

MODELADO DEL COMPORTAMIENTO DE ESFUERZOS SANGUÍNEOS

**Modelado Del Comportamiento De Esfuerzos Cortantes Sanguíneos Producidos Por
Una Prótesis Mecánica De Válvula Mitral Con Frecuencia Cardíaca Normal Y
Taquicardia Durante La Diástole Ventricular**

José Miguel González Mogollón y Mary Alexandra Parada Acevedo

Trabajo de Grado para Optar el Título de Ingeniero Mecánico

Director

Diego Fernando Villegas Bermúdez

Ingeniero Mecánico, PhD

Codirector

Dr. Boris Eduardo Vesga Angarita

Internista Cardiólogo Hemodinamista

Universidad Industrial de Santander

Facultad de Ingenierías Físico-Mecánicas

Escuela de Ingeniería Mecánica

Bucaramanga

2020

DEDICATORIA

Finalizando este proceso de formación, puedo pensar en todas las experiencias que he vivido como estudiante universitario, los compañeros que conseguí a lo largo de los años de estudio, los profesores que me enseñaron para crecer como profesional y persona.

Los retos que se presentaron fueron más llevaderos por el apoyo de mi familia, novia y amigos, siendo base emocional para superar dificultades y celebrar éxitos.

Dedico este proyecto a mis padres, que siempre me han apoyado y me enseñaron que el mejor camino es aprender.

A mis abuelos que me acompañan en espíritu y seguramente festejan mis éxitos.

A mi compañera de investigación, por el tiempo trabajando juntos.

Agradezco mi escuela de ingeniería mecánica y a mi alma mater UIS, por permitirme desarrollar mi carrera profesional y ser el escenario de muchas aventuras.

José Miguel González Mogollón

DEDICATORIA

A mi madre por su apoyo incondicional aún en los momentos más difíciles presentados a lo largo del desarrollo de la carrera, por su paciencia, amor y confianza y más que todo por su fe en mí y en que lo podría lograr.

A Julián Jerez por ser mi compañero de viaje en este camino que se llama vida hasta ahora, a quién esta carrera me dio el placer de conocer desde el principio hasta el final. Por haber sido quien me dio ánimo, apoyó y creyó en mi en todo momento.

A mis amigas y amigos, aquellos que conocí desde el principio de esta carrera, en medio y al final, con quienes compartí diversas alegrías, estrés y anécdotas que siempre recordaré.

A mi compañero de investigación, por su gran dedicación y permitirme compartir con él este logro.

A mis profesores de la escuela de Ingeniería Mecánica, quienes muchos de ellos me enseñaron porque querer esta carrera. Y a la UIS por ser el escenario de este y de muchas historias, y de este ciclo que ahora terminar.

Mary Alexandra Parada Acevedo

AGRADECIMIENTOS

El desarrollo de este proyecto contó con el apoyo y tutela de varias personas, tanto a nivel profesional, académico y emocional. Agradecemos principalmente a nuestro director por estar atento a todas nuestras inquietudes y problemáticas en proceso, siempre aportando ideas y soluciones desde el principio hasta la culminación de este, a nuestro codirector por brindarnos la información y relacionarnos con puntos claves para el buen desarrollo de las actividades de la investigación con visión médica.

Agrademos al Instituto del Corazón de Bucaramanga, institución que nos tendió la mano, aportando información y tutoría en puntos clave del proyecto, especialmente a su director médico y al grupo de diagnóstico por ecocardiografía que nos recibieron en repetidas ocasiones dándonos acompañamiento.

Agradecemos a nuestros padres, por brindarnos la oportunidad de llevar todo este proceso de formación, a nuestros familiares y amigos que nos acompañaron en los mejores momentos y en las dificultades, esperamos que de alguna manera se viera reflejado todo el apoyo, enseñanzas y buenas intenciones de las personas que se preocuparon por nuestro desarrollo profesional y personal.

Tabla de Contenido

Introducción.....	11
1. Justificación.....	14
2. Objetivos.....	17
2.1. Objetivo general.....	17
2.2. Objetivos específicos	17
3. Metodología.....	18
3.1. Segmentación del modelo cardíaco	18
3.2. Modelado de prótesis de válvula mitral.....	20
3.3. Acople de los modelos.....	24
3.4. Mallado del modelo	26
3.5. Ecuaciones de gobierno y condiciones de frontera.....	30
4. Análisis y discusión de resultados.....	35
4.1. Esfuerzos cortantes sobre el flujo sanguíneo (Frecuencia cardíaca normal)	35
4.2. Esfuerzos cortantes sobre el flujo sanguíneo (Taquicardia Sinusal)	38
5. CONCLUSIONES.....	42
Referencias Bibliográficas	44
Apéndices.....	52

Lista de Tablas

Tabla 1. Especificaciones de la protesis de válvula mitral.	22
Tabla 2. Esfuerzos cortantes máximos en el fluido sanguíneo para cada malla.	29
Tabla 3. Frecuencia cardíaca Normal	34
Tabla 4. Taquicardia sinusal	34

Lista de Figuras

Figura 1. Vistas de la segmentación en el software libre 3D-Slicer v.4.10.2	19
Figura 2. Modelo final de la segmentación cardíaca en el software de acceso libre Blender v2.81a..	20
Figura 3. Diámetro de la zona entre la aurícula y ventrículo izquierdo en el software Spaceclaim de la versión de Ansys R19.2.....	21
Figura 4. Prótesis mecánica de válvula mitral.	22
Figura 5. <i>Perfil de la válvula protésica mecánica.</i>	23
Figura 6. Render del modelo de una prótesis mecánica de válvula mitral tridimensional en SolidWork2019.....	24
Figura 7. Acople de los modelos en el software libre Blender v2.81a	25
Figura 8. Zonas en el acople de los modelos en el software libre Blender v2.81a.	26
Figura 9. Localización de las zonas en la malla generado en Ansys ICEMCFD v.19.2	27
Figura 10. Calidad de los elementos de la malla generado en Ansys ICEMCFD v.19.2.	28
Figura 11. Malla Tetra/Prism del modelo generada Ansys ICEMCFD v.19.2.....	28
Figura 12. Gráfica de convergencia de la malla.	30
Figura 13. Subrutinas para la actualización de la malla y las funciones del desplazamiento de los nodos para las simulaciones a frecuencia cardíaca normal y taquicardia sinusal.....	33
Figura 14. Contornos de los esfuerzos cortantes sanguíneos en la superficie de la válvula protésica durante frecuencia cardíaca normal en la diástole ventricular generados en Fluent v19.2.....	38
Figura 15. Contornos de los esfuerzos cortantes sanguíneos en la superficie de la válvula protésica durante taquicardia sinusal en la diástole ventricular generados en Fluent v19.2.....	40

Lista de Apéndices

A.Experiencias524

Resumen

Título: Modelado Del Comportamiento De Esfuerzos Cortantes Sanguíneos Producidos Por Una Prótesis Mecánica De Válvula Mitral Con Frecuencia Cardíaca Normal Y Taquicardia Durante La Diástole Ventricular*

Autores: González Mogollón José Miguel, Parada Acevedo Mary Alexandra **

Palabras Clave: Elementos Finitos, Válvula Mitral, Taquicardia Sinusal, Segmentación, Prótesis.

Descripción:

Este proyecto tiene como propósito determinar los esfuerzos cortantes del flujo sanguíneo producidos por la interacción con una válvula mitral mecánica, evaluada durante la diástole ventricular izquierda con una frecuencia cardíaca normal de 75 latidos por minuto y un caso de taquicardia sinusal de 150 latidos por minuto. Uno de los objetivos fue desarrollar un modelo tridimensional realista de la zona izquierda del corazón implementando la segmentación de imágenes médicas. Luego, acoplado un modelo tridimensional de una prótesis mitral mecánica. Se generó una malla no estructurada del modelo acoplado para un estudio mediante el método de elementos finitos en un software multipropósito, aplicando las condiciones y movimientos en las zonas de la aurícula y el ventrículo para simular las contracciones y expansiones del corazón. Finalmente, se determinaron los contornos y los valores de los esfuerzos cortantes en el flujo sanguíneo, comparándolos con los resultados de otros estudios hemodinámicos y estudios de daño sanguíneo. Los resultados presentan un aumento de los valores de esfuerzo cortante en el flujo sanguíneo cuando se simula la taquicardia sinusal en comparación con los valores de la frecuencia cardíaca normal. Los valores más altos están por debajo de la magnitud que genera la hemólisis, pero son suficientes para producir daño de plaquetas y trombo, especialmente los valores encontrados en la base y las compuertas de la prótesis mitral mecánica.

*Trabajo de grado

** Facultad Físico-mecánicas. Escuela de Ingeniería Mecánica. Director: Diego Fernando Villegas Bermúdez. Ingeniero Mecánico, PhD. Codirector: Boris Eduardo Vesga Angarita. Internista Cardiólogo Hemodinamista.

Abstract

Title: Modeling of Blood Shear Stresses Performance Produced by Mean of a Mechanical Mitral Valve Prosthesis with Normal Heart Rate and Tachycardia During Ventricular Diastole *

Authors: González Mogollón José Miguel, Parada Acevedo Mary Alexandra **

Key Words: Finite Elements, Mitral Valve, Sinus Tachycardia, Segmentation, Prosthesis.

Description:

This project has as a purpose to determine the shear stresses of the blood flow produced by the interaction with a mechanical mitral valve which is evaluated during left ventricular diastole with a normal heart rate of 75 beats per minute and a case of sinus tachycardia of 150 beats per minute. One of the objectives was to develop a realistic three-dimensional model of the left heart zone implementing medical image segmentation. Then, it is by coupling a three-dimensional model of a mechanical mitral prosthesis. An unstructured mesh of the coupled model was generated for a study using the finite element method in multipurpose software, applying the conditions and movements in the areas of the atrium and the ventricle to simulate the contractions and expansions of the heart. Finally, the contours and the values of the shear stresses in the blood flow were determined, comparing them with the results of other hemodynamic studies and studies of blood damage. The results obtained show an increase in the values of shear stress in the blood flow when simulating sinus tachycardia compared to the values of the normal heart rate. The highest values are below the magnitude that generates hemolysis, however they are sufficient to cause platelet and thrombus damage, especially the values found in the base and gates of the mechanical mitral prosthesis.

* Bachelor Thesis

** Facultad Físico-mecánicas. Escuela de Ingeniería Mecánica. Director Diego Fernando Villegas Bermúdez. Ingeniero Mecánico, PhD. Codirector: Boris Eduardo Vesga Angarita. Internista Cardiólogo Hemodinamista.

Introducción

Las enfermedades cardiovasculares son responsables de una gran y creciente cantidad de muertes y discapacidades alrededor del mundo (Rodgers, & MacMahon, 1999). La organización Mundial de la Salud (OMS) calcula que en el 2015 alrededor de 17,7 millones de personas murieron por enfermedades cardiovasculares, esta cifra representa un 31% de todas las muertes registradas en el mundo (WHO, 2017). En Colombia, según el Análisis de Situación de Salud 2019 (ASIS) se registraron como primera causa de mortalidad entre el 2005 y 2017 las enfermedades del sistema circulatorio tanto en hombres como en mujeres (ASIS, 2019).

Una de las cardiopatías, la taquicardia sinusal, es uno de los trastornos del ritmo cardíaco que se manifiesta por una aceleración de los latidos del corazón. Esta suele ser transitoria, reversible y se suele dar más frecuentemente al hacer ejercicio mínimo (como subir escaleras o caminar) o debido al alto consumo de cafeína (Meredith, Griffiths, & Wong, 2013). El ritmo sinusal normal se caracteriza porque, aunque la frecuencia cardíaca es más rápida, el corazón sigue funcionando normalmente. El intervalo entre latidos es generalmente regular y el propio latido del corazón se sucede de forma organizada (Peyrol, & Lévy, 2016). En el caso de la taquicardia sinusal inapropiada (IST, por sus siglas en inglés), la cual se caracteriza por frecuencias cardíacas inusualmente rápidas que se presentan durante el reposo y/o una actividad física mínima o en ambas, generalmente se presenta con una frecuencia cardíaca en reposo elevada (frecuencia cardíaca > 90-100 latidos por minuto) (Pellegrini, & Scheinman, 2016). El síndrome de IST puede ocurrir a cualquier edad, pero es predominante en adolescentes y adultos jóvenes (Peyrol, & Lévy, 2016).

Una de las respuestas en el caso de las enfermedades valvulares cardíacas son las válvulas protésicas, específicamente las prótesis mecánicas, con más 1.3 millones de ellas implantadas a pacientes alrededor del mundo (Gott, Alejo, & Cameron, 2003), por lo que es común el uso de técnicas computacionales para el diseño y desarrollo de válvulas protésicas (Redaelli et al., 2004) (Cheng, Lai, & Chandran, 2004). Es por lo que en la actualidad existen varios modelos de prótesis mecánicas de válvulas mitrales que suplen los requisitos en lo que respecta a la eficiencia cardíaca y varían dependiendo del paciente. Por lo tanto, aunque se encuentra una variedad de soluciones de reemplazos valvulares, el campo para encontrar una mejor solución que garantice una mejor calidad de vida del paciente se encuentra abierto porque este tipo de válvulas aún tienden a generar complicaciones como la activación de plaquetas, hemólisis y formación de trombos (Tang, Rao, Siu, & Butany, 2005) (Dumont et al., 2007), donde el tromboembolismo es la complicación más común afectando aproximadamente de 0.1 al 5.7% de pacientes por año a pesar del uso de anticoagulantes (Murphy et al., 2010).

Para aportar al desarrollo de mejores opciones a las anteriores problemáticas en presencia de cardiopatías como la taquicardia sinusal, se abordará un punto específico como los esfuerzos cortantes presentados en el flujo sanguíneo a causa de la topología de la válvula protésica, utilizando métodos numéricos y modelado computacional, para la identificación y evaluación de las interacciones presentes. Lo cual nos lleva a la siguiente pregunta.

¿Cómo se comportan los esfuerzos cortantes en el flujo sanguíneo por la interacción con una prótesis mecánica de válvula mitral en condiciones de cardiopatías como la taquicardia sinusal?

