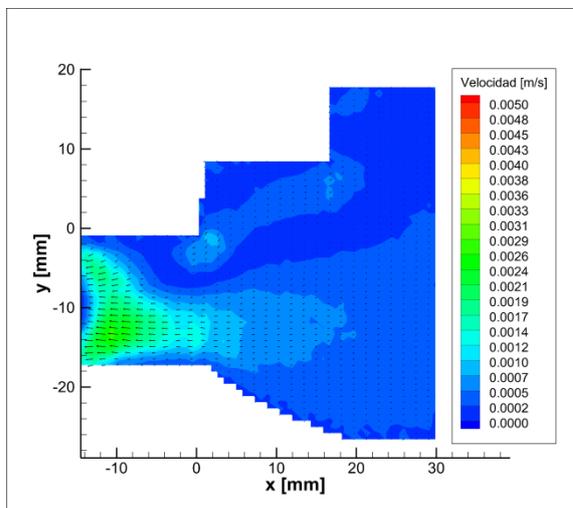


$z = +4$ mm ciclo $t = 800$ ms

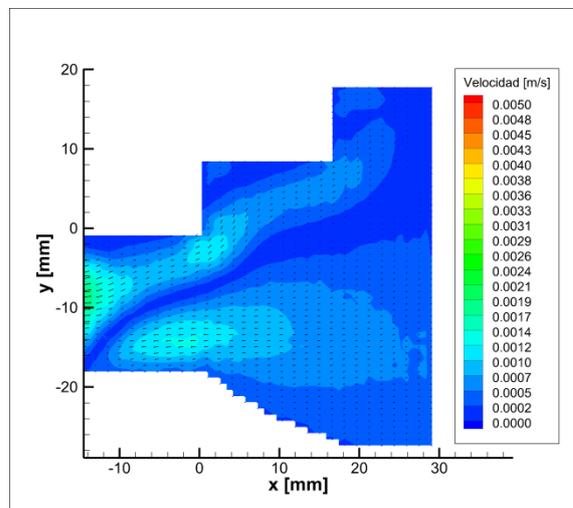


SISTOLE CON TAPÓN

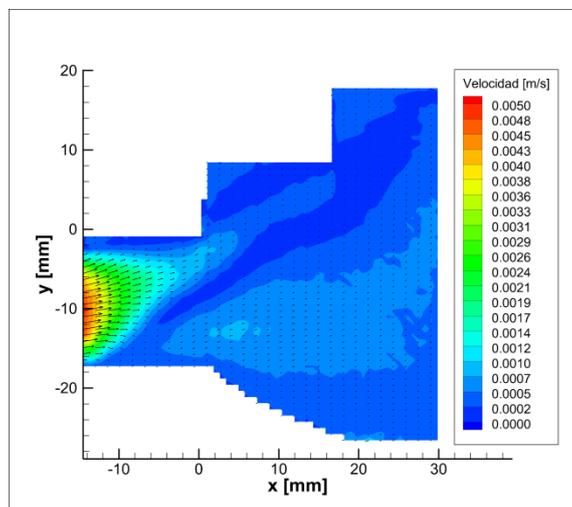
- $z = -4$ mm ciclo $t = 800$ ms



- $z = 0$ mm ciclo $t = 800$ ms



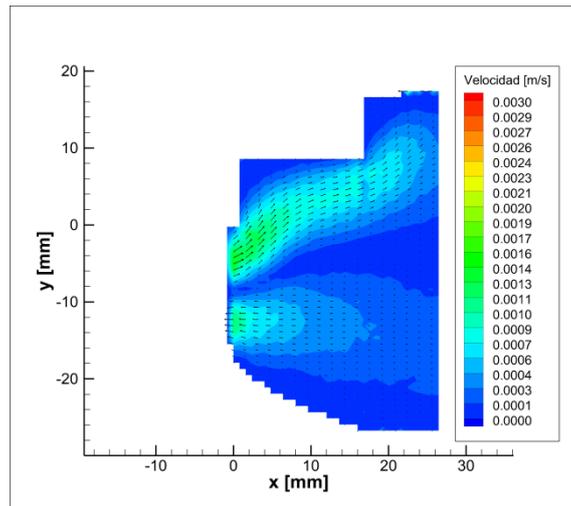
- $z = +4$ mm ciclo $t = 800$ ms



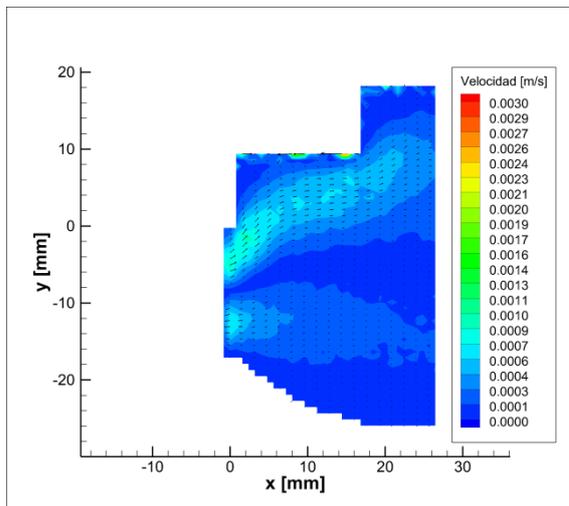
ANEXO 3. PATRONES DE FLUJO DE PACIENTE ENFERMO CON DISPOSITIVO V1

ANEXO 3.1. DISPOSITIVO ALINEADO

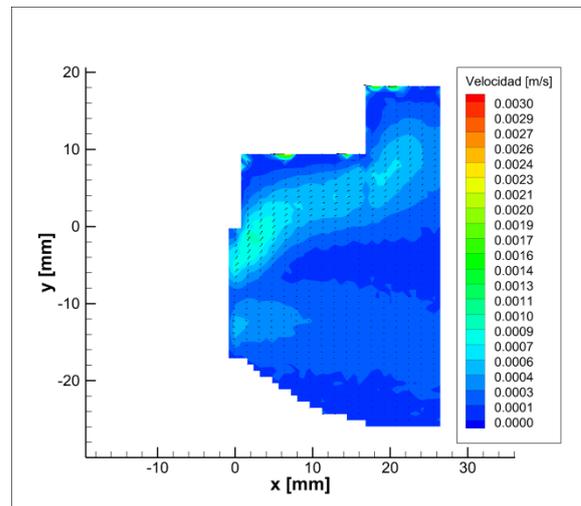
- $z = 0$ mm diástole estacionaria



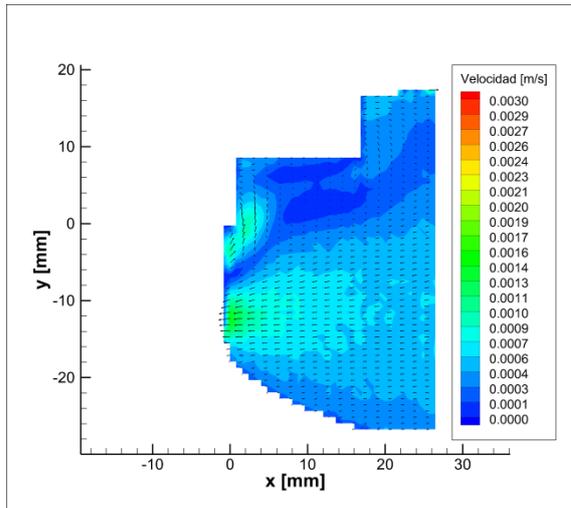
