

# Determinación de Evolución de la Colocación de un Implante Ocluser *Amplatzer*® Mediante Análisis Hemodinámico.

Pablo Ruiz López, Oscar Antonio Hernández Blasí, Cesar Abraham Herrera Pereda  
[A01335986@itesm.mx](mailto:A01335986@itesm.mx), [A01324474@itesm.mx](mailto:A01324474@itesm.mx), [A01334646@itesm.mx](mailto:A01334646@itesm.mx)  
Instituto Tecnológico y de Estudios Superiores de Monterrey  
Campus Ciudad de México  
Ingeniería Biomédica

## 1. ABSTRACTO

Los dispositivos del tipo Amplatzer actualmente son utilizados para lograr una oclusión en comunicaciones interauriculares o fugas relacionadas al miocardio. Dichos dispositivos están formados por 2 discos unidos por un cuello, compuestos por una fina malla de Nitinol. El tamaño del dispositivo viene dado por el diámetro del cuello, que es el que se debe adaptar estrechamente a los bordes del defecto, en este caso interauricular. Para su implantación se despliega en primer lugar uno de los discos de un lado de la abertura, se coloca en la correcta posición en tabique y se despliega finalmente el otro disco. De esta manera logra ocluirse la comunicación. Para un correcto diseño de un dispositivo de este tipo deben de realizarse pruebas hemodinámicas para poder observar los perfiles de velocidades y presiones de los fluidos dentro del miocardio antes y después de la oclusión y con diferentes radios de agujero oval. En el presente estudio se realizó análisis de flujo laminar, con el software Comsol Multiphysics, con dos estructuras propuestas que asemejan una comunicación interauricular a diferentes diámetros con entradas de presión por venas cavas y pulmonares con sus respectivos valores de presión. Se muestran los resultados de los análisis de velocidades y presiones dentro de dichas estructuras mostrando cambios significativos para la salud del paciente y cambios que puede generar la correcta implantación. En este análisis se determinaron dichos perfiles de cambio proponiendo diferentes geometrías

## 2. INTRODUCCIÓN

Existen cardiopatías en donde dos áreas cardíacas tienen comunicación que da lugar a un flujo no fisiológico que puede causar problemas relacionados a la acción que ejerce el corazón como bomba. Los defectos septales auriculares pueden clasificarse de diferentes tipos como lo son: ostium primum, ostium secundum, seno venoso y seno coronario [1]. Si este tipo de defectos se deja sin tratamiento se puede llegar a un daño en el ventrículo izquierdo en términos de volumen y causar una falla en el corazón izquierdo, arritmias, aumento de presión pulmonar; ejemplos que cuentan con una mortalidad muy alta.

Los defectos septales pueden ser tratados mediante procedimientos quirúrgicos (de los cuales se han propuesto una gran cantidad desde 1939 [1]), y en especial los clasificados como

defectos del ostium secundum pueden tratarse mediante la aplicación de dispositivos oclusores como lo son el Amplatzer.

El dispositivo fue desarrollado por Amplatz en 1997 y fue aprobado por la FDA en diciembre de 2001 [1] y consiste en una prótesis autoexpandible con dos puntas radiopacas (para fluoroscopia) que puede colocarse dentro de una sonda o catéter para llegar (por medio de la circulación sistémica) a diferentes zonas dentro de las cámaras cardíacas o grandes vasos; está hecha a base de nitinol (aleación de níquel y titanio) y contiene una malla polimérica en algunos casos que favorece el crecimiento de tejido haciendo de esta forma la acción de un “tapón” entre las dos áreas comunicadas. Este tipo de dispositivos se ha venido utilizando desde hace un poco más de una década [1] y se ha demostrado que es una solución a técnicas invasivas pues su colocación requiere de únicamente un cateterismo; lo cual hace que los procedimientos realizados con Amplatzer tengan un grado mucho mayor de seguridad y una efectividad similar a los procedimientos quirúrgicos [1].

Dado el interés por parte de organizaciones dedicadas a la salud e instituciones que proveen de estos servicios, se han realizado un gran número de investigaciones al respecto [1], [5], [6], [7], [8]. Así como diferentes consensos acerca del uso de este tipo de dispositivos [2], [3], [4]. Toda esta labor enfocada en la seguridad de la implantación, diseño del sistema, tratamientos para este tipo de cardiopatías, entre otras. Desde su primer uso en 2004 se han registrado más de 170 artículos de divulgación que registran más de 70 procedimientos clínicos satisfactorios utilizando este dispositivo [5].

El diseño y colocación de un dispositivo del tipo de Amplatzer debe de ser muy cuidadoso y se deben considerar puntos como el mecanismo de implantación, el sistema de entrega, el análisis estructural de la pieza, análisis hemodinámico y posibles reacciones a corto y largo plazo en el cuerpo del paciente en términos de pruebas in vivo. En este proyecto se realizará el análisis hemodinámico ya que es de suma importancia como reacciona la estructura propuesta ante los flujos continuos y pulsátiles de un fluido como la sangre en una estructura como lo es el corazón. Esto puede no solo afectar al implante, sino también a estructuras aledañas y al propio flujo sanguíneo, lo cual puede tener consecuencias a nivel fisiológico. Con anterioridad se reportan daños subsecuentes inmediatos a la implantación de dispositivos de oclusión septal del tipo Amplatzer como arritmias y bloqueos atrioventriculares [8].

El tratamiento por excelencia para ocluir espacios generados por malformaciones en el ostium primum y ostium secundum en la actualidad es el uso del dispositivo Amplatzer [6]; no obstante, los mecanismos actuales para tratar deformaciones septales en las aurículas todavía tienen problemas con la implantación, colocación, daños colaterales y efectos secundarios de la colocación de oclusores septales tipo Amplatzer. Por lo que se propone el diseño de una estructura que minimice o facilite cualquiera de los problemas mencionados anteriormente.

Se pretende realizar un análisis hemodinámico en el que se pueda observar las implicaciones que pueda tener el implante en cuestión de dinámica de fluidos directamente relacionadas con la geometría del implante.

Se esperan obtener conclusiones concretas acerca de los puntos de debilidad o fortaleza del modelo propuesto en cuestión de dinámica de fluidos o fenómenos hemodinámicos.

### 3. MARCO TEÓRICO

El defecto septal interauricular secundario, es una cardiopatía congénita común y representa un aproximado del 6% al 10% del total de defectos cardíacos congénitos. Tal y como muestran algunos estudios en niños mayores y adultos, dentro de las ventajas del cierre percutáneo sobre el cierre quirúrgico, se incluye la disminución de las tasas de complicaciones, la reducción de estadías en hospital, una mayor rentabilidad, así como evitar el uso de la circulación extracorpórea.

El dispositivo está hecho de alambre de nitinol, de 0.004 a 0.0075 pulgadas. Se compone por dos discos expandibles unidos por una cintura de 4 mm de largo, en la cual el diámetro corresponde al del dispositivo, que está disponible en tamaños de 4 a 38 mm. [9]

#### *3.1. Complicaciones con Amplatzer*

El defecto septal interauricular ocurre en 3.78 por cada 10000 nacidos. La principal ventaja del cierre transcater es el poder evitar una esternotomía y un bypass cardiopulmonar; así como, el riesgo con un oclisor septal Amplatzer, es menor al que se tiene con una cirugía.

Se han reportado muchas complicaciones con referencia en la implantación de dispositivos de oclusión septal tipo Amplatzer como: desarrollo de contracciones prematuras atriales, aleteo ventricular o fibrilación, taquicardia supraventricular, BAV, elevación del segmento ST, obstrucción superior de la vena cava, comprometimiento de la válvula mitral, sangrado gastrointestinal por uso de aspirina, temprana y tardía embolización del dispositivo, efusión pericárdica, fístula aorto atrial derecha, derivación residual atrial, perforación cardiaca con taponamiento, endocarditis, lesión del nervio frénico, disección de la vena ilíaca, hematomas en el sitio de acceso, hematoma retroperitoneal, hemorragia retrofaringea, ruptura del balón, embolia cerebral y muerte instantánea. En estudios previos se reporta que las arritmias y anomalías en la conducción son los problemas más comunes. Esto principalmente ocasionado por una mala selección del tamaño del implante. Dentro de la literatura se encuentran raros casos donde después del cierre de una comunicación interauricular y complicaciones de arritmias se tuvo que realizar la implantación de un marcapasos

#### *3.2. Pruebas con Amplatzer en lactantes*

De una muestra de 15 pacientes lactantes, 9 niños y 6 niñas). Tenían una edad de 0.5 a 11.9 meses en el grupo percutáneo y de 2.2 a 3.4 meses en el peratrial. Los pesos oscilaron entre 3.8 y 8.3 kg y entre 3 y 4 en cada grupo, respectivamente.

