

ESTUDIO FLUIDODINÁMICO DE LA CÁNULA DE SALIDA DEL SOPORTE
MECÁNICO CIRCULATORIO (SMC) HEARTMATE ® II LVAD MEDIANTE EL
MÉTODO DE VOLÚMENES FINITOS

MILENA ALICIA CABRERA CANTILLO

DAVID FELIPE MATA LLANA TORRES

UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER
FACULTAD DE INGENIERÍAS FÍSICO MECÁNICAS
ESCUELA DE INGENIERÍA MECÁNICA
BUCARAMANGA

2019

ESTUDIO FLUIDODINÁMICO DE LA CÁNULA DE SALIDA DEL SOPORTE
MECÁNICO CIRCULATORIO (SMC) HEARTMATE ® II LVAD MEDIANTE EL
MÉTODO DE VOLUMENES FINITOS

MILENA ALICIA CABRERA CANTILLO
DAVID FELIPE MATA LLANA TORRES

Trabajo de grado para optar el título de
INGENIERO MECÁNICO

Director

MANUEL DE JESÚS MARTÍNEZ
Doctor en Ingeniería Mecánica

Codirector

DIEGO FERNANDO VILLEGAS BERMÚDEZ
Doctor en Ingeniería Mecánica

UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER
FACULTAD DE INGENIERÍAS FÍSICO MECÁNICAS
ESCUELA DE INGENIERÍA MECÁNICA
BUCARAMANGA

2019

DEDICATORIA

Este proyecto es dedicado en primera medida a mis padres Monica Cantillo y Francisco Cabrera, gestores principales del cumplimiento de este sueño. Su acompañamiento a lo largo de toda mi vida y especialmente en esta etapa, hace meritorio que esta sea la única forma de agradecerles.

A mi padrastro James Rodríguez porque fue un apoyo y una base fundamental en mi hogar para completar este importante proceso.

A toda mi familia, quienes confiaron en mí para la realización de este proyecto de vida, y estuvieron presentes para brindar apoyo.

A una de mis más grandes amigas Heidi Romaña, cuya larga y fuerte amistad estuvo presente brindando apoyo durante toda esta etapa, y que, a lo largo de sus proyectos, ha tenido mi apoyo recíproco.

A mis amigos y aquellas otras personas que aparecieron en el camino de este fructuoso proyecto.

Finalmente, a los profesores, a la Universidad Industrial de Santander y a la Escuela de Ingeniería Mecánica, por la formación que me ha proveído a lo largo de mi carrera, permitiendo aportar al departamento de Santander y al país

Milena Alicia Cabrera Cantillo.

DEDICATORIA

A mi padre Carlos Matallana el cual me siento orgulloso de él, ya que él es una motivación y un ejemplo de vida a seguir.

A mi madre Lilia Torres por brindarme su amor, su comprensión, su experiencia en cada momento de dificultad y por enseñarme que en la vida con esfuerzo todo se puede lograr.

A mis hermanos Andrés y Cesar Matallana por siempre estar en los momentos de alegría y dificultad.

A mi familia por ser ese grupo de solidaridad y confianza.

A Gabriela Castillo quien fue una pieza fundamental para el desarrollo de este proyecto, por ser esa persona de apoyo, motivación y cariño.

A mis amigos y conocidos que estuvieron en el desarrollo de esta etapa.

David Felipe Matallana Torres.

AGRADECIMIENTOS

Al profesor y director, ingeniero mecánico y PhD Manuel De Jesús Martínez por su confianza, acompañamiento y dedicación constante a lo largo de todo el proyecto.

Al profesor y codirector, matemático y PhD Diego Fernando Villegas Bermúdez, por los aportes realizados en el desarrollo del proyecto.

Al Doctor, Leonardo Alberto Salazar Rojas y doctores asociados a la Fundación Cardiovascular de Colombia (FCV), quienes proveyeron de las más importantes informaciones acerca de la Bomba Sanguínea Heartmate II (LVDA), y por sus grandes aportes con respecto a la literatura y fichas técnicas fundamentales para el desarrollo del proyecto.

A la Universidad Industrial de Santander y a la Escuela de Ingeniería Mecánica, por la formación que nos ha proveído a lo largo de nuestras carreras, permitiendo aportar al departamento de Santander y al país.

A los profesores que aportaron sus conocimientos y experiencia para que fuésemos Ingenieros Mecánicos integrales.

Milena Alicia Cabrera Cantillo.

David Felipe Matallana Torres

TABLA DE CONTENIDO

INTRODUCCIÓN	20
1. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.....	22
2. OBJETIVOS.....	24
2.1.OBJETIVO GeNERAL	24
2.2.OBJETIVOS ESPECÍFICOS	24
3. MARCO TEÓRICO	26
3.1.SISTEMAS DE ASISTENCIA VENTRICULAR	26
3.2.EVOLUCIÓN HISTÓRICA DE LA ASISTENCIA MECÁNICA CIRCULATORIA	26
3.3.INTERACCIÓN CON BIOMATERIALES	29
3.4.HEMÓLISIS	30
3.5.SISTEMA INTRÍNSECO DE LA COAGULACIÓN-TROMBOEMBOLISMO.....	31
3.6.SELECCIÓN DE MATERIALES	31
3.7.DISPOSITIVOS DE ASISTENCIA VENTRICULAR.....	32
3.7.1. Bombas Peristálticas.....	32
3.7.2. Bombas Rotativas	33
3.7.3. Sistema Centrifugo.....	33
3.7.4. Sistema Flujo Axial.....	34
3.7.5. Sistema Pulsátil.....	36
3.8.LA AORTA ASCENDENTE	37
3.8.1. Anatomía.....	37
3.8.2. Comportamiento Mecánico.....	39
3.9.INJERTOS.....	40
3.9.1. Injertos Vasculares Naturales.....	40
3.9.2. Injertos Sintéticos.....	41
3.9.3. Dacron®.....	41
3.10.TAC.....	41
3.11.ANSYS	42
3.11.1. Análisis De Fluidos Dinámicos.....	43

3.12.MIMICS	43
3.13.FORMATO DICOM.....	44
4. CARACTERÍSTICAS PARA EL MODELO DEL ESTÚDIO.....	46
4.1.COMPOSICIÓN Y CARACTERÍSTICAS GENERALES DE LA SANGRE	46
4.2.MODELO DE BERNOULLI.....	48
4.3.MODELO POISEUILLE	49
4.4.FUERZA DE DEFORMACIÓN	50
4.5.FUERZA DE PRESIÓN	51
4.6.NÚMERO DE REYNOLDS.....	53
4.7.NÚMERO MACH.....	54
4.8.ECUACIONES DE NAVIER STOKES	54
4.9.MÉTODO DE VOLÚMENES FINITOS	55
4.9.1. Discretización De La Ecuación De Continuidad.	57
4.9.2. Discretización De La Ecuación De Momento	58
5. METODOLOGÍA.....	59
5.1.PARÁMETROS	59
5.2.MODELADO DE LOS SOLIDOS	60
5.2.1. Desarrollo Del Modelo Tridimensional De La Aorta Ascendente.....	60
5.2.2. Creación De La Máscara Y Del Modelo 3D.....	63
5.2.3. Limpieza Del Modelo En 3D.....	65
5.2.4. Modelado En 3d De La Cánula Dacron.....	68
5.2.5. Geometría Del Sistema Cánula De Salida–Aorta Ascendente.....	69
5.3.SELECCIÓN DEL SOFTWARE.....	71
5.4.SIMULACIÓN	72
5.4.1. Creación Del Bloque De Trabajo.....	73
5.4.2. Configuración De La Geometría (Geometry).....	73
5.4.3. Generación De La Malla (Mesh).....	74
5.4.4. Mallas estructuradas.....	74
5.4.5. Malla 3D.	75
5.4.6. Física Y Mallado.....	76

5.4.7. Configuración De Las Físicas Utilizadas (Setup).	79
6. RESULTADOS Y ANÁLISIS.....	94
6.1.ANÁLISIS DE LA VELOCIDAD - campo vectorial de velocidades.	94
6.1.1. Configuración De La Unión De 90° Con La Cánula De Salida Y Aorta Ascendente.....	95
6.1.2. Configuración De La Unión De 50° Con La Cánula De Salida Y Aorta Ascendente.....	96
6.2.ANÁLISIS DE LAS TENSIONES DE CORTE.....	97
6.2.1. Configuración De La Unión De 90° Con La Cánula De Salida Y Aorta Ascendente.....	98
6.2.2. Configuración De La Unión De 50° Con La Cánula De Salida Y Aorta Ascendente.....	99
6.3.LÍNEAS DE CORRIENTE.....	100
6.4.CUANTIFICACIÓN DE LA PERDIDA DE PRESIÓN A TRAVÉS DE LAS CONFIGURACIONES DE (90 Y 50°)	101
6.4.1. Coeficiente De Perdida De Carga K_c	101
6.4.2. Pérdida De Presión A Través De La Configuración De 90°.	102
6.4.3. Pérdida De Presión A Través De Las Configuración De 50°.....	103
7. VALIDACIÓN DE LOS RESULTADOS	105
7.1.Resultados de la velocidad para el estudio 1	105
7.1.1. Configuración del sistema con la Cánula de 90°.	107
7.1.2. Configuración del sistema con la Cánula de 50°.....	107
7.2.Resultados de las tensiones de corte para el estudio 1	108
7.2.1. Configuración del sistema con la Cánula de 90°.....	108
7.2.2. Configuración del Sistema con la Cánula de 50°.	108
7.3.Resultados de la Pérdida de presión para el estudio 1	111
7.4.Comparación de los resultados del estudio 2	111
8. CONCLUSIONES	115
BIBLIOGRAFÍA.....	118
ANEXOS.....	122

LISTA DE FIGURAS

Figura 1. Muestra del sistema de flujo de la bomba Heartmate ® II LVAD respectivamente.....	23
Figura 2. Dr. Kolff y Dr. Akutsu-Corazon artificial Akutsu-Kolff®.....	27
Figura 3. Dr. D. Cooley y Dr. D. Liotta implantación de primer corazón artificial....	28
Figura 4. Dispositivo colocado en la cavidad ventricular izquierda.	29
Figura 5. Descripción grafica del funcionamiento de una bomba peristáltica lineal. a) Inicio de ciclo. b) media parte del ciclo. c) continuación del ciclo.....	33
Figura 6. Bomba centrífuga Bio-Medicus®. A-entrada. B-Salida. C-conos concéntricos para el desplazamiento de sangre.	35
Figura 7. Bomba centrífuga Levitronix® Centrimag®. En la Fig. de la izquierda aparece el dispositivo en sección de corte del impulsor magnético.....	35
Figura 8. Bomba centrífuga HeartWare®.....	35
Figura 9. Bomba de flujo axial Berlin Heart Incor®.	36
Figura 10. Bomba sacular pulsátil Novacor®.....	37
Figura 11. Descripción grafica de las partes da la Aorta.....	38
Figura 12. Toma de datos de la velocidad de la sangre en la aorta.....	38
Figura 13. Comportamiento no lineal de las arterias.....	39
Figura 14. Origen de injertos vasculares naturales.....	40
Figura 15. Diferentes tejidos de Dacron®, (a) tipo knitted y (b) tipo woven, con microscopio electrónico.	42
Figura 16. Simulación de mallado y deformaciones de una biela.	42
Figura 17. Ejemplo de la aplicación ANSYS CFX.	43
Figura 18. Procesamientos 3D de imágenes médicas en el software Mimics.	44
Figura 19. Interfaz gráfica del software DICOM.	45
Figura 20. Esquema del modelo de Bernoulli.	48
Figura 21. Perfil de velocidad en estado laminar.	49
Figura 22. Discretización de dominio usando volúmenes finitos.....	56
Figura 23. Pasos de metodología.	59

Figura 24. Imágenes procesadas del software DICOM acerca de la aorta.....	62
Figura 25. Imágenes procesadas del software DICOM acerca de la aorta.....	62
Figura 26. Planos Anatómicos y Ejes del Cuerpo Humano.	63
Figura 27. Planos anatómicos en el software Mimics Medical 21.0.	63
Figura 28. Interpretación grafica de la creación de la máscara.....	64
Figura 29. Representación gráfica de los puntos de selección manual.	65
Figura 30. Generación del modelo 3D.	65
Figura 31. Escala de grises y limpieza del solido en 3D.	66
Figura 32. Interfaz gráfica del software 3-Matic Materialise.....	67
Figura 33. Función de envolvimiento para eliminar códigos de falla.....	67
Figura 34. Modelo tridimensional final en Mimics.	68
Figura 35.A) Cánula con ángulo de 50° B) Cánula con ángulo de 90°.	69
Figura 36. Dimensión de la cánula 50° y conexión de Angulo de anastomosis.	70
Figura 37. Dimensión de la cánula 90° y conexión de anastomosis.	70
Figura 38. Ensamble cánula 50°- aorta ascendente.	71
Figura 39. Ensamble cánula 90°- aorta ascendente con ángulo de 90°.	71
Figura 40. Bloque de configuración.	73
Figura 41. Importación de la geometría a software ANSYS del sistema cánula de salida aorta ascendente con ángulo de anastomosis de 50°.	74
Figura 42. Malla estructurada.	75
Figura 43. Elementos 3D lineales y cuadráticos.	76
Figura 44. Configuración de la selección del mallado del sistema Cánula de salida, aorta ascendente.	77
Figura 45. Mallas de las configuraciones 90° (izquierda) y 50° (derecha). En forma aumentada, se observa la zona de la anastomosis entre la cánula de salida y la aorta.....	78
Figura 46. Muestra el módulo de la configuración general del modelo.	79
Figura 47. Muestra la configuración del tipo del tipo de solucionador escogido. ...	80
Figura 48. Muestra la configuración predeterminada para la formulación de la velocidad.....	81

Figura 49. Muestra la configuración de las condiciones del flujo (constante).	81
Figura 50. Muestra el módulo de la configuración del Modelo.	81
Figura 51. Módulo de configuración para los materiales.	83
Figura 52. Tabla de configuración para cada material. A) Fluido, B) Solido.	83
Figura 53. Tabla de configuración para la configuración de las propiedades de la sangre.	84
Figura 54. Tabla de configuración para la configuración de las propiedades de la cánula.	85
Figura 55. Cuadro de configuración de Condiciones de frontera.	86
Figura 56. Curvas H-Q (Presión-Flujo) de la bomba HeartMate II.	88
Figura 57. Cuadro de configuración del Fluido en la Cánula de entrada.	88
Figura 58. Cuadro de configuración del Fluido en la Aorta de Entrada.	89
Figura 59. Cuadro de configuración del Fluido en la Salida de la Aorta.	89
Figura 60. Cuadro de configuración de las condiciones de pared.	89
Figura 61. Cuadro de la configuración del Método de solución.	90
Figura 62. Cuadro de la configuración del Método de solución.	91
Figura 63. Cuadro de la configuración de la "Inicialización de la solución.	93
Figura 64. Cuadro para la configuración y ejecución del cálculo.	93
Figura 65. Representación vectorial del campo de velocidades para la configuración de la cánula de 90°.	95
Figura 66. Representación vectorial del campo de velocidades para la configuración de la cánula de 50°.	97
Figura 67. Representación de la distribución de las tensiones de corte para la configuración de la cánula de 90°.	98
Figura 68. Representación de la distribución de las tensiones de para la configuración de la cánula de 50°.	99
Figura 69. Representación las líneas de corriente para la configuración de la cánula de 90°.	100
Figura 70. Representación las líneas de corriente para la configuración de la cánula de 50°.	101

Figura 71. Representación del acoplamiento de los dos elementos (cánula y aorta).	102
Figura 72. Correlaciones para el cálculo de pérdidas de carga.	103
Figura 73. Representación de las líneas de corriente para la configuración en la cánula de 90° y 50° respectivamente A) Artículo comparativo, B) Resultado de Estudio Fluido dinámico realizado.	106
Figura 74. Representación vectorial del campo de velocidades para la configuración de la cánula 50°: A) Artículo comparativo, B) Resultado de Estudio Fluido dinámico realizado.	107
Figura 75. Representación vectorial del campo de velocidades para la configuración de la cánula 90°: A) Artículo comparativo, B) Resultado de Estudio Fluido dinámico realizado.	108
Figura 76. Representación de la distribución de las tensiones de para la configuración de la cánula de 90°, A) Artículo comparativo, B) Resultado de Estudio Fluido dinámico realizado.	109
Figura 77. Representación de la distribución de las tensiones de para la configuración de la cánula de 50°, A) Artículo comparativo, B) Resultado de Estudio Fluido dinámico realizado.	110
Figura 78. Representación gráfica de la distribución de los vectores de velocidad del área transversal en el plano de la anastomosis, con las configuraciones de (60°, 90° 120°), de estudio 2.	112
Figura 79. Representación gráfica de la distribución de los vectores de velocidad en la configuración de 90 °.	113
Figura 80. Representación gráfica de la distribución de los vectores de velocidad en la configuración de 50°.	113

LISTA DE TABLAS

Tabla 1. Propiedades y geometrías de los materiales.	60
Tabla 2. Parámetros de estudio, velocidades basadas en un estudio fluidodinámico.	60
Tabla 3. Disponibilidad de métodos de solución en el mercado.	72
Tabla 4. Número aproximado de elementos y nodos en las diferentes mallas.	78
Tabla 5. Configuración de las condiciones de contorno.....	87

LISTA DE ANEXOS

ANEXO A ESTUDIO 1.....	122
ANEXO B ESTUDIO 2.....	122

RESUMEN

TITULO: ESTUDIO FLUIDODINÁMICO DE UNA CÁNULA DE SALIDA DEL SOPORTE MECÁNICO CIRCULATORIO (SMC) HEARTMATE® II LVAD MEDIANTE EL MÉTODO DE VOLÚMENES FINITOS COMO MEDIO PARA COMPRENDER LOS CAMBIOS FÍSICOS EN EL FLUJO SANGUÍNEO*

AUTORES: MILENA ALICIA CABRERA CANTILLO
DAVID FELIPE MATA LLANA TORRES**

PALABRAS CLAVE: Cánula, aorta ascendente, bomba de flujo axial, simulación numérica de fluidos, método de volúmenes finitos.

DESCRIPCIÓN:

En el presente trabajo se aborda un estudio fluidodinámico de dos configuraciones de una cánula de salida para un sistema de asistencia ventricular, compuesta por un sistema de impulsión de flujo axial, HeartMate II LVAD. Inicialmente se hace una investigación acerca del sistema circulatorio y de mayor interés la arteria aorta, por lo que, se acude a profesionales en el área médica, se consulta en la clínica Fundación Cardiovascular de Colombia fcv en Bucaramanga Santander, con el fin de encontrar información que permita tener claridad sobre la geometría de la cánula y la arteria aorta, se obtiene como respuesta del instituto un examen médico que contiene imágenes obtenidas por Tomografía Axial Computada (TAC) las cuales son leídas en la plataforma DICOM, estas imágenes son llevadas a un software computacional Mimics Medical 21.0, el cual con este se realiza un modelado tridimensional de la arteria aorta ascendente, luego de ello se realiza la construcción de la cánula en el software Solid Works y el ensamble cánula-aorta ascendente, al tener el sólido completo es importado a la plataforma de ANSYS FLUENT (CFD) para así realizar la simulación numérica a partir del método de volúmenes finitos. Con el estudio fluidodinámico se busca analizar el comportamiento de la sangre en la zona donde se intercepta la cánula de salida y la aorta ascendente, especialmente los flujos provenientes del sistema pulsátil y el ventrículo izquierdo, por lo que, en las dos configuraciones se desea evaluar qué diferencias presentan el flujo sanguíneo como son las zonas de baja velocidad, distribuciones de cortes y líneas de corriente. Como resultado de este estudio, se logró observar que el ángulo comprendido entre la cánula y la aorta ascendente tiene relación, ya que, este al ser menor evita fenómenos y patrones indeseados en el flujo, dando así una proyección a la hora de la intervención quirúrgica.

* Trabajo de grado

** Facultad de Ingenierías Físico-Mecánicas. Escuela de Ingeniería Mecánica- Director: Manuel de Jesús Martínez, Doctorado en Ingeniería Mecánica.

ABSTRACT

TITLE: FLUIDODYNAMIC STUDY OF THE OUTLET CANNULA O FROM THE CIRCULATORY MECHANICAL SUPPORT (SMC) USING THE FINITE VOLUME METHOD TO UNDERSTAND THE PHYSICAL CHANGES IN THE BLOOD FLOW*

AUTHORS: MILENA ALICIA CABRERA CANTILLO
DAVID FELIPE MATALLANA TORRES**

KEY WORDS: Cannula, ascending aorta, axial flow pump, numerical fluid simulation, finite volume method.