- $z = -2$ mm ciclo $t = 300$ ms



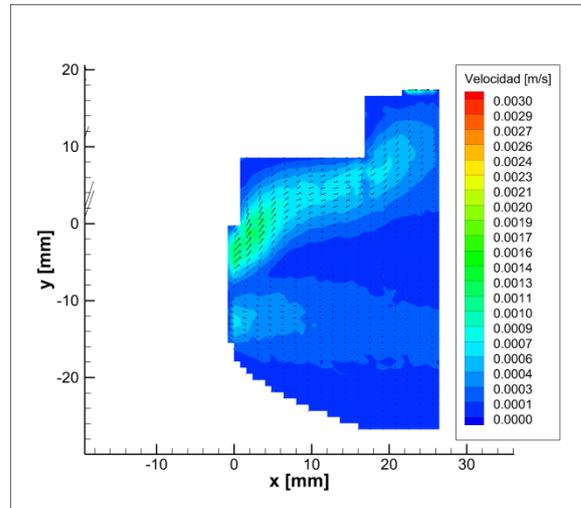
- $z = -2$ mm ciclo $t = 800$ ms



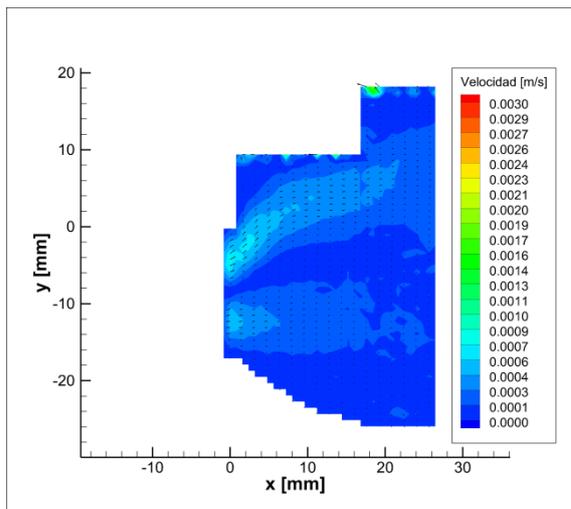
• $z = 0$ mm ciclo $t = 300$ ms



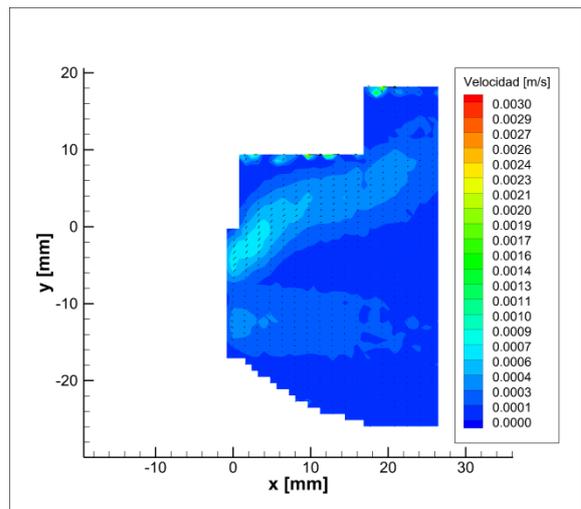
$z = 0$ mm ciclo $t = 800$ ms



• $z = +2$ mm ciclo $t = 300$ ms

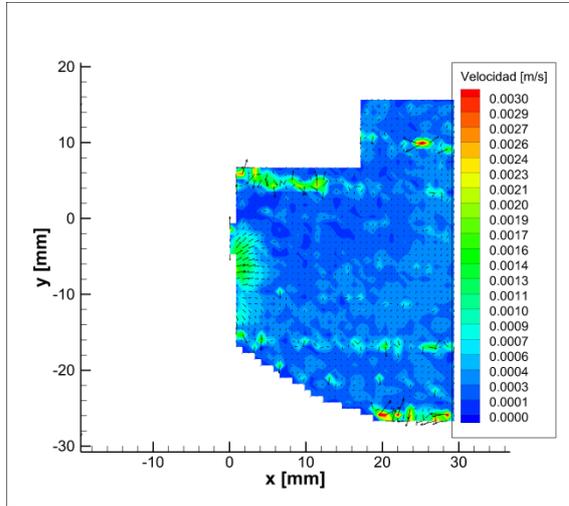


$z = +2$ mm ciclo $t = 800$ ms

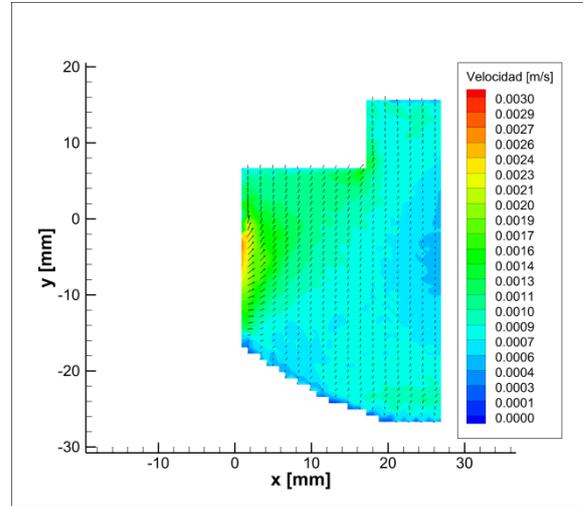


ANEXO 3.2. DISPOSITIVO TRANSVERSAL

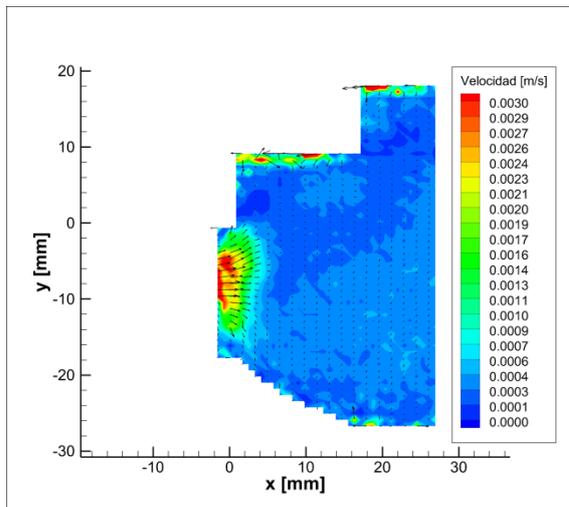
- $z = -6$ mm ciclo $t = 300$ ms



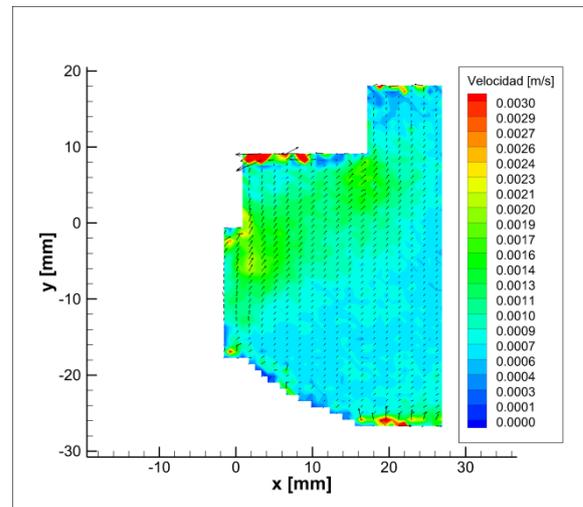
- $z = -6$ mm ciclo $t = 800$ ms