Las indicaciones para el cierre del defecto del septo interauricular secundario incluyeron, fracaso en el crecimiento con ampliación significativa de la cámara y shunts hemodinámicamente

en 11 pacientes a pesar del tratamiento médico. En 2 pacientes que se sometieron a trasplante hepático, el cierre del dispositivo de un foramen oval permeable se realizó para prevenir cualquier embolia paradójica durante el desbloqueo de la vena cava inferior. Otros dos pacientes tenían enfermedad pulmonar crónica significativa secundaria a la prematuridad y dependían del ventilador.

Procedimientos realizados bajo anestesia general; 12 de ellos con guía transesofágica y 3 con ecocardiografía intracardiaca. En los casos percutáneos, fue realizada una evaluación hemodinámica del grado de derivación de izquierda a derecha. Se realizó una angiografía en la vena pulmonar superior derecha para poder evaluar el tamaño y localización del defecto. El tamaño máximo del dispositivo oclisor de Amplatzer fue determinado mediante ecocardiografía. Todos los pacientes fueron sometidos a radiografía de tórax, electrocardiograma y ecocardiograma a las 24 horas, 1, 6 y 12 meses después del procedimiento, y cada año a partir de entonces.

De los 15 pacientes, la entrega fue exitosa en todos excepto en 1 paciente, el paciente 12 (paciente con síndrome de down), en quien fallaron múltiples intentos de despliegue del dispositivo debido a la deficiencia del borde inferoposterior. El tamaño del defecto auricular, medido por ecocardiografía osciló entre 2 y 16 mm. De manera general, el tamaño del dispositivo oclisor septal osciló entre 4 y 20 mm. El tamaño de las vainas para la liberación del dispositivo osciló entre 5F y 8F.

En los intentos exitosos, la tasa del cierre total inmediato fue del 92.9% de forma total (90.9 % en el grupo percutáneo y 100% en el periatrinal. Se encontraron complicaciones menores en 3 pacientes; 2 pacientes arritmias transitorias y pérdida de sangre durante el acceso, por lo que requirió transfusión de sangre en 1.

Un paciente presentó una complicación importante (lesión vascular de la íntima en la vena femoral derecha). Esto resultó en hinchazón de la pierna derecha debido a la formación de trombos en las venas femorales e ilíacas con extensión en la vena cava inferior. Este paciente requirió tratamiento con heparina durante unos días seguido de warfarina durante 6 meses. La hinchazón ha desaparecido; Sin embargo, la vena cava inferior permanece trombosada.

El crecimiento del septo auricular fue evaluado en algunos de los pacientes a medida que crecieron. La relación del dispositivo con el septo auricular fue calculada al momento del procedimiento y posteriormente a un año. Existe una tendencia a que el radio disminuye conforme el paciente crece. Aunque el dispositivo sea significativamente comparado con el septum atrial en el momento del cierre, este crece significativamente y el tamaño del dispositivo deja de ser prioridad. [9]

#### 4. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

Según la OMS (2015) [3], las enfermedades cardiovasculares (ECV) actualmente son la mayor causa de muerte a nivel global. Dadas estas estimaciones, se puede afirmar que el impacto macroeconómico en países de ingresos bajos y medios (donde existe un alto porcentaje de muertes por enfermedades no transmisibles, siendo el 37% ECV), en el tratamiento de ECV es muy alto, por lo que es necesario proveer soluciones para minimizar el número de personas afectadas y poder darle la correcta atención a personas con patologías cardíacas diagnosticadas, dentro de las cuales un temprano y efectivo tratamiento se vuelve primordial.

Dentro de las cardiopatías congénitas, según el CDC (2012) [4], en los Estados Unidos se registra que los defectos congénitos cardíacos afectan a alrededor del 1% de la población

americana (41,000 personas aproximadamente); dentro de estos defectos se encuentran cifras que datan que alrededor de 1966 bebés al año que sufren de defectos septales auriculares [4].

El 24 de mayo de 2012 el “Circulatory System Devices Panel” de la FDA se reunió para discutir acerca del conocimiento con el que se cuenta a la fecha acerca de los dispositivos oclusores, y dentro de los temas a tratar se incluyó la seguridad y la efectividad del Amplatzer [1]. En términos de seguridad, actualmente se discute acerca de los riesgos de erosión, embolización, fractura y otros eventos adversos reportados en este tipo de procedimientos con la finalidad de proponer soluciones en términos de patología evolutiva, procedimientos quirúrgicos alternativos, mejoramientos de prácticas clínicas y remodelación y mejoramiento de dispositivos. El panel de la FDA ha concluido que no hay información suficiente para determinar por ejemplo el grupo de pacientes para los cuales el tratamiento con Amplatzer u otro dispositivo oclisor pueda tener un beneficio palpable o un riesgo potencial [2], por lo que la investigación en este campo es primordial y necesita de mayor evidencia clínica.

## 5. JUSTIFICACIÓN

Actualmente, no hay la cantidad necesaria de datos que puedan revelar cómo es que se puedan mejorar las prácticas clínicas en cuanto al uso del dispositivo Amplatzer [1] dado el uso reciente de este tipo de tecnologías. Sin embargo, es necesario idear o utilizar plataformas tecnológicas, como lo son los software de análisis de mecánico que puedan arrojar parámetros efectivos y variables críticas que ayuden a prevenir eventos adversos en la colocación de dispositivos oclusores tomando en consideración: procesos de manufactura, estructura del implante y geometrías en distintos puntos, material del implante como de la tela utilizada para provocar fibrosis, método de implantación o sistema de entrega.

Es de suma importancia dar propuestas de solución o mejoramiento de las prácticas realizadas con este tipo de dispositivos oclusores puesto que la premisa más general es que el cuidado de la salud es primordial; y dado que el corazón es un órgano vital encargado de los mecanismos de perfusión tisular, se puede considerar una prioridad mantener el estado homeostático del mismo mediante la conservación o corrección anatómica. Y de esta forma poder contribuir a solucionar uno de los problemas más graves en materia de salud como lo son las ECV.

Dado que el sistema cardiovascular es un sistema enteramente hidráulico con un componente principal de bomba (el corazón), los perfiles en diferentes puntos de esta bomba con respecto al fluido (la sangre) son de extrema importancia para la conservación de la funcionalidad de todo el sistema, en especial cuando se va a introducir un componente externo que altere la estructura de la bomba; por ello, fundamental realizar pruebas o iteraciones con diferentes tipos de estructuras o geometrías del implante para determinar cuál de ellas tiene la interacción más óptima con el tejido que más tiene contacto con él: la sangre. Es por ello que el análisis hemodinámico de este tipo de estructuras es primordial para la obtención de características que puedan revelar rangos y límites para el diseño y la manufactura.

## 6. OBJETIVOS

El objetivo general del proyecto es contribuir a la solución de los problemas actuales registrados en los procedimientos de Amplatzer empleando técnicas ingenieriles para realizar un análisis hemodinámico. Para ello, se destacan algunos objetivos particulares:

- Realizar una geometría que asemeje la anatomía auricular junto con los vasos.
- Por medio de la modificación en los parámetros de la estructura, llevar a cabo una simulación para determinar velocidades y presiones en el sistema y observar los cambios en diferentes estados (análisis hemodinámico).

## 7. HIPÓTESIS

Mediante el modelado de sistemas relevantes en dinámica de fluidos aplicados al implante Amplatzer, se puede discriminar qué características debe de tener este tipo de dispositivos (en términos estructurales) para que representen una mejor solución a las técnicas utilizadas actualmente en términos de seguridad, eficacia y practicidad.

El modelado de la evolución al colocar el implante puede ayudar a conocer más acerca de este procedimiento de cierre del agujero oval en términos hemodinámicos, lo cual puede coadyuvar en una mejor discriminación en procedimientos para decidir colocarlo o no.

## 8. METODOLOGÍA

Los pasos descritos a continuación se llevaron a cabo entre las siguientes fechas (30 marzo 2017 - 19 abril 2017) y se utilizará la herramienta computacional Solidworks (2015):

### **1.- Modelado computacional de estructuras**

Se diseñaron estructuras muy genéricas utilizando la herramienta COMSOL que asemejan la anatomía auricular y vasos principales (venas cavas y pulmonares). Las aurículas se modelaron con forma elíptica y el tejido vascular como cilindros perfectos.