Por lo cual se desarrolló la investigación para analizar los esfuerzos cortantes producidos por una prótesis de válvula mitral y determinar puntos críticos estructurales u operacionales. Inicialmente identificando las características mecánicas y biológicas de una válvula mitral

protésica por medio de una investigación bibliográfica de tipo informativa, desarrollar un modelo aproximado de la cavidad izquierda cardíaca (aurícula y ventrículo izquierdo) mediante el software libre 3D Slicer v.4.10.2 con base en imágenes de métodos diagnósticos no invasivos.

Se modela una prótesis comercial de válvula mitral en el Software CAD Solidworks 2019 (Solidworks Corp. Waltham, Massachusetts, E.E.U.U) usando las especificaciones y perfiles de catálogos e instructivos, acoplado la prótesis en el modelo cardíaco desarrollado para generar una simulación computacional en un software multipropósito donde se determinan los esfuerzos cortantes sanguíneos producidos por la interacción fluido-geometría de la válvula mitral protésica en el modelo segmentado de la cavidad cardíaca izquierda por medio del método de elementos finitos.

Como el proyecto cuenta en su metodología con el análisis de información médica de pacientes con cardiopatías se abaste la investigación de datos reales para llegar a una solución que sí repercute y sea significativa. Al ser un área que necesita de la supervisión ética se busca que se facilite e impulsen las propuestas que tienen relación a la salud y mejoramiento de la vida, por eso buscamos aportar las bases para un modelo más específico y especializado de las prótesis mecánicas valvulares para disminuir las probabilidades fatídicas de aquellos que sufren de cardiopatías tales como la taquicardia sinusal. Para ello, buscamos tener más en cuenta las repercusiones de las cardiopatías sobre el funcionamiento de las válvulas protésicas para enfocarse en una mayor biocompatibilidad y propiciando un mejor desempeño.

Realizar un estudio sobre una prótesis para trasplante mitral es importante para la ingeniería mecánica como herramienta vinculante con otras áreas del conocimiento, específicamente en este caso el de la cardiología. El proyecto utiliza la implementación de análisis estructural, simulación

usando elementos finitos, modelado con software CAD y procesamiento de modelos 3D. La combinación de estas actividades, que actualmente se encuentran en el auge de la investigación, posiblemente dé luz a nuevos métodos o mejore la dinámica de su utilización en las diferentes áreas de la ingeniería y aporte a muchos proyectos interdisciplinarios. Impulsando estas áreas del conocimiento para enfrentar el escenario donde el número creciente de personas con afecciones cardíacas enfrentan una esperanza de vida limitada.

1. Justificación

La investigación sobre las interacciones de la prótesis de válvula mitral con el sistema circulatorio afectado por una patología ayudará al desarrollo de esta alternativa de tratamiento de enfermedades cardíacas. Con el principio de responsabilidad en mente, debemos encontrar opciones viables para solucionar los problemas que afronta la humanidad y mantener una calidad de vida deseada, por eso incursionar en el análisis de prótesis es trabajar en pro del buen desarrollo de la ingeniería, dando esperanza de vida al creciente número de personas que padecen de problemas cardíacos comunes como las arritmias cardíacas.

Basados en el principio de beneficencia, el estudio aporta al desarrollo más específico y especializado de una prótesis para válvula mitral, posiblemente influyendo en los gastos globales del proceso que los pacientes afrontan con el escenario postoperatorio de estas patologías. Ya que se busca ante una posible valoración de la insuficiencia cardíaca posterior al reemplazo valvular que los pacientes no presenten limitación de la actividad física y las actividades cotidianas como excesiva fatiga, palpitaciones, disnea o dolor anginoso.

Ya que el grupo prospecto para la realización de una cirugía de trasplante mitral es variado en lo que respecta a edad, género y nivel socioeconómico, hace que nos enfrentemos a diferentes condiciones, las cuales aumentan el rango para la estandarización de las prótesis en general, requiriendo el cambio de premisas en su funcionalidad para desarrollar una prótesis más especializada.

El proyecto también cuenta en su metodología con el análisis de información médica de pacientes con estos padecimientos como evidencia de la aplicación del principio de responsabilidad, abasteciendo la investigación de datos reales para llegar a una solución que sí repercute y sea significativa. Al ser un área que necesita de la supervisión ética se busca que se facilite e impulsen las propuestas que tienen relación a la salud y mejoramiento de la vida, por eso buscamos aportar las bases para un modelo más específico y especializado que tenga posibles eventos cardíacos como las arritmias cardíacas.

La finalidad de este estudio sobre las interacciones de una prótesis de válvula mitral es determinar los esfuerzos cortantes generados sobre el flujo sanguíneo que puedan desarrollarse, para disminuir las probabilidades fatídicas de aquellos que sufren de patologías cardíacas tales como las arritmias cardíacas. Para ello, es necesario acertar en el análisis, donde buscamos tener más en cuenta los cambios biológicos producidos por patologías para superar los inconvenientes anteriormente expuestos en otros modelos, propiciando mayor biocompatibilidad y obteniendo un mejor producto final.

Realizar un estudio sobre una prótesis para trasplante mitral es importante para la ingeniería mecánica como herramienta vinculante con otras áreas del conocimiento, específicamente en este caso el de la cardiología. El proyecto necesita de la implementación de segmentación de imágenes médicas, simulación usando elementos finitos, modelado con software CAD y procesamiento de

imágenes 3D-2D. La combinación de estas actividades, que actualmente se encuentran en el auge de la investigación, posiblemente dé luz a nuevos métodos o mejore la dinámica de su utilización en las diferentes áreas de la ingeniería y aporte a muchos proyectos interdisciplinarios. Si no se realizan avances en estas áreas del conocimiento nos enfrentaremos a un escenario en el que el número creciente de personas con afecciones cardíacas enfrenten una esperanza de vida limitada.

2. Objetivos

2.1. Objetivo general

Determinar los esfuerzos cortantes sanguíneos generados por una válvula mitral mecánica en la fase diastólica ventricular durante frecuencia cardíaca normal y un episodio de taquicardia para presentar valores y zonas críticas.

2.2. Objetivos específicos

- Identificar las características mecánicas y biológicas de una válvula mitral protésica por medio de una investigación bibliográfica de tipo informativa para conocer sus parámetros funcionales.
- Realizar el modelo tridimensional aproximado de las cavidades del corazón en la zona izquierda (aurícula y ventrículo izquierdo) mediante el software 3D Slicer para implementar una geometría realista.
- Obtener el modelo tridimensional una prótesis mecánica comercial de válvula mitral en el Software CAD Solidworks usando las especificaciones y perfil de catálogos e instructivos para el acople en el modelo cardíaco.
- Determinar los esfuerzos cortantes sanguíneos producidos por la válvula mitral protésica por medio de elementos finitos simulando en el Software Ansys Fluent para dos frecuencias cardíacas diferentes.

3. Metodología

Para el correcto desarrollo de los estudios investigativos en el área de la biomecánica es fundamental trabajar sobre modelos que se asemejen lo más posible a los elementos y sistemas biológicos que se quieren evaluar, por ello a continuación se presentarán las imágenes médicas, los formatos implementados, los softwares usados, la cuantificación de los parámetros biológicos, el proceso de segmentación de la cavidad cardíaca izquierda y las modificaciones geométricas implementadas para crear el modelo para la simulación computacional. Todo lo anterior con el fin de construir un sistema que nos permita una comparación más acertada al realizar nuestro análisis por medio de elementos finitos de los esfuerzos cortantes generados por la válvula mitral protésica.

3.1. Segmentación del modelo cardíaco

Se usó como punto de referencia para proceso de segmentación el material de la sección de documentación para el entrenamiento, soportada por la comunidad de 3D Slicer (Slicer Nightly Tutorials, 2020) (Fedorov et al., 2012). Donde se presenta material guía para la segmentación, visualización, cuantificación y simulación de estructuras cardíacas usando tomografía computarizada cardíaca. El archivo utilizado para la segmentación fue una secuencia de la zona torácica que cuenta con 10 cuadros en los cuales se encuentran recopilado un ciclo cardíaco, obtenida por medio de la biblioteca que posee el software libre 3D-Slicer v.4.10.2. Posteriormente, se modificó el contraste de la imagen para ver los componentes a segmentar, y luego de tener completos los pre-ajustes de la resolución de la imagen, se procedió al apartado de la creación del nodo de segmentación.

Se utilizó *thresholding* para visualizar una pre-segmentación (Angulo, & González, 2019) de la cavidad izquierda ocupada por la sangre y mediante el ajuste del umbral obtener los valores del

rango de implementación de la herramienta *paint* en los cuales la segmentación comprenda de mejor manera el área de la cavidad izquierda en cada imagen de la vista axial del CT. Posteriormente se usó la herramienta *paint* para realizar manualmente la segmentación de las cavidades que componen el hemisferio izquierdo del corazón.

Se realizó una previsualización donde podemos observar los componentes segmentados y eliminar los errores para obtener un modelo limpio y biológicamente aproximado.

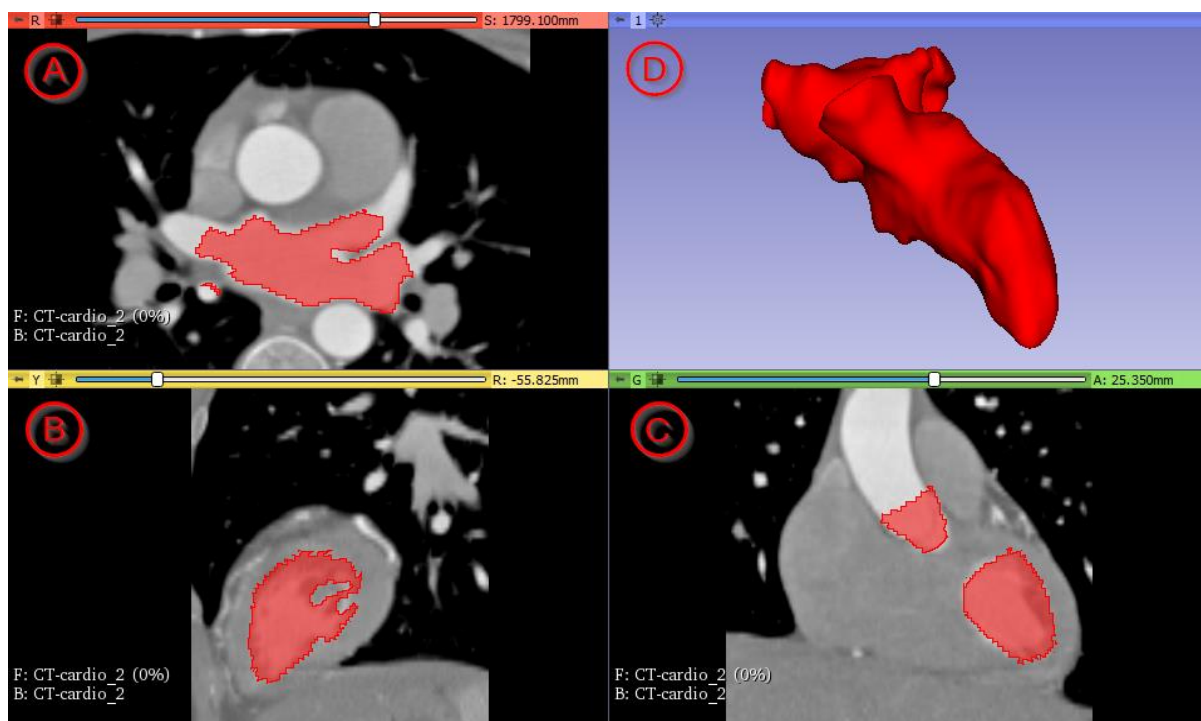


Figura 1. Vistas de la segmentación en el software libre 3D-Slicer v.4.10.2 (A) Vista axial (B) Vista Sagital (C) Vista coronal (D) Vista 3D

Se aplica el efecto *smoothing* para reducir vértices y suavizar las cavidades, obteniendo una segmentación más limpia. Posteriormente se exportó la segmentación en formato STL al software de acceso libre Blender v2.81a y el software Spaceclaim de la versión de Ansys R19.2 (Ansys, Inc., Canonsburg, PA) donde se regularizó la geometría de la segmentación para facilitar el mallado, reduciendo la probabilidad de errores en las zonas que tendrán movimiento en el modelo

y crear una mejor geometría en las venas pulmonares y aorta, creando zonas planas para los entradas y salidas del modelo tridimensional.

El resultado final es una segmentación cardíaca que representa la posición y forma de las cavidades al final de la sístole ventricular izquierda.

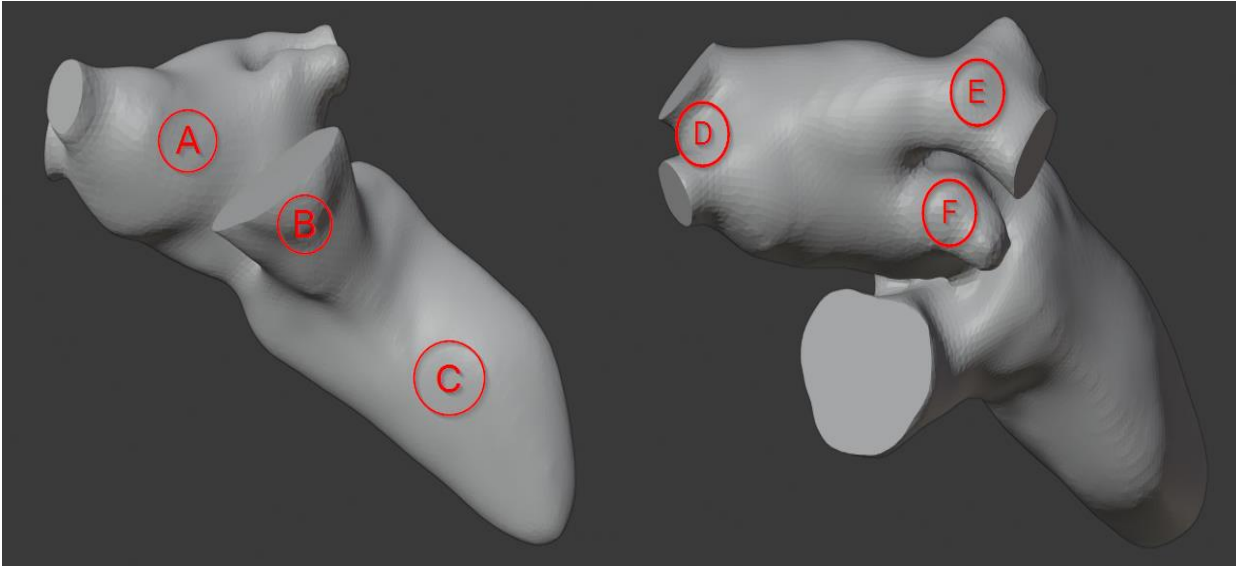


Figura 2. Modelo final de la segmentación cardíaca en el software de acceso libre Blender v2.81a. (A) Aurícula Izquierda (B) Sección de la Aorta (C) Ventrículo izquierdo (D) Venas Pulmonares Derecha (E) Venas Pulmonares Izquierdas (F) Orejuela Izquierda.