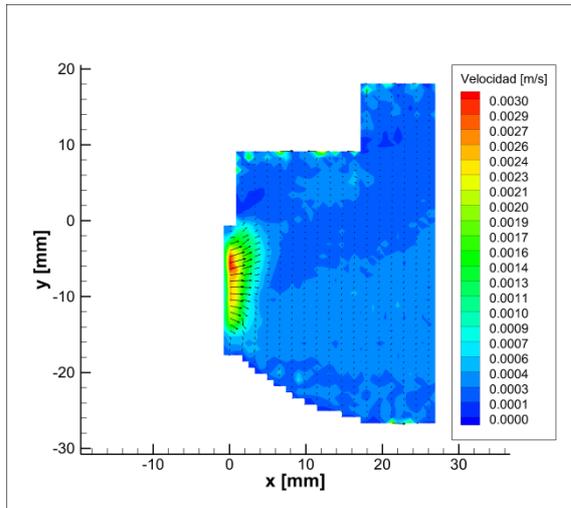
- $z = -4$ mm ciclo $t = 300$ ms



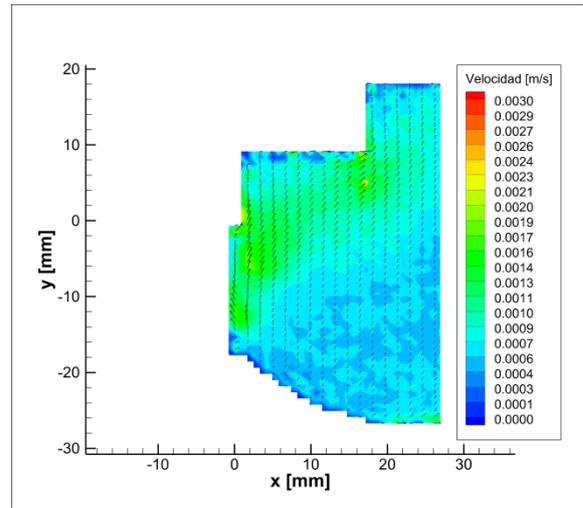
- $z = -4$ mm ciclo $t = 800$ ms



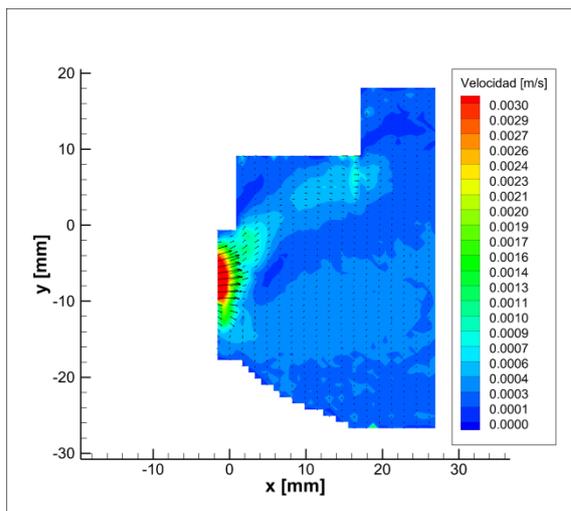
• $z = -2$ mm ciclo $t = 300$ ms



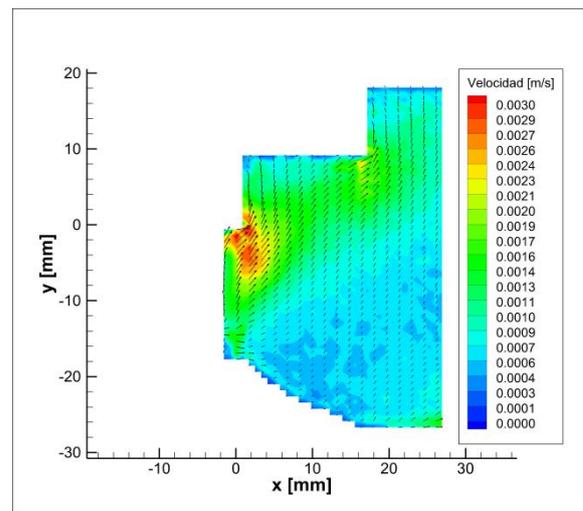
$z = -2$ mm ciclo $t = 800$ ms



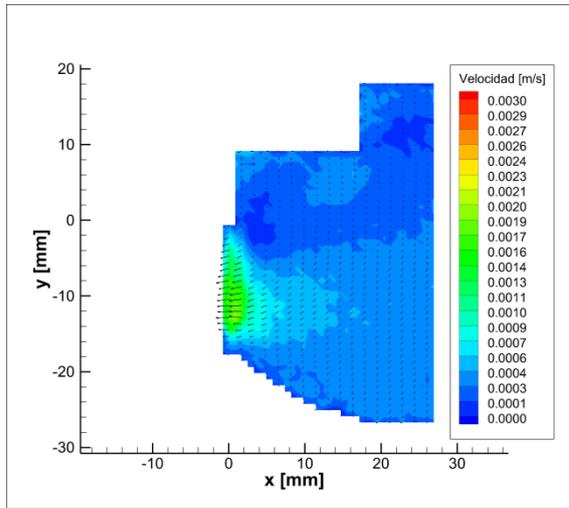
• $z = 0$ mm ciclo $t = 300$ ms



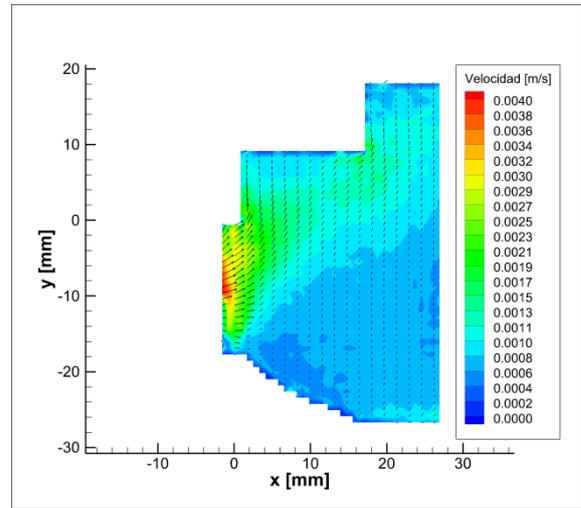
$z = 0$ mm ciclo $t = 800$ ms



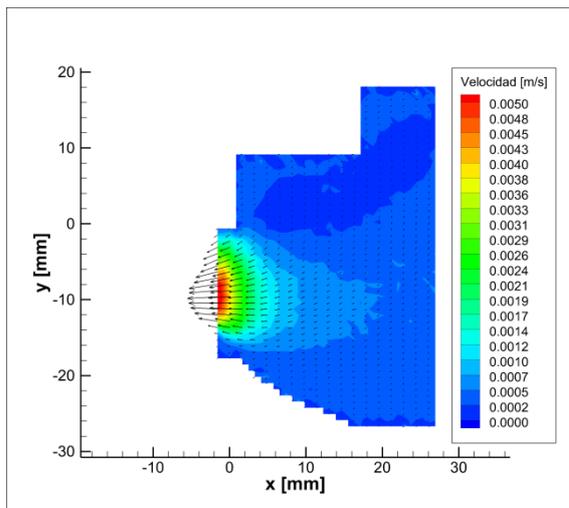
• $z = +2$ mm ciclo $t = 300$ ms



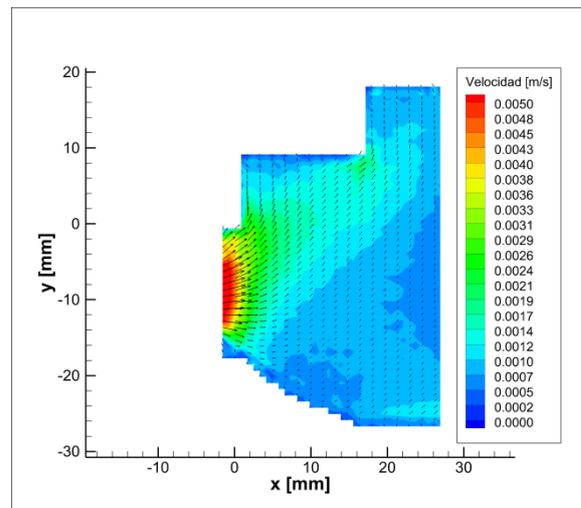