Se obtuvieron los datos de las dimensiones de los diámetros anteroposterior y supero inferior y por medio del volumen se obtuvo el tercer eje geométrico con la fórmula:

$$\text{volumen} = [4\pi \cdot (R1) \cdot (R2) \cdot (R3)]/3$$

Se tomaron en cuenta las siguientes dimensiones, dadas las referencias consultadas [10], [11], [12]:

Medida	Aurícula Derecha (cm)	Aurícula Izquierda (cm)
Semieje a	4.2	3.5
Semieje b	3.02	2.35
Semieje c	2.52	4.6

## 2.- Modelado computacional para análisis hemodinámico

El paso del fluido entre las aurículas interconectadas por la apertura del agujero oval se modeló como un cilindro tipo puente entre las dos estructuras. La variación en el diámetro del agujero oval se modeló a partir de la modificación de dicho cilindro. Se simuló tres posibles escenarios: asemejando la apertura considerable de 0.5 cm, una apertura de 0.1 cm (asemejando el comienzo del cierre debido a la colocación del Amplatzer) y, por último, con el agujero oval cerrado.

Lo anterior se realizó para comparar valores en términos de presión y velocidad en las estructuras en diferentes estados de evolución a la colocación del Amplatzer.

La física aplicada al modelado de este sistema en particular fue la de flujo laminar, con la variable de presión de fluido a la entrada de las venas cavas y pulmonares, y la salida por medio una superficie asemejando el espacio auriculo-ventricular en diástole [13], [14]:

Medida	Venas Cavas	Venas Pulmonares
Diámetro	2.3 cm	1.4 cm
Presión de entrada	5 mmHg	10 mmHg

Las ecuaciones utilizadas en el modelo de flujo laminar computacional y correr el estudio en análisis temporal fueron las siguientes:

$$\rho \frac{\partial \mathbf{u}}{\partial t} + \rho(\mathbf{u} \cdot \nabla) \mathbf{u} = \nabla \cdot \left[ -p\mathbf{I} + \mu(\nabla \mathbf{u} + (\nabla \mathbf{u})^T) - \frac{2}{3}\mu(\nabla \cdot \mathbf{u})\mathbf{I} \right] + \mathbf{F}$$

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} + \nabla \cdot (\rho \mathbf{u}) = 0$$

Se obtuvieron las velocidades en cada punto de la estructura y se modelaron las presiones en la aurícula derecha, izquierda y válvula mitral y tricúspide abierta, así como la salida del agujero oval con sus respectivos diámetros.

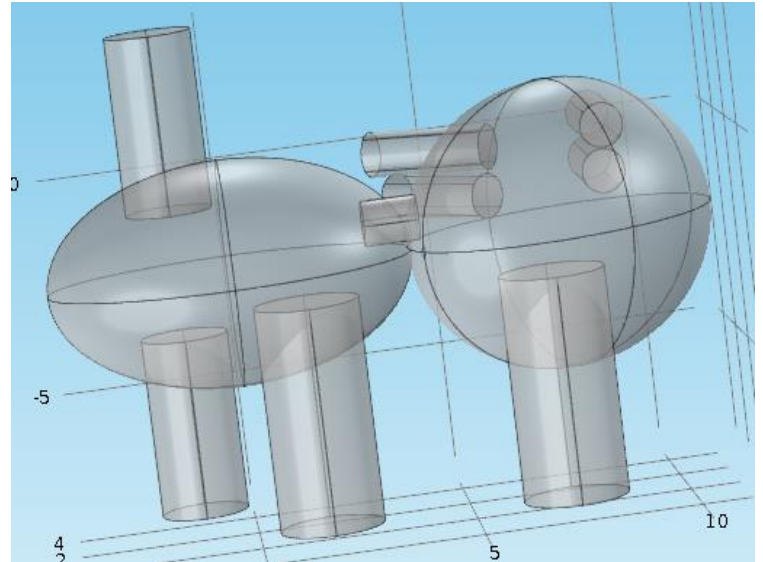
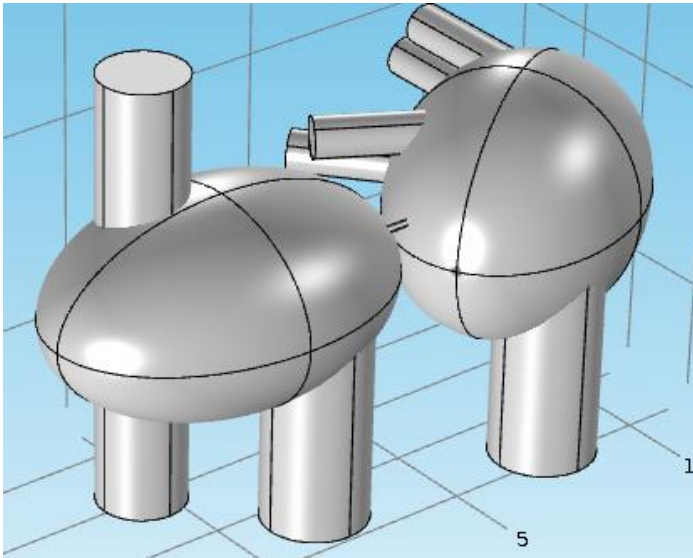
## 3.- Diseño de estructura para análisis más próximo

Se construyó una estructura que se acerca un poco más a la anatomía auricular y se incluyen estructuras como las valvas de las válvulas auriculo-ventriculares, de tal forma que se pueden analizar los parámetros de manera un poco menos genérica que la descrita anteriormente.

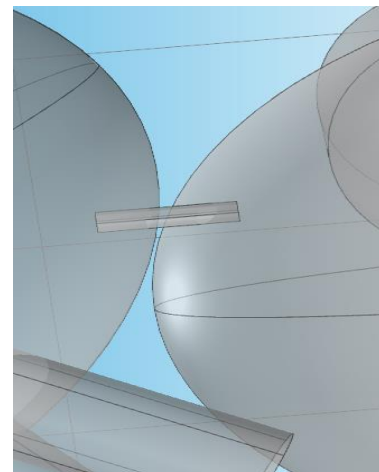
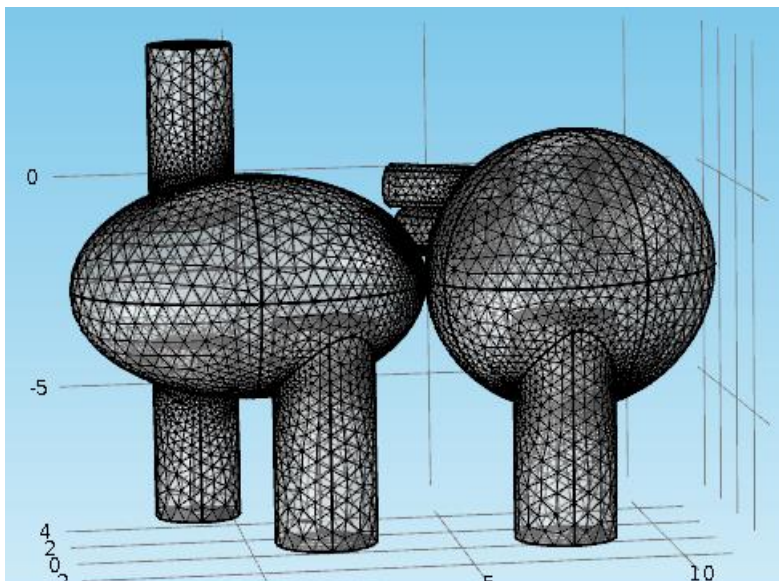
## 9.- RESULTADOS

### Estructuras Propuestas

**Geometría genérica:** La geometría propuesta simula la trayectoria que llevaría la sangre en este circuito auricular. En el software de simulación se establecieron parámetros de densidad de  $1.06 \text{ g/cm}^3$  y de viscosidad dinámica de  $0.0027 \text{ Pa}\cdot\text{s}$ ; de tal manera que asemeja el comportamiento de la sangre en este movimiento generado por las diferentes presiones en los distintos puntos.