3.2. Modelado de prótesis de válvula mitral

Para obtener las dimensiones de la prótesis, se hizo uso de un catálogo comercial de una de las marcas más usadas en este ámbito (On-X, 2017), el parámetro más importante del modelo de la prótesis mecánica es el área de orificio efectivo (EOA en inglés), el cual determina el flujo sanguíneo a través de la prótesis. Cuando el área de orificio efectivo es más pequeña en relación con el tamaño fisiológico de la válvula mitral del paciente, esto puede generar un gradiente de presión grande debido a un *mismatch* prótesis-paciente. Para la caracterización del área de orificio efectivo se utiliza un parámetro conocido como área de orificio efectivo indexado (iEOA), que se

calcula como la EOA de la prótesis dividida por la superficie corporal del paciente (Akuffu, Zhao, Zheng, & Ni, 2018).

Debido a la falta de datos fisiológicos del paciente se procedió a elegir la prótesis mecánica de válvula mitral que mejor se acoplaba a la cavidad anular de la válvula mitral en el corazón, se usó un cilindro como representación del medidor para la válvula mitral considerando las dimensiones anatómicas de la sección del modelo cardíaco segmentado, se escogió una válvula de 25 mm de diámetro.

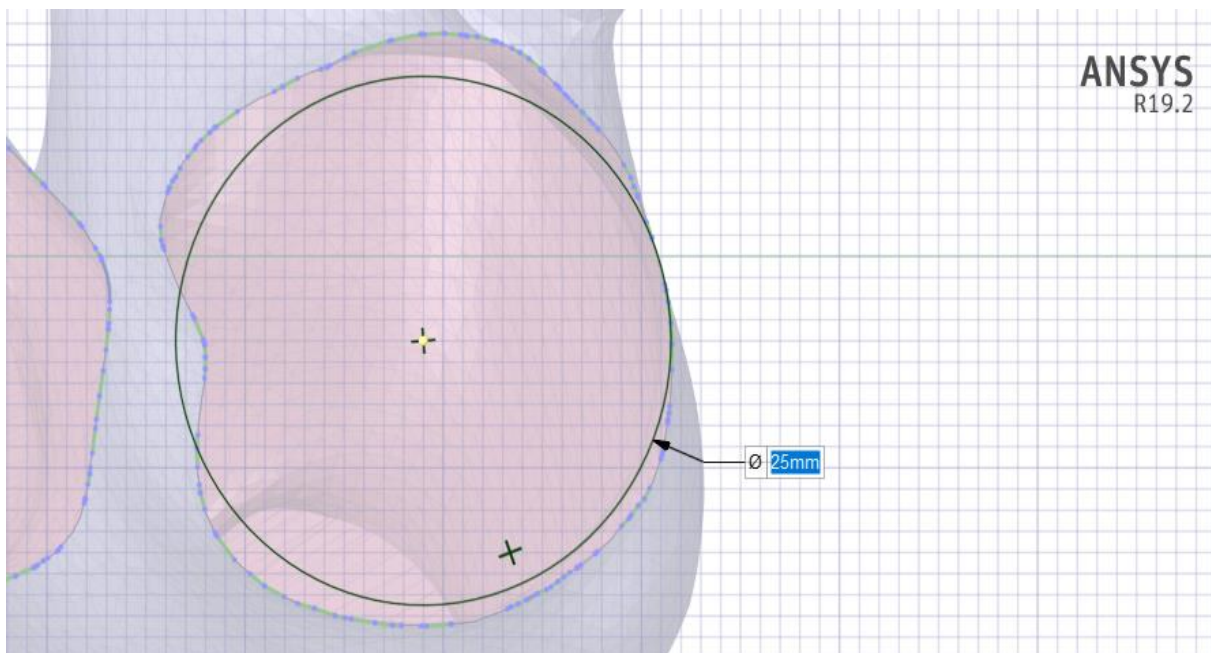


Figura 3. Diámetro de la zona entre la aurícula y ventrículo izquierdo en el software Spaceclaim de la versión de Ansys R19.2 (Ansys, Inc., Canonsburg, PA). Se generó un corte en el modelo de la segmentación cardíaca en la zona que ocupa la válvula mitral para conocer las dimensiones del debería tener el modelo de válvula protésica para un mejor acople.

Se obtuvo acceso a una válvula mecánica comercial, por medio de un calibrador se obtuvo el espesor de las compuertas y se observó la geometría interna de las bisagras para complementar la

información del catálogo y desarrollar el modelo tridimensional de la válvula en el software CAD SolidWorks 2019 (Solidworks Corp. Waltham, Massachusetts, E.E.U.U)



Figura 4. Prótesis mecánica de válvula mitral. Fuente: Cirugía de reemplazo de válvula cardíaca. <http://www.cardiolinkgroup.com/wp-content/uploads/2017/02/Guia-de-paciente-on-x.pdf>

Tabla 1. Especificaciones de la prótesis de la válvula mitral, medidas en mm.

Tamaño/Tipo	Mitral 25
Díametro (de montaje) del anillo tisular (A)	25
Díametro interno del orificio (D)	23.4
Díametro externo del anillo de sutura (S)	33
Altura del perfil (cerrada) (h)	14.2
Altura del perfil (abierto) (H)	17.8
Área del orificio interno (mm ²)	411
Espesor de la compuerta	0.5

En la Figura 5, se puede observar el tipo de perfil que se usó para realizar el modelado.

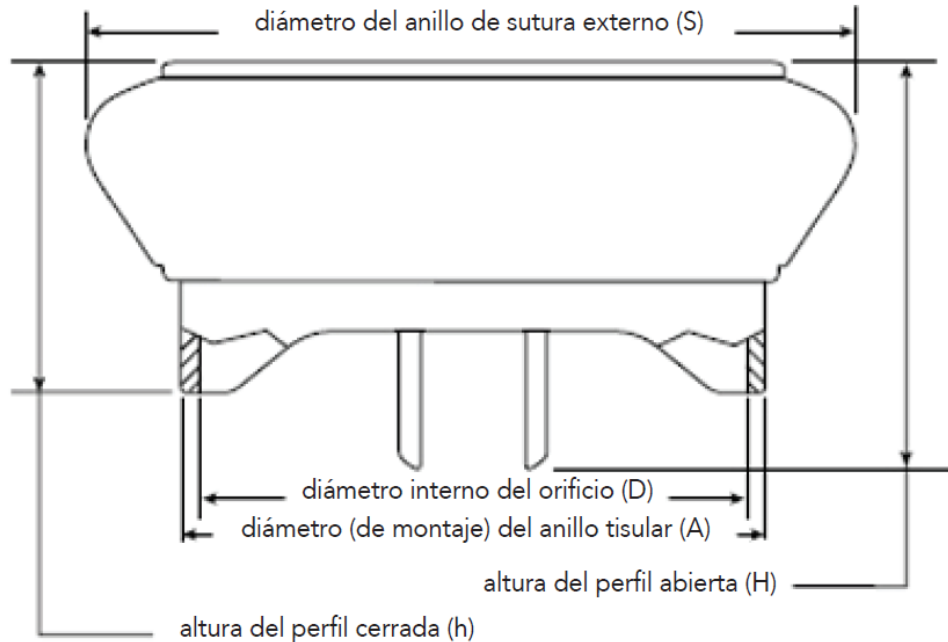


Figura 5. Perfil de la válvula protésica mecánica. Fuente: Instrucciones de uso. On-X Prótesis Valvular Cardíaca. (2017). <https://www.onxlti.com/wp-content/uploads/2017/11/01012282B.pdf>.

Se desarrolló el croquis principal teniendo en cuenta las medidas del perfil de la válvula. Una vez obtenido el anillo, se realiza un corte para realizar la geometría específica que posee el diseño del anillo. En el diámetro interior del anillo se debe realizar el corte de los soportes en mariposas, en la cual se ubicarán las pestañas de las compuertas o valvas, como resultado obtuvimos el anillo que conformaría la válvula mitral.

Después de haber realizado el modelo del anillo, se procede al desarrollo del modelo de las compuertas o valvas que componen la válvula mitral. Para esto, se debe tener en cuenta que las compuertas o valvas rotan en las bisagras mariposa situadas dentro de las paredes interiores del anillo. En la posición cerrada, cada valva forma un ángulo de 40° con respecto al plano del orificio interior y en la posición abierta, el plano de cada valva forma un ángulo de 90° con respecto al

plano del orificio interno. Una vez desarrolladas estas piezas, se realiza el ensamble correspondiente para crear el modelo definitivo de la válvula mitral.

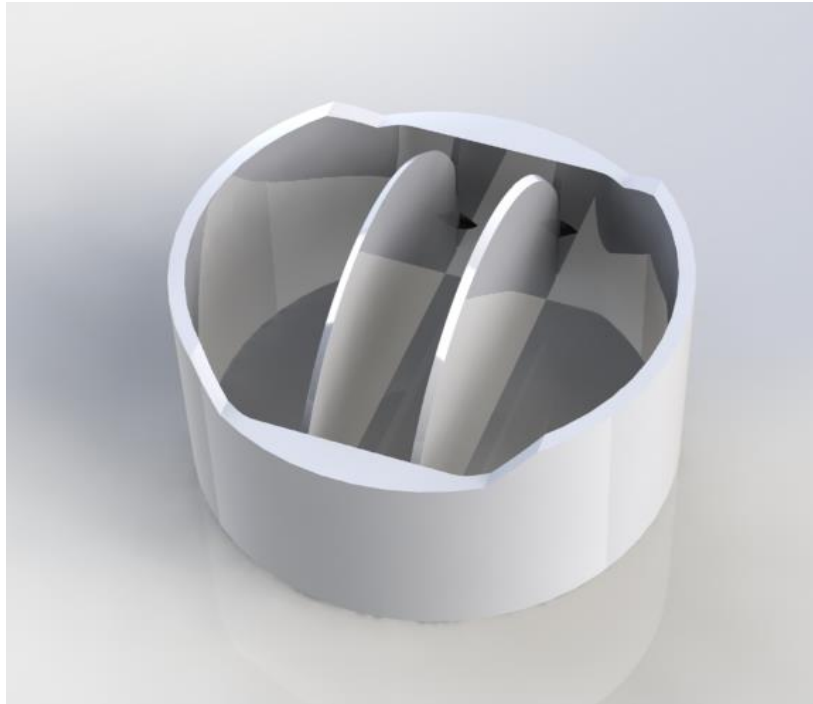


Figura 6. *Render del modelo de una prótesis mecánica de válvula mitral tridimensional en SolidWork2019 (Solidworks Corp. Waltham, Massachusetts, E.E.U.U).*

3.3. Acople de los modelos

Se observaron las dimensiones y geometría de la zona de intersección entre la aurícula y el ventrículo para determinar la posición en la que se ubicaría el modelo de la válvula protésica, teniendo en cuenta la literatura sobre el procedimiento quirúrgico de reemplazo valvular, se ubicó el modelo de válvula en posición supra-anular, orientada de forma anti anatómica (Becerra et al., 2012) (Go, Furukawa, Yamada, Hiraoka, & Mochizuki, 2019) (Eltayeb et al., 2019) (Fujita, Fukushima, Kawamoto, & Kobayashi, 2019).

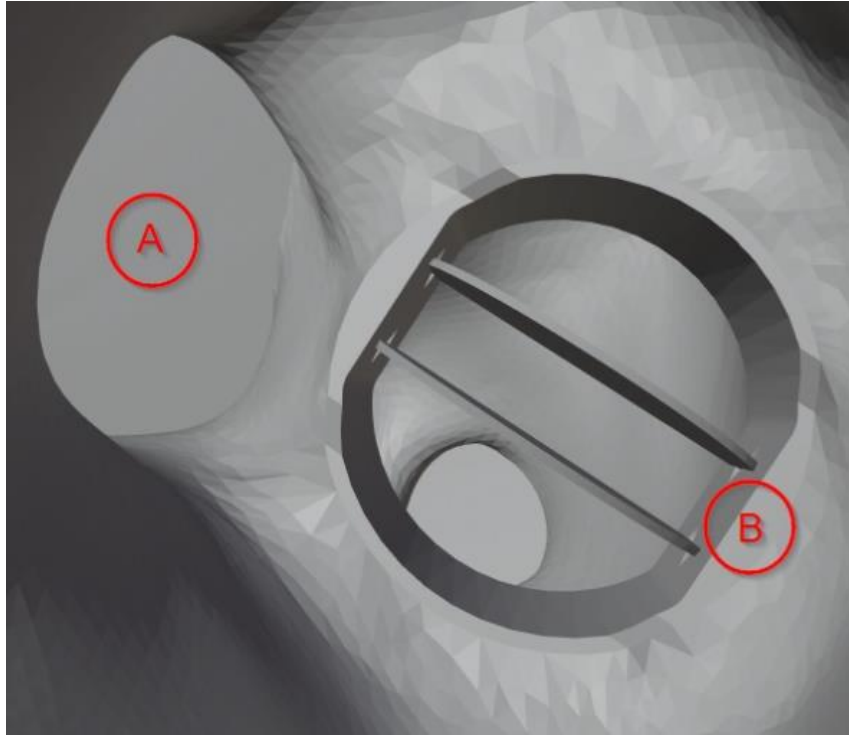


Figura 7. Acople de los modelos en el software libre Blender v2.81a (A) Válvula aórtica, (B) Posición anti anatómica de la válvula mecánica.