$z = +2$ mm ciclo $t = 800$ ms



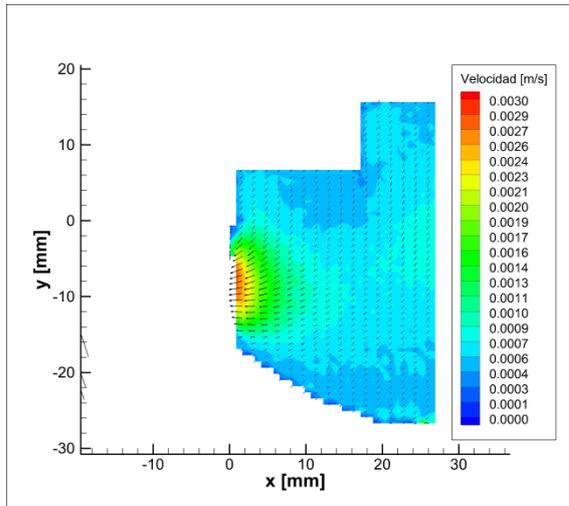
• $z = +4$ mm ciclo $t = 300$ ms



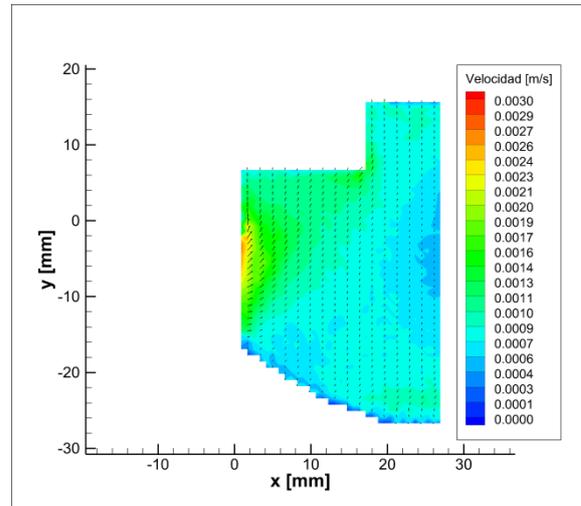
$z = +4$ mm ciclo $t = 800$ ms



- $z = +6$ mm ciclo $t = 300$ ms

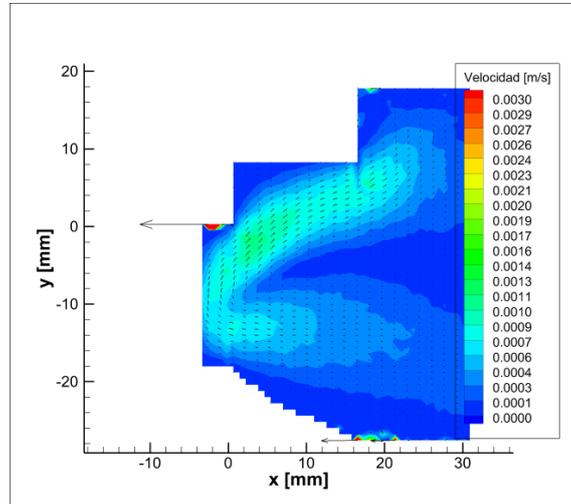


- $z = +6$ mm ciclo $t = 800$ ms

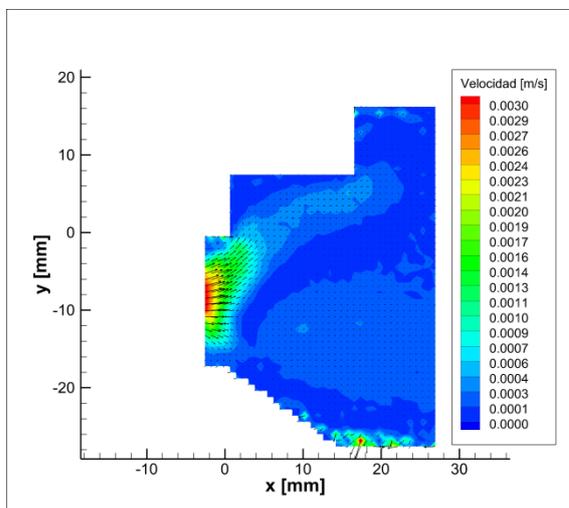


ANEXO 4. PATRONES DE FLUJO DE PACIENTE ENFERMO CON DISPOSITIVO V2

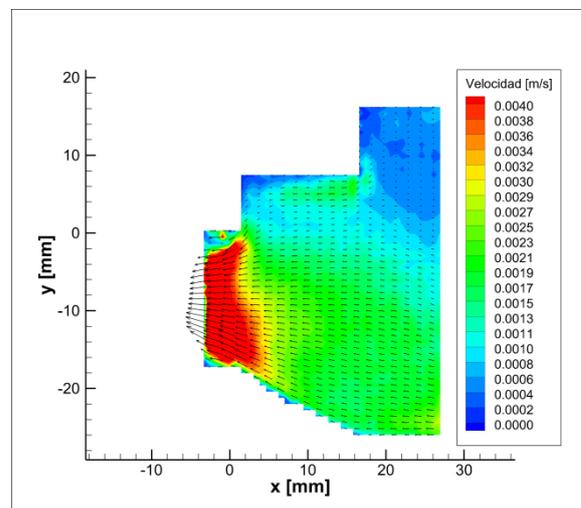
- $z = 0$ mm diástole estacionaria



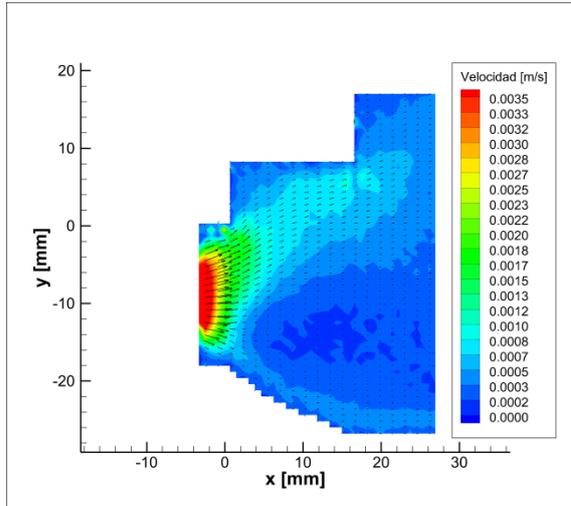
- $z = 0$ mm ciclo $t = 300$ ms



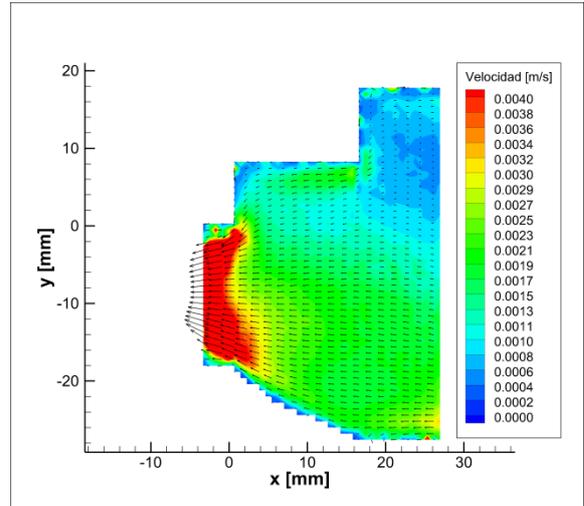