DESCRIPTION:

The present project is about a fluid dynamic study of two configurations of an outlet cannula for a ventricular assist system, composed of an axial flow impulsion system, HeartMate II LVAD. Initially, the investigation is made about the circulatory system and the aorta artery, reason why, professionals in the medical area were consulted in the clinic Cardiovascular Foundation of Colombia (FCV) in Bucaramanga Santander, in order to find information that allows to have clarity about the geometry of the cannula and the aorta artery, it is obtained as a response of the institute, a medical examination that contains images obtained by Computed Axial Tomography (TAC) which are read in the DICOM platform, these images are taken to a computational software Mimics Medical 21.0, which with this a three-dimensional modeling of the ascending aorta artery is made, after that the construction of the cannula is made in the SolidWorks software and the ascending cannula-aorta assembly, after having this, the complete solid is imported to the ANSYS FLUENT (CFD) platform to make the numerical simulation from the Finite Volume Method. The fluid dynamic study seeks to analyze the behavior of the blood in the area where the exit cannula and the ascending aorta are intercepted, especially the flows from the pulsatile system and the left ventricle. Therefore, in the two configurations we want to evaluate the differences in blood flow such as low speed areas, wall shear stress and current lines. As a result of this study, it was possible to observe that the angle between the cannula and the ascending aorta is related, since this being smaller, it avoids unwanted phenomena and patterns in the flow, thus giving a projection at the time of surgery.

* Degree work

** School of Mechanical Engineering. Faculty of Physical-Mechanical Engineering. Director Manuel de Jesús Martínez, Phd in Mechanical Engineering.

INTRODUCCIÓN

La insuficiencia cardíaca está definida como un trastorno en donde el corazón no logra bombear la sangre rica en oxígeno al resto del cuerpo de forma eficiente, provocando de esta manera, la presencia de síntomas adversos en todo el cuerpo del paciente. Esta enfermedad puede afectar el lado derecho o el lado izquierdo del corazón, como también ambas zonas. A causa de esta deficiencia en su funcionamiento de bombeo, el flujo sanguíneo podría estancarse en muchas partes del cuerpo, como es en el hígado, las extremidades, los pulmones y hasta en el mismo corazón. Provocando la reducción de la capacidad de los órganos para funcionar correctamente debido a que no reciben la cantidad de oxígeno y nutrientes necesarios para funcionar adecuadamente.

Por esta razón, para lograr dar solución a esta patología, la medicina cuenta con tres posibles alternativas dependiendo de la condición del paciente; Tratamiento farmacológico, Trasplantes de corazón y por último, la Asistencia circulatoria mecánica, usados por aquellos pacientes que se encuentran en lista de espera de un corazón donante y podría estar en riesgo su vida; esta indicación se conoce como “puente al trasplante”, el cual también puede ser utilizado como una terapia definitiva para controlar esta enfermedad¹, como un ejemplo de estos aparatos terapéuticos, se encuentra la bomba sanguínea Heartmate ® II LVAD (Asistencia Ventricular Izquierda), dispositivo que se implanta junto con el corazón nativo del paciente con el propósito de bombear el ventrículo izquierdo y mejorar así su funcionamiento, sin embargo, como toda máquina, posee ciertas fallas a futuro, que podrían llegar a producir complicaciones en estos pacientes, como lo son la aparición de tromboembolismo (también conocido como taponamiento de una parte

¹ PATEL, Chetal. COWGER, Jenifer. ZUCKERMANN, Andreas. A contemporary review of mechanical circulatory support. J. Hear. Lung Transplant. vol. 33. no. 7, .2014. p. 667–674.

del territorio arterial) y la hemólisis (definida como la descomposición de los glóbulos rojos.)

Por esta razón, siempre se requerirá optimizar ciertos parámetros de diseño que logren mejorar su funcionamiento mediante estudios fluidodinámicos, para ello, se necesitará apelar al uso de la simulación numérica de fluidos, que se ha convertido en una herramienta muy importante para el diseño y desarrollo de órganos artificiales ya que permite determinar detalladamente la dinámica del fluido en geometrías complejas².

Por este motivo, se decide analizar el comportamiento del fluido sanguíneo, cuando es bombeado desde el ventrículo izquierdo al resto del sistema circulatorio mediante el dispositivo de asistencia ventricular antes mencionado, Heartmate® II LVAD, concentrándose en el análisis fluidodinámico del conducto de salida flexible, específicamente en la evaluación de la posición y conexión de la cánula de salida con el conducto de entrada de la arteria aorta ascendente mediante el uso del método de volúmenes finitos, comparando dos configuraciones, es decir, cada una con ángulos de conexión de 90° y 50° respectivamente, evaluando su influencia sobre el comportamiento de la sangre, es decir, estudiando el campo vectorial de velocidades, la distribución de líneas de corriente y de tensiones de corte en cada configuración, específicamente en la zona de intersección de la cánula de salida y la aorta ascendente, en donde se produce la interacción del flujo continuo proveniente de la bomba de flujo axial y el flujo generado por el ventrículo izquierdo, para finalmente lograr determinar un diseño óptimo que permita obtener patrones flujo sanguíneo desarrollados de forma ordenada, alcanzando la velocidad necesaria donde se logre bombear la sangre del corazón al resto del cuerpo de forma eficiente.

² PASCAL, Verdonck. The role of computational fluid dynamics for artificial organ design. Artif. Organs. vol. 26. no. 7. 2002. p. 569–570.

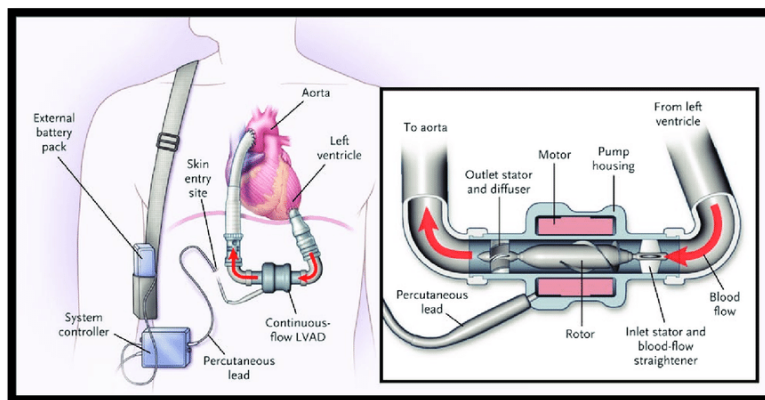
1. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

A partir de la implementación de los dispositivos de soporte mecánico circulatorio (SMC), los cuales sirven de puente al trasplante de corazón (BTT) de pacientes que padecen de Insuficiencia Cardíaca Crónica, se ha logrado mejorar la supervivencia para quienes les fracasa el tratamiento médico con inotrópicos o vasodilatadores intravenosos, el balón de contrapulsación aórtico y la asistencia respiratoria, convirtiéndose en una importante terapia para el manejo de los pacientes con insuficiencia cardíaca avanzada, postulándose en este caso el Heartmate® II LVAD (Asistencia Ventricular Izquierda), como el dispositivo con mayor aceptación clínica debido a que incorpora muchas características que mejora su durabilidad al tiempo que acrecienta los resultados de recuperación del paciente, el cual se implanta junto con el corazón nativo del paciente con el propósito de bombear el ventrículo izquierdo, sin embargo, al momento de implantar el dispositivo quirúrgicamente se deben tener en cuenta ciertas características que podrían mejorar el funcionamiento del dispositivo y disminuir presencia de complicaciones a futuro en el paciente, a través de la optimización del diseño quirúrgico.

Para su realización, se debe acudir al uso de herramientas computacionales altamente eficaces en su funcionamiento y que además sean usados en el análisis de dispositivos de asistencia ventricular. De esta forma, se pueda analizar el comportamiento de la sangre, cuando esta es bombeada desde el ventrículo izquierdo al resto del sistema circulatorio mediante el dispositivo de asistencia ventricular, Heartmate® II LVAD, ver Figura 1, para esto, el análisis se centrará principalmente en el estudio del comportamiento del flujo en el conjunto de salida de la bomba sanguínea, es decir, en la conexión de la cánula de salida y la aorta ascendente, utilizando el método de los volúmenes finitos, para finalmente contrastar los resultados con otros estudios realizados sobre el campo biomecánico, analizando la distribución de líneas de corriente en aorta ascendente y cánulas, campo vectorial de velocidades, y distribución de tensiones de corte en

cada configuración cuantificando la caída de presión en las cánulas. Para así determinar el diseño óptimo que nos permita evitar los riesgos de patrones irregulares del flujo de sangre, por ende, disminuir la posibilidad de fallecimiento en el paciente, y aumentar los efectos favorables en la función ventricular, logrando obtener el mayor beneficio para este.

Figura 1. Muestra del sistema de flujo de la bomba Heartmate ® II LVAD respectivamente.



Fuente: “Bomba axial VAD - INTENSIVO.” [En línea]. [Revisado: 21-Nov-2019]. Disponible en internet: <https://intensiveblog.com/pump-it/axial-pump-vad/>.

2. OBJETIVOS

2.1.OBJETIVO GENERAL

Desarrollar un estudio fluidodinámico de la cánula de salida *del soporte mecánico circulatorio (SMC), Heartmate® II LVAD*, mediante el método de volúmenes finitos como medio para comprender los cambios físicos en el flujo sanguíneo; y de esta manera, contribuir al desarrollo de tecnologías en el área de la bioingeniería que puedan mejorar la calidad de vida humana; cumpliendo con los objetivos misionales de la Universidad Industrial de Santander.

2.2.OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Definir las propiedades del fluido de sangre, las cuales son obtenidas de otras investigaciones previamente realizados y con asesoramiento de la Fundación Cardiovascular de Colombia (Bucaramanga S.), las condiciones de contorno sobre cada uno de las configuraciones y los modelos de turbulencia a adoptar, sujeta al número de Reynolds que se presente en el fenómeno real.
- Desarrollar una simulación computacional de fluidos que permita determinar el comportamiento del flujo sanguíneo en la zona de trayecto desde la salida del sistema de bombeo y la intersección cánula-aorta, mediante el Análisis por Volúmenes Finitos usando el programa de propósito general ANSYS
- Analizar los resultados obtenidos en las configuraciones de la cánula estableciendo como principales factores de evaluación los siguientes ítems:

- ✓ Campo vectorial de velocidades.
- ✓ Distribución de líneas de corriente en aorta ascendente y cánulas
- ✓ Distribución de tensiones de corte en cada configuración, cuantificando la caída de presión a través de ambas cánulas.

- Validar los resultados obtenidos del análisis fluidodinámico que garanticen la veracidad del estudio mediante la comparación de literatura existente sobre el campo biomecánico; cuyos estudios son los siguientes:
 - ✓ “Computational fluid dynamic study of hemodynamic effects on aortic root blood flow of systematically varied left ventricular assist device graft anastomosis design”
 - ✓ “Estudio fluidodinámico comparativo de cánulas de salida para una bomba de sangre de flujo continuo”

3. MARCO TEÓRICO

En la realización del proyecto se obtuvo la recopilación de información que ayudaron al desarrollo investigativo sobre su evolución en la historia, la geometría, propiedades y aspectos biológicos acerca de la arteria y cánula de dacrón. Así mismo, las bases teóricas de las herramientas prácticas del software Dicom, Mimics Medical 23.0 y ANSYS Fluent, las cuales permitieron el modelamiento y el análisis investigativo, estos conceptos se describen a continuación:

3.1.SISTEMAS DE ASISTENCIA VENTRICULAR

Los dispositivos de asistencia ventricular (VAD por sus siglas en inglés) han tenido un gran impacto en los procedimientos de recuperación, gasto volumétrico y adaptación al cuerpo humano, siendo así con altas posibilidades como terapia definitiva o hasta la sustitución si es el caso del trasplante, por lo que, se han desarrollado varios dispositivos médicos que suplan esta necesidad, los cuales como es la familia HeartMate, Syncardi Systems, dispositivos ABIOMED y entre otros dispositivos, sin embargo, se ha clasificado en cuatro grupos diferentes de terapia.³

3.2.EVOLUCIÓN HISTÓRICA DE LA ASISTENCIA MECÁNICA CIRCULATORIA

La primera descripción de una VAD se realiza en 1813 por el Dr. Le Gallois, enunciando la hipótesis de que si se pudiera sustituir el corazón por algún dispositivo que fuese capaz de bombear sangre arterial se podría mantener viva, de forma indefinida, cualquier parte del organismo. La primera experiencia con el corazón artificial la comunicaron los Dres. Akutsu y Kolff en 1958, ver Figura 2. El

³ ARAYA, Daniel. LI HUANG, Luis. MONTERO Juan. Estudio exploratorio para el desarrollo de un dispositivo de asistencia cardíaca. Instituto Tecnológico de Costa Rica. 2011-2012. p. 17

dispositivo de impulsión neumática fue fabricado con cloruro de polivinilo, implantándose en un perro, el cual sobrevivió 90 minutos. En este período de tiempo el grupo de Kolff, en Cleveland, desarrolló e implantó algunos otros modelos de este dispositivo cuya fuente de energía era la electricidad. Uno de ellos, empleaba 5 solenoides que desplazaban aceite, el cual comprimía secuencialmente 5 sacos de poliuretano que impulsaban la sangre. Con este dispositivo se consiguieron supervivencias de hasta 3 horas.⁴

Figura 2. Dr. Kolff y Dr. Akutsu-Corazon artificial Akutsu-Kolff®.



Fuente: RUIZ, Manuel. Estudio del flujo regional en diferentes órganos durante la asistencia mecánica circulatoria pulsátil y no pulsátil. Tesis doctoral Madrid: Universidad Complutense De Madrid, 2015. p. 37

En 1962 una nueva experiencia consigue una supervivencia de 24 horas. La primera experiencia clínica no llegó hasta 1969, en que el Dr. Denton Cooley implanta este dispositivo en un paciente de 47 años que no pudo ser desconectado de la circulación extracorpórea tras una reparación de un aneurisma de ventrículo izquierdo. Este tipo de corazón artificial había sido desarrollado por los Dres. Liotta y DeBakey y solamente se había evaluado durante 12 horas en un animal de experimentación. Construido en el laboratorio Baylor en el St. Luke Hospital donde

⁴ RUIZ, Manuel. Estudio del flujo regional en diferentes órganos durante la asistencia mecánica circulatoria pulsátil y no pulsátil. Tesis doctoral Madrid: Universidad Complutense De Madrid, 2015. p. 37

el Dr. Cooley lo implantó, ver Figura 3, asistiendo al paciente durante 64 horas hasta que pudo ser trasplantado.⁵

Figura 3. Dr. D. Cooley y Dr. D. Liotta implantación de primer corazón artificial.



Fuente: RUIZ, Manuel. Estudio del flujo regional en diferentes órganos durante la asistencia mecánica circulatoria pulsátil y no pulsátil. Tesis doctoral Madrid: Universidad Complutense De Madrid, 2015. p. 38

Tras estos estudios iniciales se ha observado una gran evolución y desarrollo de distintos dispositivos, con una nueva clasificación en diferentes “generaciones”, dependiendo de los distintos avances tecnológicos. Se incluyen de esta forma en los de “primera generación” aquellos dispositivos de flujo pulsátil por desplazamiento. La “segunda generación” incluye aquellos que impulsan la sangre mediante flujo continuo, aunque con necesidad de un eje sobre el que gira la turbina o disco que impulsa la sangre y así la necesidad de fricción entre diferentes materiales y por último aquellos con mecanismos rotatorios, pero sin fricción entre diferentes estructuras, incluyéndose en esta “tercera generación” aquellos impulsados magnéticamente y sin fricción entre materiales por estar el dispositivo impulsor levitando en el interior de la cámara hemática.⁶

⁵ Ibid., p. 37

⁶ Ibid., p. 40

Con motivo de valorar los resultados de los diferentes dispositivos implantados, la Sociedad Internacional de Trasplantes de Corazón y Pulmón creó un registro internacional en el año 2000 con una amplia base de datos, la (INTERMACS) Interagency Registry for Mechanically Assisted Circulatory Support. Si bien el envío de datos es voluntario, en la actualidad aporta gran cantidad de información y recomendaciones sobre el tratamiento con VAD. Otros dispositivos en desarrollo en la actualidad podrían mejorar incluso las técnicas de implante, haciéndolas más simples y menos traumáticas. Recientemente se han publicado los resultados experimentales de dispositivos implantados por vía transapical, ver Figura 4. Con este tipo de bombas se pretende un implante sin necesidad de circulación extracorpórea, menos agresivo y más rápido. Por el contrario, se desconocen los efectos de la producción del calor en la cavidad ventricular, al encontrarse el motor en su interior y por tanto la temperatura se disiparía en esta cámara.⁷

Figura 4. Dispositivo colocado en la cavidad ventricular izquierda.



Fuente: RUIZ, Manuel. Estudio del flujo regional en diferentes órganos durante la asistencia mecánica circulatoria pulsátil y no pulsátil. Tesis doctoral Madrid. Universidad Complutense De Madrid, 2015. p. 38

3.3.INTERACCIÓN CON BIOMATERIALES

Desde el comienzo de las investigaciones con el corazón artificial se han utilizado una amplia variedad de materiales para su construcción. La superficie de contacto

⁷ Ibid., p. 41

con la sangre es la que presenta mayor número de problemas, habiéndose utilizado materiales diversos. Estas superficies pueden dividirse en dos tipos: lisas y rugosas. Dentro de las superficies rugosas se han utilizado: tela, velour, tejidos y superficies recubiertas de fibrillas de Dacrón. Las superficies lisas se obtienen habitualmente fabricando el dispositivo sobre moldes pulidos, con técnicas de colada y secado al aire. En la actualidad la mayor parte de los laboratorios utilizan elastómeros de poliuretano con superficies internas lisas. Estos poliuretanos segmentados tienen la propiedad de absorber selectivamente albúmina sérica, lo que forma una capa proteica recubriendo el interior del dispositivo y que es refractaria a la absorción subsecuente de fibrinógeno y plaquetas. Estos poliuretanos segmentados del llamado grado biomédico se sintetizan por los fabricantes bajo estrictos controles y con estándares muy altos de calidad y pureza. En la actualidad existen cuatro tipos comerciales de estas sustancias⁸.

Entre las dificultades que pueden presentarse en los pacientes tratados con sistemas de asistencia ventricular, pueden generar enfermedades como el tromboembolismo y la hemólisis (hematíes), los cuales pueden estar relacionados con características mecánicas en el flujo de sangre tales como la baja velocidad, tensiones de corte y distribución de presiones.

3.4. HEMÓLISIS

La hemólisis es el fenómeno de la desintegración de los glóbulos rojos o los hematíes, el cual es producida por las elevadas fuerzas de cizalla en las bombas rotatorias a la sangre en el sistema arterial. Estas fuerzas de cizalla son responsables de la rotura de los hematíes y de la activación plaquetaria. por lo que, a un mayor grado de hemolisis, mayor serán las fuerzas de cizalla a la que la sangre habrá sido sometida dentro del dispositivo. La forma de optimizar este efecto es suavizar las zonas de transición de los dispositivos, disminuir las angulaciones y

⁸ Ibid., p. 45

valorar mediante el estudio de la velocidad de las partículas la formación de turbulencias o efectos vórtex creado en determinadas zonas. La hemoglobina libre en la plasma actualmente aceptada es menor de 10mg/dl.

3.5. SISTEMA INTRÍNSECO DE LA COAGULACIÓN-TROMBOEMBOLISMO

Este sistema es el responsable de la iniciación en la formación de coágulos en las superficies de los biomateriales, tales como VAD o circulación extracorpórea. Esta cascada se inicia cuando una superficie extraña con predominio de cargas negativas interacciona con las proteínas plasmáticas, incluyendo el factor XII, (Factor de Hageman) precalicreina, factor XI y quinínógeno. El contacto de la sangre con la superficie de los biomateriales desencadena la conversión de las formas inactivas de las proteínas de la coagulación en serin-proteasas que son las formas activas.⁹

Así en zonas de la VAD donde la dilución por lavado sea baja, estas proteínas alcanzan suficiente concentración para producir un coágulo. Estas zonas de menor lavado corresponden a las transiciones entre la bomba y las válvulas, en la entrada y salida del dispositivo donde se forman turbulencias (vórtex) estables con escaso lavado y con mayor frecuencia en estas localizaciones pueden observarse trombos. En este sentido los análisis de dinámica de fluidos con diferentes programas computarizados han mejorado el diseño de los dispositivos.¹⁰

3.6. SELECCIÓN DE MATERIALES

Para tener claro sobre la fabricación de los dispositivos de asistencia mecánica, se ha estudiado y se ha encontrado que los materiales más frecuentes son los metales, la cerámica y polímeros, ya que estos son considerados por su resistencia a la corrosión debido que estarán sometidos a un medio muy corrosivo como es la sangre.

⁹ Ibid., p. 49

¹⁰ Ibid., p. 49

La utilización de metales también produce corrosión por reacciones químicas de estos. Por ejemplo; el acero inoxidable es un material adecuado para la fabricación de dispositivos de corta duración, pero cuando su implante es prolongado es susceptible de la aparición de grietas y hendiduras en la estructura del dispositivo. El titanio y sus aleaciones son estables en este medio debido a que su superficie es pasiva, mediada por una reacción con el oxígeno, generando óxido de titanio el cual es un buen aislante térmico y eléctrico, evitando cualquier reacción electroquímica de la superficie del dispositivo con el medio.¹¹

3.7. DISPOSITIVOS DE ASISTENCIA VENTRICULAR

Los dispositivos de asistencia ventricular VAD tienen dos formas de desplazamiento de flujo sanguíneo, los más habituales son por desplazamiento (pulsátiles) y rotarios (de flujo continuo). A continuación, se estudiarán 3 dispositivos de VDA fundamentales como las bombas peristálticas, bombas rotativas y bombas de desplazamiento positivo.