Para el acople del modelo de la prótesis de válvula mecánica en el modelo cardíaco se procedió a eliminar las facetas del archivo STL entre la aurícula y el ventrículo, de tal manera que se obtuviera el espacio necesario para poder ubicar la válvula entre las cavidades, debido a que la segmentación cardíaca es de la zona interna de las cavidades, las superficies del modelo segmentado representan el límite espacial que ocupa el volumen sanguíneo, por ello se conectan las facetas de la aurícula y el ventrículo a los extremos del modelo de la válvula mecánica, que se encuentra en formato STL, para poder unir vértices y aristas generando un solo modelo. Se suavizaron las zonas aledañas a la válvula para evitar geometrías agudas debido al acople y se procedió a exportar el modelo definitivo en formato STL para su mallado.

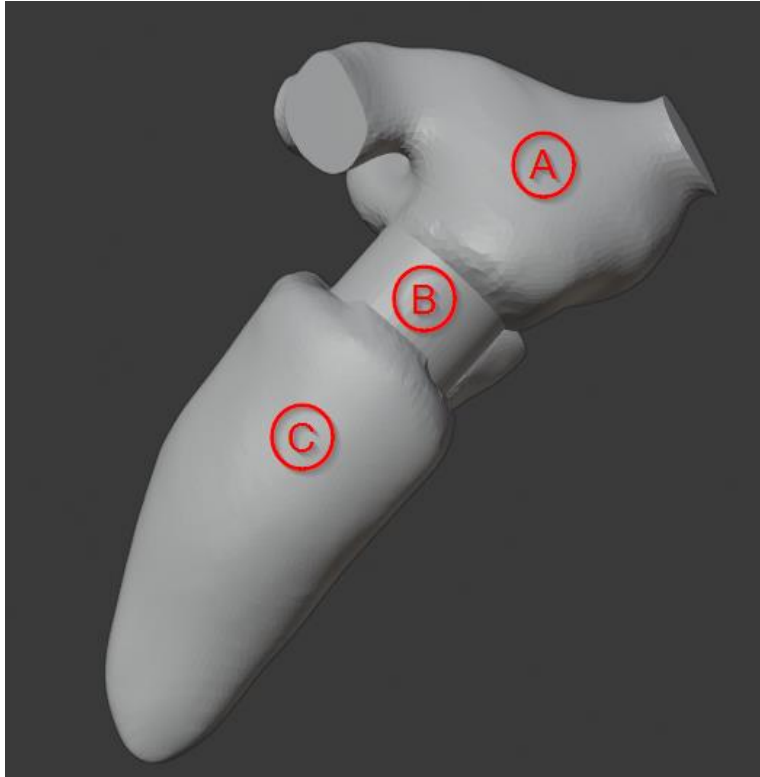


Figura 8. Zonas en el acople de los modelos en el software libre Blender v2.81a (A) Aurícula Izquierda (B) Modelo Válvula Mitral Mecánica (C) Ventrículo Izquierdo.

3.4. Mallado del modelo

El proceso de mallado se desarrolló en el software ICEMCFD v.19.2 (Ansys, Inc., Canonsburg, PA), inicialmente se dividió la superficie del modelo en 12 partes, generando 4 *inlets* que representan los orificios de las venas pulmonares, un *outlet* que representa la válvula aortica. Se crean 5 superficies que serán zonas fijas, una sección de la aorta ascendente, la válvula protésica, las zonas de las venas pulmonares derechas e izquierdas, la parte de la aurícula y un sector del ventrículo adyacente a la válvula protésica. Se considero crear las zonas fijas de las cavidades para evitar problemas con la calidad de la malla al momento de la deformación en las zonas dinámicas de la aurícula y el ventrículo, a su vez son zonas de relativa poca movilidad en el ciclo cardíaco.

Se extrajeron curvas de la superficie para la correcta delimitación de los *inlets*, *outlet* y la válvula protésica como se ve en la siguiente figura.

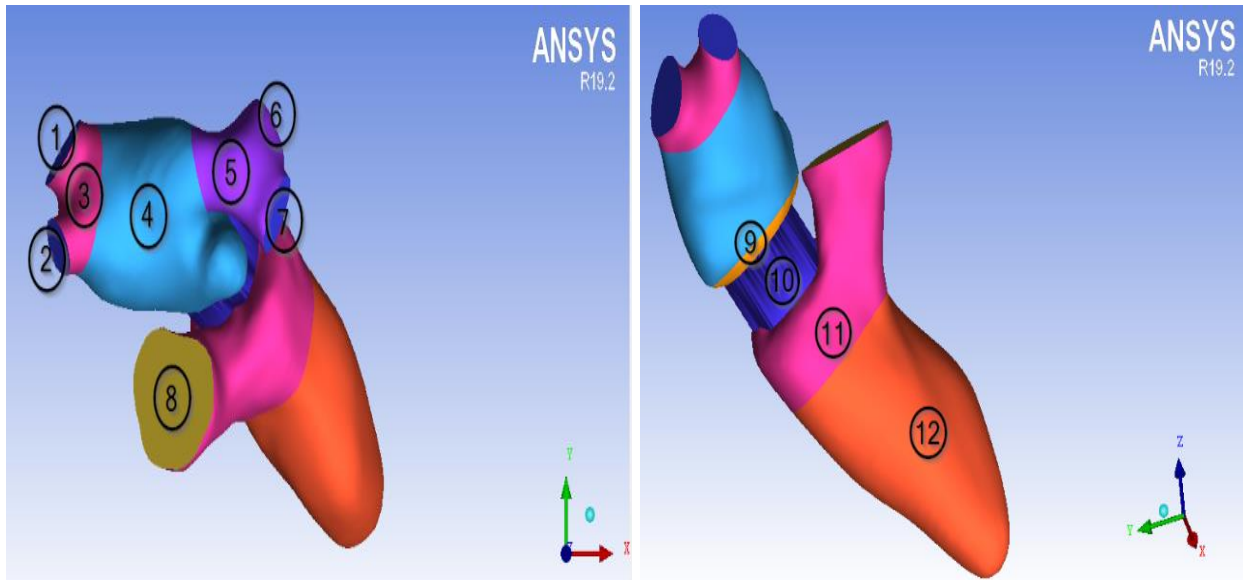


Figura 9. Localización de las zonas en la malla generado en Ansys ICEMCFD v.19.2 (Ansys, Inc., Canonsburg, PA).
 (1-2) Venas pulmonares derechas (3) Entrada fija venas pulmonares izquierda (4) Aurícula Móvil (5) Entrada fija venas pulmonares derecha (6-7) Venas pulmonares izquierdas (8) Zona de válvula aórtica (9) Zona fija de la aurícula (10) Válvula mitral protésica (11) Zona fija del ventrículo y sección de la aorta ascendente (12) Ventrículo móvil.

Se implementó una malla Tetra-Prism no estructurada, de un total de 1254284 elementos con 89097 de ellos en la válvula protésica. Se utilizó 10 como tamaño máximo global del elemento y un límite mínimo de 4 con 18 iteraciones de refinamiento basado en la proximidad de la curvatura. Para la superficie de la válvula se especificó un tamaño máximo de 0.3 y un límite mínimo de 0,1.

Excluyendo los *inlets*, el *outlet* y el volumen, todas las superficies fueron malladas por prismas con ley de crecimiento exponencial con tipo Laplace en la calidad de los elementos triangulares. Para el dominio del volumen se utilizó un tipo de malla Tetra, inicialmente con el método robusto: Octree, se suavizó globalmente la malla y revisó errores para luego implementar un reemplazo de la malla robusta del volumen por el método Deleany debido a que su transición de volumen es más suave.

En el siguiente histograma se puede observar que el 72.94% de los elementos de la malla se encuentran por encima del valor 0.7 de calidad.

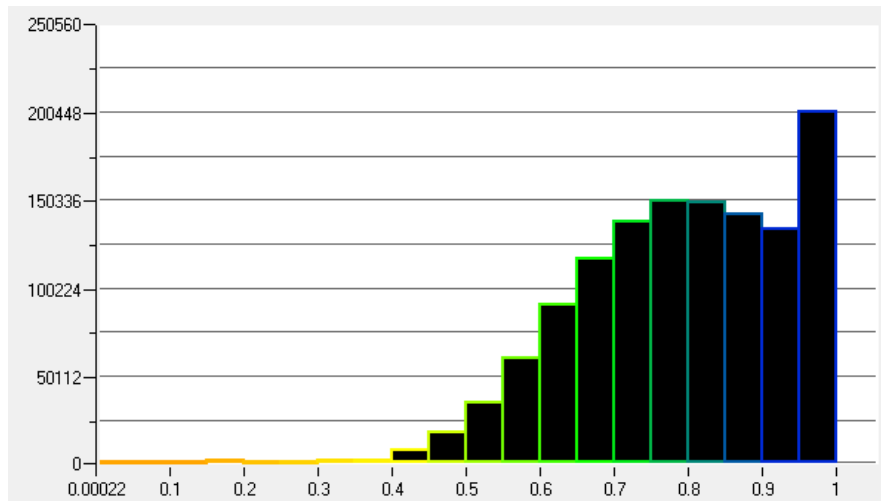


Figura 10. Calidad de los elementos de la malla generado en Ansys ICEMCFD v.19.2 (Ansys, Inc., Canonsburg, PA).

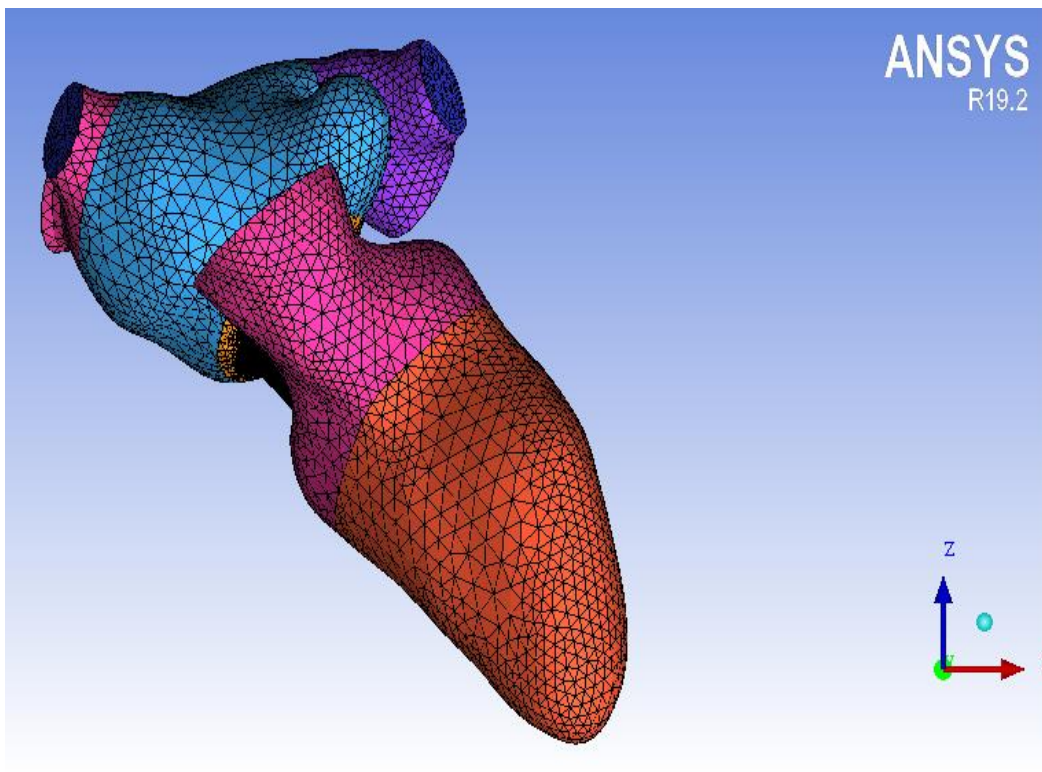


Figura 11. Malla Tetra/Prism del modelo generado Ansys ICEMCFD v.19.2 (Ansys, Inc., Canonsburg, PA).

Se realizó un estudio de independencia de malla para 9 mallas con diferentes cantidades de elementos en la válvula, ya que es la zona de interés del estudio, para cada malla se evaluó el esfuerzo cortante máximo sanguíneo generado por los elementos que componen la geometría de la superficie en la válvula mecánica mitral, para efectos de implementar una malla que cumpla con buena presión en los resultados y a su vez con el menor número de elemento para reducir el gasto computacional, reduciendo el tiempo de simulación, se determinó como criterio una diferencia máxima aceptable del 5% en los valores de los resultado para considerar la convergencia de la malla. Por lo tanto, se escogió la malla de 89097 que tiene una diferencia del 3.5% en los resultados comparándola con la malla de 127880 elementos.

Tabla 2. *Esfuerzos cortantes máximos en el fluido sanguíneo para cada malla.*

Elementos de válvula	Esfuerzo cortante máximo [Pa]
10220	18.7
12178	20.5
14753	22.1
16770	25.5
23248	29.2
32776	33.7
50586	41.4
89097	49.6
127880	51.4

Los esfuerzos evaluados para el análisis de independencia de la malla fueron los encontrados a frecuencia cardíaca normal.