- $z = -4$ mm ciclo $t = 800$ ms



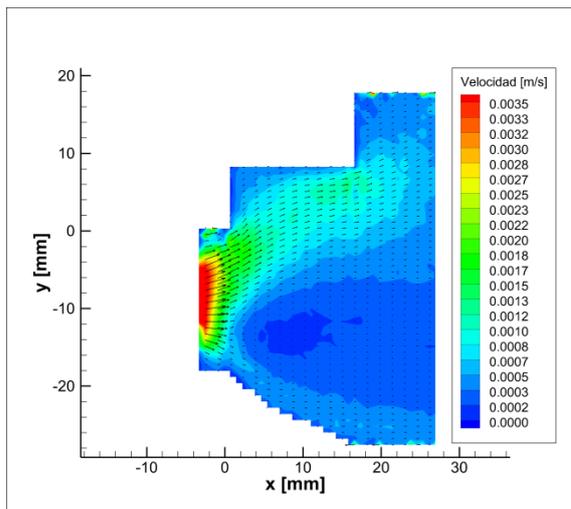
• $z = -3$ mm ciclo $t = 300$ ms



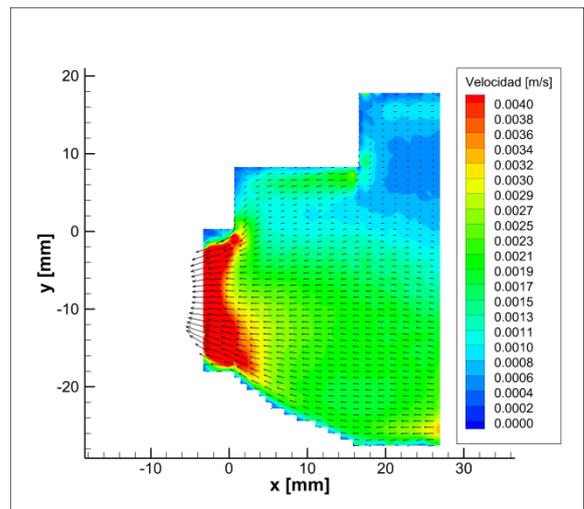
$z = -3$ mm ciclo $t = 800$ ms



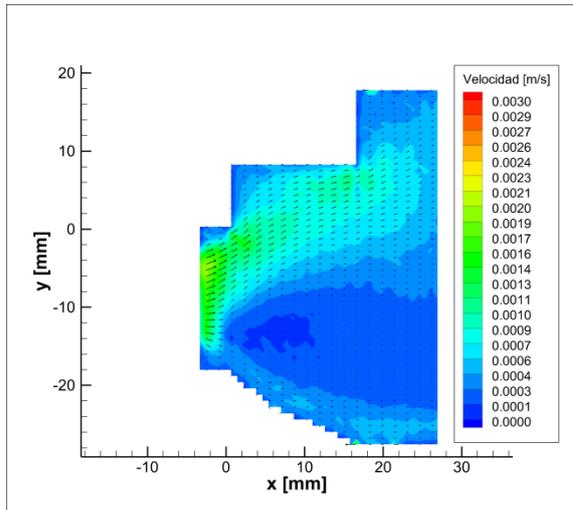
• $z = -2$ mm ciclo $t = 300$ ms



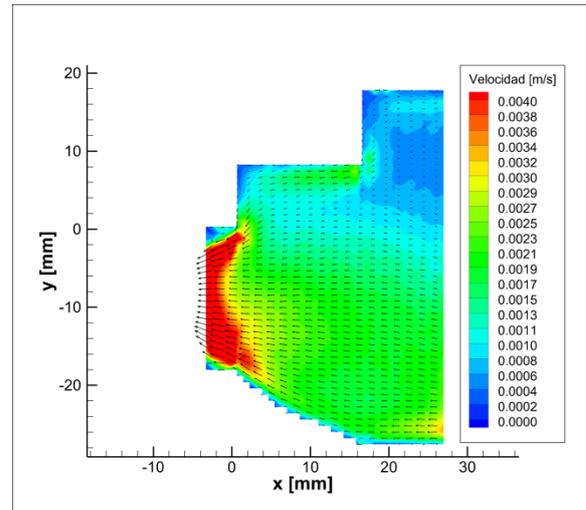
$z = -2$ mm ciclo $t = 800$ ms



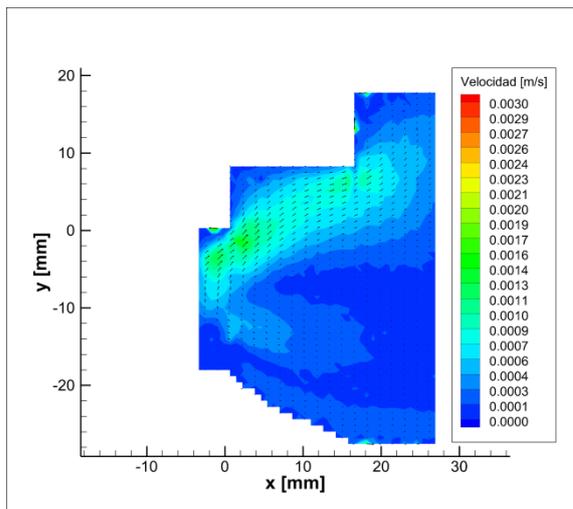
• $z = -1$ mm ciclo $t = 300$ ms



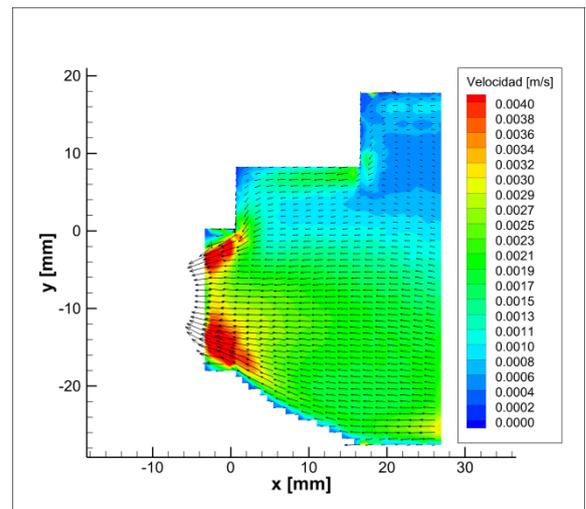
$z = -1$ mm ciclo $t = 800$ ms



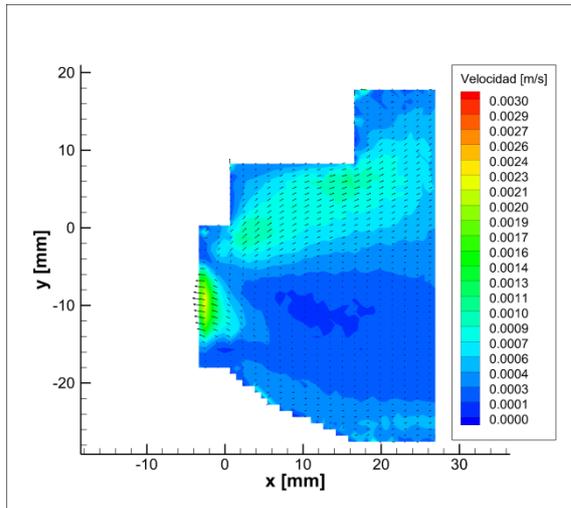
• $z = 0$ mm ciclo $t = 300$ ms



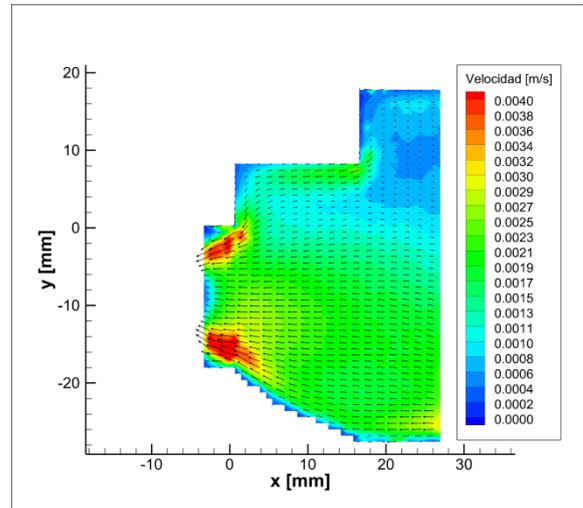