3.7.1. Bombas Peristálticas. Una bomba peristáltica es un tipo de bomba de desplazamiento positivo, usada para bombear variedad de fluidos. El fluido es contenido dentro de un tubo flexible empujado dentro de la cubierta de la bomba. En el caso de las bombas peristálticas, la presión se produce gracias a una serie de rodillos o “proyecciones de dedos” que presionan, intermitentemente, la línea de infusión de forma que el fluido es empujado a través del tubo.¹²

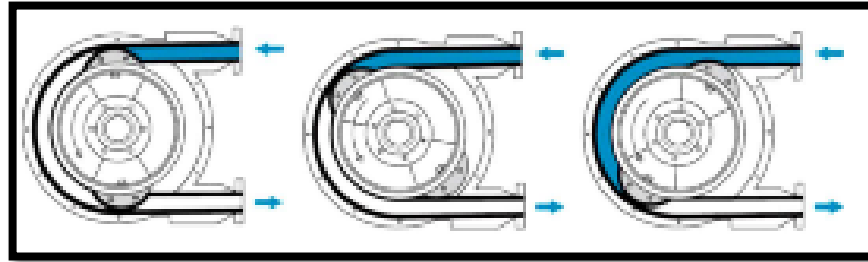
Los rendimientos de las bombas peristálticas son de tipo mediano a bajo, puede manejar caudales de hasta 80 m³/h y presiones de hasta 16 bares, precisándose potencias relativamente elevadas entre 5 a 20 CV. Debido a su higiene y precisión

¹¹ Ibid., p. 51

¹² GALLARDO, Juan. Diseño y construcción de una bomba para simulación de flujo cardíaco. Proyecto fin de carrera Madrid. Universidad Carlos III De Madrid Escuela Politécnica Superior, 2009. p. 12-13

es muy utilizada en medicina y en el sector alimenticio, aunque requiere mantenimiento frecuente.¹³

Figura 5. Descripción grafica del funcionamiento de una bomba peristáltica lineal. a) Inicio de ciclo. b) media parte del ciclo. c) continuación del ciclo.



Fuente: RUIZ, Manuel. Estudio del flujo regional en diferentes órganos durante la asistencia mecánica circulatoria pulsátil y no pulsátil. Tesis doctoral Madrid: Universidad Complutense De Madrid, 2015. p. 38

3.7.2. Bombas Rotativas. Principalmente su funcionamiento consta en el giro de un rotor que se encarga de impulsar la sangre, por tanto, esto hace que se produzca un flujo continuo, sin embargo, este puede asemejarse a un cierto grado de pulsatilidad con respecto con la actividad cardiaca, este sistema ya que para evitar su complejidad no utiliza válvulas las cuales pueden causar reflujo de sangre si el aparato se detiene. En la actualidad se conocen dos sistemas de bombas rotativas centrífugas y axiales.¹⁴

3.7.3. Sistema Centrifugo. Sistema centrífugo: Este sistema pertenece al grupo de las bombas rotativas que generan flujo continuo y, por lo tanto, circulación de la sangre a flujo constante en sustitución del flujo pulsátil o fisiológico generado por el corazón.¹⁵

¹³ Ibid., p.14

¹⁴ RUIZ. Op. cit., p. 61

¹⁵ MORALES, Carlos. Bombas centrífugas como asistencia ventricular: estado actual., Cir. Cardiov. vol. 16, no. 2, 2013. p 1

Se tratará una bomba centrífuga externa, es decir, se comporta como un soporte extracorpóreo, el cual presenta un mecanismo impulsor de flujo continuo al lado del paciente, esta bomba trata de movilizar la sangre generando un movimiento de rotación, bien mediante el uso de un conjunto (rotor) de palas o aspas con distintas angulaciones según el diseño, o bien empleando conos concéntricos, todo ello contenido en una carcasa de policarbonato de forma piramidal.

La bomba no posee uniones ni rodamientos, lo que resulta en mínima fricción y generación de calor minimizando el trauma de la sangre que circula por la bomba. Los ejemplos más típicos de bombas centrífugas son: Bio-Medicus® (9.9 L/min a 4500 rpm), ver Figura 6, Levitronix® Centrimag® (puede ofrecer un flujo de 9.9 L/min, entre 1500 y 5500 rpm), ver Figura 7, o más recientemente el tipo HeartWare® (hasta 10 L/min. Entre 1800 a 4000 rpm), ver Figura 8, esta última utilizada como asistencia de largo plazo y de colocación intratorácica.¹⁶

3.7.4. Sistema Flujo Axial. En este dispositivo, el cuerpo de la bomba está compuesto por un tubo en cuyo interior se encuentra el rotor provisto de una turbina, cuyo giro produce la impulsión de la sangre en el sentido de su eje de rotación y de ahí el término axial. El Berlin Heart Incor®, HeartMate II®, ver Figura 9, o Impella® son ejemplos típicos de bombas axiales.¹⁷

La posición correcta del rotor se consigue habitualmente por medio de cojinetes (rodamientos), pero, como la velocidad de giro es muy alta (velocidad de giro de 6.000 a 15.000 rpm con una media de 5.9 ± 0.9 l/min 9467 ± 499 rpm), estas zonas se calientan y son fuentes de hemólisis.

¹⁶ RUIZ. Op. cit., p. 61

¹⁷ Ibid., p. 62

Figura 6. Bomba centrífuga Bio-Medicus®. A-entrada. B-Salida. C-conos concéntricos para el desplazamiento de sangre.

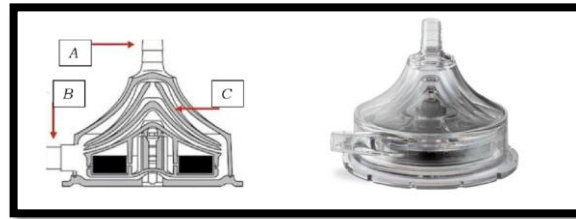


Figura 7. Bomba centrífuga Levitronix® Centrimag®. En la Fig. de la izquierda aparece el dispositivo en sección de corte del impulsor magnético.

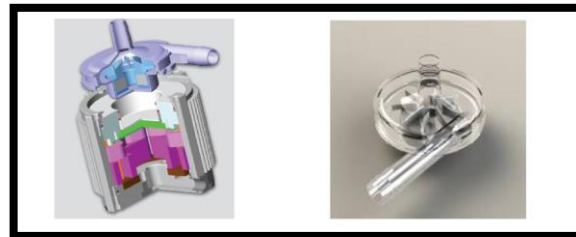


Figura 8. Bomba centrífuga HeartWare®.

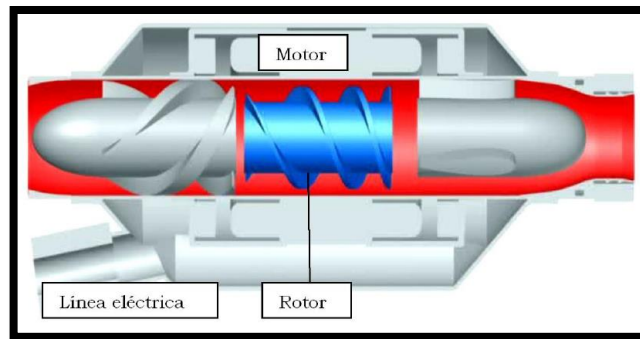


Fuente: RUIZ, Manuel. Estudio del flujo regional en diferentes órganos durante la asistencia mecánica circulatoria pulsátil y no pulsátil. Tesis doctoral Madrid: Universidad Complutense De Madrid, 2015. p. 61-62

Para solucionar este problema recientemente se ha introducido el concepto de levitación magnética en algunos sistemas, básicamente se trata de conseguir que el rotor se mantenga en su posición por medio de campos magnéticos, eliminándose así la necesidad de cojinetes y por tanto, disminuyendo la hemólisis producida por

la producción de calor y la fatiga de materiales que aparece con la presencia de ejes.¹⁸

Figura 9. Bomba de flujo axial Berlin Heart Incor®.



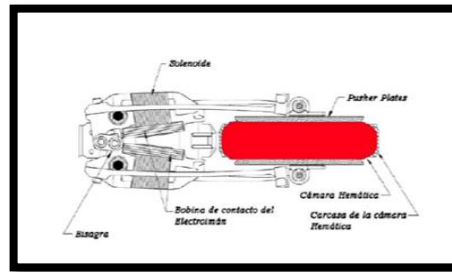
Fuente: RUIZ, Manuel. Estudio del flujo regional en diferentes órganos durante la asistencia mecánica circulatoria pulsátil y no pulsátil. Tesis doctoral Madrid: Universidad Complutense De Madrid, 2015. p. 63

3.7.5. Sistema Pulsátil. Las asistencias pulsátiles, ver Figura 10, son dispositivos complejos que propulsan la sangre con presión positiva a las arterias aorta o pulmonar, aportando flujo pulsátil (al comprimirse de manera rítmica la cámara que contiene la sangre) suficiente para sustituir la función del corazón en situaciones de fracaso cardíaco que no responde a otros tratamientos. Este tipo de dispositivos suelen integrar válvulas, que abren y cierran por cambios de presión, contribuyendo al flujo pulsátil. Lleva válvulas biológicas y se implanta a nivel abdominal, posee una cámara donde la sangre es impulsada por un diafragma o la compresión de unos discos. Se puede conectar a baterías para dar independencia a los pacientes, por lo que permite terapia domiciliaria.¹⁹

¹⁸ Ibid., p. 63

¹⁹ SARRALDE, José. NEGUERUELA, Carolina. Asistencias circulatorias pulsátiles. Cir. Cardiov. vol. 16, no. 2, 2009. p 1

Figura 10. Bomba sacular pulsátil Novacor®.



Fuente: RUIZ, Manuel. Estudio del flujo regional en diferentes órganos durante la asistencia mecánica circulatoria pulsátil y no pulsátil. Tesis doctoral Madrid: Universidad Complutense De Madrid, 2015. p. 65

3.8. LA AORTA ASCENDENTE

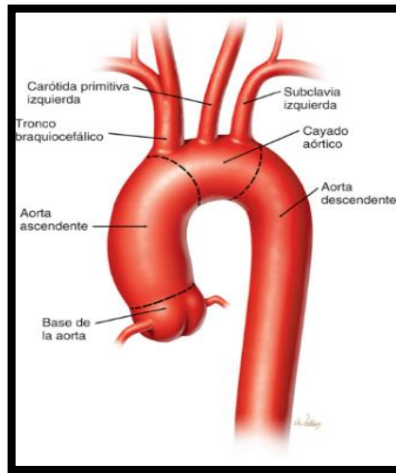
3.8.1. Anatomía. Es la principal arteria del cuerpo humano. Sale directamente de la base del ventrículo izquierdo del corazón y, formando un arco llamado el cayado aórtico, que desciende hacia el abdomen donde, a la altura de la IV vértebra lumbar, se bifurca en tres arterias, las ilíacas primitivas, que irrigan la pelvis y el miembro inferior, y la arteria sacra media, que se dirige a parte del recto. La aorta da origen a todas las arterias del sistema circulatorio, excepto a las arterias pulmonares, que salen del ventrículo derecho, ver Figura 11²⁰.

Por lo tanto, mediante estudios se han encontrado las dimensiones de la aorta ascendente, como son; La longitud media es de 50 mm, el diámetro medio de 25 mm y el espesor de la pared arterial es aproximadamente de 1,5 mm. No obstante, tanto la longitud como el diámetro varían en función de la edad, el género y los condicionantes fisiológicos. Las dimensiones de la aorta ascendente tienden a aumentar con la edad, ya que, el gasto volumétrico aumenta y con ello la velocidad de frecuencia del pulso cardíaco. Del mismo modo, el diámetro aumenta un 24% entre los 25 y los 70 años.²¹

²⁰ GALLARDO., Op. cit., p. 6

²¹ CALVO, Daniel. Caracterización mecánica de injertos de aorta ascendente de dacron®. Trabajo fin de Master Madrid. Universidad Politécnica De Madrid. 2013. p 4

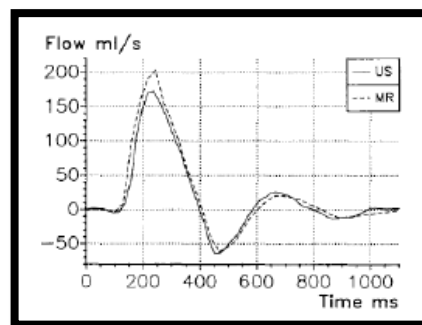
Figura 11. Descripción gráfica de las partes da la Aorta.



Fuente: “Anatomía aórtica” [En línea]. [Revisado: 21-Nov-2019]. Disponible en internet: <https://accessmedicina.mhmedical.com/content.aspx?bookid=1513§ionid=98627267>.

En la Figura 12, se muestra la forma gráfica, el caudal sanguíneo en la aorta, en el cual podemos ver que hay un máximo de valor aproximado de 203 ml/s, que corresponde a la sístole ventricular, y un reflujo denominado insuficiencia aórtica de valor aproximado de -67 ml/s, que corresponde a la diástole del corazón ventricular.²²

Figura 12. Toma de datos de la velocidad de la sangre en la aorta.

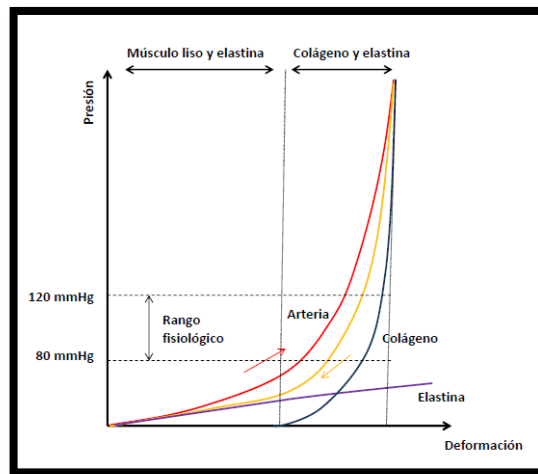


Fuente: GALLARDO, Juan. Diseño y construcción de una bomba para simulación de flujo cardiaco. Proyecto fin de carrera Madrid. Universidad Carlos Iii De Madrid Escuela Politécnica Superior, 2009. p. 7

²² GALLARDO., Op. cit., p. 7

3.8.2. Comportamiento Mecánico. El comportamiento mecánico global de la aorta ascendente depende directamente del comportamiento de cada uno de sus componentes: el colágeno, la elastina y, en menor medida, las células del músculo liso. En el rango de funcionamiento fisiológico, la elastina presenta un comportamiento elástico y lineal, con un módulo elástico aproximadamente de 1 MPa. Por su parte, el colágeno presenta también un comportamiento cuasi lineal en el rango fisiológico, con un módulo elástico aproximado de 100 MPa. Debido a la orientación de las fibras de colágeno en la pared arterial, el comportamiento mecánico es anisótropo. La deformación inicial de la pared arterial se debe a la elasticidad de la elastina. A medida que la pared se deforma, las fibras de colágeno entran en carga, disminuyendo la compliancia. En la Figura 13 se aprecia el comportamiento de cada componente y el comportamiento global de la arteria.²³

Figura 13. Comportamiento no lineal de las arterias.



Fuente: CALVO, Daniel. Caracterización mecánica de injertos de aorta ascendente de dacron®. Trabajo fin de Master Madrid. Universidad Politécnica De Madrid. 2013. p. 8

Desde el punto de vista termodinámico, las propiedades físicas que forman la pared arterial se asemejan al comportamiento que presentan los polímeros, ya que, cuando este se calienta se expande y cuando se enfría se contrae, esto se debe por

²³ CALVO., Op. cit., p. 7

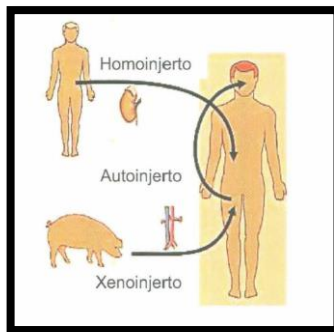
la transferencia de calor con el medio flujo sanguíneo se comporta en carga y descarga es diferente, por lo que este efecto se entiende como histéresis.²⁴

3.9. INJERTOS

Los injertos vasculares son utilizados para sustituir un vaso cardíaco cuando su comportamiento es insuficiente. Los tipos de injertos vasculares se pueden dividir en dos categorías principales: injertos biológicos e injertos sintéticos. Los injertos biológicos pueden ser a su vez autólogos, homólogos o heterólogos. La mayoría de los injertos son sintéticos.²⁵

3.9.1. Injertos Vasculares Naturales. Existen alternativas naturales para substituir arterias, ver Figura 14, como, por ejemplo, injertos autólogos o autoinjertos, es decir, que pertenecen al mismo paciente. Este tipo de injerto vascular plantea muy pocas dificultades en cuanto al comportamiento inmunológico y a las posibles cuestiones éticas. Sin embargo, tiene importantes limitaciones en cuanto a disponibilidad, la morbilidad de la zona donde se obtiene el tejido, problemas de infecciones y en ocasiones de resorción.²⁶

Figura 14. Origen de injertos vasculares naturales.



Fuente: CASTILLO, Omar. Elaboración de injertos vasculares sintéticos de bajo calibre y su caracterización fisicoquímica, mecánica y biológica. Maestría en Ciencias. Centro de Investigación Científica de Yucatán. A.C. 2013. p 16

²⁴ Ibid., p. 8

²⁵ Ibid., p. 9

²⁶ CASTILLO, Omar. Elaboración de injertos vasculares sintéticos de bajo calibre y su caracterización fisicoquímica, mecánica y biológica. Maestría en Ciencias. Centro de Investigación Científica de Yucatán. A.C. 2013. p. 15

3.9.2. Injertos Sintéticos. El injerto de Dacron® se utiliza común mente en grandes arterias, mientras que el Teflon® es común mente usado en vasos de tamaño medio. También se han realizado estudios para desarrollar injertos con propiedades mecánicas similares a las del tejido nativo, por medio de ingeniería de tejidos y la utilización de nuevos materiales.²⁷

3.9.3. Dacron®. El Dacron®, que originalmente fue una marca de la casa comercial *DuPont*, se ha utilizado comúnmente en el lenguaje médico, en vez de polietileno teraftalato, material del que están hechas sus fibras. Los filamentos de Dacron® se agrupan en tiras (de 20 a 54 filamentos cada una). Las tiras se pueden distribuir tipo *woven*, con un entrelazado en ángulos rectos y baja porosidad, o tipo *knitted*, con un entrelazado pobre y mayor porosidad. En la Figura 15 se puede observar los dos tipos de tejidos de Dacron®. El tejido de Dacron® tipo *knitted* presenta mayor compliancia y facilidad de manejo que el tipo *woven*. Además, presenta mayor porosidad, del orden de 1500 *ml/cm2/min*, lo que promueve el anclaje al tejido adyacente. No obstante, muestran mayor pérdida de resistencia que los tejidos *woven*, ya que retienen peor la fuerza que se produce en la sutura. Actualmente todas las prótesis están recubiertas o impregnadas por un sellante (colágeno, albúmina, o gelatina).²⁸

3.10. TAC.

Un TAC o Tomografía Axial Computarizada es un examen diagnóstico que permite evaluar diferentes partes del cuerpo donde se utilizan cortes axiales y coronales. Se realiza para descartar o confirmar alguna patología y se realiza a cualquier persona que lo requiera, dependiendo de la solicitud del médico tratante.²⁹

²⁷ CALVO., Op. cit., p. 10

²⁸ Ibid., p. 10

²⁹ "T.A.C. - Colsanitas." [En línea] [Revisado: 06-Jun-2019]. Disponible en Internet: <https://portal.colsanitas.com/portal/web/clinisanitas/t.a.c.>

Figura 15. Diferentes tejidos de Dacron®, (a) tipo knitted y (b) tipo woven, con microscopio electrónico.

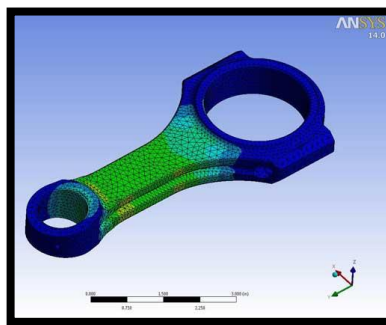


Fuente: CALVO, Daniel. Caracterización mecánica de injertos de aorta ascendente de dacron®. Trabajo fin de Master Madrid. Universidad Politécnica De Madrid. 2013. p. 10

3.11. ANSYS

ANSYS es un ecosistema de programas CAE para diseño, análisis y simulación de partes por elementos finitos FEA, incluye las fases de preparación de meshing o mallado, ejecución y post proceso, el programa ejecuta análisis de piezas sometidas a fenómenos físicos usadas en ingeniería y diseño mecánico, puede resolver problemas físicos sometidos a esfuerzos térmicos, fluidos, vibración y aplicaciones específicas, brevemente se describen sus módulos principales por disciplina, ver Figura 16.³⁰

Figura 16. Simulación de mallado y deformaciones de una biela.