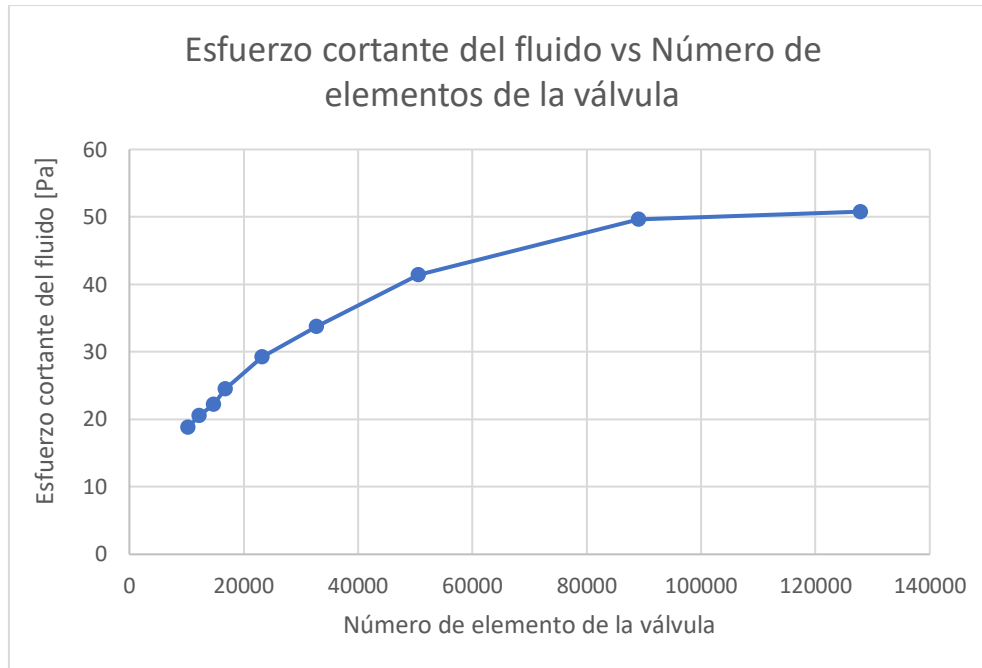


Figura 12. Gráfica de convergencia de la malla. Se estabilizaron los esfuerzos cortantes del fluido para valores superiores de 89097 elementos manteniendo constante los elementos en las demás zonas de la malla.

3.5. Ecuaciones de gobierno y condiciones de frontera

La sangre se modeló como un fluido incomprensible newtoniano, teniendo en cuenta que el plasma que ocupa un 50 al 60% del volumen sanguíneo posee una viscosidad constante (Amblard, Berre, Bou-Saïd, & Brunet, 2009) y es válido para flujos a gran escala (Caro, Peallyey, Schroter, Seed, 1978) (Su, Chua, Lim, & Zhou, 2010), es común encontrar en la literatura la implementación de esta simplificación (Watanabe, Sugiura, Kafuku, & Hisada, 2004) (Saber et al., 2003) (Pedrizzetti, & Domenichini, 2005) (Espino, Shepherd, & Hukins, 2014) (Su et al., 2014). Teniendo en cuenta investigaciones anteriores de la interacción fluido-estructura, el flujo de la sangre se asumió laminar y las propiedades físicas de la sangre se establecieron en una viscosidad dinámica de 0.0035 Pas y densidad de 1050 kg/m³ (Dumont et al., 2007) (Su, Zhong, Wang, Zhang, Tan, Allen, Tan, Kim, & Leo, 2014) (Boyang et al., 2013)

Se aplicó la condición de no deslizamiento para las superficies (Imanparast, Fatouraee, & Sharif, 2016) (Ranjith, & Muraleedharan, 2014) (Cao, & Sucosky, 2017) y para representar el comportamiento de la válvula aórtica cerrada se definió la zona del *outlet* como pared para garantizar un flujo 0 a través de ella (Su, Wang, Kabinejadian, Chin, Le, & Zhang, 2019). Ya que usar la condición de gradiente normal uniforme en la aurícula izquierda representada en forma de tubo o con una geometría más realista (Su, Zhong, Wang, Zhang, Tan, Allen, Tan, Kim, & Leo, 2014) (Su, Wang, Kabinejadian, Chin, Le, & Zhang, 2019) (Le, & Sotiropoulos, 2012) es ampliamente adoptada, se implementó la condición de 10mmHg en los *inlets* del modelo considerando que es un valor acertado para la presión en las venas pulmonares (Shokrian Amiri, Fatouraee, & Nabaei, 2018).

Al usar una malla dinámica la forma del dominio cambia con el tiempo debido al movimiento de las fronteras, la actualización de la malla es realizada de forma automática por Fluent v.19.2 (Ansys, Inc., Canonsburg, PA) basado en las nuevas posiciones de las fronteras, el software usa el método de elemento finitos para resolver las ecuaciones de Navier-Stokes, teniendo las ecuaciones de continuidad y momento expresadas respectivamente en forma integral como:

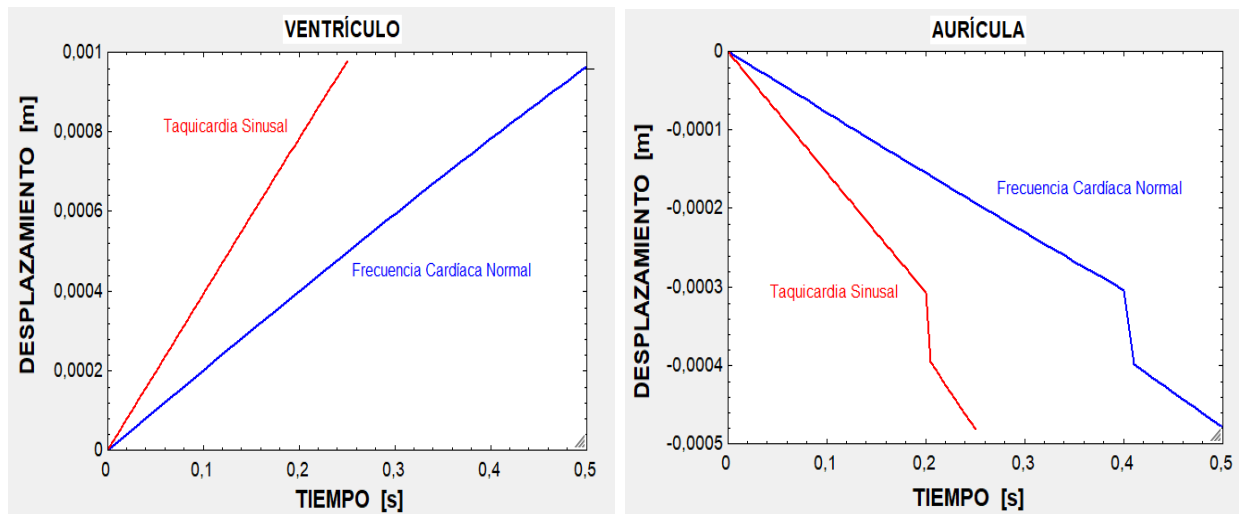
$$\frac{\partial}{\partial t} \int_V \rho dV + \int_S \rho(\vec{v} - \vec{v}_b) * \vec{n} dS = 0 \quad \text{Ecuación de continuidad}$$

$$\frac{\partial}{\partial t} \int_V \rho \vec{v} dV + \int_S (\rho \vec{v}(\vec{v} - \vec{v}_b) + pI - \vec{\tau}) * \vec{n} dS = 0 \quad \text{Ecuación de momento}$$

Donde ρ es la densidad de fluido, \vec{v} es el vector velocidad del fluido, \vec{v}_b es el vector velocidad de las fronteras móviles, \vec{n} es el vector normal dirigido a dS . S es la frontera del volumen de control, V ; p es la presión, I el tensor unitario y $\vec{\tau}$ tensor de tensión viscosa.

Tanto para los movimientos de contracción como de expansión de las cavidades se configuró la malla para que usará el método *Remeshing* con las opciones *Local Cell*, *Local Face* y *Region Face* activadas, aplicando un máximo de *Cell Skewness* de 0.95 y *Face Skewness* de 0.8 con un intervalo de *Size Remeshing* de 1, a su vez se aplicó el método *Smoothing* con la opción *Difussion* aplicando la función *Boundary-Distance* y un parámetro de difusión de 2, para que la mayoría del desplazamiento lo afronten los elementos internos y no se presenten problemas de volúmenes negativos.

Se implementaron funciones definidas por el usuario en el software Fluent v19.2 (Ansys, Inc., Canonsburg, PA) , aplicando macros para determinar el área y vector dirección de cada elemento, donde se actualizaba en función del tiempo la posición de los nodos en las zonas móviles de la malla, multiplicando el vector dirección unitario de las caras de los elementos por un escalar definido por una función para el ventrículo y aurícula izquierda dentro de una subrutina como se ve en las siguientes figuras:



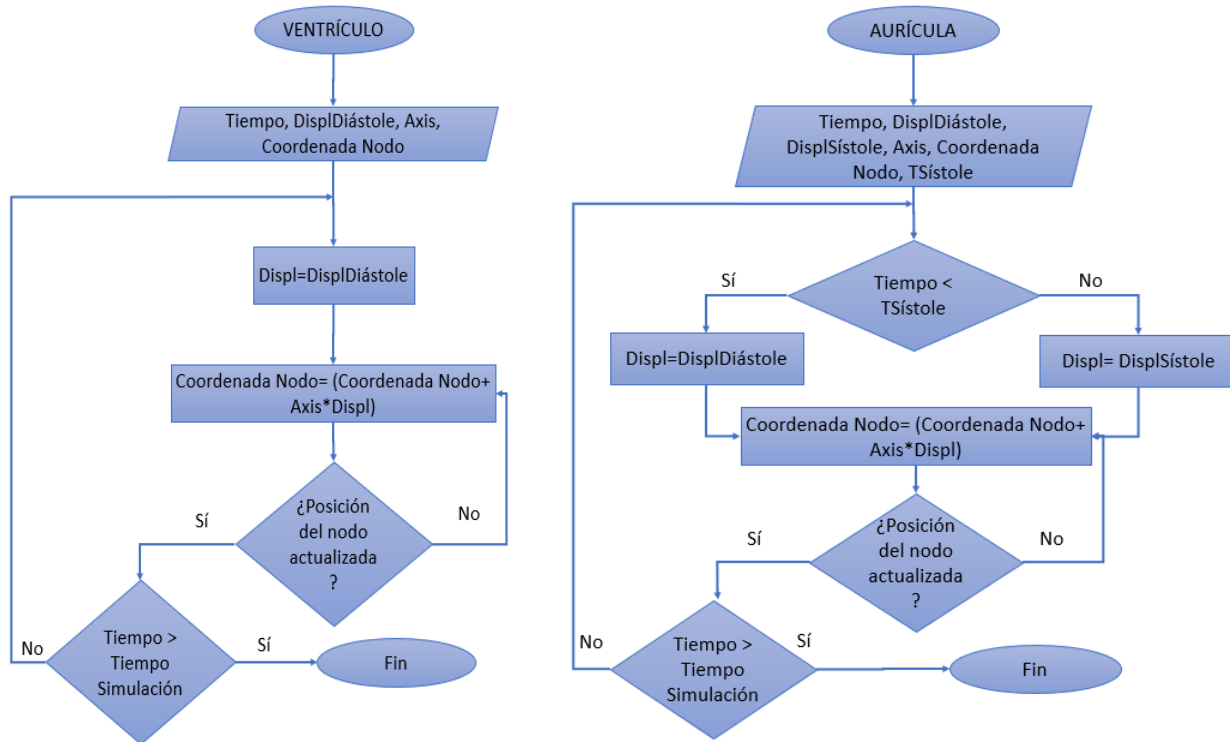


Figura 13. Subrutinas para la actualización de la malla y las funciones del desplazamiento de los nodos para las simulaciones a frecuencia cardíaca normal y taquicardia sinusal.

En el ciclo cardíaco durante un latido completo con ritmo cardíaco promedio de 75 latidos por minuto en reposo, el tiempo en el que el ventrículo izquierdo se encuentra en fase de diástole, aproximadamente 0.5 segundos durante un ciclo cardíaco, la geometría que representa la válvula aortica permanece cerrada y el modelo de la válvula mitral protésica se encuentra abierta (Waite, & Fine, 2007), con las compuertas a 90 grados con respecto al plano transversal de la válvula. La aurícula se mantiene en diástole durante 0.4 segundos, finalizando con la sístole auricular de 0.1 segundos. El ventrículo se expandió durante 0.5 segundos, la totalidad de la fase diastólica. En el caso de la taquicardia sinusal se planteó un ritmo cardíaco acelerado de 150 latidos por minuto (150 lpm) en reposo, con una duración de la fase diastólica ventricular izquierda de 0.25 segundos, asumiendo que el tiempo de la fase diastólica ventricular izquierda con taquicardia sinusal

mantiene aproximadamente la proporción de 5/8 del tiempo que presenta la fase diastólica ventricular izquierda con frecuencia cardíaca promedio con respecto al tiempo total del ciclo cardíaco y que tanto las contracciones y expansiones de las cavidades son completas.

Debido a las limitaciones de las simulaciones CFD, las fases de iso-volumen relajación y contracción no se modelaron. Por lo que se simplifica los eventos de la fase diastólica ventricular como se puede observar en las siguientes tablas.

Tabla 3. *Frecuencia cardíaca Normal (75 latidos por minuto)*

Tiempo [s]	0,1	0,2	0,3	0,4	0,5
Aurícula	Diástole		Sístole		
Ventrículo	Diástole				
Válvula Mitral	Abierta				
Válvula Aórtica	Cerrada				

Tabla 4. *Taquicardia sinusal (150 latidos por minuto)*

Tiempo [s]	0,05	0,1	0,15	0,2	0,25
Aurícula	Diástole		Sístole		
Ventrículo	Diástole				
Válvula Mitral	Abierta				
Válvula Aórtica	Cerrada				

Para la simulación transitoria, el tiempo de cómputo fue de 6 horas, donde se usó una formulación implícita de segundo orden, para la simulación de la frecuencia cardíaca normal se usó un *time step* de 0.01 segundos para un total de 50 *time steps* con un tiempo de simulación total de 0.5 segundos. En la simulación de la taquicardia sinusal se usó un *time step* de 0.005 segundos

para un total de 50 *time steps* con un tiempo de simulación total de 0.25 segundos, en ambos casos se usaron 100 iteraciones donde convergieron las soluciones para cada *time step*.