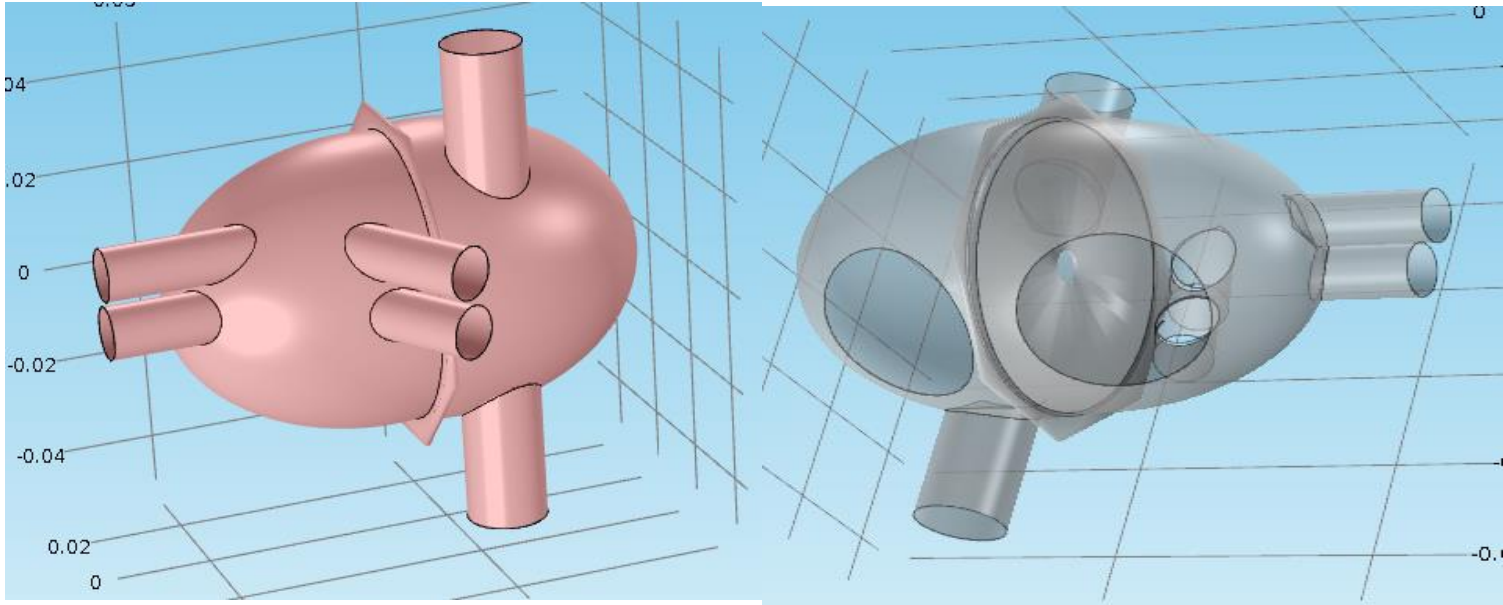


Enmallado dependiente de la física tetraédrico de la estructura genérica realizada con parámetros de grosor normal y Simulación de conexión auricular (paso de la sangre entre aurículas) y características del agujero oval.

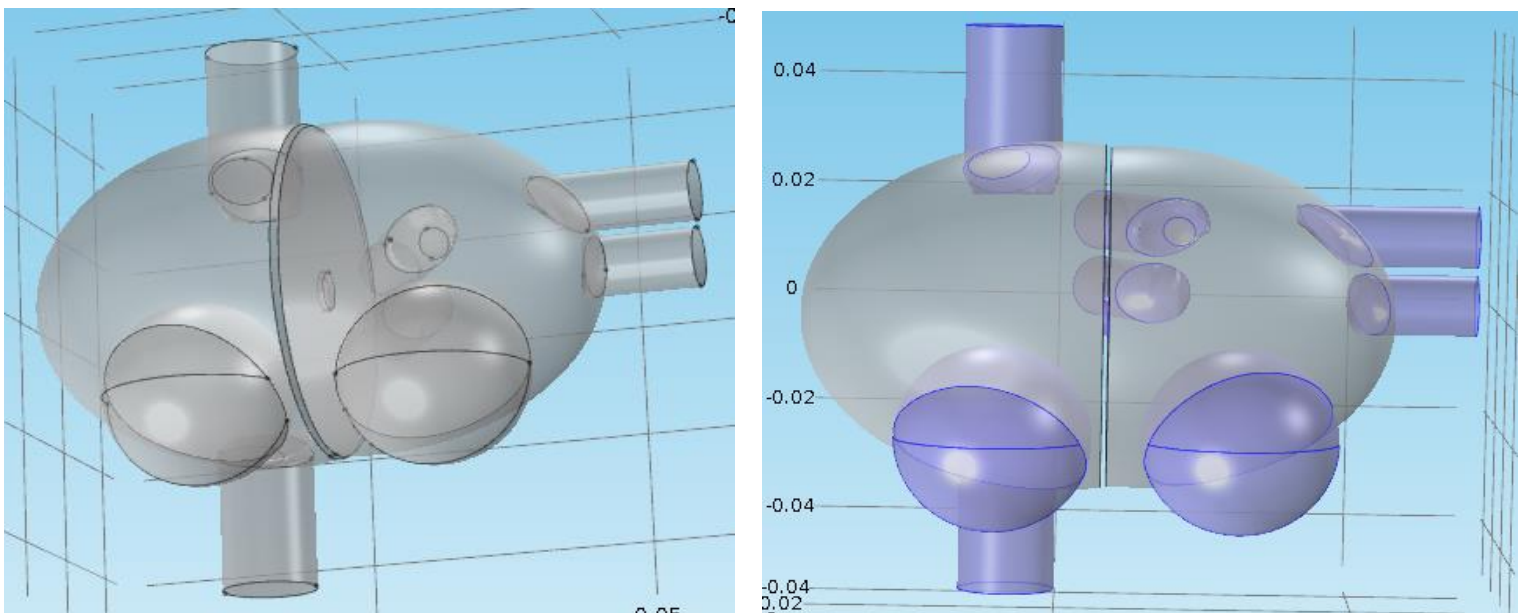




**Geometría de superficie:** Se propuso una geometría en donde se ensamblan estructuras que forman parte de la anatomía auricular para realizar un análisis más preciso; debido a tiempos excesivos computacionales, el modelado en esta estructura queda para un trabajo posterior.



**Geometría de sólido:** Se propuso una geometría en donde se simula la trayectoria que seguiría la sangre proveniente de las venas pulmonares y las venas cavas, simulando el paso por el agujero oval y también la salida por los espacios auriculo-ventriculares. En la estructura se modelan estructuras más complejas como las valvas de las AV y el tabique interauricular con dimensiones más reales.