$z = 0$ mm ciclo $t = 800$ ms



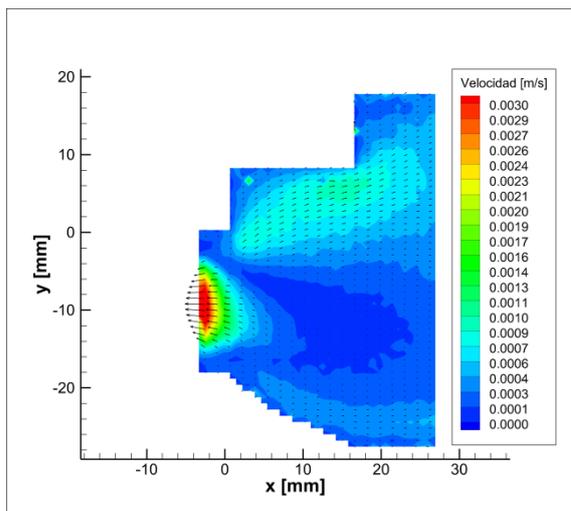
• $z = +1$ mm ciclo $t = 300$ ms



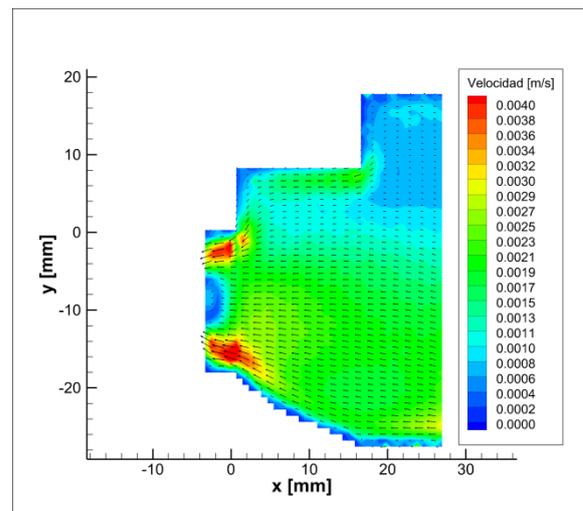
$z = +1$ mm ciclo $t = 800$ ms



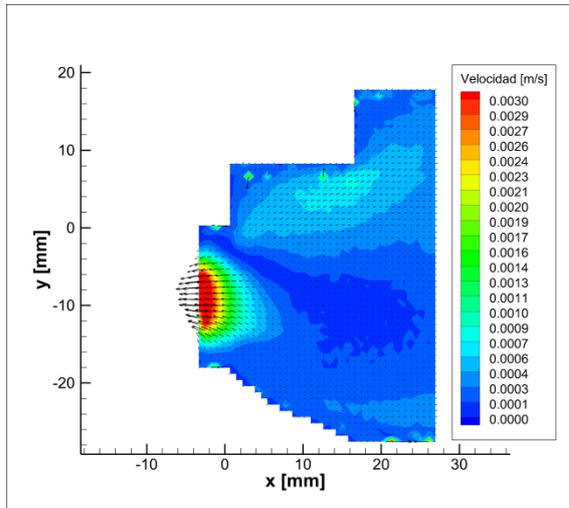
• $z = +2$ mm ciclo $t = 300$ ms



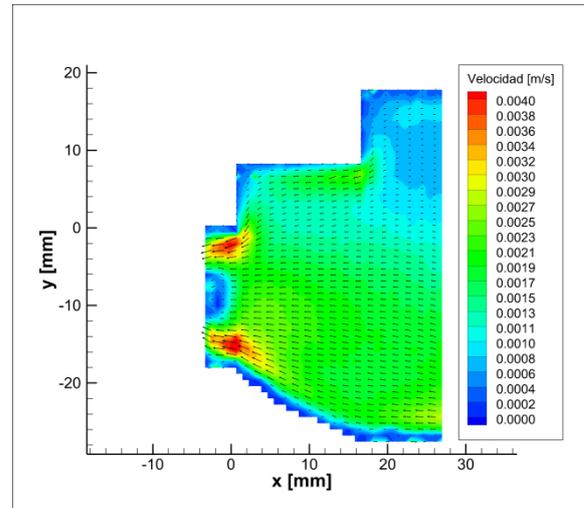
$z = +2$ mm ciclo $t = 800$ ms



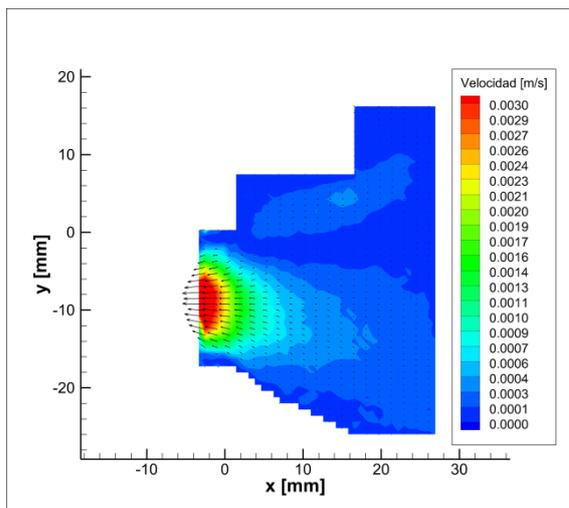
• $z = +3$ mm ciclo $t = 300$ ms



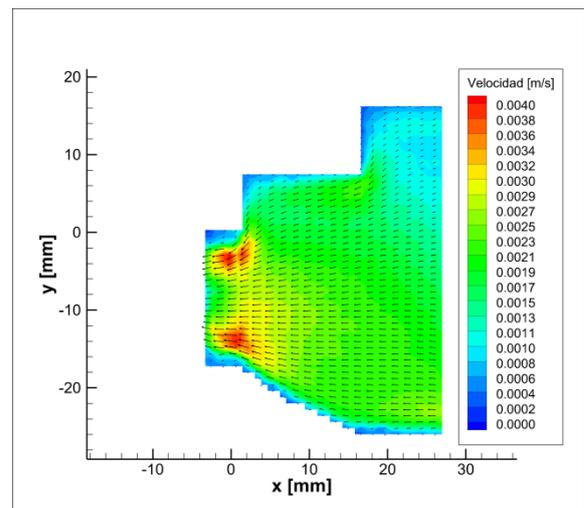
$z = +3$ mm ciclo $t = 800$ ms



• $z = +6$ mm ciclo $t = 300$ ms

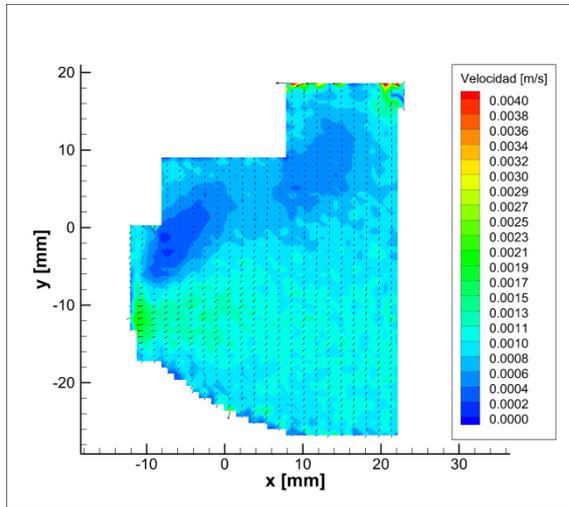