4. Análisis y discusión de resultados

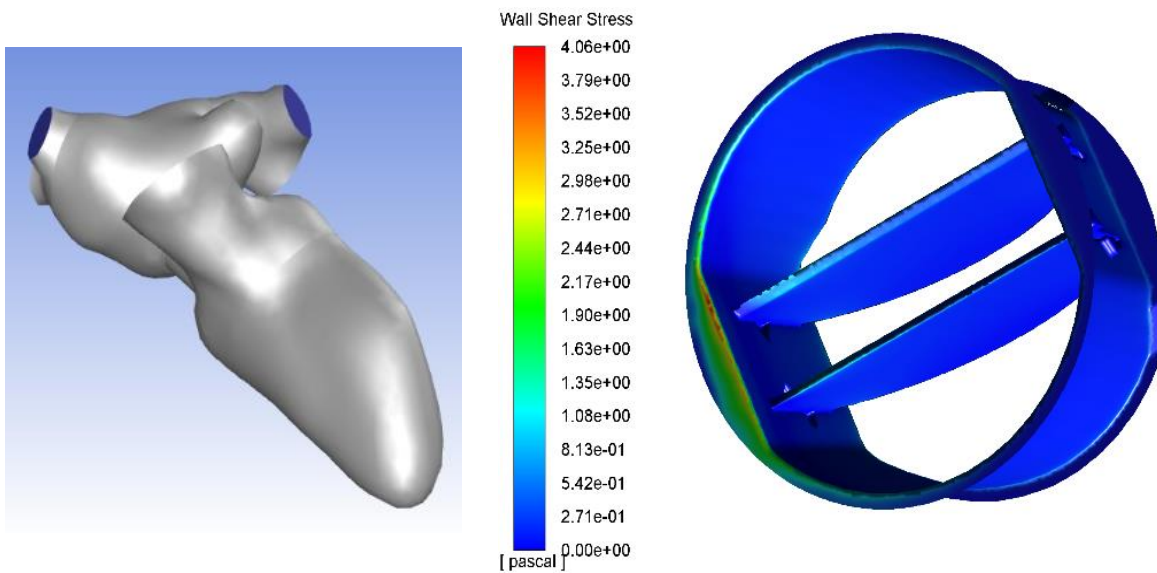
4.1. Esfuerzos cortantes sobre el flujo sanguíneo (Frecuencia cardíaca normal)

En las siguientes imágenes se muestra el cambio de forma del modelo cardíaco, la expansión del ventrículo izquierdo y la contracción de la aurícula a medida que va transcurriendo la fase diastólica del ventrículo izquierdo, a su vez se observan los contornos de los esfuerzos cortantes sobre el fluido generados por el contacto con la superficie de la prótesis mecánica mitral para 0.05, 0.2, 0.4 y 0.5 segundos de la fase diastólica ventricular izquierda a frecuencia cardíaca normal.

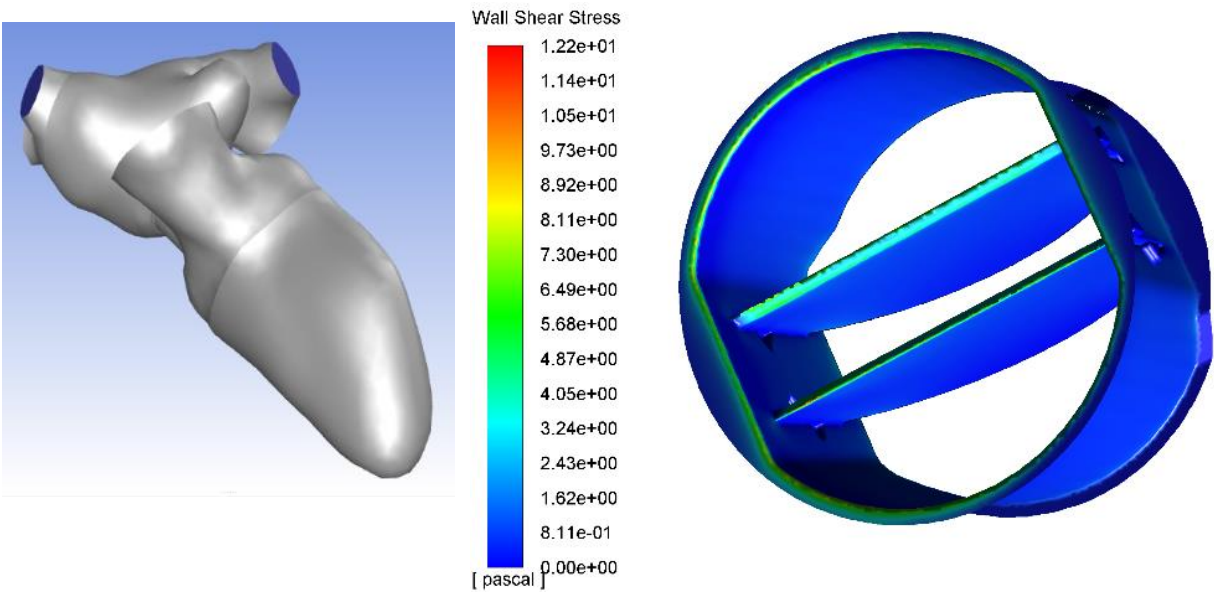
Para los 0.05 segundos transcurridos de la simulación se observa una concentración de los esfuerzos cortantes en la zona de la base de la prótesis mecánica que se ubicada hacia la aurícula izquierda con dirección a las venas pulmonares izquierdas, con valores máximos de 4.06 Pa. En 0.2 segundos de la simulación se observa un contorno más uniforme en la base mecánica que se ubicada hacia la aurícula izquierda con valores de 4.87 a 12.2 Pa en la arista interna de la válvula. Se presentan un aumento en los esfuerzos producidos por las compuertas de la válvula, con un mayor aumento en las zonas de contacto entre las compuertas cuando la válvula se encuentra en posición cerrada.

A los 0,4 segundos, la aurícula termina la diástole, iniciando la fase sistólica, la distribución de los esfuerzos continua en la base y compuertas de la válvula con un aumento de los esfuerzos máximos a 33.8 Pa, se puede observar que los esfuerzos cortantes generados por la superficie de

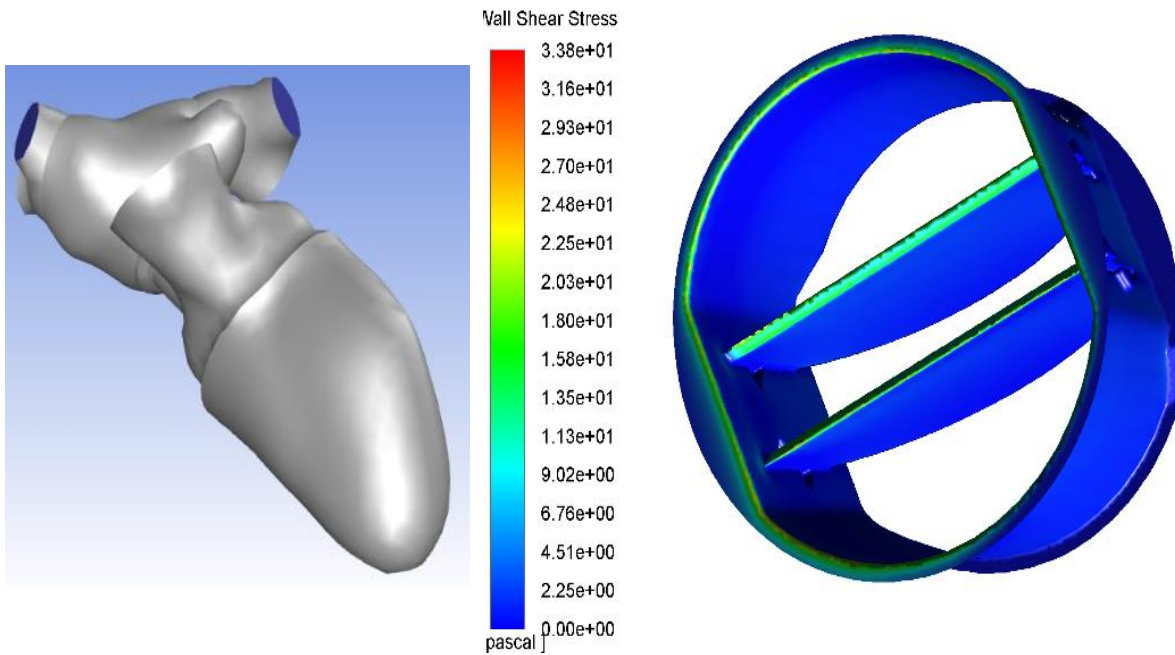
las bisagras van en aumento con un rango entre 22.5 y 11.3 Pa. En el final de la simulación y la fase diastólica ventricular se presentaron los mayores esfuerzos con valores de 49.6 Pa en las zonas donde en el transcurso de la simulación se han presentado los mayores esfuerzos cortantes del fluido. Es de especial consideración que los esfuerzos se acentúan más notoriamente en las zonas de contacto de las compuertas con el anillo de la válvula protésica que en comparación con los demás momentos de la simulación.



Tiempo= 0.05 s



Tiempo= 0.2 s



Tiempo= 0.4 s

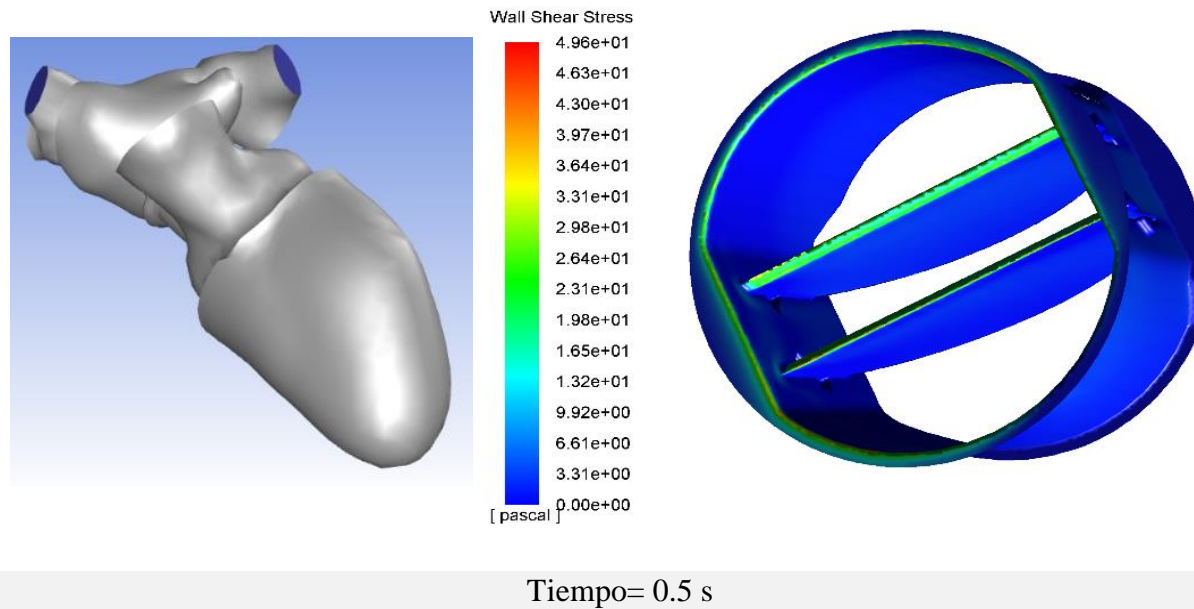


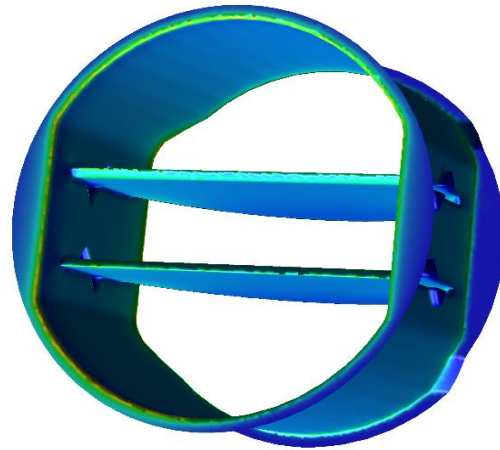
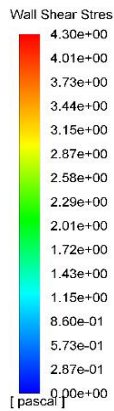
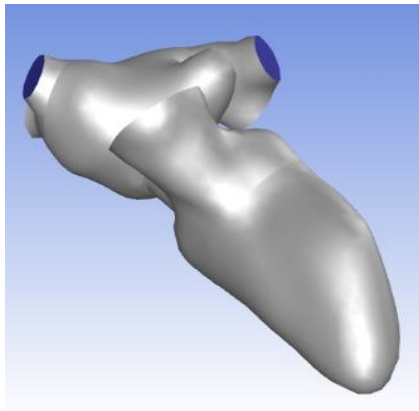
Figura 14. Contornos de los esfuerzos cortantes sanguíneos en la superficie de la válvula protésica durante frecuencia cardíaca normal en la diástole ventricular generados en Fluent v19.2 (Ansys, Inc., Canonsburg, PA).