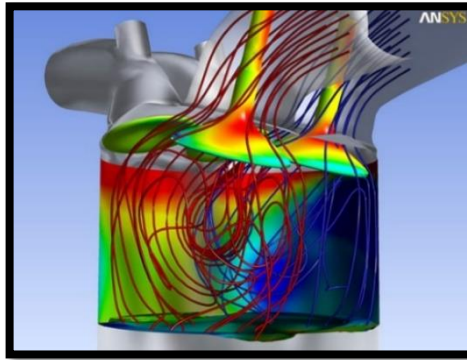


Fuente: “ANSYS plataforma de solución CAE.” [En línea] [Revisado: 06-Jun-2019]. Disponible en Internet: <http://www.3dcadportal.com/ansys.html>.

³⁰ “ANSYS plataforma de solución CAE.” [En línea] [Revisado: 06-Jun-2019]. Disponible en Internet: <http://www.3dcadportal.com/ansys.html>.

3.11.1. Análisis De Fluidos Dinámicos. Con las aplicaciones ANSYS CFX, Fluent, Icepak, Polyflow Ansys CFX Es un programa de análisis y simulación CFD (Computational Fluids Dynamics) de propósito general, usadas para problemas de fluidos, tiene herramientas de modelado, mallado y simulación en una interfaz moderna que da cabida a una amplia gama de resolución de problemas. ANSYS CFX se integra con la plataforma ANSYS WORKBENCH de forma bidireccional para compartir información de modelado y mallas. Por ejemplo, un escenario de flujo puede ser usado como fronteras en un problema de diseño estructural, ver Figura 17.³¹

Figura 17. Ejemplo de la aplicación ANSYS CFX.



Fuente: “ANSYS plataforma de solución CAE.” [En línea] [Revisado: 06-Jun-2019]. Disponible en Internet: <http://www.3dcadportal.com/ansys.html>.

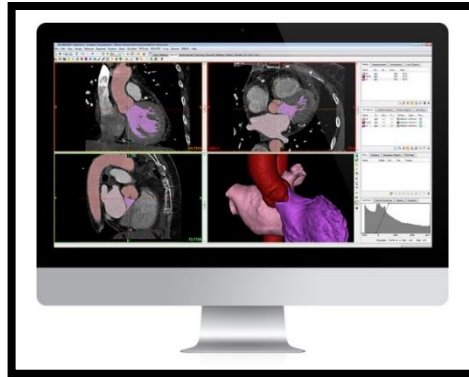
3.12. MIMICS

El Sistema de Control Interactivo de Imágenes Médicas (por sus siglas en inglés MIMICS) de Materialise es un software para visualizar y segmentar las imágenes médicas (tales como TAC y RMN) y crear objetos en 3D. El software tiene dos ediciones: Investigación y Médica. La edición Médica es la única que puede ser utilizada como dispositivo médico dentro de los límites descritos en las condiciones

³¹ Ibid., p. 1

de uso de tales ediciones. La edición Investigación está destinada solamente a la investigación, ver Figura 18.³²

Figura 18. Procesamientos 3D de imágenes médicas en el software Mimics.



Fuente: “Medical Image Segmentation.” [En línea] [Revisado: 06-Jun-2019]. Disponible en Internet: <https://www.materialise.com/es/medical/mimics-innovation-suite/medical-image-segmentation>.

3.13. FORMATO DICOM

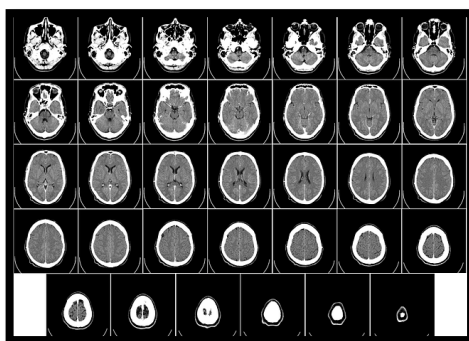
DICOM es un protocolo estándar de comunicación entre sistemas de información y a la vez un formato de almacenamiento de imágenes médicas que aparece como solución a los problemas de interoperabilidad entre tipos de dispositivos. Una imagen médica por sí misma no aporta suficiente información. Para que sea correctamente interpretada es necesario que vaya acompañada de datos del paciente y de la adquisición. Por eso formatos tradicionales como el .jpeg o el .png se quedan cortos.³³

³² E. Sistema, C. Interactivo, M. Medical, R. Magn, and D. Para. Mimics Medical-Instrucciones de uso del Softwar. 2016. p. 3

³³ “¿Qué es el formato DICOM? Las claves del estándar en imágenes médicas.” [En línea] [Revisado: 06-Jun-2019]. Disponible en Internet: <https://clinic-cloud.com/blog/formato-dicom-que-es-estandar-imagenes-medicas/>.

El formato DICOM cuenta con objetos IOD (*Information Object Definition*), formados por la imagen y su información asociada (Son una representación lógica de objetos del mundo real) y DIMSE (*DICOM Message Service Element*), operaciones que pueden realizarse sobre un objeto. IOD y DICOM forman SOP, la unidad funcional de DICOM. Un IOD se compone de IEs (Entidades de información) (Hay IE de paciente, de estudio, de serie, de equipo, de imagen...) que a su vez se componen de uno o varios módulos que a su vez se contienen varios atributos. Un atributo se define con nombre, etiqueta, tipo y descripción;³⁴ ver Figura 19.

Figura 19. Interfaz gráfica del software DICOM.



Fuente: “¿Qué es el formato DICOM? Las claves del estándar en imágenes médicas.” [En línea] [Revisado: 06-Jun-2019]. Disponible en Internet: <https://clinic-cloud.com/blog/formato-dicom-que-es-estandar-imagenes-medicas/>.

³⁴ Ibid., p. 1

4. CARACTERÍSTICAS PARA EL MODELO DEL ESTUDIO

En este capítulo se describirán las características con mayor interés para dicho estudio fluidodinámico el cual se compone como composición y características generalidades de la sangre, los modelos matemáticos Poiseuille y Bernoulli, la fuerza de deformación, la fuerza de presión, el número de Reynolds, el número de Mach, las ecuaciones de Navier-Stokes, el método de Volúmenes Infinitos y la discretización de las ecuaciones de momento y continuidad.

4.1.COMPOSICIÓN Y CARACTERÍSTICAS GENERALES DE LA SANGRE

La sangre es un fluido heterogéneo el cual está constituido por células sanguíneas, estas se transforman de forma y movimiento dentro del plasma durante los cambios de velocidad en el conducto, por lo que, estos cambios de velocidad tienden a alterar la viscosidad en el fluido y así con este llevándolo a un comportamiento de un fluido no newtoniano. Sin embargo, para la realización del estudio y la resolución de los patrones de flujo en el dominio se consideró la sangre como un fluido incompresible homogéneo y newtoniano, lo que ha demostrado ser una buena aproximación del estudio del flujo en grandes conductos, en este caso, el diámetro de la aorta ascendente es considerado uno de los más grandes del todo el sistema cardiovascular encargado del transporte de este fluido.³⁵

Por lo tanto, considerar la sangre como un líquido newtoniano es una buena aproximación, ya que la variación de su viscosidad para una velocidad de corte de $10^{-2} s^{-1}$ se manifiesta dentro del error experimental, cuando el hematocrito es de 44% y no existe campo del esfuerzo. Además, se realizó la consideración del fluido como flujo laminar en el dominio, por lo que no se incorporará ningún modelo de

³⁵ BRACAMONTE, William. BRACAMONTE, Johane. BARRITO, Miguel. D'ALESSANDRO, Antonio. Dinámica de fluidos computacional aplicada al estudio del flujo sanguíneo en el cayado aórtico humano y sus principales ramas. Ingeniería Investigación y Tecnología. vol. 17, no. 1, 2016. p. 48

turbulencia al sistema de ecuaciones. Esta última apreciación concuerda con las mediciones empíricas hechas in-vivo sobre caninos, quinos y humanos, donde se presentaron y reportaron regímenes de flujo laminar en grandes vasos. A su vez, analizando el estudio, desde el punto de vista de la mecánica de fluidos se logra justificar el uso de este modelo de flujo laminar, ya que el rango de número de Reynolds reportado en el tramo arterial a estudiar se encuentra entre 400-2000, por debajo del límite universalmente aceptado para la transición a la turbulencia.³⁶

En la mayoría de los estudios fluidodinámicos, se supone la viscosidad de la sangre constante ($3,2 \times 10^{-3}$ Pa.s). La viscosidad de un fluido se cuantifica por la viscosidad dinámica y cinemática. La viscosidad dinámica μ tiene unidades de Newton segundos por metro cuadrado [Nsm²]. La viscosidad cinemática ν es la relación de la viscosidad dinámica a la densidad del fluido $\nu = \mu/\rho$ que tiene unidades de metros cuadrados por segundo [m²s⁻¹].³⁷

La densidad de la sangre es aproximadamente 1050 kg/m³ a 37°C y relaciona el volumen de los glóbulos rojos en la sangre. Comparativamente la densidad del agua es de 998 kg/m³ a 20°C y la densidad del aire es 1,22 kg/m³ a presión atmosférica y temperatura estándar.³⁸

En general la densidad de un fluido cambia con la temperatura y la presión, pero esto es típicamente pequeño para líquidos, por lo tanto, a menudo se supone constante a pesar de cualquier variación en la temperatura y la presión. Para ejemplificar esto, considerando compresibilidad de un fluido, el cual es el cambio fraccional en el volumen (m³) por unidad de incremento de la presión o la temperatura. Un cambio de volumen va a alterar su densidad; sin embargo, para un líquido estándar implica un cambio de 0,001 m³ por 1 kPa de cambio de presión y

³⁶ Ibid., p. 48

³⁷ ROBAYO, Diego. ORTIZ, Camilo. Modelado y simulación de un sistema de vasos sanguíneos. Trabajo de Grado Bogotá D.C. Universidad Distrital Francisco José De Caldas, 2016. p. 3

³⁸ Ibid., p. 18

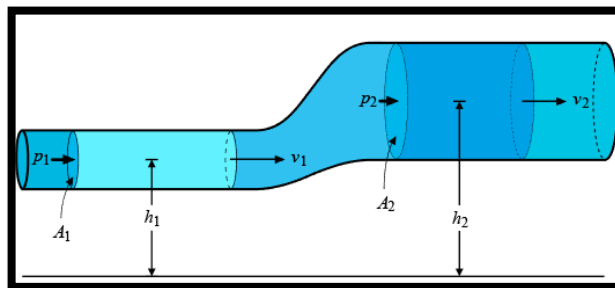
0,00001 m³ por 1 °C de variación de la temperatura. Tales cambios pequeños de volumen tienen un efecto pequeño en la densidad de todo el conjunto.³⁹

4.2. MODELO DE BERNOULLI

El fluido hidráulico en un sistema contiene energía en dos formas, energía cinética y energía potencial. Bernoulli demostró que, en un sistema con flujos constantes, la energía es transformada cada vez que se modifica el área transversal del tubo. El principio de Bernoulli dice que la suma de energías potencial y cinética, en los diferentes puntos del sistema, es constante, si el flujo es constante. Cuando el diámetro de un tubo se modifica, la velocidad también se modifica. Mientras que la ecuación de Bernoulli se basa en ideas de validez universal como la conservación de la energía, la energía cinética y la energía potencial, su aplicación se limita a los casos de flujo constante ideal. Para el flujo a través de un tubo, tal flujo puede ser visualizado como flujo laminar, ver Figura 20, la energía cinética de ese flujo en cualquier punto del fluido puede ser modelada y calculada a partir de:⁴⁰

$$P_1 + \frac{1}{2}\rho v_1^2 + pgh_1 = P_2 + \frac{1}{2}\rho v_2^2 + pgh_2 \quad (3.1)$$

Figura 20. Esquema del modelo de Bernoulli.



Fuente: “Principio de Bernoulli.” [En línea] [Revisado: 06-Jun-2019]. Disponible en Internet: <https://www.fisimat.com.mx/teorema-de-bernoulli/>.

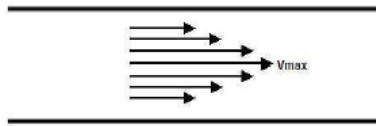
³⁹ Ibid., p. 18

⁴⁰ Ibid., p. 20

4.3.MODELO POISEUILLE

Cuando un fluido se mueve en un tubo capilar bajo flujo laminar o viscoso, la distribución de la velocidad del fluido es parabólica, con una velocidad máxima en el eje del tubo y una velocidad mínima en la pared.⁴¹ Ver figura 21.

Figura 21. Perfil de velocidad en estado laminar.



Fuente: ROBAYO, Diego. ORTIZ, Camilo. Modelado y simulación de un sistema de vasos sanguíneos. Trabajo de Grado Bogotá D.C. Universidad Distrital Francisco José De Caldas, 2016. p. 18

$$F = \mu A \frac{dv}{dx} \quad (3.2)$$

Por lo tanto, la fuerza viscosa sobre un tubo de radio r es:

$$F_v = \mu(2\pi r L) \frac{dv}{dx} \quad (3.3)$$

La fuerza de desplazamiento que actúa sobre el área del tubo es:

$$F_d = \pi r^2 (P_1 - P_2) \quad (3.4)$$

Si el fluido no se acelera, la resultante de la fuerza de desplazamiento será igual a

⁴¹ Ibid., p. 18

cero:

$$\mu(2\pi rL) \frac{dv}{dx} + \pi r^2(P_1 - P_2) = 0 \quad (3.5)$$

Si despejando dv , e integrando la ecuación resulta:

$$dv = -\frac{(P_1 - P_2)rdr}{2\mu L} \quad (3.6)$$

$$v = -\frac{(P_1 - P_2)r^2}{4\mu L} + C_1 \quad (3.7)$$

La constante de integración C_1 , puede ser reemplazada por $v = 0$ a $r = r_0$. Con lo que se obtiene la siguiente ecuación para la velocidad:

$$v = -\frac{(r_0^2 - r^2)(P_1 - P_2)r^2}{4\mu L} \quad (3.8)$$

Esta ecuación da la velocidad de cualquier superficie cilíndrica, indicando que la velocidad tiende a cambiar parabólicamente desde el eje cilíndrico, a cero en las paredes.

4.4. FUERZA DE DEFORMACIÓN

A diferencia de los sólidos, un fluido no puede resistir una fuerza aplicada y en su lugar reacciona mediante la deformación continua bajo la acción de la fuerza, mientras que su viscosidad trata de resistir la deformación. Cuando la sangre se mueve a través de la arteria, una deformación resultante se produce debido a las partículas de fluido que se mueven una sobre otra a diferentes velocidades,

provocando un efecto de fricción similar. Si su velocidad es la misma y todas las partículas del fluido se mueven juntas, entonces no hay tensión de deformación. Las observaciones experimentales realizadas por Sir Isaac Newton mostraron que, fluidos bajo flujos laminares, la fuerza de corte es proporcional a la velocidad u , y al área A e inversamente proporcional a la distancia de la pared y .⁴²

$$F = \mu A \frac{u}{y} \quad (3.9)$$

Donde el factor de proporcionalidad μ es la viscosidad dinámica. Por lo tanto, los líquidos que se comportan de acuerdo con la ecuación 3.9 se conocen como fluidos newtonianos. Antes se observó que, para el flujo de sangre en las arterias grandes, que, para el estudio realizado, como antes ya se ha mencionado, la aorta ascendente corresponde a una de las arterias más grandes del sistema circulatorio, su comportamiento es de hecho newtoniano. La relación $\frac{\mu}{y}$ es el cambio de velocidad promedio sobre la distancia y en términos diferenciales esto está escrito como una derivada, $\frac{d\mu}{dy}$ que representa la velocidad del fluido en la dirección perpendicular al elemento de fluido. Además, el estrés se define como una fuerza por unidad de área, por lo tanto, el esfuerzo cortante, denotado, τ se define como:⁴³

$$\tau = \frac{F}{A} = \mu \frac{d\mu}{dy} \quad (3.10)$$

4.5. FUERZA DE PRESIÓN

La presión en el fluido es un tipo de estrés similar al esfuerzo cortante, pero la fuerza actúa hacia el interior y perpendicular a la superficie de un cuerpo de fluido.

⁴² Ibid., p. 24

⁴³ Ibid., p 24-25

Se define como una fuerza por unidad de superficie con unidad estándar de Pascal, que es un Newton por metro cuadrado. Los valores de presión en la fluidodinámica se presentan normalmente como presión manométrica que es un valor relativo a la presión atmosférica local. Esto significa que la presión manométrica es cero cuando su presión es igual a la atmosférica. La presión se define como una fuerza por unidad de área y si se tiene en cuenta la fuerza de presión en la dirección x entonces:⁴⁴

$$P_x = \frac{F_x}{A_x} = \frac{F_x}{dydz} \quad (3.11)$$

La cual da:

$$F_x = P_x(dy, dz) \quad (3.12)$$

El cambio de P_x a $P_{x+\Delta x}$ es basado en la tasa de cambio de P en la dirección x multiplicada por la distancia, donde la tasa de cambio toma lugar. Esto está dado por:

$$P_{x+\Delta x} = P_x + \frac{dp}{dx} dx \quad (3.13)$$

Entonces:

$$F_x = P_x(dy, dz) \quad (3.14)$$

⁴⁴ Ibid., p25

$$F_{x+\Delta x} = \left(P_x + \frac{dp}{dx} dx \right) (dy, dz) \quad (3.15)$$

La presión neta en la dirección x es:

$$F_{x+\Delta x} - F_x = \left(P_x + \frac{dp}{dx} dx \right) (dy, dz) - P_x (dy, dz) \quad (3.16)$$

Esto significa que la fuerza de presión neta por unidad de volumen es igual al gradiente de presión, lo cual sugiere que el gradiente de presión crea una fuerza neta para producir el flujo de fluido y el líquido fluye desde un valor de presión superior a un valor de presión inferior.⁴⁵

4.6. NÚMERO DE REYNOLDS

Los diferentes regímenes de flujo y la asignación de valores numéricos de cada uno fueron reportados por primera vez por Osborne Reynolds en 1883. Reynolds observó que el tipo de flujo adquirido por un líquido que fluye dentro de una tubería depende de la velocidad del líquido, el diámetro de la tubería y de algunas propiedades físicas. Así, el número de Reynolds es un número adimensional que relaciona las propiedades físicas del fluido, su velocidad y la geometría del ducto por el que fluye y está dado por:⁴⁶

$$Re = \frac{\rho u D_h}{\mu} \quad (3.17)$$

Donde D_h es el diámetro interno de la tubería y cuando se trata de una geometría no circular, se utiliza (D_e) definido como:

⁴⁵ Ibid., p. 25-26

⁴⁶ Ibid., p. 28

$$D_e = \frac{\text{Área transversal del flujo}}{\text{Perímetro Mojado}} \quad (3.18)$$

Por lo que el número de Reynolds nos indica la naturalidad del flujo, y se pueden representar mediante intervalos, cuando el flujo se encuentra por debajo de 2000 el flujo se comporta laminar, en el intervalo entre 2000 y 4000 el flujo se comporta transición y para valores mayores de 4000 se considera como flujo turbulento.

4.7. NÚMERO MACH

El número Mach es una relación entre la velocidad del flujo local (u) y la velocidad del sonido dentro del fluido (c).⁴⁷

$$M = \frac{u}{c} \quad (3.18)$$

Hay diferentes regímenes de flujos teniendo en cuenta el número Mach.

- Subsónico $M < 0,7$
- Transónico $0,7 < M < 1,2$
- Supersónico $1,2 < M < 5$
- Hipersónico $M > 5$

Para flujos con número de Mach menores a 0.3 se considera un flujo incompresible, esto es importante conocerlo debido a la incompresibilidad de la sangre y en la elección de la física adecuada para este estudio.

4.8. ECUACIONES DE NAVIER STOKES

El movimiento de los fluidos incompresibles y Newtonianos está descrito por las ecuaciones de Navier Stokes. Un análisis detallado del movimiento de un fluido con dichas características se logra a partir de la solución de este sistema de ecuaciones,

⁴⁷ Ibid. p. 31

constituido por expresiones que describen la conservación de la masa y del momento lineal. Masa y momento se expresan en su forma intensiva, es decir, unidad y velocidad, respectivamente, para formar ecuaciones que establecen relaciones entre los mecanismos de transporte, la acumulación y las fuentes. Considerando un análisis de flujo bidimensional en estado estacionario, en ausencia de fuerzas de cuerpo, y de acuerdo con las características planteadas para el fluido de trabajo, se simplifican las ecuaciones de conservación para llegar a su forma reducida tanto para la conservación de la masa, como para la ecuación del momento, donde u , p , μ y ρ corresponden al vector velocidad (u , v), presión, viscosidad dinámica y densidad, respectivamente.⁴⁸

$$\nabla \vec{u} = 0 \text{ "Conservación de la masa" (3.19)}$$

$$\rho \vec{u} \cdot \nabla \vec{u} - \mu \nabla^2 \vec{u} = -\nabla \vec{P} \text{ "Conservación del momento" (3.20)}$$

Este conjunto de ecuaciones corresponde al modelo que describe la dinámica del fluido incompresible y Newtoniano, y cuya solución se obtiene a partir del Método de Volúmenes Finitos para régimen laminar.