$z = +6$ mm ciclo $t = 800$ ms

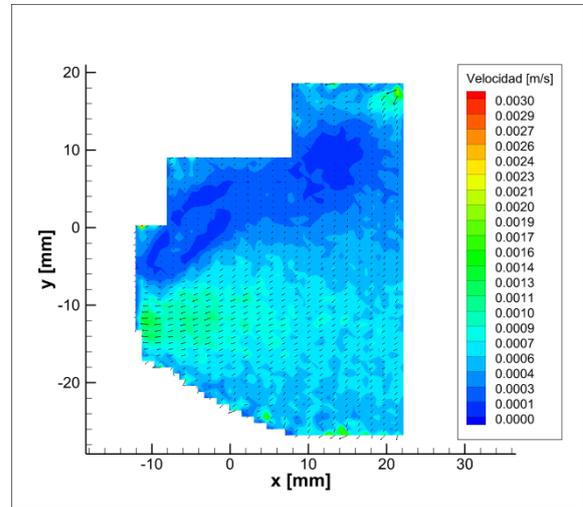


SÍSTOLE CON TAPÓN

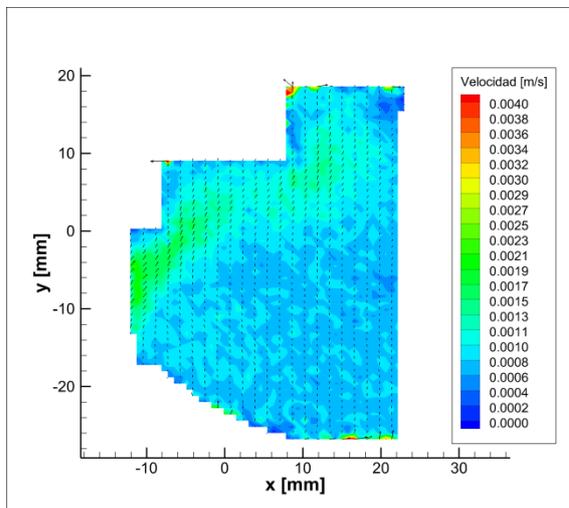
- $z = -1$ mm ciclo $t = 800$ ms



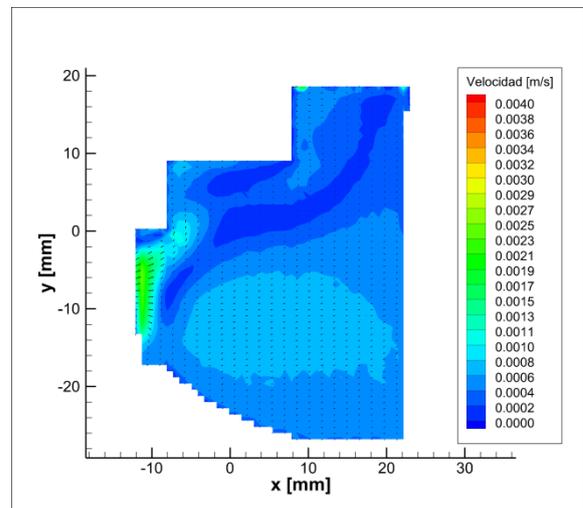
- $z = 0$ mm ciclo $t = 800$ ms



- $z = +1$ mm ciclo $t = 800$ ms

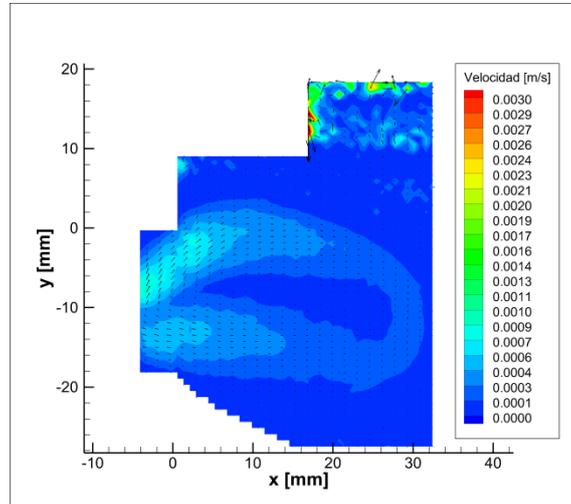


- $z = +2$ mm ciclo $t = 800$ ms

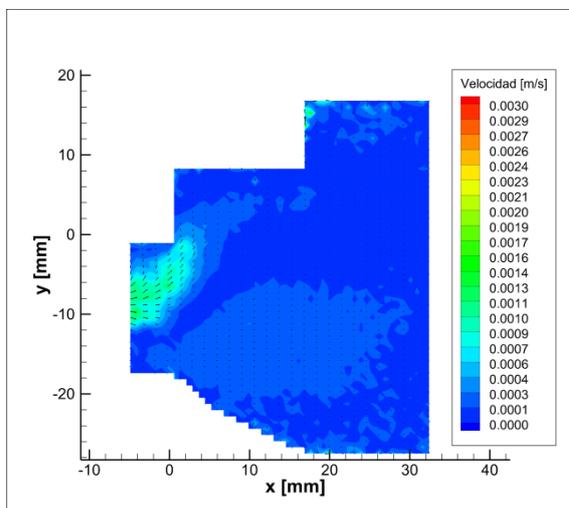


ANEXO 5. PATRONES DE FLUJO DE PACIENTE ENFERMO CON DISPOSITIVO V3

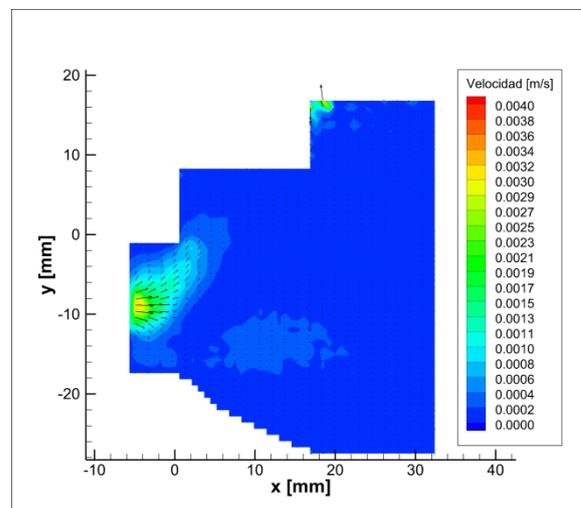
- $z = 0$ mm diástole estacionaria



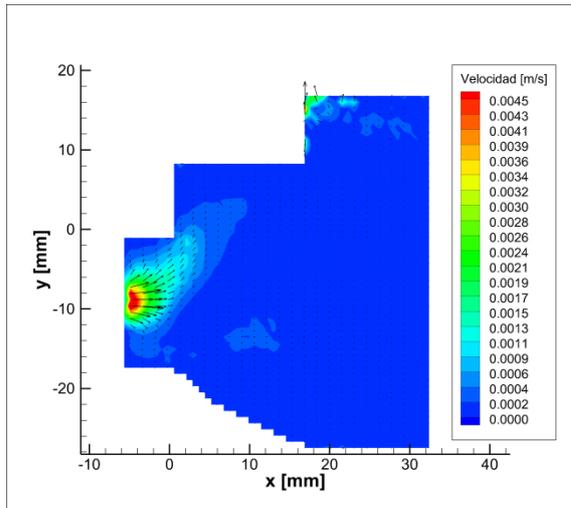