4.2. Esfuerzos cortantes sobre el flujo sanguíneo (Taquicardia Sinusal)

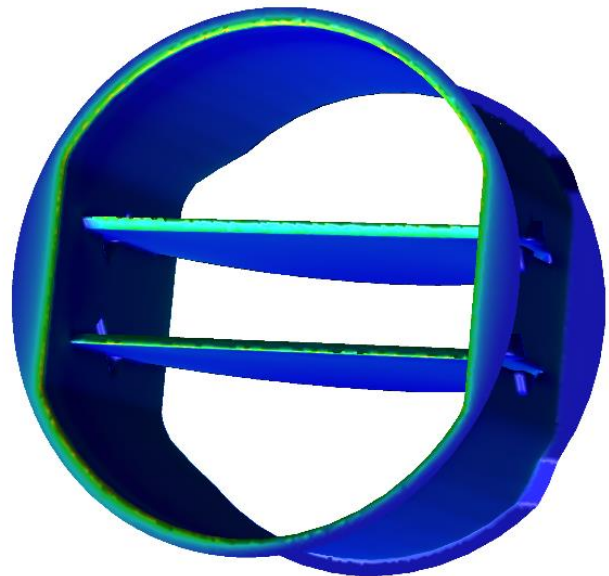
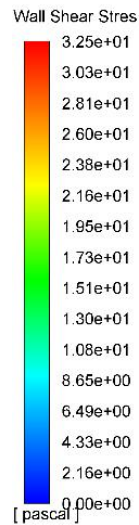
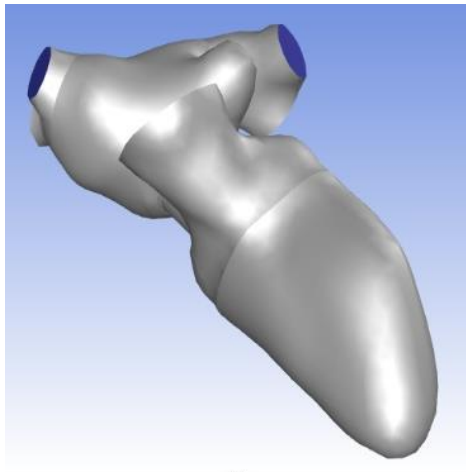
En 0.025 segundos de la simulación se observaron valores similares de esfuerzos cortantes del fluido sanguíneo a los presentes con la misma deformación de las cavidades cardíacas con frecuencia cardíaca normal, aunque se observaron valores más altos en la zona del anillo de la válvula, pasados los 0.1 segundos los esfuerzos cortantes generados por la válvula subieron a un máximo de 32.5 Pa, concentrándose en las aristas de las compuertas y de la base del anillo, se generaron valores mayores a los máximos en la simulación con frecuencia cardíaca normal a los 0.2 segundos, cuando empieza la fase sistólica de la aurícula derecha, presentando valores máximos de 82.9 Pa, a su vez se presentaron esfuerzos de 38,7 Pa en la zona del anillo y las bisagras de la válvula.

Finalmente, los esfuerzos cortantes más elevados se presentaron a 0.25 segundos de simulación, al final de la fase sistólica auricular con valores máximos de 112 Pa, en zonas de la base del anillo

y la superficie en la que tiene contacto las compuertas en posición totalmente cerrada de la válvula. La presencia de pequeñas zonas con esfuerzos elevados aumentó en la superficie del anillo y las bisagras.



Tiempo= 0.025 s



Tiempo= 0.1 s

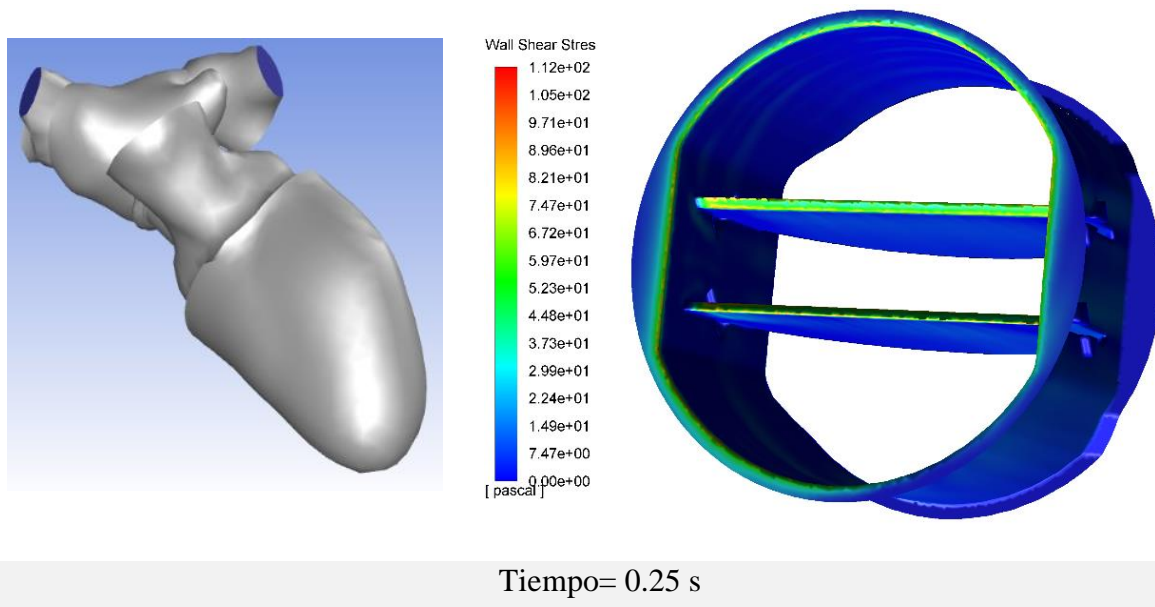
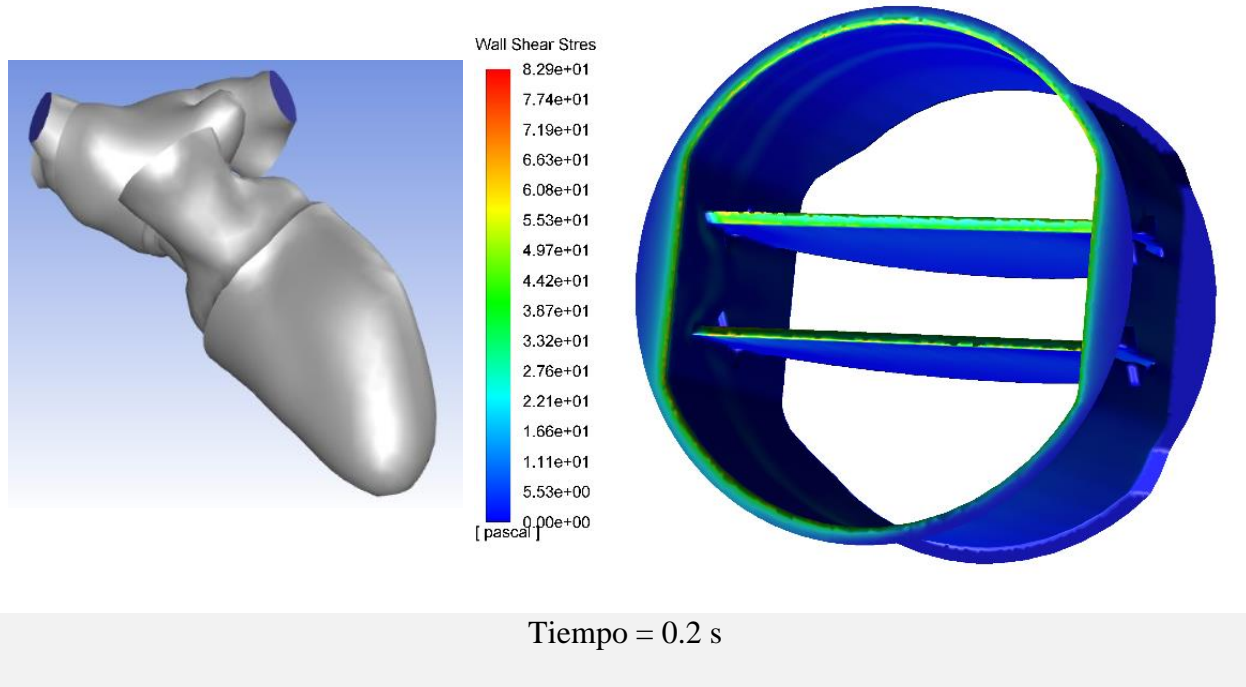


Figura 15. Contornos de los esfuerzos cortantes sanguíneos en la superficie de la válvula protésica durante taquicardia sinusal en la diástole ventricular generados en Fluent v19.2 (Ansys, Inc., Canonsburg, PA).

Los mayores esfuerzos sanguíneos se presentaron al final de la fase diastólica ventricular y sístole auricular para las dos simulaciones, con valores en el caso de la frecuencia cardíaca normal similares a investigaciones de la evaluación de la acumulación de los esfuerzos cortante en el daño sanguíneo (Shahriari, Maleki, Hassan, & Kadem, 2012).

La mayoría de los esfuerzos se encontraron enfocados alrededor de las compuertas, zona de contacto de las compuertas con el anillo la válvula, las aristas internas de la base del anillo hacia la aurícula izquierda y en las bisagras, similar a estudios anteriores (Pelliccioni, Cerrolaza Rivas, & Herrera, 2006) (Hedayat, & Borazjani, 2019) (Abu Bakar, Abas, Mokhtar, Razak, & Hamid, 2018), se observaron algunas asimetrías en los contornos, donde el ángulo de rotación de la implantación puede inducir comportamientos asimétricos en la compuertas y en los esfuerzos del fluido (Hong, & Kim, 2011) (Haya, & Tavoularis, 2016) y la disposición geométrica de las cavidades una asimetría en el flujo.

Los resultados muestran un aumento considerable en los esfuerzos cortantes del flujo sanguíneo cuando se presenta un episodio de taquicardia sinusal, en este caso con una frecuencia cardíaca de 150 latidos por minuto. En cuanto a los efectos generados por estos esfuerzos cortantes en el fluido, la bibliografía señala la presencia de hemolisis entre el rango de 150 a 400 Pa de los esfuerzos cortantes durante tiempos del orden de minutos (Ge, Dasi, Sotiropoulos, & Yoganathan, 2008), por lo que en las dos simulaciones no se presentan valores durante la diástole ventricular que generen daño de los glóbulos rojos, por otro lado, las plaquetas son más sensibles a los esfuerzos cortantes, encontrando activación de las plaquetas y generación de trombosis a valores de 10 Pa (Ge, Dasi, Sotiropoulos, & Yoganathan, 2008), algunos estudios presentan diferentes valores para la activación de las plaquetas a determinados tiempos de exposición a los esfuerzos como: 10 a 16,5 Pa con una exposición de 102 segundos (Hung, Hochmuth, Joist, & Sutura, 1976), 13 Pa con

exposición de 1023 segundos (Williams, 1974) y 30 a 100 Pa con una exposición de 10 segundos (Ramstack, Zuckerman, & Mockros, 1979), por lo tanto, para nuestro modelo durante la simulación de la frecuencia cardíaca normal de 75 latidos por minutos y la taquicardia sinusal de 150 latidos por minuto, pudo producirse la activación de plaquetas y generar trombosis.

Gracias a los resultados podemos observar como una taquicardia sinusal, que implica un aumento de la frecuencia cardíaca por encima de los rangos normales, puede incrementar la posibilidad de generar problemas hemodinámicos como la activación de plaquetas y trombos en sujetos con reemplazo mecánico de válvula mitral. La investigación busca aportar al desarrollo de la relación entre los métodos computacionales y las aplicaciones clínicas, ampliando el estudio de las complicaciones y efectos que pueden sufrir los sujetos con prótesis valvulares debido a cardiopatías como las arritmias para impulsar la optimización de las prótesis de válvulas cardíacas, reduciendo los escenarios fatídicos en los pacientes.

5. CONCLUSIONES

1. Se determinó que las características: área de orificio efectivo (EOA), el área de orificio indexada (iEOA) y el diámetro del anillo de la prótesis son primordiales para coincidir con el diámetro del anillo de la válvula mitral natural del paciente y evitar un *mismatch* prótesis-paciente.
2. Se realizó un modelo tridimensional del hemisferio izquierdo del corazón, comprendiendo el volumen que ocupa el fluido sanguíneo en una sección de las venas pulmonares izquierdas y derechas, aurícula izquierda, ventrículo izquierdo, aorta ascendente y orejuela izquierda, consiguiendo que represente en buen detalle las cavidades y aporte de manera más realista la

influencia de la geometría sobre el fluido en la simulación, basándose en la segmentación cardíaca de una imagen médica a través de las herramientas del software libre 3D-Slicer v.4.10.2.

3. Se modeló a través del software CAD Solidworks 2019 (Solidworks Corp. Waltham, Massachusetts, E.E.U.U), una prótesis mecánica de válvula mitral con un diámetro de montaje de 25mm para implante supra-anular, con las especificaciones principales de una válvula comercial de ese tipo, cuenta con simplificaciones en las bisagras de las compuertas y no cuenta con redondeos para facilitar el acople en el modelo cardíaco y representar el procedimiento de reemplazo valvular.
4. El esfuerzo cortante máximo en el fluido sanguíneo generado por el modelo de la prótesis mecánica de válvula mitral para una frecuencia cardíaca normal y en el caso de la taquicardia sinusal durante la fase diastólica ventricular, tienen valores por debajo de la magnitud que genera hemolisis, pero por encima de aquellos que producen daño en plaquetas y posibles trombos. En ambos casos se presentaron estos valores al final de la contracción de la aurícula izquierda en la fase sistólica.