4.9. MÉTODO DE VOLÚMENES FINITOS

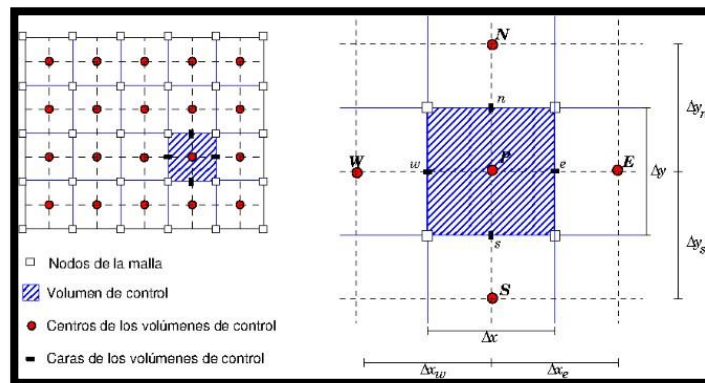
Este método fue usado por Turner et al, en el año de 1956 y tuvo su auge a principio de los años 90, cuando se hizo popular en la resolución de ecuaciones de Euler-Navier Stokes, permite discretizar y resolver de manera numérica las ecuaciones diferenciales. Este es un método alternativo a los modelos de diferencias y elementos finitos, en este, cada punto de la malla se convierte en un volumen de control que no permite el traslape de resultados entre puntos vecinos que conforman la malla, así se tiene que el volumen total del fluido es igual a la suma

⁴⁸ BUSTAMANTE, Carlos. NIETO, Cesar. GIRALDO Mauricio. Solución de las ecuaciones de navier stokes por el método de volúmenes finitos aplicado a mallas no ortogonales. Asociacion Argentina de Mecanica Computacional. vol. 17, 2008. p. 51

de todos los volúmenes de control considerados en la malla del fluido. Este método la ecuación diferencial se integra sobre cada volumen de control, lo que proporciona una versión discretizada de la ecuación diferencial, pero para ello es necesario especificar los perfiles de variación entre los puntos que conforman la malla, lo que permite la evaluación de las integrales resultantes.⁴⁹

La principal ventaja de este sistema de ecuaciones discretizadas resultantes es que la solución proporcionada por esta satisface de una manera exacta las ecuaciones de la conservación que son usadas por este método, esto se da de manera independiente al tamaño de la malla, lo que hace que no sea necesario un tedioso afinamiento y calibración de esta. El método de volúmenes finitos a diferencia del método de diferencias finitas presta mayor flexibilidad debido a que este se puede ejecutar con mallas estructuradas y no estructuradas, esto hace del método de volúmenes finitos sea el más usado en la resolución de flujos con geometrías complejas.⁵⁰

Figura 22. Discretización de dominio usando volúmenes finitos.



Fuente: CEDILLO, José. MARÍN Juan. Estudio experimental y computacional mediante cfd ansys del flujo de aire a traves de techos de edificaciones usando un tunel de viento. Trabajo de Grado Cuenca. Universidad Politecnica Salesiana, 2015. p 68

⁴⁹ CEDILLO, José. MARÍN Juan. Estudio experimental y computacional mediante cfd ansys del flujo de aire a traves de techos de edificaciones usando un tunel de viento. Trabajo de Grado Cuenca. Universidad Politecnica Salesiana, 2015. p 68

⁵⁰ Ibid., p. 68

4.9.1. Discretización De La Ecuación De Continuidad. En la siguiente ecuación puede integrarse sobre el volumen de control en la para producir la siguiente ecuación discreta,

$$\sum_f^{N_{fases}} J_f A_f = 0 \quad (3.21)$$

Donde J_f es el flujo de masa a través de la cara $J, \rho v_n$

Para continuar, es necesario relacionar los valores faciales de la velocidad $\vec{V}_n$, con los valores almacenados de la velocidad en los centros celulares. La interpolación lineal de velocidades centradas en las células a la cara da como resultado un tablero de presión no físico. ANSYS Fluent utiliza un procedimiento similar al descrito por Rhie y Chow, para evitar el tablero de ajedrez. El valor nominal de la velocidad no se promedia linealmente; en su lugar, se realiza el promedio ponderado por momento, utilizando factores de ponderación basados en el a_p coeficiente de la ecuación. Usando este procedimiento, el flujo de la cara.

J_f , puede escribirse como:

$$J_f = \rho_f \frac{a_{p,c0} v_{n,c0} + a_{p,c1} v_{n,c1}}{a_{p,c0} + a_{p,c1}} + d_f((p_{c0} + (\nabla p)_{c0} \cdot \vec{r}_0) - (p_{c1} + (\nabla p)_{c1} \cdot \vec{r}_1)) \quad (3.22)$$

$$J_f = \hat{J}_f + d_f(p_{c0} - p_{c1}) \quad (3.23)$$

donde p_{c0}, p_{c1} y $v_{n,c0}, v_{n,c1}$ son las presiones y las velocidades normales, respectivamente, dentro de las dos celdas a cada lado de la cara, y J_f contiene la influencia de las velocidades en estas celdas. El término d_f es una función de, $\bar{a}_p$ el

promedio de los a_p coeficientes de ecuación de momento para las celdas a cada lado de la cara f .⁵¹

4.9.2. Discretización De La Ecuación De Momento. El esquema de discretización para una ecuación de transporte escalar también se usa para discretizar las ecuaciones de momento. Por ejemplo, la x ecuación -momentum se puede obtener estableciendo:

$$a_p = \sum_{nb} a_{nb} u_{nb} + \sum p_f A \cdot \hat{j} + S \quad (3.24)$$

Si se conocen los flujos de campo de presión y de masa facial, se puede resolver de la manera descrita, y se puede obtener un campo de velocidad. Sin embargo, el campo de presión y los flujos de masa facial no se conocen y deben obtenerse como parte de la solución. Hay cuestiones importantes con respecto al almacenamiento de presión y la discretización del término del gradiente de presión; estos se abordan a continuación.⁵²

⁵¹ “28.4.2. Discretization of the Continuity Equation.” [En línea] [Revisado: 24-Oct-2019]. Disponible en Internet:

https://ansyshelp.ansys.com/account/secured?returnurl=/Views/Secured/corp/v194/flu_th/flu_th_sec_solver_pb_cont_eq.html.

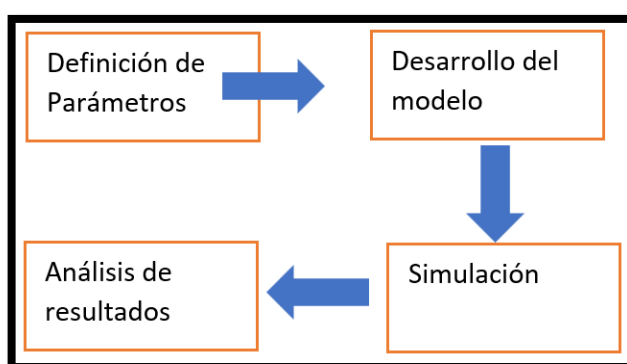
⁵² “28.4.1. Discretización de la ecuación de momento.” [En línea] [Revisado: 24-Oct-2019]. Disponible en Internet:

https://ansyshelp.ansys.com/account/secured?returnurl=/Views/Secured/corp/v194/flu_th/flu_th_sec_solver_pb_mom_eq.html.

5. METODOLOGÍA

Para ilustrar el funcionamiento del flujo sanguíneo, el modelo examina un flujo incompresible que pasa a lo largo de la cánula de salida de la bomba sanguínea y la aorta ascendente, con un perfil de velocidad de entrada simétrica, ver Figura 23,

Figura 23. Pasos de metodología.



El tiempo de simulación necesaria para un patrón de flujo periódico es difícil de conocer. Un indicador clave es el número de Reynolds, que se basa en el diámetro de la cánula y la arteria aorta. Para valores bajos (por debajo de 2000) el flujo es constante. En esta simulación, el número de Reynolds nos indicó que se trata de un flujo laminar a lo largo de la cánula de salida con un valor de 1.813, y para la aorta ascendente con un valor de 1.400, determinando así un flujo laminar.

5.1. PARÁMETROS

A partir de los datos recopilados de la investigación se realizó el establecimiento de las condiciones de contorno explicadas con anterioridad de las dos configuraciones de conexión y posición de la cánula de salida de Dacrón con la arteria aorta ascendente y los modelos a adoptar, sujeta al número de Reynolds que se presente en el fenómeno real.

A continuación, se puede visualizar las propiedades de los elementos a analizar con sus respectivas propiedades y velocidades de flujo.

Tabla 1. Propiedades y geometrías de los materiales.

ELEMENTO	DENSIDAD (gr/cm ³)	ESPESOR (mm)	DIÁMETRO (mm)
CÁNULA	0,97 ± 0,01	2.0	14.0
AORTA	1.0	1.5	25.0

Tabla 2. Parámetros de estudio, velocidades basadas en un estudio fluidodinámico.

ELEMENTO	CAUDAL (L/min)	VELOCIDAD (m/s)	REYNOLDS	MACH
CÁNULA_SAL	3.5	0.37	1813	2.3e-4
AORTA_ENTR	1.5	0.05	438	3.1e-5
AORTA_ASC	4.7	0.16	1400	1.0e-4

5.2. MODELADO DE LOS SÓLIDOS

5.2.1. Desarrollo Del Modelo Tridimensional De La Aorta Ascendente. Al empezar con el estudio fluidodinámico se desarrolló el modelo tridimensional de la aorta ascendente en el software Mimics Medical 21.0, ya que es una de las herramientas con un alto grado de interés para dicho estudio. Para tener claro sobre el elemento que se estudió, se describieron ciertas partes sobre la aorta. Esta es la principal arteria del cuerpo humano, está situada en la salida de la base del ventrículo izquierdo del corazón, da origen a todas las arterias del sistema circulatorio. Por lo que, la sección que se analizó es la aorta ascendente en donde se interceptan la cánula de Dacrón con la aorta, ver Figura 11.

Para llevar a cabo el sólido de la aorta y construir el modelo tridimensional, se realiza una tomografía axial computarizada (TAC), el cual es un método imagenológico de diagnóstico médico, que permite observar el interior del cuerpo humano, a través de cortes milimétricos transversales al eje cefalocaudal, mediante la utilización de los rayos X.⁵³ En conclusión, esta es una herramienta que genera aportes para el desarrollo del sólido tridimensional.

Posteriormente el paso a seguir es la realización del examen de la tomografía TAC, el cual, se acudió a la Fundación Cardio Vascular de Bucaramanga (fcv).⁵⁴ Donde se nota el apoyo de un grupo de profesionales en el área médica, especialmente al Dr Leonardo Alberto Salazar Rojas director del programa de oxigenación de membrana extracorpórea, ECMO, y Corazón Artificial de la fcv⁵⁵, el cual, suministró charlas de interés sobre la Bomba Heart Mate II, como su funcionamiento e accesorios, asimismo, la entrega del estudio de un paciente en el área de radiología en el centro médico, dicho examen fue entregado en formato digital (CD), asimismo, en él se encontraron documentos en formato DICOM (formato de almacenamiento de imágenes médicas) con 553 archivos de dicho estudio. El cual fue de gran ayuda para el desarrollo del sólido, ver Figura 24.

La tomografía axial TAC es de gran interés ya que, en el software DICOM se visualizó un estudio de imágenes procesadas acerca de la arteria aorta, por lo que, enfocó para la construcción del modelo en 3D en el software MIMICS. A continuación, se visualizan algunas imágenes que genera apoyo para el estudio correspondiente, ver Figura 25.

⁵³ BARRETO. Andrade. VILLA Leonel. Radiología diagnóstica en la era tecnológica. Comparación entre dos modelos. *Gac. Med. Mex.*, vol. 141, no. 5, 2005. p. 426

⁵⁴ "Quienes somos." [En línea] [Revisado: 24-Oct-2019]. Disponible en Internet: <https://www.fcv.org/site/instituto-cardiovascular/quienes-somos/quienes-somos>.

⁵⁵ "Dr. Leonardo Alberto Salazar Rojas." [En línea] [Revisado: 24-Oct-2019]. Disponible en Internet: <http://www.fcv.org/site/instituto-cardiovascular/quienes-somos/directorio-medico-icv/189-cirugia-cardiovascular/53-leonardo-alberto-salazar-rojas>.

Figura 24. Imágenes procesadas del software DICOM acerca de la aorta.

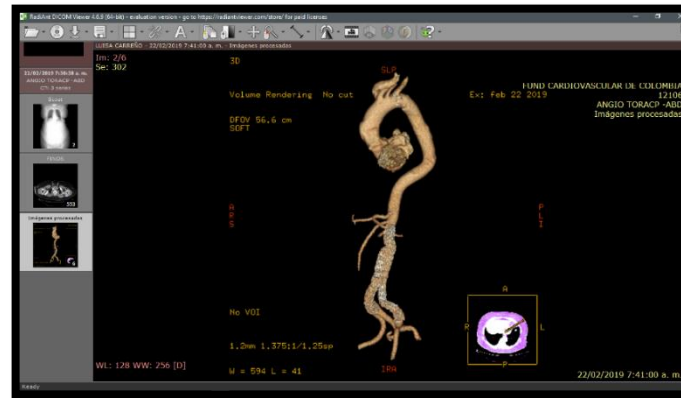
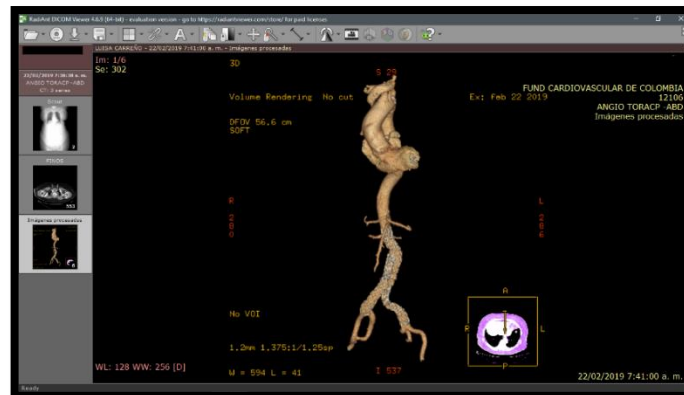


Figura 25. Imágenes procesadas del software DICOM acerca de la aorta.

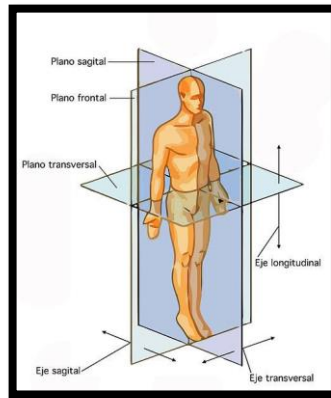


Finalmente, al tener los archivos de la tomografía axial TAC, se genera la ubicación de los documentos para así ser importados al software Mimics Medical 21.0, el cual este reconoce cada imagen y las relaciona a una pantalla en 3 planos distintos para la creación del solido a mostrar, ver Figura 26.

Estos planos se llaman Ejes del cuerpo humano y se dividen en:

- Plano coronal o frontal.
- Plano axial, transversal o horizontal.
- Plano sagital o lateral.

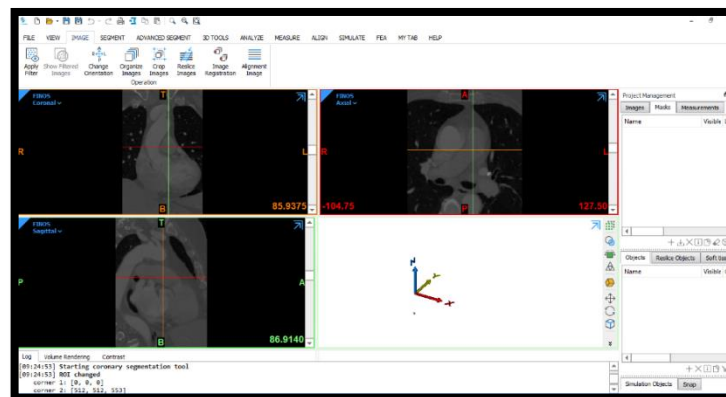
Figura 26. Planos Anatómicos y Ejes del Cuerpo Humano.



Fuente: “Planos anatómicos y ejes.” [En línea] [Revisado: 24-Oct-2019]. Disponible en Internet: <https://www.lifeder.com/planos-anatomicos-ejes>.

Los planos anatómicos son superficies que dividen el cuerpo en 3 dimensiones, estos facilitan la estructura de los diferentes componentes del mismo. Estos planos se pueden visualizar en el software Mimics Medical 21.0, ver Figura 27. como apoyo para el modelamiento del sólido provenientes del estudio de TAC, además, la sección de interés que se visualizará será el corazón con sus respectivas arterias.

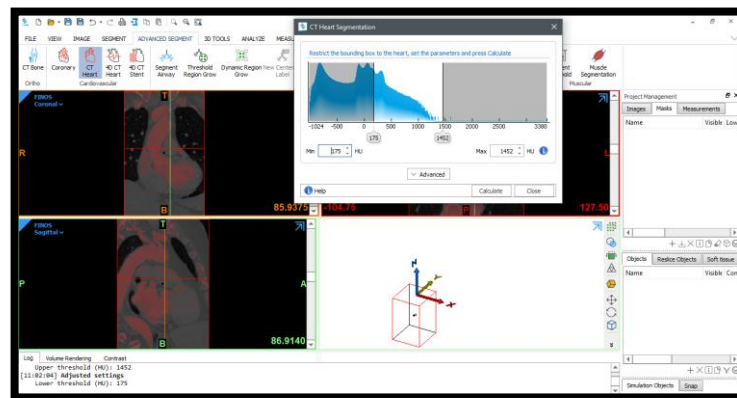
Figura 27. Planos anatómicos en el software Mimics Medical 21.0.



5.2.2. Creación De La Máscara Y Del Modelo 3D. Después de analizar y cargar los datos de la carpeta DICOM, la fase a continuar es la creación de la máscara. En este proceso se debe sombrear la parte que se interesa para el análisis, por medio

de una herramienta que permite utilizar una escala de grises que el software suministra llamado *Advanced Segment – CT Heart*, esta herramienta restringe el cuadro delimitador con niveles de intensidad de grises a la imagen que se desea reconstruir, pero al seleccionar dicha herramienta solo toma partes que pertenezcan al sistema circulatorio automáticamente ver Figura 28.

Figura 28. Interpretación grafica de la creación de la máscara.



Luego de segmentar y eliminar partes no representativas para el sistema circulatorio, se continua con el desarrollo de la máscara, la herramienta *CT Heart segmetation*, nos da la opción de crear la arteria que queremos, sea este el caso la aorta, por lo que, se debe realizar con la herramienta dicha, así mismo, se debe seleccionar unos puntos de segmentación manual, esta permite hacer le recreación de la aorta y tenga una proximidad real a la realizada en el estudio TAC, esta se observar en la siguiente Figura 29.

Al finalizar este proceso y la generación del modelo en 3D en el software Mimics Medical 21.0 representa y resalta las arterias cercanas a la aorta por estar en el rango de densidades similares a esta, por lo tanto, se debe recrear un modelamiento de limpieza para llegar al sólido deseado y así continuar con el desarrollo del estudio fluidodinámico ver Figura 30.

Figura 29. Representación gráfica de los puntos de selección manual.

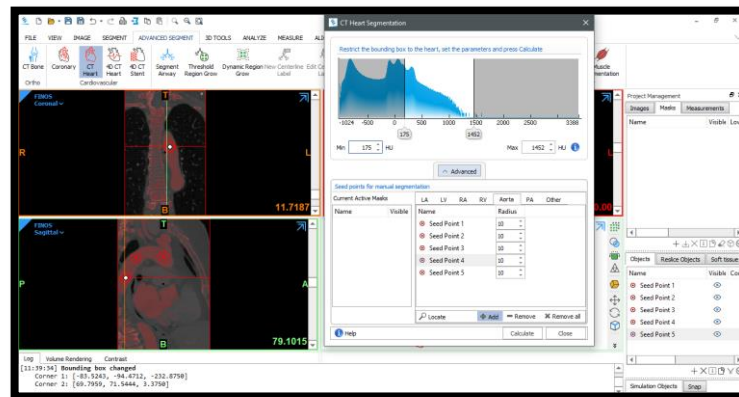
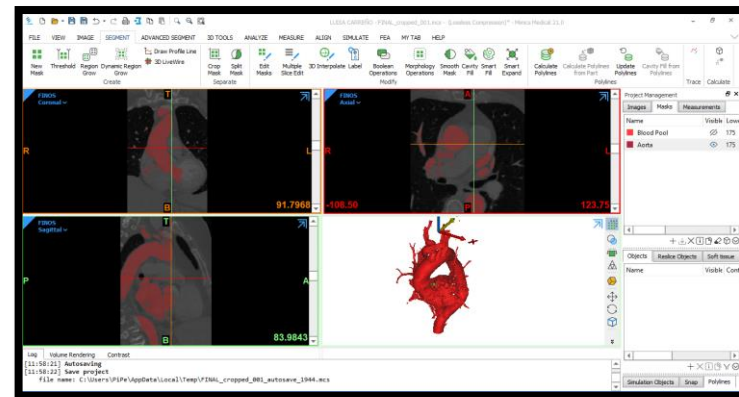


Figura 30. Generación del modelo 3D.