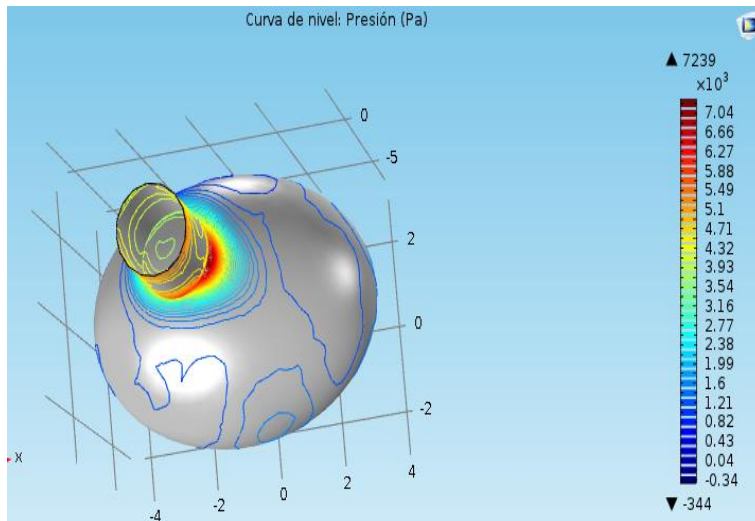


## Análisis Hemodinámico con estructuras genéricas

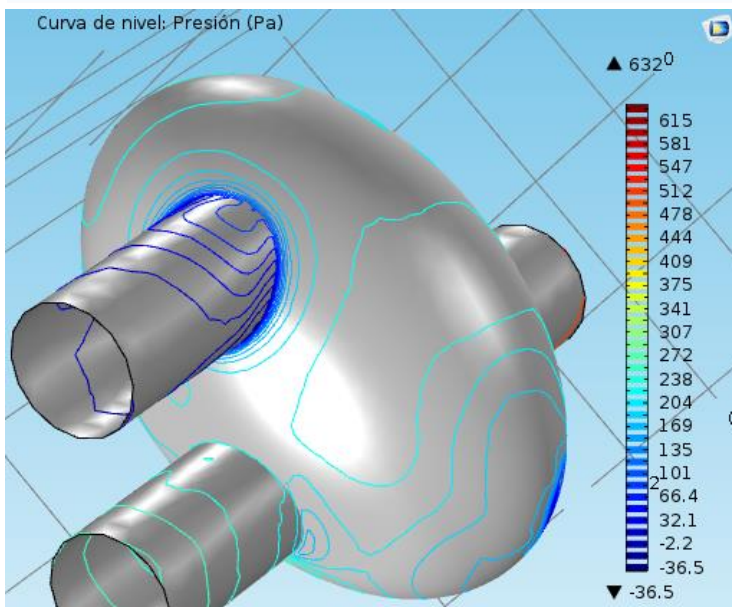
### Radio del agujero oval de 0.5 cm

#### **Valor de Presiones:**

#### **Aurícula Derecha**

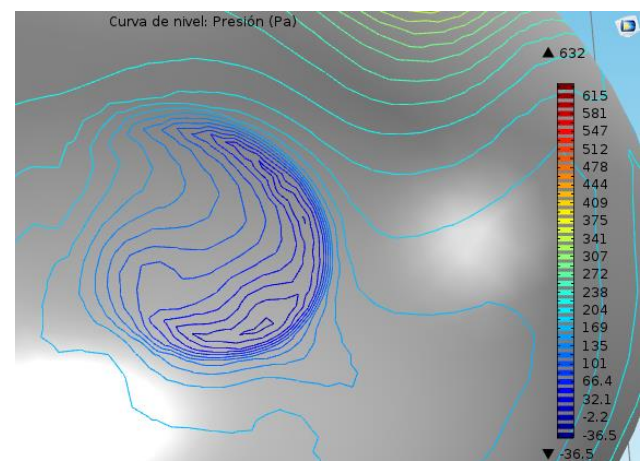


Se observa el rango de presiones en Pascales alrededor de la entrada de la vena cava superior con un valor máximo de **5.88 KPa** aproximadamente alrededor de la estructura, siendo esta cada vez menor en la distribución del vaso llegando a valores promedio entre **4.32 y 2.77 KPa**.

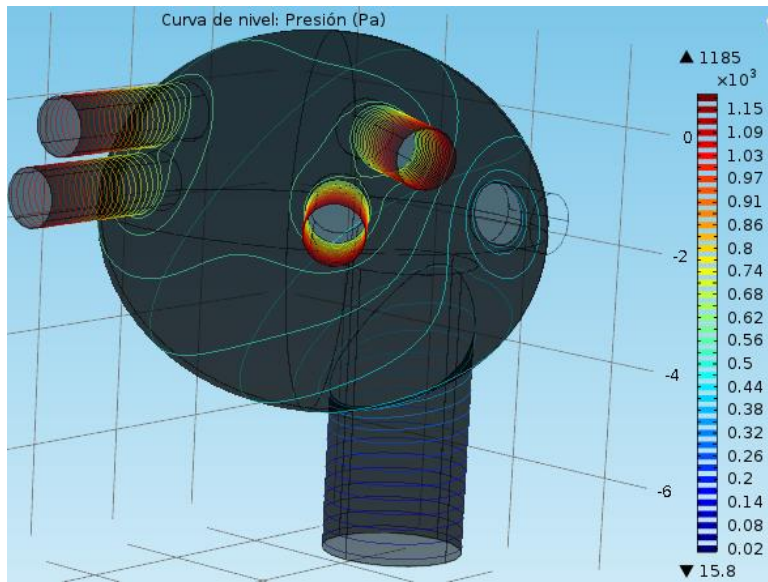


Se observa el rango de presiones en Pascales alrededor de la salida de flujo hacia el ventrículo derecho predominando el valor mínimo de **-32.1 Pa** y un máximo de **206 Pa**. La presión promedio distribuida en la aurícula derecha es de **204 Pa**.

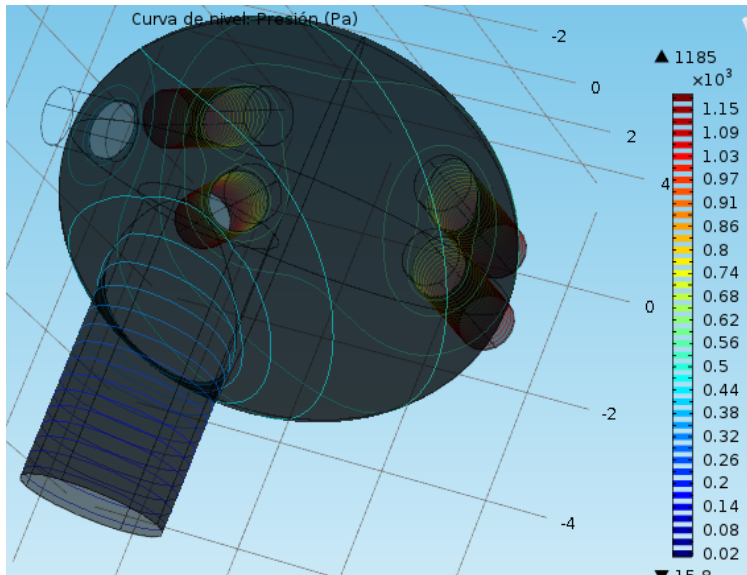
A la salida del agujero oval se visualiza una distribución de las presiones más uniformes, cargadas hacia un lado en específico, siendo de **238 Pa** la presión en el centro variando a **66.4 Pa** hacia la periferia de la superficie del agujero oval.



## Aurícula Izquierda

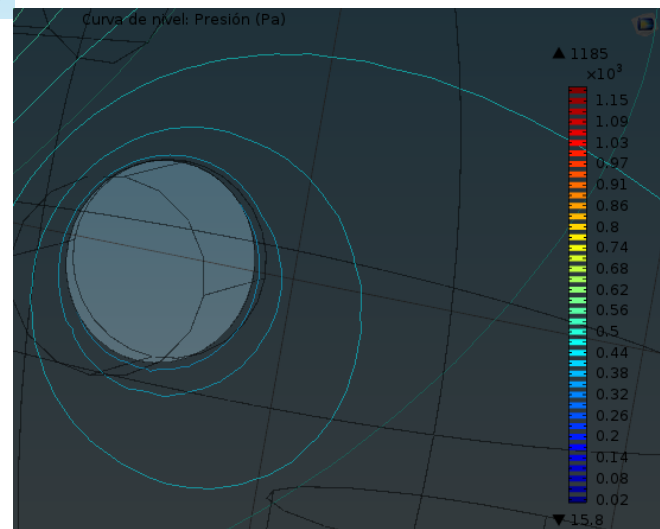


Se observa el rango de presiones en Pascales alrededor de la entrada de las venas pulmonares superiores e inferiores con un valor máximo de **1.15 KPa** a la entrada del fluido y valores de **0.56 KPa** en contacto con la superficie auricular izquierda aproximadamente. La presión promedio en la aurícula izquierda es de **0.44 KPa** aproximadamente.



A la salida del espacio auriculo-ventricular izquierdo se observan presiones entre **0.32 a 0.44 KPa**. Se puede observar también una caída de presión uniforme comenzando desde las venas pulmonares hasta la salida ventricular oscilando entre **0.38 a 0.74 KPa**.

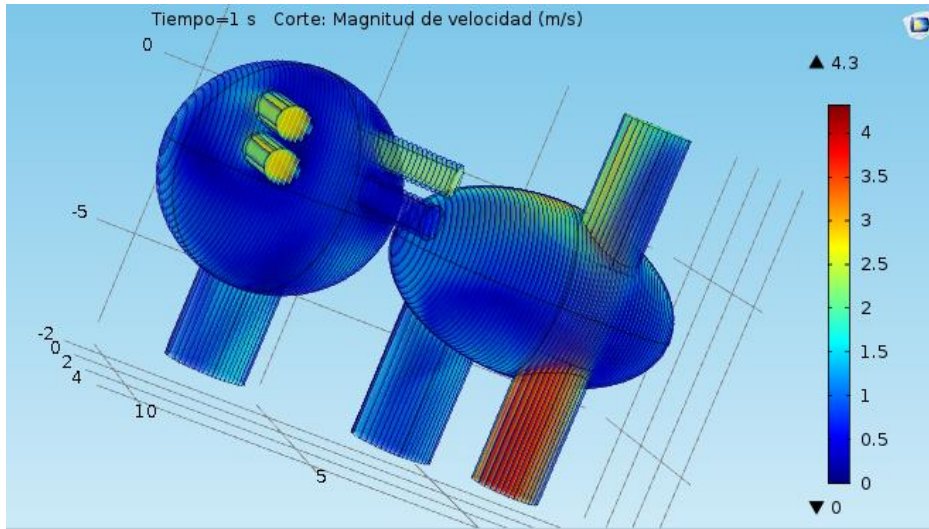
A la salida del agujero oval se vislumbra una distribución uniforme de presiones alrededor del agujero en un valor promedio de **0.44 KPa**.