- $z = -4.5$ mm ciclo $t = 300$ ms



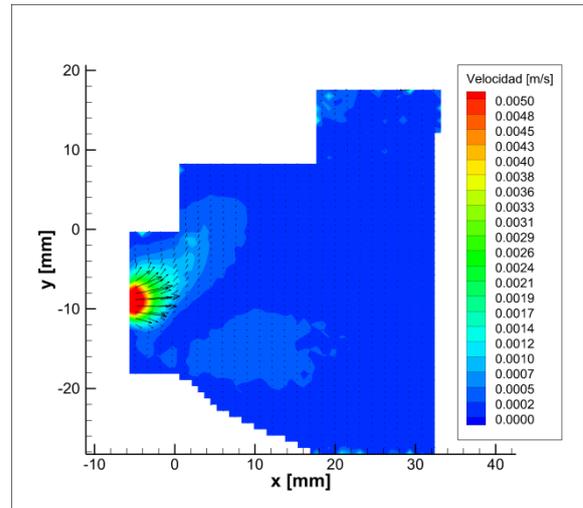
- $z = -4$ mm ciclo $t = 300$ ms



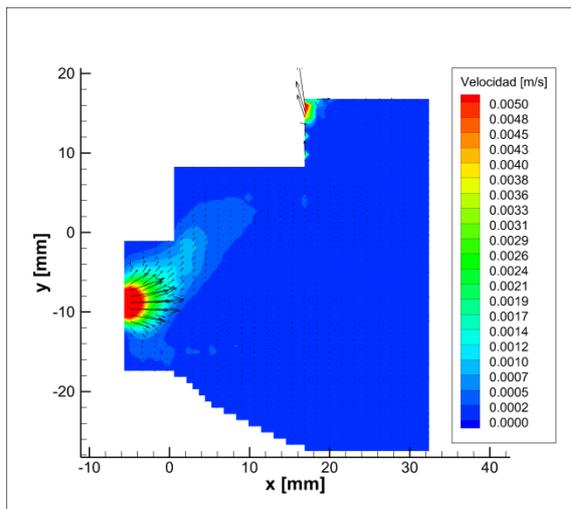
• $z = -3.5$ mm ciclo $t = 300$ ms



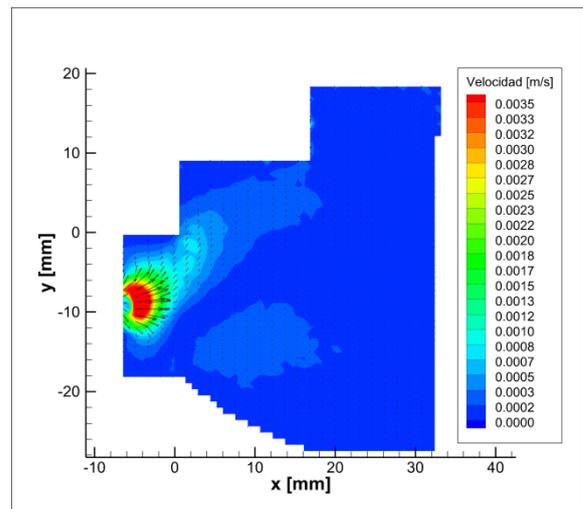
$z = -3$ mm ciclo $t = 300$ ms



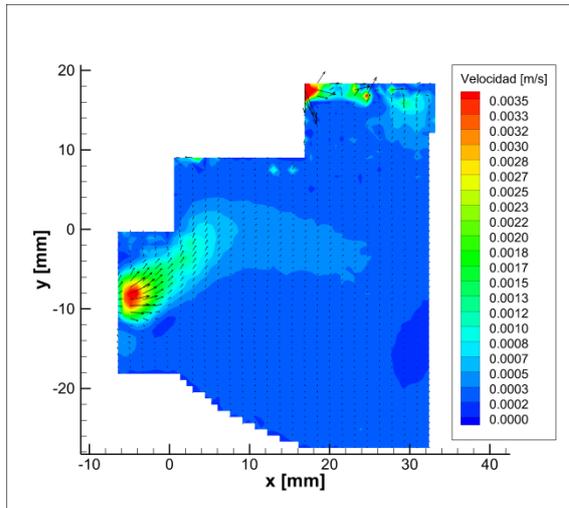
• $z = -2.5$ mm ciclo $t = 300$ ms



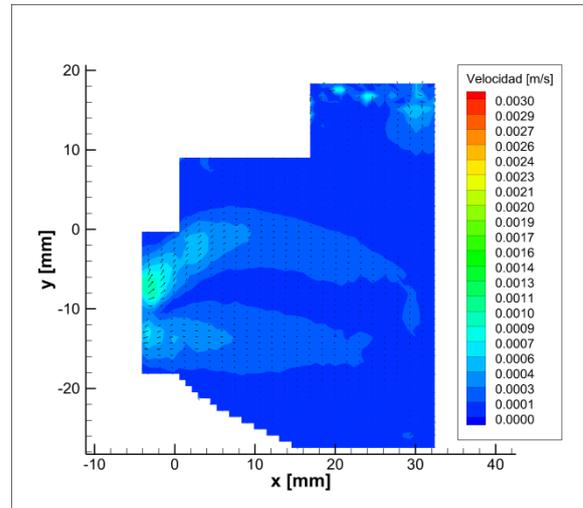
$z = -2$ mm ciclo $t = 300$ ms



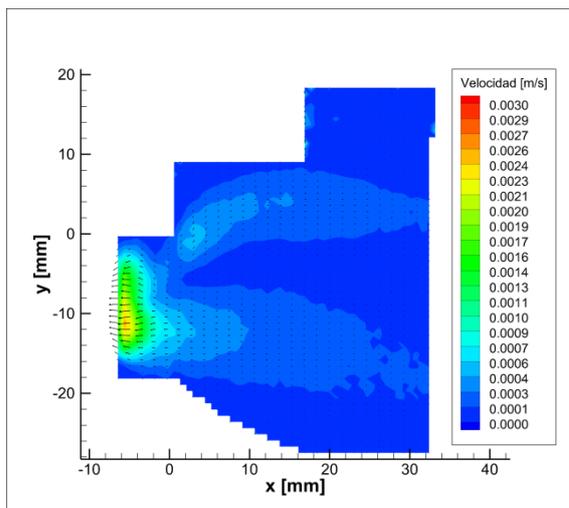
• $z = -1$ mm ciclo $t = 300$ ms



$z = 0$ mm ciclo $t = 300$ ms



• $z = +1$ mm ciclo $t = 300$ ms



$z = +2$ mm ciclo $t = 300$ ms