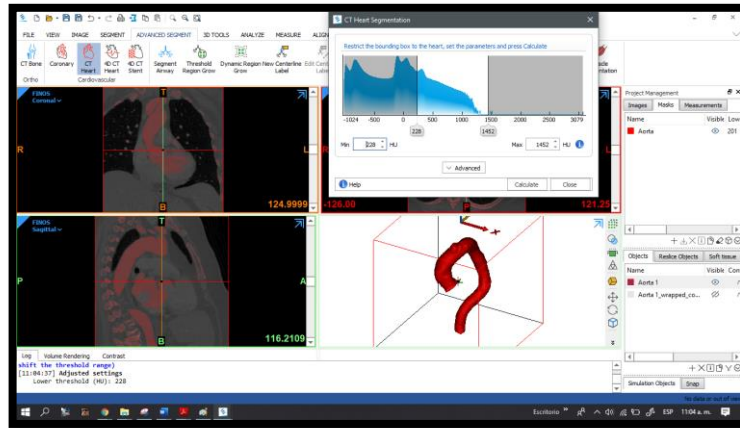


5.2.3. Limpieza Del Modelo En 3D. Con la máscara finalizada, Mimics Medical 21.0 se genera el sólido tridimensional a partir de imágenes en 2D y así dando a la vista un sólido similar al que se requiere para el estudio, sin embargo, este debe tener un proceso de renderizado para identificar y darles solución a las líneas fragmentadas, parches de superficies erróneas, saltos indeseables, y defectos que se generaron a la hora de desarrollar la máscara, ya que el TAC divide ciertas partes de la aorta y por ende hace desarrollar dicho problemas de programación.

Para darle solución a dichos problemas de programación se debe identificar los saltos en la máscara, procurando que la geometría del solido no tienda a variar por cada corrección de programación, una herramienta de gran apoyo es la escala de

grises o contraste, la cual modifica y demarca el componente a utilizar.

Figura 31. Escala de grises y limpieza del sólido en 3D.



Por otra parte, Mimics Medical 21.0 ofrece una aplicación llamada 3-Matic Materialise 13.0. El software 3-matic Materialise combina las herramientas de diseño asistido por computadora (CAD), con las capacidades de preprocesamiento (mallado). Para realizar esto, trabaja en archivos triangulados (STL), adecuados para procesar datos de forma libre en 3D como los datos anatómicos que se obtienen de la segmentación de las imágenes médicas (en Mimics). De esta manera, 3-matic puede ser visto como una herramienta que funciona como un CAD Anatómico o lo que Materialise ha llamado “Ingeniería en la Anatomía” ver Figura 32.⁵⁶

Cabe resaltar sobre la herramienta suministrada por Mimics Medical 21.0, da grandes aportes a los proyectos relacionados con la Ingeniería Biomecánica, ya que, al exportar las entidades al software Matic, se logra realizar un análisis más profundo para así llegar a la obtención de un modelo tridimensional ajustable con la realidad, realizando una limpieza de este y por ende un sólido fino en su

⁵⁶“3-matic”. [En línea] [Revisado: 24-Oct-2019]. Disponible en internet: https://www.materialise.com/system/files/uploads/resources/IFU/3-matic%20Medical/ifu_3-matic_10.0_medical_en.pdf

terminación, en la Figura 33.

Figura 32. Interfaz gráfica del software 3-Matic Materialise.

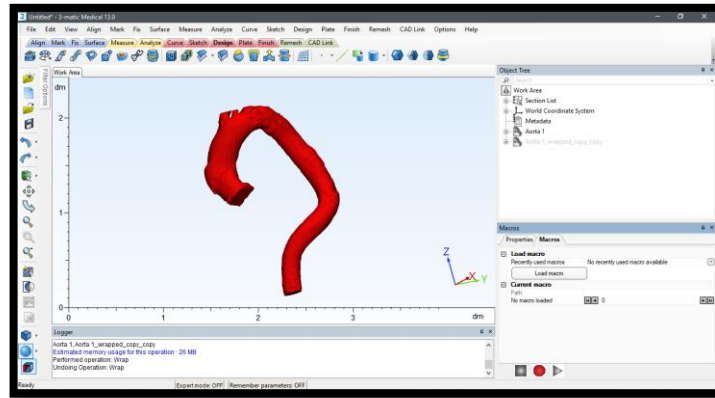
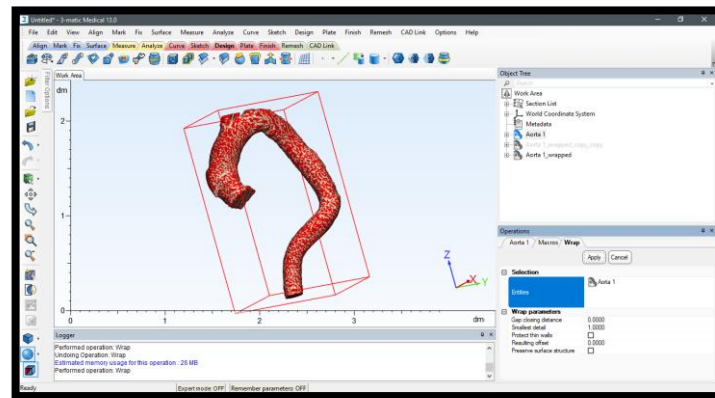
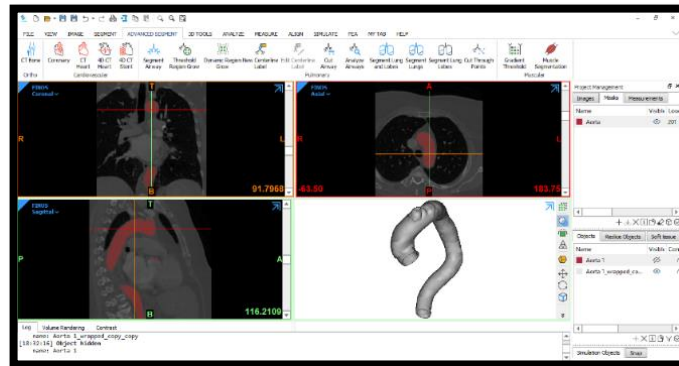


Figura 33. Función de envolvimiento para eliminar códigos de falla.



Se puede destacar el trabajo realizado para así dar la exportación del sólido terminado hacia el siguiente software y con ello el desarrollo del estudio fluidodinámico ver Figura 34.

Figura 34. Modelo tridimensional final en Mimics.



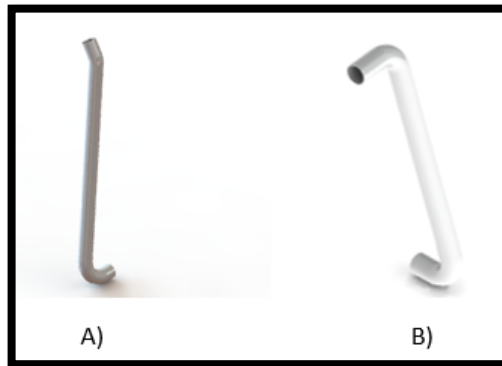
5.2.4. Modelado En 3d De La Cánula Dacron. Para este nuevo modelo 3D, tiene ciertas características de importancia, por lo que, es un accesorio de la bomba HeartMate II. El cual para el estudio fluidodinámico es de gran importancia, porque, pertenece a la salida de esta y por esta atravesará el fluido a analizar y donde se interceptará con la arteria Aorta, sus características de geometría la suministro la Fundación Cardio Vascular de Bucaramanga.

Como anteriormente se describe la cánula de Dracon es un conducto vascular sintético, para este caso logra la función de dirigir el fluido sanguíneo de la salida de la bomba y descargarlo en la arteria aorta ascendente, sus características geométricas son:

- Longitud de cánula 200 mm.
- Diámetro de cánula 15 mm.

El modelo de la cánula se generó en el software Solid Works el cual tiene como función la creación de modelos en 2D-3D y así dar soluciones a problemas ingenieriles. Ver figura 35.

Figura 35.A) Cánula con ángulo de 50° B) Cánula con ángulo de 90°.



5.2.5. Geometría Del Sistema Cánula De Salida–Aorta Ascendente. Finalmente, para el desarrollo de la geometría final, que corresponde al sistema cánula de salida-aorta ascendente se utilizó de igual forma el software ingenieril, Solid Works, en donde se realizó el ensamblado final de las dos configuraciones correspondientes, con cambios en el ángulo de incidencia de cada una de las cánulas respecto a la aorta, el cual es denominado “ángulo de anastomosis”. La primera configuración del sistema cánula de salida-aorta ascendente tiene un ángulo de anastomosis aproximado de 90°, en tanto que, en la segunda, tiene un ángulo de anastomosis es de 50°.

De acuerdo con el lugar en el que se hace la inserción de la cánula, se presentan tramos curvos diferentes, en los cuales es importante determinar la presencia de patrones de flujo ligados a cada tipo de geometría, los cuales finalmente se realizaran utilizando un software de simulación numérica de fluidos de uso comercial (Fluid Flow (Fluent), ANSYS 2019 R2, USA), el cual contiene los módulos de preprocesamiento, solver y post- procesamiento. Este programa resuelve iterativamente las ecuaciones de Navier Stokes, promediadas por el número de Reynolds, mediante el método de Volúmenes Finitos.

A continuación, se observan sus formas geométricas y el diseño de cada cánula con su respectivas ángulo de anastomosis, ver Figura 36 y Figura 37.

Figura 36. Dimensión de la cánula 50° y conexión de Angulo de anastomosis.

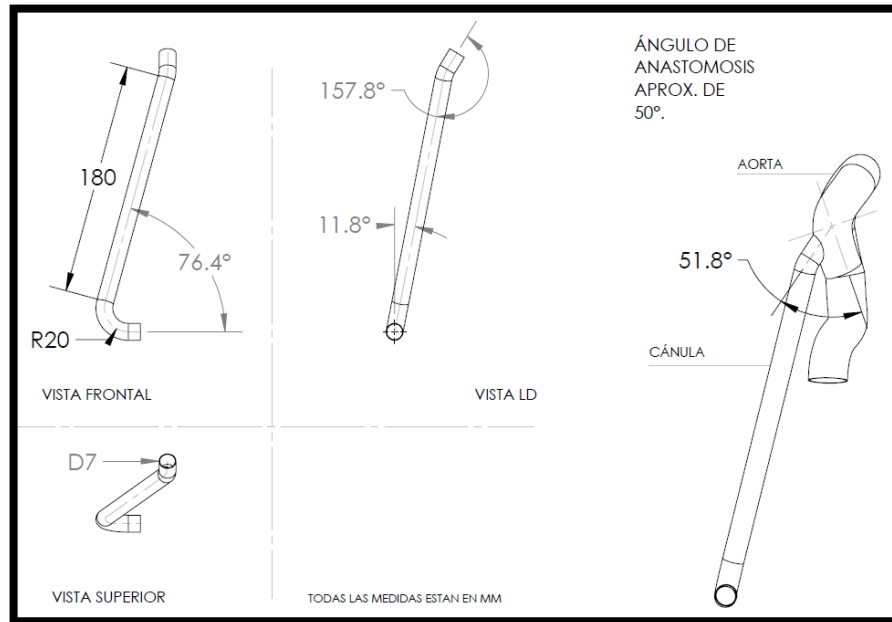
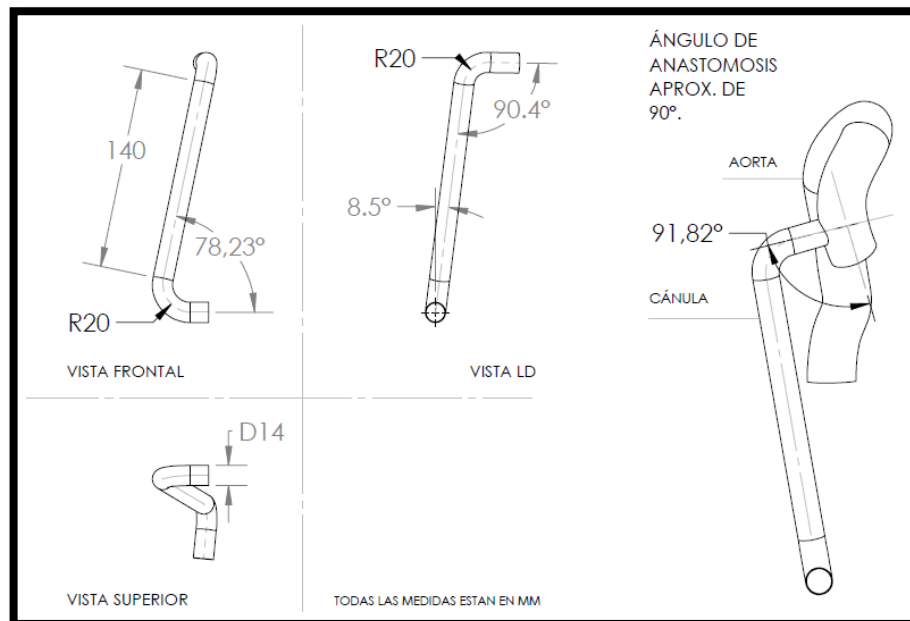


Figura 37. Dimensión de la cánula 90° y conexión de anastomosis.



En la Figura 38 y Figura 39, se puede observar cómo se realizó el modelamiento de los sólidos de las dos configuraciones de las cánulas, sin embargo, cabe resaltar en

el software Solid Works se realiza el ensamble Aorta Ascendente-Cánula para así generar el sólido completo y con ello poderlo trabajar en conjunto en el siguiente Software llamado ANSYS.

Figura 38. Ensamble cánula 50°- aorta ascendente.



Figura 39. Ensamble cánula 90°- aorta ascendente con ángulo de 90°.



5.3. SELECCIÓN DEL SOFTWARE

La Tabla 4.3 muestra una comparación de algunos softwares disponibles para la realización del estudio, en esta tabla se puede observar que la mayoría de los softwares de simulación para ingeniería requieren de licencia, algunos que tienen versión libre, no cuentan con soporte total por parte de la compañía creadora, como es el caso de simFlow cfd, por esta razón el software Fluent de ANSYS INC cuenta

con múltiples módulos haciéndolo uno de los softwares más potente junto con el software Comsol, además se encontró que ANSYS tiene una variada documentación sobre proyectos llevados a cabo en este software, junto a ello, es de fácil acceso para la población estudiantil y suficiente para la utilización que se le hará en el estudio ver Tabla 3.

Tabla 3. Disponibilidad de métodos de solución en el mercado.

SOFTWARE	LICENCIA	SOPORTE	LENGUAJE	FUNCIONALIDAD
Fluent	Libre y Comercial	ANSYS INC		Modelado de turbulencias Transferencia de calor y radiación, Flujo multifase Interacción fluido - estructura
SimFlow CFD	Libre y Comercial	Atizar LTD	OpenFOAM C++	Flujos turbulentos Transferencia de calor Cavitación Reacciones químicas.
Ace+	Comercial	ESI Group	OpenFOAM C++	Procesamiento de plasma Micro bombas, Válvulas electrocinética BioReactions Celdas de combustible reformadores Gestión térmica
Convector Ware	Comercial	Convector		Físicas en fabricación de mems como: Mecánico, Eléctrico, Piezo- eléctrico, Fluido Efectos de embalaje.
Comsol Multiphysics	Comercial	Comsol	Secuencia de comandos	Transferencia de calor Estructuras mecánicas Fatiga Acústica Fluidos:

A continuación, se muestran los pasos que se utilizaron para la realización de la simulación del estudio fluidodinámico

5.4. SIMULACIÓN

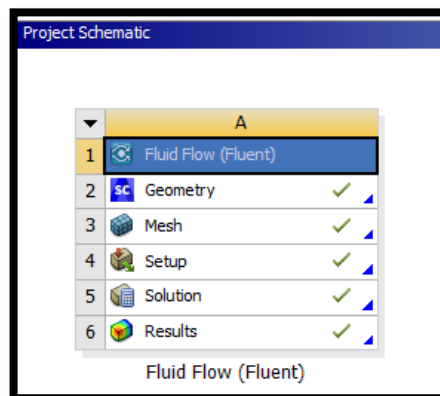
Después de generar el sólido cánula-aorta ascendente, el paso a seguir es la realización de la simulación utilizando como herramienta base el módulo de Análisis fluidodinámico (Fluid Flow- Fluent) del solucionador ANSYS, el cual, para dicho

estudio se debieron tener en cuenta distintos factores como, la configuración de la malla, las propiedades de los materiales, las condiciones de contorno y los modelos, para así lograr obtener un análisis optimo del fenómeno estudiado.

5.4.1. Creación Del Bloque De Trabajo. Como primer paso se realiza la creación del bloque, en donde se configura y se desarrolla la simulación desglosando cada ítem de este módulo, Ver Figura 40:

- Geometry (Configuración de la geometría)
- Mesh (Configuración de la malla)
- Setup (Configuración de las físicas)
- Results (Resultados)

Figura 40. Bloque de configuración.

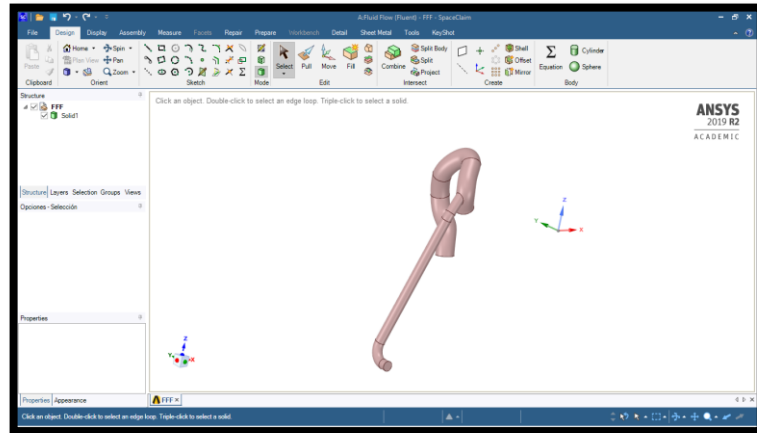


5.4.2. Configuración De La Geometría (Geometry). Para la configuración de la Geometría de la simulación, se desarrolló el modelo Cánula de salida y Aorta ascendente en el software CAD (diseño asistido por computadora) SOLIDWORKS, para luego proceder a importarlos en el software de simulación ingenieril seleccionado ANSYS, Inc, teniendo en cuenta los pasos que se explicaran a continuación, ver Figura 41.

Después de ser definido la geometría a utilizar se procede a especificar los detalles del sólido, de esta forma se actualiza el esquema del proyecto en consecuencia (el signo de interrogación en la celda Geometría se reemplaza por una marca de

verificación, lo que indica que ahora hay una geometría asociada con el sistema de análisis de flujo de fluido).

Figura 41. Importación de la geometría a software ANSYS del sistema cánula de salida aorta ascendente con ángulo de anastomosis de 50°.



Después de ser definido la geometría a utilizar se procede a especificar los detalles del sólido, de esta forma se actualiza el esquema del proyecto en consecuencia (el signo de interrogación en la celda Geometría se reemplaza por una marca de verificación, lo que indica que ahora hay una geometría asociada con el sistema de análisis de flujo de fluido).

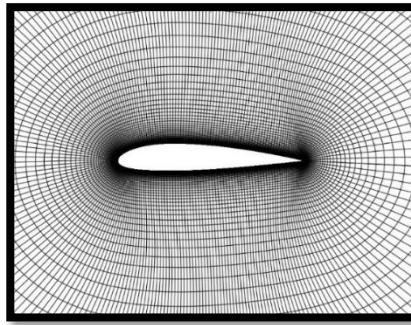
5.4.3. Generación De La Malla (Mesh). Cuando se está ejecutando la configuración de la malla, Fluent funciona como un programa de generación de malla robusto que puede manejar mallas de tamaño y complejidad virtualmente ilimitados. Las mallas pueden consistir en células tetraédricas, hexaédricas, poliédricas, prismáticas o piramidales.

A continuación, se describe el tipo de malla seleccionado para la realización del estudio en el sistema Cánula de salida- Aorta ascendente:

5.4.4. Mallas estructuradas. Las mallas estructuradas se caracterizan por tener

una conectividad regular que pueden expresarse como una matriz de dos o tres dimensiones, ver Figura 42 Este tipo de malla restringe las opciones de elementos de cuadriláteros en 2D o hexaedros en 3D respectivamente.

Figura 42. Malla estructurada.