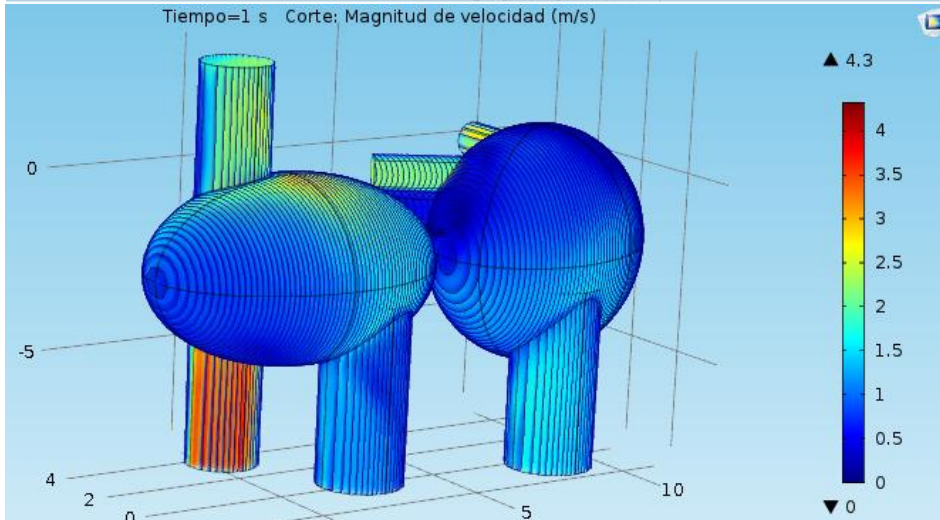


### Radio del agujero oval de 0.1 cm

#### **Valor de Velocidades:**

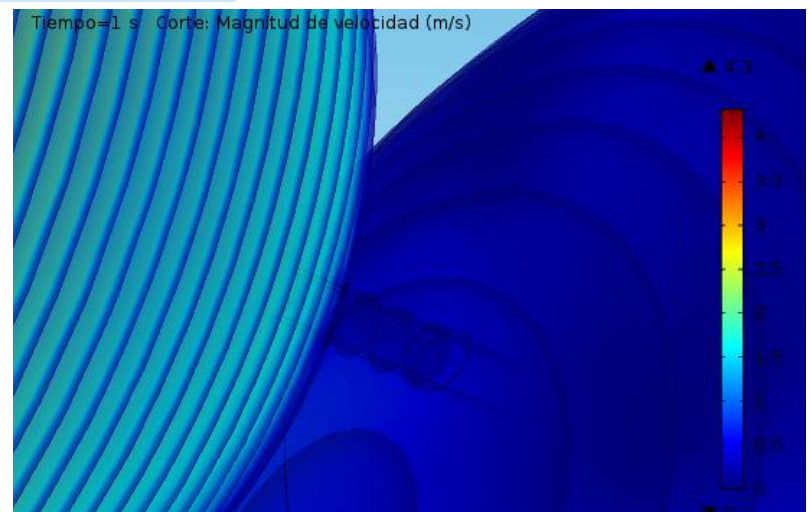


Se observan velocidades entre **2 y 2.5 m/s** a la entrada de las venas pulmonares. En vena cava superior se observan velocidades más bajas entre **1 y 2.5 m/s**; caso opuesto en vena cava inferior donde la velocidad oscila entre **3 y 3.8 m/s**



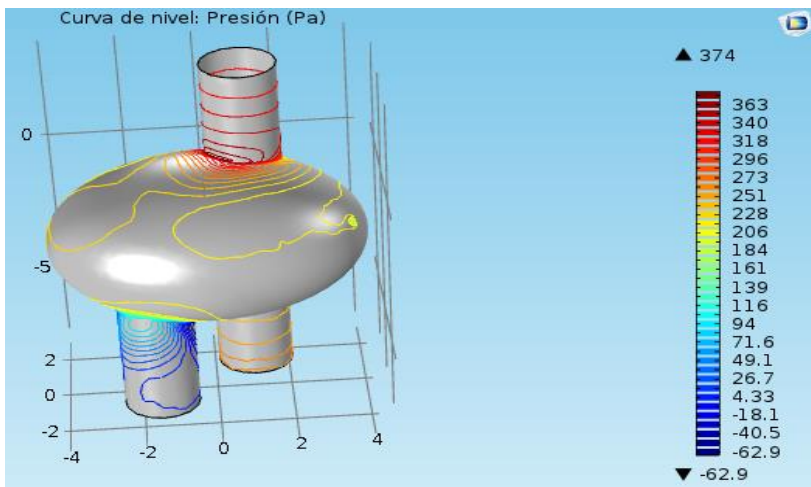
A la salida del flujo por los ventrículos se observan velocidades entre **1 y 2 m/s**, siendo estas mayores en la salida de la aurícula izquierda; mientras que en la superficie de la aurícula derecha se observan velocidades de entre **1.5 y 3 m/s** sobretodo en la zona próxima a la vena cava superior.

En el agujero oval se muestran velocidades muy bajas que oscilan **entre 0 y 0.5**; también se observan velocidades mayores en la aurícula derecha en comparación con la aurícula izquierda en esa zona cercana al agujero oval.

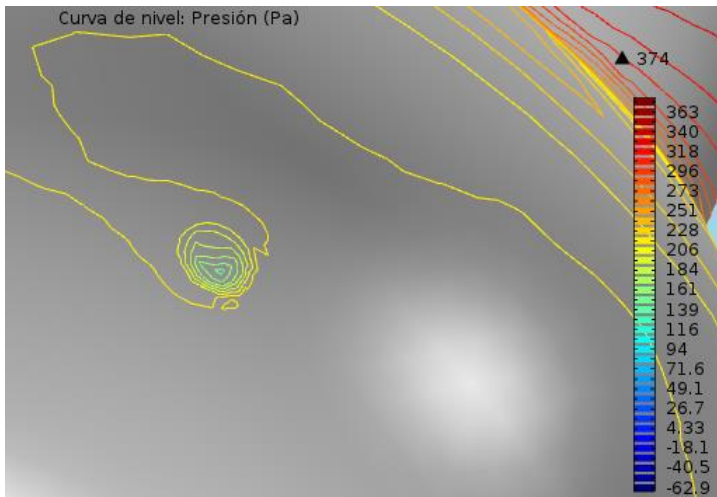


## Valor de Presiones:

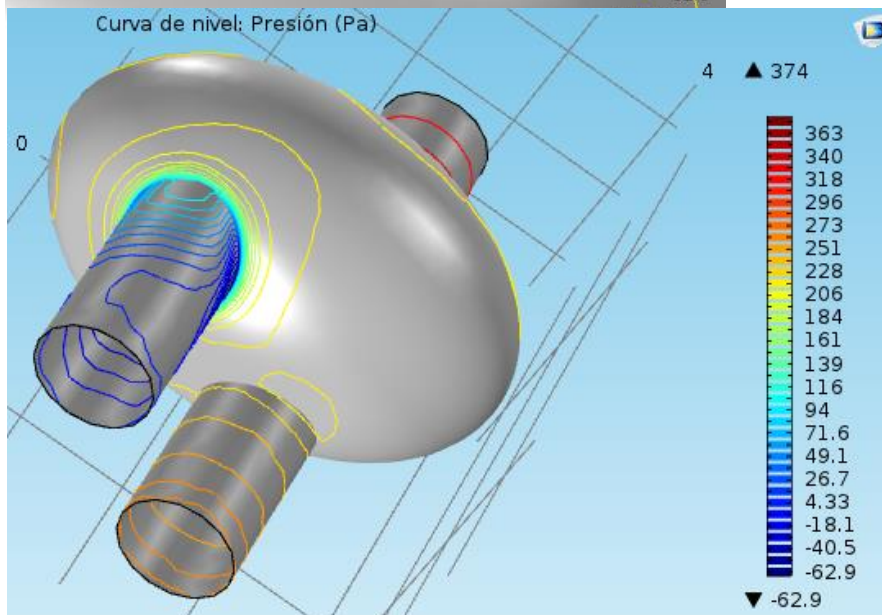
### Aurícula Derecha



Se observa el rango de presiones en Pascales alrededor de la entrada de la vena cava superior con un valor máximo de **340 Pa** aproximadamente alrededor de la estructura. La presión promedio en la aurícula derecha es de **206 Pa** aproximadamente.