Referencias Bibliográficas

- Abu Bakar, H., Abas, A., Mokhtar, N. H., Razak, N., & Hamid, M. N. B. A. (2018). Particle image velocimetry and finite volume method study of bi-leaflet artificial heart valve. *Journal of Applied Fluid Mechanics*, 11(5), 1365–1375. <https://doi.org/10.29252/jafm.11.05.28808>
- Akuffu, A. M., Zhao, H., Zheng, J., & Ni, Y. (2018). Prosthesis-patient mismatch after mitral valve replacement: a single-centered retrospective analysis in East China. 1–10.
- Amblard, A., Berre, H. W.-L., Bou-Saïd, B., & Brunet, M. (2009). Analysis of type I endoleaks in a stented abdominal aortic aneurysm. *Medical Engineering and Physics*, 31(1), 27–33. <https://bibliotecavirtual.uis.edu.co:2236/10.1016/j.medengphy.2008.03.005>
- Análisis de Situación de Salud (ASIS) Dirección de Epidemiología y Demografía. (2019). <https://www.minsalud.gov.co/sites/rid/Lists/BibliotecaDigital/RIDE/VS/ED/PSP/asis-2019-colombia.pdf>
- Angulo, D. A., & González O. A. (2019). SEGMENTACIÓN ÓSEA MEDIANTE 3D SLICER. [reportType_6] Research Group on Energy and Environment (GIEMA). fhal02021699
- Becerra, J. E. C., Castro, G. S., Rincón Peña, S., Alexander, ;, Cely, C., Rivas Patiño, L. F., Umaña Mallarino, J. P., Cañón, M. A. O., Cubides Sánchez, C. A., Guerra León, P. A., Bernal Ramírez, M., Mábel, ;, Mejía, G., Llamas Jiménez, A., González López, S., Nicolas, V., Jaramillo Gómez, I., Jaramillo Muñoz, C. F., Parra Mejía, T. E., ... Sierra, F. (2012). Enfermedad valvular cardiaca. *Sociedad Colombiana De Cardiología*, 8, 3–7. <http://scc.org.co/wp-content/uploads/2012/08/capitulo6.pdf>

- Boyang, S., Liang, Z., Fangsen, C., Praveen, K. G., Qun, P. H., Jimmy, H. K. F., & Liang, L. H. (2013). FSI modeling of prosthetic mitral valve dynamics and left ventricular flow during diastole. *Proceedings of the IEEE Annual Northeast Bioengineering Conference, NEBEC*, 57–58. <https://doi.org/10.1109/NEBEC.2013.155>
- Cao, K., & Sucusky, P. (2017). Computational comparison of regional stress and deformation characteristics in tricuspid and bicuspid aortic valve leaflets. *International Journal for Numerical Methods in Biomedical Engineering*, 33(3), n/a-N.PAG. <https://bibliotecavirtual.uis.edu.co:2236/10.1002/cnm.2798>
- Caro, C.G., Peallyey, T. S., Schroter, R.C., Seed, W.A. (1978). *The Mechanics of The Circulation*, 1st ed., Oxford University Press, Oxford.
- Cheng, R., Lai, Y., & Chandran, K., 2004, “Three-dimensional FluidStructure Interaction Simulation of Bileaflet Mechanical Heart Valve Flow Dynamics,” *Ann. Biomed. Eng.*, 32, pp. 1471–1483
- Dumont, K., Vierendeels, J., Kaminsky, R., Van Nooten, G., Verdonck, P., Bluestein, D. (2007). Comparison of the hemodynamic and thrombogenic performance of two bileaflet mechanical heart valves using a CFD/FSI model. *J. Biomech. Eng.* 129(4), 558-565.
- Eltayeb, O. M., Readdy, W. J., Mongé, M. C., Forbess, J. M., Sarwark, A. E., Patel, A., & Backer, C. L. (2019). Mitral Valve Replacement in Infants Using a 15-mm Mechanical Valve. *Annals of Thoracic Surgery*, 108(2), 552–557. <https://doi.org/10.1016/j.athoracsur.2019.02.061>

- Enfermedades cardiovasculares. WHO. World health statistics 2017. World Health Organization, 2017. [https://www.who.int/es/news-room/fact-sheets/detail/cardiovascular-diseases-\(cvds\)](https://www.who.int/es/news-room/fact-sheets/detail/cardiovascular-diseases-(cvds))
- Espino, D. M., Shepherd, D. E. T., & Hukins, D. W. L. (2014). Evaluation of a transient, simultaneous, arbitrary Lagrange-Euler based multi-physics method for simulating the mitral heart valve. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 17(4), 450–458. <https://bibliotecavirtual.uis.edu.co:2236/10.1080/10255842.2012.688818>
- Fedorov A., Beichel R., Kalpathy-Cramer J., Finet J., Fillion-Robin J-C., Pujol S., Bauer C., Jennings D., Fennessy F.M., Sonka M., Buatti J., Aylward S.R., Miller J.V., Pieper S., Kikinis R. (2012). 3D Slicer as an Image Computing Platform for the Quantitative Imaging Network. *Magn Reson Imaging*. 30(9):1323-41. PMID: 22770690. PMCID: PMC3466397.
- Fujita, T., Fukushima, S., Kawamoto, N., & Kobayashi, J. (2019). Prosthesis selection for repair of degenerative mitral valve disease. *Journal of Cardiology*, 73(2), 184–185. <https://doi.org/10.1016/j.jjcc.2018.05.003>
- Ge, L., Dasi, L. P., Sotiropoulos, F., & Yoganathan, A. P. (2008). Characterization of Hemodynamic Forces Induced by Mechanical Heart Valves: Reynolds vs. Viscous Stresses. *Annals of Biomedical Engineering: The Journal of the Biomedical Engineering Society*, 36(2), 276. <https://bibliotecavirtual.uis.edu.co:2236/10.1007/s10439-007-9411-x>
- Go, S., Furukawa, T., Yamada, K., Hiraoka, T., & Mochizuki, S. (2019). A case of supra-annular mitral valve replacement using chimney technique for severe mitral stenosis with extensive mitral annular calcification. *General Thoracic and Cardiovascular Surgery*, 0123456789, 3–6. <https://doi.org/10.1007/s11748-019-01256-7>

- Gott, V. L., Alejo, D. E., & Cameron, D. E. (2003). Mechanical heart valves: 50 years of evolution. *The Annals of Thoracic Surgery*, 76(6), S2230–S2239. <https://bibliotecavirtual.uis.edu.co:2236/10.1016/j.athoracsur.2003.09.002>
- Haya, L., & Tavoularis, S. (2016). Effects of bileaflet mechanical heart valve orientation on fluid stresses and coronary flow. *Journal of Fluid Mechanics*, 806, 129–164. <https://doi.org/10.1017/jfm.2016.582>
- Hedayat, M., & Borazjani, I. (2019). Comparison of platelet activation through hinge vs bulk flow in bileaflet mechanical heart valves. *Journal of Biomechanics*, 83, 280–290. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2018.12.003>
- Hong, T., & Kim, C. N. (2011). A numerical analysis of the blood flow around the Bileaflet Mechanical Heart Valves with different rotational implantation angles. *Journal of Hydrodynamics*, 23(5), 607–614. [https://doi.org/10.1016/S1001-6058\(10\)60156-4](https://doi.org/10.1016/S1001-6058(10)60156-4)
- Hung, T. C., Hochmuth, R. M., Joist, J. H., & Suter, S. P. (1976). Shear-induced aggregation and lysis of platelets. *Transactions - American Society for Artificial Internal Organs*, 22, 285–291.
- Imanparast, A., Fatourae, N., & Sharif, F. (2016). The impact of valve simplifications on left ventricular hemodynamics in a three-dimensional simulation based on in vivo MRI data. *Journal of Biomechanics*, 49(9), 1482–1489. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2016.03.021>
- Instrucciones de uso. On-X Prótesis Valvular Cardíaca. (2017). <https://www.onxlti.com/wp-content/uploads/2017/11/01012282B.pdf>

Introduction: Slicer Nightly Tutorials. Documentation/4.10/Training. <https://www.slicer.org/>

Le, T. B., & Sotiropoulos, F. (2012). On the three-dimensional vortical structure of early diastolic flow in a patient-specific left ventricle. *European Journal of Mechanics / B Fluids*, 35, 20–24. <https://bibliotecavirtual.uis.edu.co:2236/10.1016/j.euromechflu.2012.01.013>

Meredith, T., Griffiths, A., & Wong, K. (2013). Management of inappropriate sinus tachycardia. *British Journal of Cardiac Nursing*, 8(12), 588–592. <https://doi.org/10.12968/bjca.2013.8.12.588>

Murphy, D. W. (1), Vukasinovic, J. (1), Glezer, A. (1), Dasi, L. P. (2), & Yoganathan, A. P. (3). (2010). Reduction of procoagulant potential of b-datum leakage jet flow in bileaflet mechanical heart valves via application of vortex generator arrays. *Journal of Biomechanical Engineering*, 132(7). <https://bibliotecavirtual.uis.edu.co:2236/10.1115/1.4001260>

Pedrizzetti, G., & Domenichini, F. (2005). Nature optimizes the swirling flow in the human left ventricle. *Phys Rev Lett*, 95:108101.

Pellegrini, C. N., & Scheinman, M. M. (2016). *Epidemiology and definition of inappropriate sinus tachycardia*. 29–32. <https://doi.org/10.1007/s10840-015-0039-8>

Pelliccioni, O., Cerrolaza Rivas, M., & Herrera, M. (2006). Análisis tridimensional de la interacción fluido-estructura en una válvula cardíaca mecánica doble hoja utilizando la ecuación generalizada de lattice Boltzmann. *Métodos Numéricos Para Cálculo y Diseño En Ingeniería: Revista Internacional*, 22(4), 377–392.

- Peyrol, M., & Lévy, S. (2016). Clinical presentation of inappropriate sinus tachycardia and differential diagnosis. *Journal of Interventional Cardiac Electrophysiology*, 46(1), 33–41. <https://doi.org/10.1007/s10840-015-0051-z>
- Ramstack, J. M., Zuckerman, L., & Mockros, L. F. (1979). Shear-induced activation of platelets. *Journal of Biomechanics*, 12(2), 113–125.
- Ranjith, G., & Muraleedharan, C V. (2014). Computational Fluid Dynamics Simulation of the Dynamics of a Tilting Disc Heart Valve Prosthesis during the Opening and Fully Open Phases. *Journal of Agriculture and Life Sciences*. 33-44.
- Redaelli, A., Bothorel, H., Votta, E., Soncini, M., Morbiducci, U., Del Gaudio, C., Balducci, A., and Grigioni, M., 2004, “3-D Simulation of the St. Jude Medical Bileaflet Valve Opening Process: Fluid-Structure Interaction Study and Experimental Validation,” *J. Heart Valve Dis.*, 13, pp. 804–813.
- Rodgers, A., & MacMahon, S. (1999). Blood pressure and the global burden of cardiovascular disease. *Clinical and Experimental Hypertension*, 21(5–6), 543–552. <https://bibliotecavirtual.uis.edu.co:2236/10.3109/10641969909060987>
- Saber, N. R., Wood, N. B., Gosman, A. D., Merrifield, R. D., Yang, G.-Z., Charrier, C. L., Gatehouse, P. D., & Firmin, D. N. (2003). Progress Towards Patient-Specific Computational Flow Modeling of the Left Heart via Combination of Magnetic Resonance Imaging with Computational Fluid Dynamics. *Annals of Biomedical Engineering*, 31(1), 42. <https://bibliotecavirtual.uis.edu.co:2236/10.1114/1.1533073>

- Shahriari, S., Maleki, H., Hassan, I., & Kadem, L. (2012). Evaluation of shear stress accumulation on blood components in normal and dysfunctional bileaflet mechanical heart valves using smoothed particle hydrodynamics. *Journal of Biomechanics*, 45(15), 2637–2644. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2012.08.009>
- Shokrian Amiri, M., Fatourae, N., & Nabaei, M. (2018). Fluid-Structure Interaction Simulation of Mitral Valve During Left Heart Filling. 2017 24th Iranian Conference on Biomedical Engineering and 2017 2nd International Iranian Conference on Biomedical Engineering, ICBME 2017, December, 315–327. <https://doi.org/10.1109/ICBME.2017.8430280>
- Su, B., Chua, L. P., Lim, T. M., & Zhou, T. (2010). Evaluation of the Impeller Shroud Performance of an Axial Flow Ventricular Assist Device Using Computational Fluid Dynamics. *Artificial Organs*, 34(9), 745–759. <https://bibliotecavirtual.uis.edu.co:2236/10.1111/j.1525-1594.2010.01099.x>
- Su, B., Wang, X., Kabinejadian, F., Chin, C., Le, T. T., & Zhang, J. M. (2019). Effects of left atrium on intraventricular flow in numerical simulations. *Computers in Biology and Medicine*, 106(September 2018), 46–53. <https://doi.org/10.1016/j.combiomed.2019.01.011>
- Su, B., Zhang, J. M., Tang, H. C., Wan, M., Lim, C. C. W., Su, Y., Zhao, X., Tan, R. S., & Zhong, L. (2014). Patient-specific blood flows and vortex formations in patients with hypertrophic cardiomyopathy using computational fluid dynamics. IECBES 2014, Conference Proceedings - 2014 IEEE Conference on Biomedical Engineering and Sciences: “Miri, Where Engineering in Medicine and Biology and Humanity Meet,” December, 276–280. <https://doi.org/10.1109/IECBES.2014.7047502>

- Su, B., Zhong, L., Wang, X. K., Zhang, J. M., Tan, R. S., Allen, J. C., Tan, S. K., Kim, S., & Leo, H. L. (2014). Numerical simulation of patient-specific left ventricular model with both mitral and aortic valves by FSI approach. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 113(2), 474–482. <https://doi.org/10.1016/j.cmpb.2013.11.009>
- Tang, G.H., Rao, V., Siu, S., Butany, J. (2005). Thrombosis of mechanical mitral valve prosthesis. *J. Cardiac Surg.* 20 (5), 481-486.
- Waite, L., & Fine, J. M. (2007). *Applied Biofluid Mechanics*. McGraw-Hill Professional.
- Watanabe, H. (1,2), Sugiura, S. (1), Kafuku, H. (1), & Hisada, T. (1). (2004). Multiphysics simulation of left ventricular filling dynamics using fluid-structure interaction finite element method. *Biophysical Journal*, 87(3), 2074–2085. <https://bibliotecavirtual.uis.edu.co:2236/10.1529/biophysj.103.035840>
- Williams, A. R. (1974). Release of serotonin from human platelets by acoustic microstreaming. *Journal of the Acoustical Society of America*, 56(5), 1640–1643. <https://bibliotecavirtual.uis.edu.co:2236/10.1121/1.1903490>

Apéndices

A. *Experiencias*

Para el desarrollo del modelo aproximado de la cavidad izquierda de un corazón (aurícula y ventrículo izquierdo) con la implementación de una prótesis valvular tomamos referencias datos de diferentes tipos y fuentes. Iniciamos con la búsqueda de datos reales en el Instituto del Corazón, entidad que nos prestó su apoyo tanto brindándonos recursos como experiencias practico-teóricas en el análisis de imágenes médicas para el diagnóstico de cardiopatías. Se participó como observadores en 4 procedimientos médicos para conocer la evolución de las condiciones anatómicas y el desempeño cardíaco de pacientes por medio de la técnica de ecocardiografía.



El instrumento utilizado para los procedimientos fue el sistema de ecocardiograma cuantitativo iE33 del fabricante Philips, el cual cuenta con refinamiento de imágenes a lo largo del campo de visión en tiempo real y Qlab, que le proporciona métodos automáticos para cuantificar datos de ultrasonido.