Fuente: GÓMEZ, Samuel. Mallado y simulación CFD de automóvil. Trabajo final de Master Barcelona. Escola Tècnica Superior d'Enginyeria Industrial de Barcelona. 2017. p 48

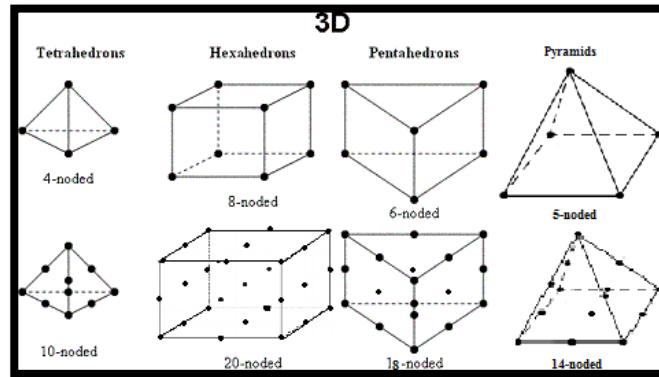
5.4.5. Malla 3D. En este tipo de malla, los nodos no se limitan a estar en un solo plano. Los elementos de esta malla en 3D más utilizados son:

- Los hexaedros (conocidos también como “hexas”)
- Los tetraedros (“tetras”)
- Las pirámides cuadradas (“pirámides”)
- Los triángulos extruidos (“pentas o prismas triangulares”)

Los cuales se muestran en la Figura 43, todos estos elementos antes mencionados están limitados por las caras pertenecientes a los elementos en 2D. Además, algunos de los solvers pueden soportar los elementos poliédricos, los cuales están limitados por los números y los tipos de caras. Seguidamente, se muestra cómo se disponen este tipo de mallas.

Para esta configuración, se seleccionó una malla estructurada, hexaédrica y con elementos 3D, las cuales se crean de celdas de prisma a partir de caras límite cuadrilaterales.

Figura 43. Elementos 3D lineales y cuadráticos.



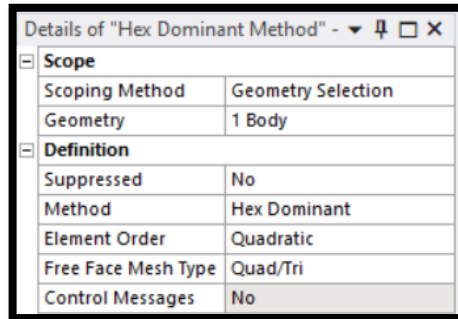
Fuente: GÓMEZ, Samuel. Mallado y simulación CFD de automóvil. Trabajo final de Master Barcelona. Escola Tècnica Superior d'Enginyeria Industrial de Barcelona. 2017. p 51

Para crear esta malla de tipo cuadriláteros, se debe especificar las superficies a partir de las cuales se construirán los prismas y los parámetros que controlan el crecimiento del prisma. Para el crecimiento del prisma basado en zona se deben realizar a partir de zonas límite seleccionadas. Los parámetros de crecimiento, como los métodos de desplazamiento y crecimiento, la altura del prisma, el número de capas y la dirección solo se pueden aplicar a zonas específicas. También se pueden especificar opciones de crecimiento adicionales que incluyen opciones para la detección de proximidad del prisma y la división.

5.4.6. Física Y Mallado. La elección de la técnica de mallado depende en primer lugar de la dimensión del plano para la geometría, así mismo la malla se adapta a la configuración física del modelo, ver Figura 44. En el apartado del tamaño del elemento se muestra una lista con los diferentes tamaños de malla: triangular, tetraédrico, cuadrilátero y hexaédrico. Para la realización del estudio, la geometría de la malla se adaptó a la configuración física de los dos sistemas, en donde, se formó una malla estructurada, hexaédrica- 3D, estos elementos traen una restricción

de tamaño, por lo tanto, las dimensiones de la geometría deben ser adecuadas para no causar errores en la simulación, el tamaño del elemento seleccionado para toda la configuración fue de 1,5 mm.

Figura 44. Configuración de la selección del mallado del sistema Cánula de salida, aorta ascendente.



De esta manera se refresca y se genera la malla para las dos configuraciones establecidas para la simulación. Ver Figura 45.

De esta forma, se concluye que la malla es uno de los pasos más importantes para realizar esta simulación. Los resultados de la simulación dependen de la calidad de la malla. La malla de baja calidad puede producir un resultado de simulación deficiente, incluso divergencia.

En caso de que se quiera modificar alguna medida se utiliza la opción personalizada, donde se define que la malla es gruesa y controlada por las físicas. Esto debido al gasto computacional que requiere una malla más fina.

Figura 45. Mallas de las configuraciones 90° (izquierda) y 50° (derecha). En forma aumentada, se observa la zona de la anastomosis entre la cánula de salida y la aorta.

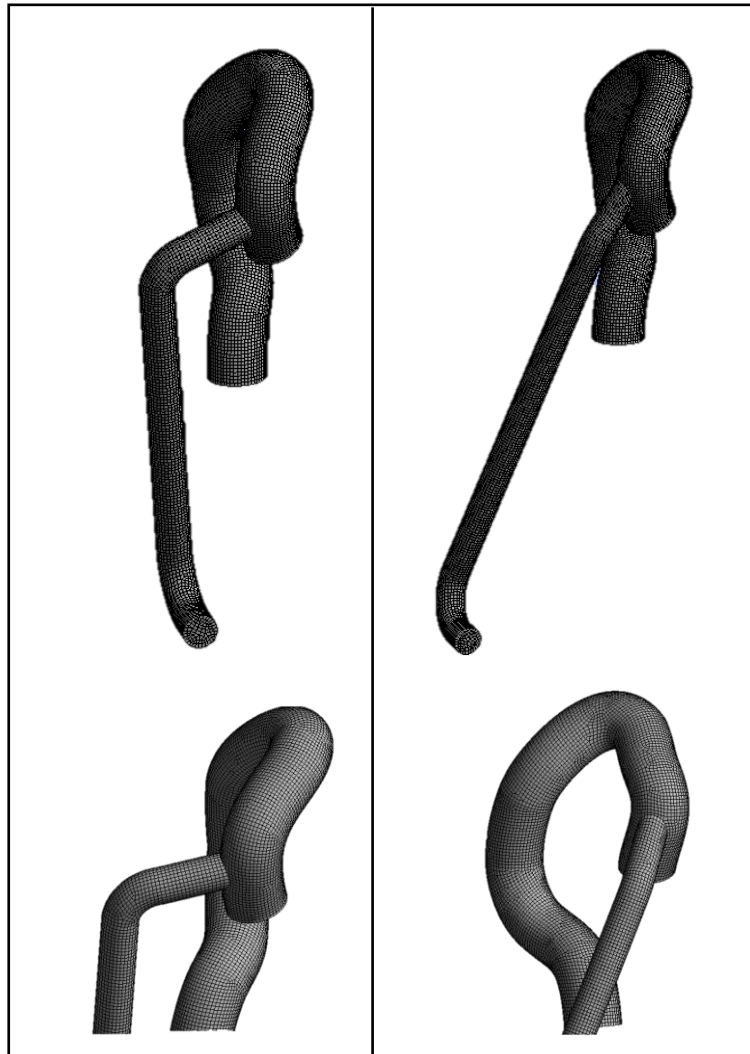


Tabla 4. Número aproximado de elementos y nodos en las diferentes mallas.

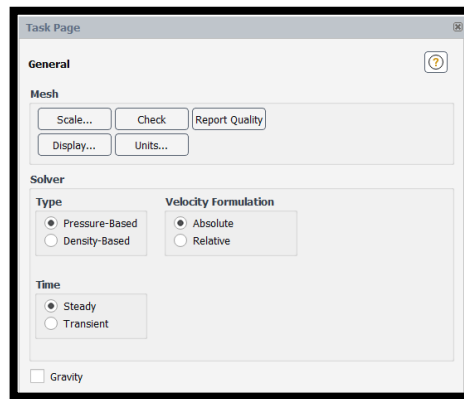
CONFIGURACIÓN	MALLA	Nº ELEMENTOS	Nº NODOS
CO-50°	CO	118.843	98.744
CO-90°	CO	121.673	99.220

5.4.7. Configuración De Las Físicas Utilizadas (Setup). Se realiza en el solucionador ANSYS utilizando en este caso ANSYS Workbench, Su concentración será comprender y realizar la configuración física, el resultado numérico la verificación y validación. En el paso de configuración física, se proporcionan entradas para la precisión de la solución, las condiciones de contorno, la configuración de los materiales, las propiedades del fluido, etc. En pocas palabras, aquí se describe numéricamente la situación real del estudio que desea simular.

Para la configuración de las físicas utilizadas se deben seguir los siguientes pasos:

5.4.7.1. Configuración De Tareas Generales. En la pestaña de tareas generales se establecen las configuraciones genéricas del problema, es decir, las relacionadas con la malla o el solucionador, ver Figura 46.

Figura 46. Muestra el módulo de la configuración general del modelo.



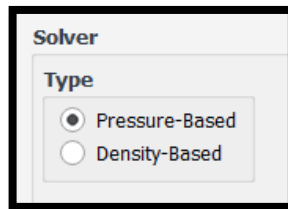
Primero se debe configurar las condiciones generales del estudio, que serán explicadas y detalladas a continuación:

5.4.7.2. Configuración del Solucionador (Solver):

- El solucionador basado en presión (**Pressure-Based**) se ha utilizado tradicionalmente para flujos incompresibles y ligeramente compresibles. El

enfoque basado en la densidad, por otro lado, fue originalmente diseñado para flujos compresibles de alta velocidad. El solucionador basado en la presión emplea un algoritmo que pertenece a una clase general de métodos llamada método de proyección. En el método de proyección, en el que la restricción de la conservación de la masa (continuidad) del campo de velocidad se logra resolviendo una ecuación de presión (o corrección de presión). La ecuación de presión se deriva de la continuidad y las ecuaciones de impulso en una distancia tal que el campo de velocidad, corregido por la presión, satisface la continuidad. Dado que las ecuaciones de gobierno no son lineales y están acopladas entre sí, el proceso de solución implica iteraciones en las que todo el conjunto de ecuaciones de gobierno se resuelve repetidamente hasta que la solución converge, ver Figura 47.⁵⁷

Figura 47. Muestra la configuración del tipo del tipo de solucionador escogido.



- **Formulación de velocidad (Velocity formulation)** Se seleccionó la opción de velocidad absoluta, ya que se considera que la variación de su vector de posición con respecto al tiempo es observada desde un referencial fijo, ver Figura 48.
- **Tiempo (Time)** con respecto a las opciones relacionadas con la dependencia del tiempo, se seleccionó en condiciones de flujo constante o estable (Steady), el cual especifica que se está resolviendo un flujo en donde sus características permanecen invariantes respecto del tiempo, ver Figura 49.

⁵⁷ "28.1.1. Pressure-Based Solver." [En línea] [Revisado: 24-Oct-2019]. Disponible en internet: https://ansyshelp.ansys.com/account/secured?returnurl=/Views/Secured/corp/v194/flu_th/flu_th_uns_scheme.html.

Figura 48. Muestra la configuración predeterminada para la formulación de la velocidad.

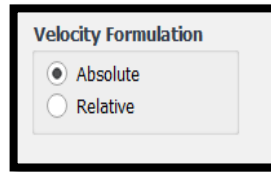
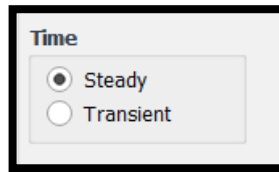
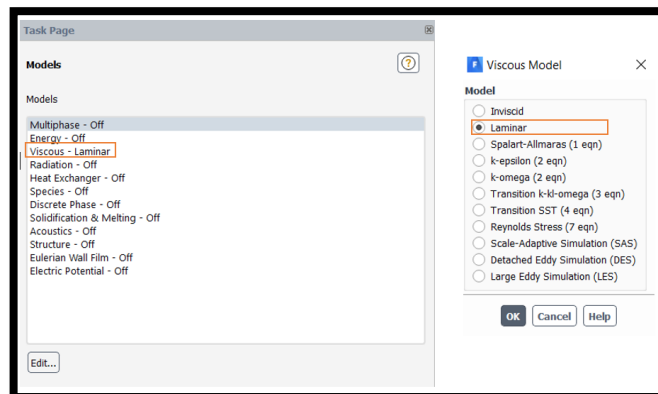


Figura 49. Muestra la configuración de las condiciones del flujo (constante).



5.4.7.3. Configuración Del Modelo. Se han desarrollado varios modelos que se pueden usar para aproximar la turbulencia. Algunos tienen aplicaciones muy específicas, mientras que otros pueden aplicarse a una clase más amplia de flujos con un grado razonable de confianza. Para la realización de este estudio, se utilizó modelo Laminar, cuyo flujo se aplica con bajo número de Reynolds, siempre se debe verificar en el archivo de salida que el número máximo de Reynolds se encuentra en el régimen de flujo laminar. La interfaz de flujo laminar es adecuada para flujos incompresibles a bajo número de Mach (menos de 0,3), ver Figura 50.

Figura 50. Muestra el módulo de la configuración del Modelo.



Las ecuaciones resueltas para la interfaz de flujo laminar utilizadas en esta simulación son las ecuaciones de Navier – Stokes, por lo que, está constituida por expresiones que describen la conservación de la masa, momento lineal. La interfaz de flujo laminar se puede utilizar para el análisis estacionario y dependiente del tiempo. Hay que tener en cuenta que, para elegir las físicas, el programa dará una descripción de las letras utilizadas para nombrar las variables dependientes. Por defecto, la opción Zona Laminar establecerá la viscosidad turbulenta, μ_t , a cero y deshabilitará la producción de turbulencia en la zona de fluido. Las cantidades turbulentas aún se transportarán a través de la zona, pero se ignorarán los efectos sobre la mezcla de fluidos y el impulso.

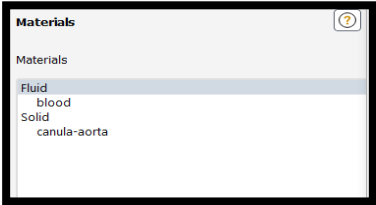
5.4.7.4. Configuración De Los Materiales. En el software existe una librería de materiales que se encuentra en los diferentes módulos de ANSYS 2019 R2 Fluid Flow (Fluent), en la sección de materiales, en este apartado se realizan ajustes en el material. Se eligen las partes del modelo que estarán constituidas por el material seleccionado por el usuario, es decir, adicionar el material a la figura completa o simplemente algún fragmento de ella.

En este modelo se realiza únicamente el estudio de dinámica de fluidos donde se simula el flujo laminar, donde para ello se requiere de la determinación de las propiedades de tres materiales en específico, el flujo sanguíneo (sangre), la aorta ascendente y la cánula de salida de Dracon® de la bomba sanguínea. Estos materiales no se encuentran especificados en el programa, por lo tanto, se determinan a partir de las características de los materiales que se encuentran en la base de datos de este software (Módulo de manejo de materiales), indicando las propiedades de estos respectivamente.

5.4.7.5. Interfaz gráfico del módulo de manejo de materiales. El área de manejo de materiales está diseñada de tal forma que permite la creación, conservación y recuperación de materiales y también la generación de las bibliotecas de datos, que pueden ser guardados y utilizados en los proyectos de otros usuarios. El módulo es representado con el elemento Engineering Data, incluido en la estructura del bloque de análisis, ver Figura 40.

A continuación, se detalla las propiedades configuradas para cada material del análisis fluidodinámico (Sangre, pared de la aorta ascendente y cánula de salida), ver Figura 51 y Figura 52.

Figura 51. Módulo de configuración para los materiales.



1

Figura 52. Tabla de configuración para cada material. A) Fluido, B) Solido.

A	NamebloodMaterial Typefluid Chemical FormulaFluent Fluid MaterialsbloodMixturenone PropertiesDensity (kg/m3) constant1050Viscosity (kg/m-s) constant0.003
	Namecanula-aortaMaterial Typesolid Chemical FormulaFluent Solid MaterialsMixturenone PropertiesDensity (kg/m3) constant1000

5.4.7.6. Selección del material existente en la librería. En el estudio, se seleccionó un fluido existente como de base, en este caso se seleccionará el agua (H_2O) ya que el valor de su densidad (997 kg/m^3) es cercano al valor de la densidad de la sangre (1050 kg/m^3), siendo el valor de la sangre un poco mayor a la del agua, por lo tanto, se edita las propiedades de este fluido, con la información suministrada por otras investigaciones realizadas anteriormente, donde se tiene generalizado y determinado las propiedades del fluido sanguíneo, en donde se considera como un fluido incompresible homogéneo y newtoniano.

Para ello, se tiene tener en cuenta, que, en este software, en la opción de Fluent Data base, se puede observar todos los fluidos que la base de datos de Ansys Fluent cuenta, en donde se seleccionó la opción de Water-liquid, por las razones antes mencionadas. Y para el material de la cánula y de la aorta, los cuales cuentan con propiedades similares con respecto a sus densidades las cuales tiene los siguientes valores:

- Densidad de la cánula de salida: $0,97 \pm 0,01 \text{ gr/cm}^3$
- Densidad de la aorta ascendente: 1 gr/cm^3

De esta forma, se permite aproximar el valor de sus densidades a 1000 kg/m^3 , para facilidades de cálculos y resolución. Al estar cargados los datos de los materiales, se presiona en el botón de adición ver Figura 53 y Figura 54.

Figura 53. Tabla de configuración para la configuración de las propiedades de la sangre.

The screenshot shows the 'Create/Edit Materials' dialog box. The 'Name' field contains 'blood'. The 'Material Type' is set to 'fluid'. The 'Fluent Fluid Materials' dropdown menu is set to 'blood'. The 'Mixture' dropdown menu is set to 'none'. On the right, under 'Order Materials by', the 'Name' radio button is selected. Below this are buttons for 'Fluent Database...' and 'User-Defined Database...'. In the 'Properties' section, 'Density (kg/m3)' is set to 'constant' with a value of '1050', and 'Viscosity (kg/m-s)' is set to 'constant' with a value of '0.003'. Each property has an 'Edit...' button next to it.

Figura 54. Tabla de configuración para la configuración de las propiedades de la cánula.

The image shows a software configuration window for a material. The window has a title bar and several input fields and dropdown menus. The 'Name' field is set to 'canula-aorta'. The 'Material Type' dropdown is set to 'solid'. The 'Chemical Formula' field is empty. The 'Fluent Solid Materials' dropdown is set to 'canula-aorta'. The 'Mixture' dropdown is set to 'none'. Below these fields, there is a 'Properties' section. In the 'Properties' section, the 'Density (kg/m3)' dropdown is set to 'constant', and the 'Edit...' button is visible. The density value '1000' is entered in the text field below the dropdown.

5.4.7.7. Configuración de las zonas de celdas. Secuencialmente, en la pestaña “Cell zone condition”, se puede seleccionar los materiales a trabajar, los cuales se definieron con claridad y detalle anteriormente (Fluido sanguíneo, cánula de salida y aorta ascendente), para ello primero, se debe seleccionar la geometría por donde recorrerá el fluido sanguíneo, los cuales se definen en función de sus densidades, en este caso para la aorta ascendente y la cánula de salida, cuyos valores fueron obtenidos de investigaciones realizadas con anterioridad. De esta forma se logra determinar que las zonas de celdas en este caso consisten en fluidos y sólidos.

A continuación, se describirá la zona celular utilizada en esta simulación:

- **Condiciones de fluidos:** Una zona fluida es un grupo de celdas para las cuales se resuelven todas las ecuaciones activas en la simulación. La única entrada requerida para editar esta opción es el tipo de material que contiene la zona de fluido para que se logren usar las propiedades apropiadas de este mismo.
- **Condiciones de Entrada:** Para especificar las condiciones del fluido, se utiliza el Cuadro de diálogo, al que se accede desde la página de tareas Condiciones de la zona celular, junto a ello, se define el material contenido en la zona de fluido, siendo en este caso, la sangre “Blood”, especificando así mismo sus propiedades respectivamente

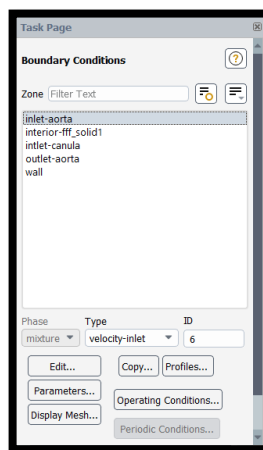
5.4.7.8. Configuración de las Condiciones de frontera. La configuración de las condiciones de frontera permite establecer los parámetros de condición de límite para cada zona, y así mismo configurar estas mismas condiciones límites en otras mucho más específicas. La definición de estas condiciones de frontera es clave para obtener resultados verídicos y racionales.

Las condiciones de frontera en las zonas principales de entrada y salida del sistema utilizadas fueron de tipo: superficie / borde / punto, condicionando la entrada en la cánula y aorta por medio de sus velocidades de entrada, y para la salida de la aorta se limitó por medio de la presión en esta zona, ver tabla 4.5, lo cual es adecuado tanto para flujo incompresible como compresible. Por último, para las condiciones de contorno de la pared, se limitó como una pared física estacionaria y sin condiciones de deslizamiento ver Figura 55.

Para la realización del estudio, se especificaron todas las condiciones de contorno teniendo en cuenta las velocidades y presiones en los puntos de:

- Entrada de la cánula.
- Entrada de la aorta.
- Salida de la aorta.
- Pared del solid

Figura 55. Cuadro de configuración de Condiciones de frontera.