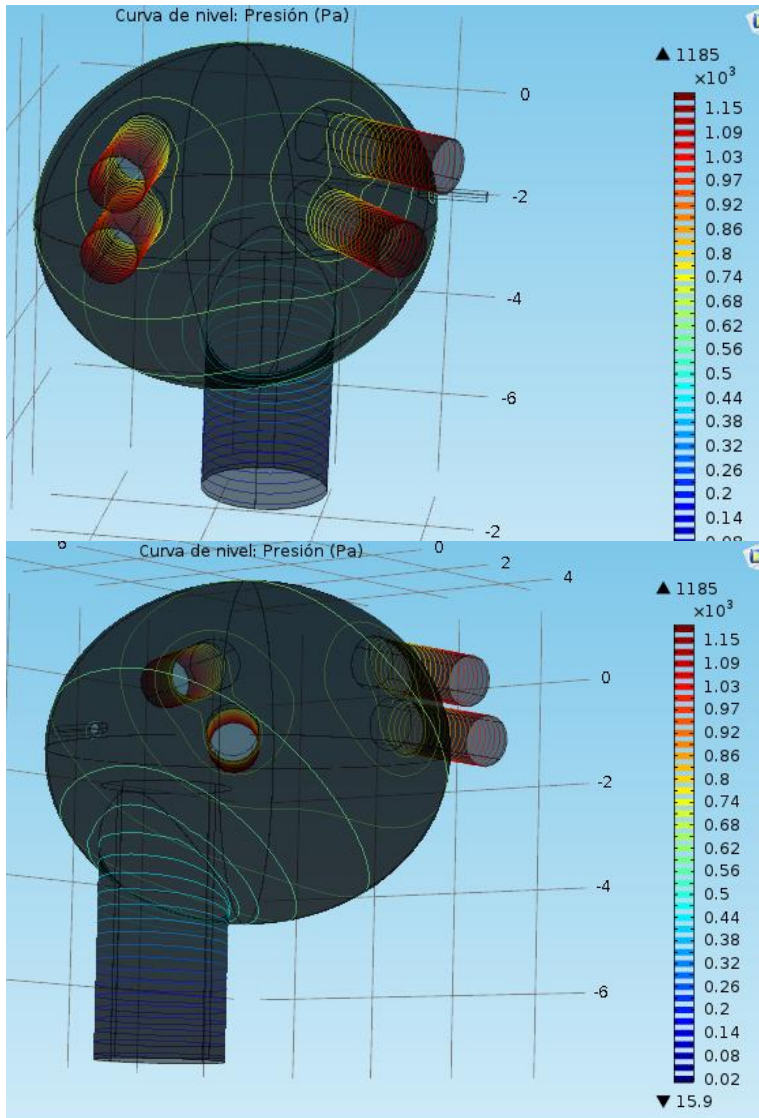


A la salida del agujero oval se visualiza una distribución de las presiones más uniformes, siendo de **116 Pa** en el centro variando a **206 Pa** hacia la periferia de la superficie del agujero oval.



Se observa el rango de presiones en Pascales alrededor de la salida de flujo hacia el ventrículo izquierdo predominando el valor mínimo de **-62.9 Pa** y un máximo de **116 Pa**.

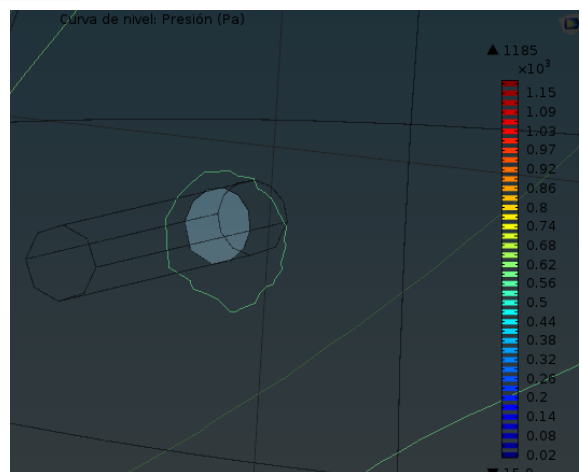
## Aurícula Izquierda



Se observa el rango de presiones en Pascales alrededor de la entrada de las venas pulmonares superiores e inferiores con un valor máximo de **1.15 KPa** a la entrada del fluido y valores de **0.86 KPa** en contacto con la superficie auricular izquierda aproximadamente. La presión promedio en la aurícula izquierda es de **0.74 KPa** aproximadamente.

A la salida del espacio auriculo-ventricular izquierdo se observan presiones entre **0.26 a 0.32 KPa**. Se puede observar también una caída de presión uniforme comenzando desde las venas pulmonares hasta la salida ventricular oscilando entre **0.38 a 0.74 KPa**.

A la salida del agujero oval se vislumbra una distribución uniforme de presiones alrededor del agujero en un valor promedio de **0.56 KPa**.

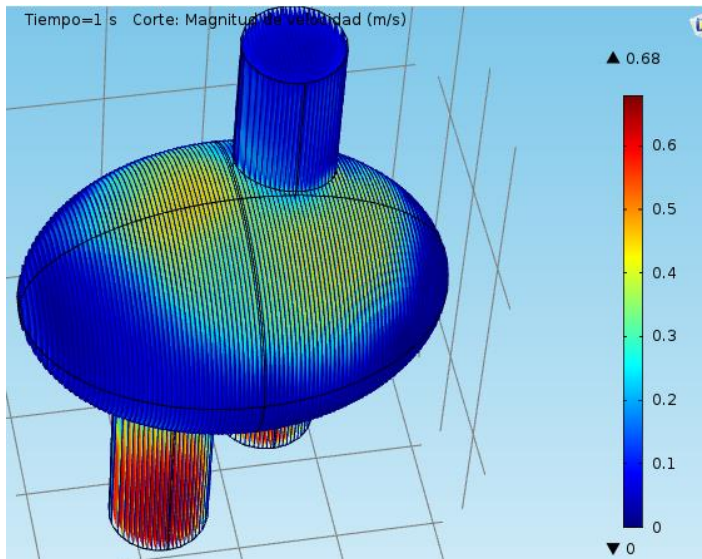




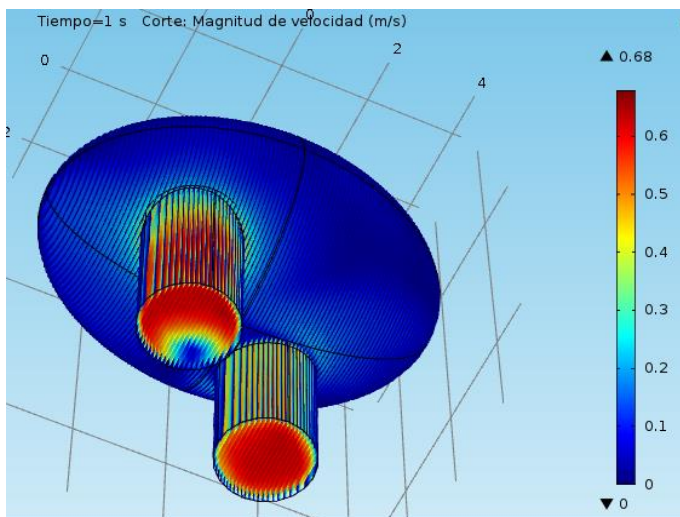
## Agujero Oval Cerrado

### *Aurícula Derecha*

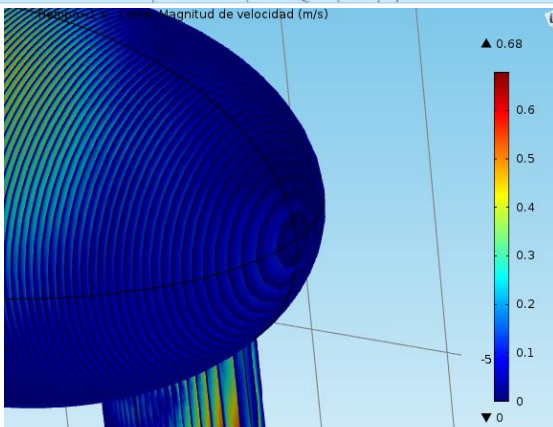
#### Valor de velocidades:



Se observa una distribución de velocidades en la aurícula derecha que oscilan entre **0.1 y 0.4 m/s** siendo superiores en la parte superior de la estructura. De igual forma se puede ver una velocidad entre **0.1 y 0.25 m/s** en la vena cava superior.

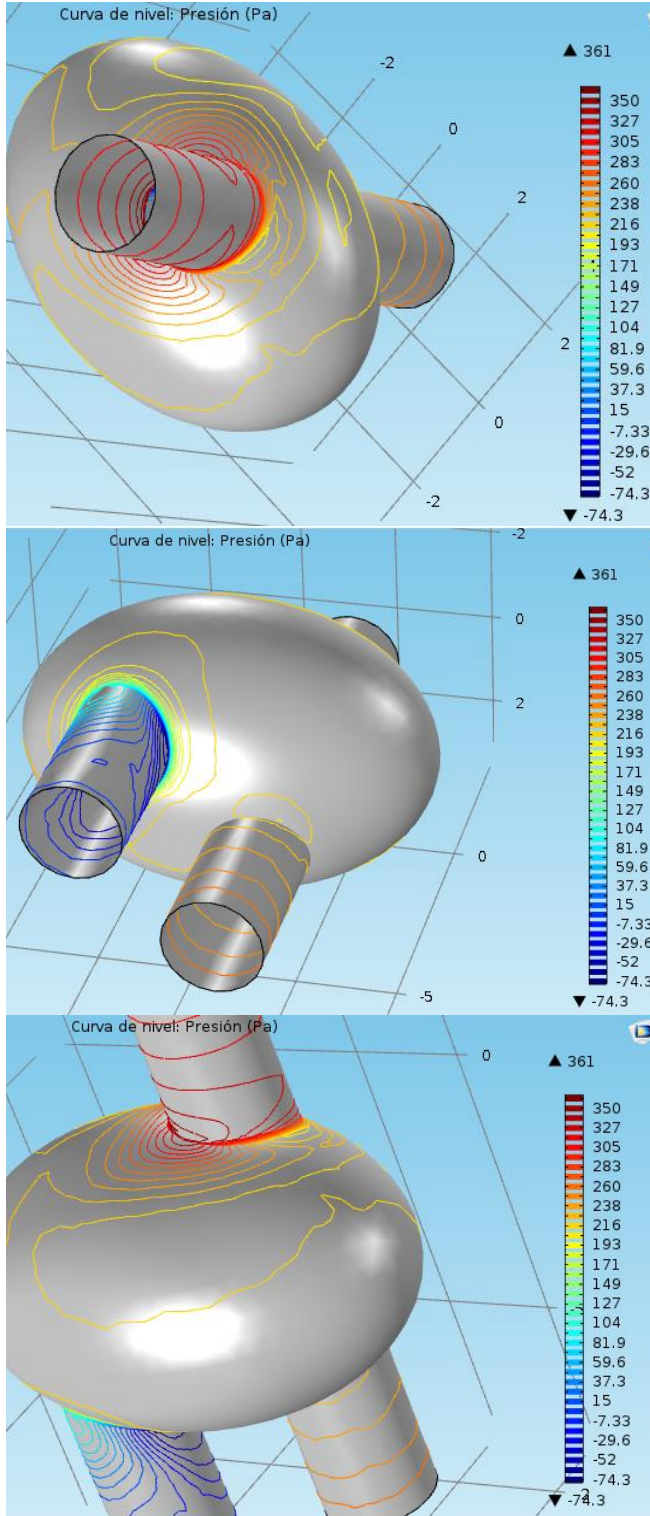


Se observan velocidades a la salida ventricular en un rango muy amplio que oscila entre **0.1 y 0.6 m/s** con algunas focalizaciones derivadas de la dirección del flujo. En la vena cava inferior se observa un rango similar de velocidades, sin embargo, la dirección de flujo es opuesta y con una distribución más laminar o uniforme.



En la zona del agujero oval se observan velocidades mínimas en el rango calculado.

## Valor de presiones



Se observa el rango de presiones en Pascales alrededor de la entrada de la vena cava superior con un valor máximo de **305 Pa** aproximadamente alrededor de la estructura y un valor mínimo de **193 Pa**. La presión promedio en la aurícula derecha es de **193 Pa** aproximadamente.

Se observa el rango de presiones en Pascales alrededor de la salida de flujo hacia el ventrículo izquierdo predominando el valor mínimo de **-52 Pa** y un máximo de **171 Pa**.

A la salida del agujero oval se visualiza naturalmente una distribución de las presiones más que concuerda con el valor de la presión promedio registrada en la primera estructura dado que no hay salida de flujo, siendo esta de **193 Pa**.



## CONCLUSIONES

Mediante el modelado de sistemas fisiológicos con software de análisis se puede vislumbrar procesos en términos hemodinámicos que revelen ciertas evoluciones derivadas de tratamientos para patologías.

En el caso específico del sistema vascular, se pueden analizar flujos, velocidades y presiones en diferentes estructuras de acuerdo a variaciones anatómicas impuestas por el usuario. En este caso, se lograron establecer escenarios de análisis simulando el cierre del agujero oval debido a la implantación del dispositivo Amplatzer; en tales escenarios se pueden calcular las presiones y velocidades en diferentes puntos auriculares como lo son: paredes auriculares, superficie del agujero oval, entradas de venas cavas y venas pulmonares, salidas hacia ventrículos.

De tal forma que, con estos datos es posible ver cuáles serán los cambios debidos al cierre del agujero oval en términos hemodinámicos; lo cual puede ayudar a caracterizar el proceso de recuperación y tratamiento con este implante en donde se deben de tomar decisiones cruciales para la colocación del mismo.

Es de suma importancia utilizar softwares más robustos para poder dar un análisis más certero con estructuras más complejas como la propuesta geométrica brindada en esta investigación, a su vez el poder modelar estructuras genéricas (como las utilizadas para el análisis) y simular las características de la sangre en términos de densidad y viscosidad puede dar una breve introducción a lo que sería este proceso de cierre mediado por el implante Amplatzer.

## REFERENCIAS

- [1] Transcatheter Device Closure of Atrial Septal Defects, A Safety Review  
John Moore, Sanjeet Hegde, Howaida El-Said, Robert Beekman, Lee Benson, Lisa Bergersen, Ralf Holzer, Kathy Jenkins, Richard Ringel, Jonathan Rome, Robert Vincent, Gerard Martin, ACC IMPACT Steering Committee.
  
- [2] U.S. FDA Brief Summary of the Circulatory System Devices Panel Meeting—May 24, 2012 [pdf]. May 24, 2012 <http://www.fda.gov/downloads/AdvisoryCommittees/CommitteesMeetingMaterials/MedicalDevices/MedicalDevicesAdvisoryCommittee/CirculatorySystemDevicesPanel/UCM305807.pdf>. Accessed December 4, 2012.
  
- [3] OMS (2015), Centro de Prensa, Enfermedades Cardiovasculares. Nota Descriptiva: <http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs317/es/>
  
- [4] Centers for Disease Control and Prevention (CDC), Facts About Atrial Septal Defects, Link: <https://www.cdc.gov/ncbddd/heartdefects/atrialseptaldefect.html>

[5] Weiping Wang • Hongcui Li • Matthew D. Tam, David X. Wang. (2012). The Amplatzer Vascular Plug: A Review of the Device and its Clinical Applications. *Cardiovasc Intervent Radiol*, 35, 725-740

[6] C.O. Cardoso,R.I. Rossi Filho,P.R. Machado,L.M. Francois,E.S. Horowitz,R. Sarmento- Leite. Effectiveness of the Amplatzer device for transcatheter closure of an ostium secundum atrial septal defect. *Arq Bras Cardiol*, 88 (2007), pp. 384-389, Medline Link:  
[http://www.scielo.br/scielo.php?pid=S0066-782X2007000400003&script=sci\\_arttext&tlng=en](http://www.scielo.br/scielo.php?pid=S0066-782X2007000400003&script=sci_arttext&tlng=en)

[7] J. Vojáček,M. Mates,J. Popelová,P. Pavel. Perforation of the atrium and the ascending aorta following percutaneous transcatheter atrial septal defect closure. *Interact Cardiovasc Thorac Surg*, 4 (2005), pp. 157-159 <http://dx.doi.org/10.1510/icvts.2004.100669> Medline. Link:  
<https://academic.oup.com/icvts/article-lookup/doi/10.1510/icvts.2004.100669>

[8] Tsy-Yuh Ho, Ming-Chih Tsai , Pi-Chang Lee, Jen-Her Lu, Chi-Ming Liang , Chung-Chang Laura Meng, and Betau Hwang. (2005). Amplatzer Septal Occluder-Induced Arrhythmias. *J Med Sci*, 25, 105 - 108

[9] K.A. Diab,Q.L. Cao,E.A. Bacha,Z.M. Hijazi Device closure of atrial septal defects with the Amplatzer septal occluder: safety and outcome in infants Medline. Link:  
<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0022522307010999>

[10] Pró, E. A. (2014). Anatomía clínica. Buenos Aires: Panamericana.

[11] <http://www.revespcardiologia.org/ca/congresos/sec-2012-el/1/sesion/tecnicas-imagen-cardiaca/67/volumen-auricular-derecho-valores-ecocardiograficos/978/>

[12] [http://www.scielo.org.ar/scielo.php?script=sci\\_arttext&pid=S1850-37482010000100009](http://www.scielo.org.ar/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1850-37482010000100009)

[13] Boron, W. F., & Boulpaep, E. L. (2017). Medical physiology. London: Elsevier Health Sciences

[14] Guyton, A. C., & Hall, J. E. (2007). Textbook of medical physiology. India: Elsevier Saunders.