Para la selección de los parámetros de contorno de las dos configuraciones (Presión- velocidad), se tuvo en cuenta que el volumen del flujo generado por el dispositivo de asistencia ventricular izquierdo HeartMate II está determinado por la velocidad de la bomba y la presión diferencial por la bomba.

Tabla 5. Configuración de las condiciones de contorno.

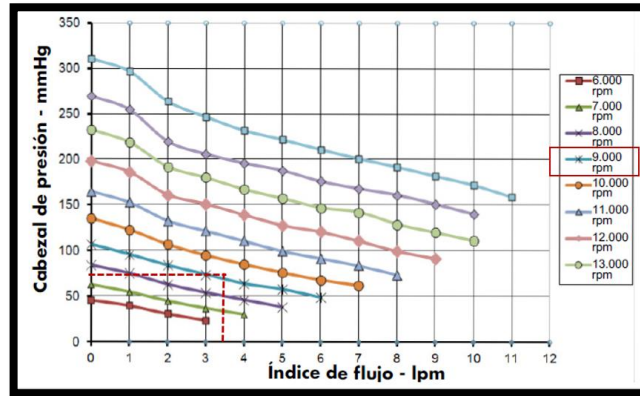
ENTRADA Y SALIDA (INLET-OUTLET):	PARED (WALL)
Inlet- Cánula: Velocidad de entrada: 0,37 m/s Presión de entrada: 3999,67 Pa (30 mmhg)	Wall: -Pared estacionaria -Sin deslizamiento
Inlet- Aorta: Velocidad de entrada: 0,05 m/s Presión de entrada: 13332,2 Pa (100 mmhg)	Wall: -Pared estacionaria -Sin deslizamiento
Outlet- Aorta: Presión: 0 Pa (P_estática, no quiera decir q es cero si no para que la simulación empiece a iterar)	Wall: -Pared estacionaria -Sin deslizamiento

Para una velocidad especificada, el flujo varía de manera inversa a la presión. Por ejemplo, si se aumenta la presión diferencial, el flujo disminuye. La bomba cuenta en este caso con su respectiva curva de presión-flujo, también conocidas como las curvas H-Q, cuya relación se ilustra en la Figura 56. Estas curvas H-Q fueron creadas al hacer funcionar el dispositivo de asistencia ventricular izquierdo HeartMate II en un circuito de simulación. En donde para cada velocidad, se aumentaba progresivamente la resistencia de salida de la bomba, midiendo así el flujo y la presión resultantes. Para el ejemplo, la velocidad varió de 6000 a 15 000 rotaciones por minuto (rpm).

De esta forma usando las curvas antes mencionadas, para la configuración de las condiciones de frontera con respecto a las presiones en la entrada de la cánula y el punto de la entrada de la aorta, se seleccionaron las siguientes condiciones.

- Índice de flujo de 3.5 LPM -10000 rpm.
- Cabezal de presión: 70 mmHg.

Figura 56. Curvas H-Q (Presión-Flujo) de la bomba HeartMate II.



Fuente: THORATEC CORPORATION. Sistema de asistencia ventricular izquierdo heartmate ii®-Instrucciones de uso. Pleasaton. Documento 10006960ES-LA.B. p 5-43

Se necesitaría una diferencia de presión de 70 mmHg para obtener un flujo de 3,5 lpm a 9000 rpm, lo cual tendría como resultado una presión ventricular izquierda de $100-70=30$ mmHg a una presión arterial de 100 mmHg. En conclusión, los límites definidos en este estudio se pueden observar en la Tabla 5.

Después de conocer las presiones que se ejercen en las entradas de la aorta y la cánula, se continua con la alimentación de datos para así seguir con la realización del estudio ver Figura 57, Figura 58, Figura 59 y Figura 60.

Figura 57. Cuadro de configuración del Fluido en la Cánula de entrada.

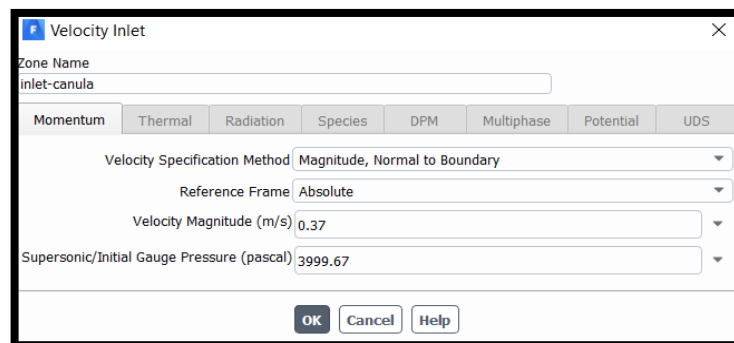


Figura 58. Cuadro de configuración del Fluido en la Aorta de Entrada.

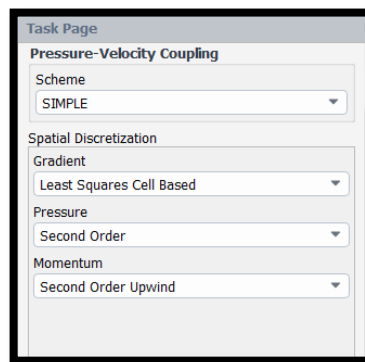
Figura 59. Cuadro de configuración del Fluido en la Salida de la Aorta.

Figura 60. Cuadro de configuración de las condiciones de pared.

En límites de la pared esta funciona como una pared física. En flujo viscoso, no se aplican condiciones de deslizamiento en las paredes.

5.4.7.9. Configuración de los Métodos de solución. En la barra de la configuración de los Métodos de solución se especifican varios parámetros asociados con el método de solución que se utilizará en el cálculo. En este caso se configuró de condiciones de contorno a partir del acoplamiento de las condiciones de velocidad y presión, el cual se detalla a continuación ver Figura 61.

Figura 61. Cuadro de la configuración del Método de solución.



En esta pestaña se seleccionará el método de solución que se usará, en donde se debe tener en cuenta que cada método tiene sus propios beneficios y debilidades. Para ello se seleccionaron los esquemas de segundo orden, los cuales dan un resultado con mayor precisión. Así mismo se seleccionó el “**Método Simple**”, el cual es muy popular y ampliamente utilizado, al mismo tiempo que ayuda en la convergencia.

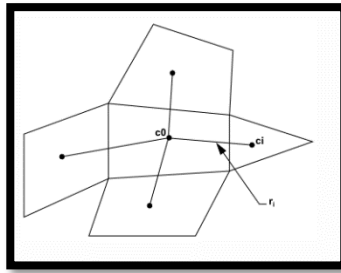
- **Gradiente:** Los gradientes son necesarios no solo para construir valores en las caras de las celdas, sino también para calcular términos de difusión secundarios y derivadas de velocidad. El gradiente de una variable dada se usa para discretizar los términos de convección y difusión en las ecuaciones de conservación de flujo. Los gradientes se calculan en ANSYS Fluent de acuerdo con los siguientes métodos:

- ✓ Green-Gauss basado en celdas (Green-Gauss Cell-Based)
- ✓ Green-Gauss basado en nodos (Green-Gauss Node-Based)
- ✓ Mínimos cuadrados basados en celdas (Least Squares Cell-Based)

Para el estudio, se seleccionó el método de los mínimos cuadrados basado en celdas, en este método, se supone que la solución varía linealmente. En la Figura 62. Evaluación del centroide de celda, el cambio en los valores de celda entre celda c_0 y c_i a lo largo del vector δr_i desde el centroide de celda c_0 a la celda c_i , se puede expresar como:

$$(\nabla\varphi)_{c_0} \cdot \Delta r_i = (\varphi_{c_i} - \varphi_{c_0}) \quad (4.1)$$

Figura 62. Cuadro de la configuración del Método de solución.



Fuente: “28.3.3. Evaluation of Gradients and Derivatives.” [En línea] [Revisado: 24-Oct-2019]. Disponible en internet: https://ansyshelp.ansys.com/account/secured?returnurl=/Views/Secured/corp/v194/flu_th/flu_th_sec_eval_derivatives.html?q=gradient.

Si escribimos ecuaciones similares para cada celda que rodea la celda c_0 , obtenemos el siguiente sistema escrito en forma compacta:

$$[J](\nabla\varphi)_{c_0} = \Delta\varphi \quad (4.2)$$

Donde $[J]$ es la matriz de coeficientes, la cual es considerada una función de geometría.

El objetivo, es determinar el gradiente de la celda $(\nabla\varphi_0 = \varphi_x\hat{i} + \varphi_y\hat{j} + \varphi_z\hat{k})$ resolviendo el problema de minimización para el sistema de la matriz de coeficientes no cuadrados en un sentido de mínimos cuadrados.

El sistema de ecuaciones lineales anterior está sobre determinado y puede

resolverse descomponiendo la matriz de coeficientes utilizando el proceso de Gram-Schmidt (referenciar). Esta descomposición produce una matriz de pesos para cada celda. Por lo tanto, para nuestro esquema centrado en la celda, esto significa que los tres componentes de los pesos $(W_{i0}^x, W_{i0}^y, W_{i0}^z)$ se producen para cada una de las caras de la celda c_0 .

Por lo tanto, el gradiente en el centro de la celda se puede calcular multiplicando los factores de peso por el vector diferencia $\Delta\varphi = (\varphi_{c_1} - \varphi_{c_0})$

$$(\varphi_x)_{c_0} = \sum_{i=1}^n W_{i0}^x \cdot (\varphi_{c_i} - \varphi_{c_0}) \quad (4.4)$$

$$(\varphi_y)_{c_0} = \sum_{i=1}^n W_{i0}^y \cdot (\varphi_{c_i} - \varphi_{c_0}) \quad (4.5)$$

$$(\varphi_z)_{c_0} = \sum_{i=1}^n W_{i0}^z \cdot (\varphi_{c_i} - \varphi_{c_0}) \quad (4.6)$$

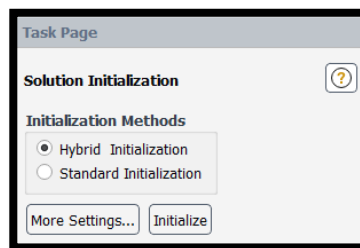
En mallas no estructuradas irregulares (sesgadas y distorsionadas), la precisión del método de gradiente de mínimos cuadrados es comparable a la del gradiente basado en nodos (y ambos son mucho más superiores en comparación con el gradiente basado en células). Sin embargo, es menos costoso calcular el gradiente de mínimos cuadrados que el gradiente basado en nodos. Por lo tanto, este método se seleccionó como el método de gradiente predeterminado en el solucionador ANSYS Fluent.⁵⁸

Antes de ejecutar su simulación, se debe tener en cuenta “Inicialización de la

⁵⁸ “28.3.3. Evaluation of Gradients and Derivatives.” [En línea] [Revisado: 24-Oct-2019]. Disponible en internet:
https://ansyshelp.ansys.com/account/secured?returnurl=/Views/Secured/corp/v194/flu_th/flu_th_sec_eval_derivatives.html?q=gradient.

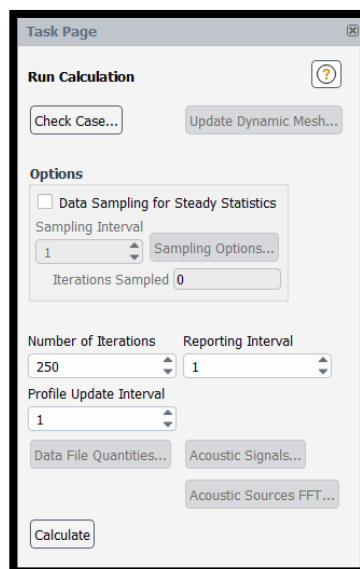
solución” y que esta permite cargar los datos de la simulación, la cual se seleccionó como modo “Inicialización Hibrida, en donde todas las celdas tienen el mismo valor al inicio, y se descartó la “Inicialización Estándar”, la cual no fue necesaria puesto que esta es útil para geometrías complejas que a veces resulta en convergencia en menos iteración, y para nuestro caso, se tiene una geometría sencilla y pequeña a su vez ver Figura 63.

Figura 63. Cuadro de la configuración de la “Inicialización de la solución.



Finalmente, se procede a la Ejecución del cálculo, en la pestaña de” Run Calculation” en donde se especificó el número de iteraciones Ver Figura 64.

Figura 64. Cuadro para la configuración y ejecución del cálculo.



6. RESULTADOS Y ANÁLISIS

Con el objetivo de aplicar los resultados obtenidos a partir de la utilización de las herramientas computacionales: Materialise Mimics (Software de procesamiento de imágenes para diseño y modelado 3D), SolidWorks (Software CAD para modelado mecánico en 2D y 3D) y ANSYS Fluent, (Software de dinámica de fluidos computacional (CFD)), se desarrolló un estudio fluidodinámico de la cánula de salida del soporte mecánico circulatorio (SMC), Heartmate® II LVAD para lograr comprender los cambios físicos en el flujo sanguíneo dentro del sistema de conexión Cánula de salida y aorta ascendente, manejando dos ángulos diferentes de conexión (90° y 50°), comparando sus resultados logrando encontrar la disposición más óptima, analizando las siguientes variables:

- Campo vectorial de velocidades.
- Distribución de líneas de corriente en aorta ascendente y cánulas
- Distribución de tensiones de corte en cada configuración, cuantificando la caída de presión a través de ambas cánulas.

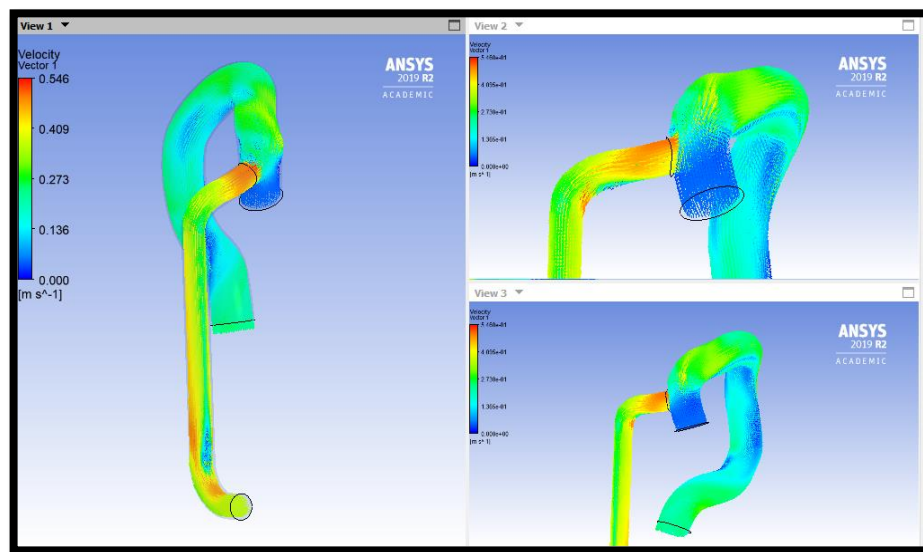
Debido a la irregularidad de geometría y asimetría del dominio que se analizó en la aorta ascendente, se requiere de la utilización de varios planos para lograr su visualización. Para presentar los resultados obtenidos de la simulación en el software de Ansys Fluent (CFD), se desarrollan de tal forma que se presenta un análisis comparativo entre las dos configuraciones de cánulas de las variables de velocidad, presión, esfuerzo.

6.1. ANÁLISIS DE LA VELOCIDAD - CAMPO VECTORIAL DE VELOCIDADES.

A continuación, se puede visualizar la distribución de la velocidad en los diferentes tiempos especificados para cada una de las configuraciones (90° y 50°), a continuación, se detalla el análisis de cada uno de los parámetros estudiados para cada configuración:

6.1.1. Configuración De La Unión De 90° Con La Cánula De Salida Y Aorta Ascendente. En esta configuración se puede observar los cambios del comportamiento del flujo proveniente del ventrículo izquierdo, en donde se detalla un incremento de velocidad del flujo principal que proviene dispositivo de asistencia ventricular izquierdo HeartMate II (a menudo denominado “bomba”) en la zona de la anastomosis cuando se une con el procedente de la aorta ascendente, evidenciándose luego su disminución hasta lograr formando un flujo que se desarrolla de forma ordenada, el cual alcanza la velocidad deseada y necesaria para alcanzar a expulsar y bombear la sangre del corazón al resto del cuerpo de forma eficiente, ver Figura 65.

Figura 65. Representación vectorial del campo de velocidades para la configuración de la cánula de 90°.



Además, se encontraron tres zonas críticas en donde se generaron los picos más altos de velocidad, en el punto de conexión de la aorta ascendente y la cánula de salida respectivamente (anastomosis), en donde el flujo principal debe competir contra el secundario y encontrar espacios libres que le permitan fluir aguas abajo, generando de esta forma una zona de mezcla inmediatamente detrás del flujo proveniente de la cánula con alto valor en su velocidad y finalmente, en los dos

cambios de geometría producidos por los codos de la cánula de salida al producir choques con la pared respectivamente, este flujo proveniente del codo superior de la cánula hacen que el flujo que ingresa a la aorta lo haga rotando, provocando de esta manera, un flujo aún más irregular en dicha región.

Asimismo, se evidencia como la sangre alcanza a mojar la superficie inferior del arco aórtico y el restante moja superficie superior del mismo evitando así futuras formaciones de trombos por flujo de estanco, ya que el flujo sanguíneo alcanza a lavar todos los sectores de la aorta.

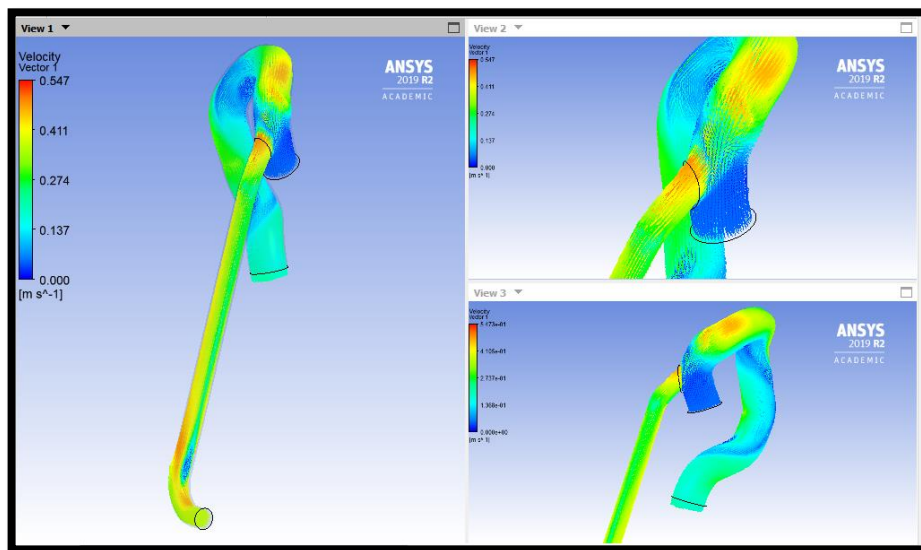
Los vectores de velocidad del plano transversal mostraron que el flujo de la bomba con la conexión de 90°, pasó a través del centro de la aorta, creando regiones de recirculación a ambos lados, lo cual permite concluir que un mayor ángulo de inclinación normalmente producirá valores más altos de velocidad y presión en la región de la raíz aórtica, debido al retroceso parcial del flujo de la anastomosis a la raíz aórtica.

6.1.2. Configuración De La Unión De 50° Con La Cánula De Salida Y Aorta Ascendente. En esta configuración se lograron encontrar tres zonas críticas en donde se generaron picos de velocidad, los cuales son de menor magnitud que en la configuración de 90°. En la región de anastomosis, en donde la Figura 66 logra evidenciar las velocidades a lo largo de la cánula de 50°, el cual, a diferencia de la otra configuración, donde se formaban flujos aún más irregulares en dicha región, en la configuración de 50° esto no ocurre ya que la cánula no posee tramos curvos de gran curvatura en la región de anastomosis. Las otras dos zonas críticas se presentan de igual forma en los dos codos de la cánula de salida, produciéndose este mismo fenómeno.

Estos aumentos de velocidades se presentan en la zona de anastomosis debido al incremento del flujo principal que proviene dispositivo de asistencia ventricular izquierdo HeartMate II (a menudo denominado “bomba”) y a la unión del flujo procedente de la aorta ascendente, logrando normalizarse y formar un flujo

ordenado, con la velocidad óptima necesaria para bombear la sangre del corazón al resto del cuerpo de forma eficiente, que en comparación con la configuración de 90°, su magnitud lograr ser menor. Asimismo, se evidencio como el flujo sanguíneo alcanza a mojar la superficie inferior del arco aórtico y el restante moja superficie superior del mismo evitando así futuras formaciones de trombos por flujo de estanco, ya que el flujo sanguíneo alcanza a lavar en su mayor parte los sectores de la aorta. Los vectores de velocidad del plano transversal mostraron que el flujo de la bomba se asemejaba a un chorro al entrar en la aorta, tocando la pared interna opuesta en la conexión de 50°, siguiendo la curvatura del arco aórtico con un flujo ordenado en toda su extensión, ver Figura 66.

Figura 66. Representación vectorial del campo de velocidades para la configuración de la cánula de 50°.



6.2. ANÁLISIS DE LAS TENSIONES DE CORTE

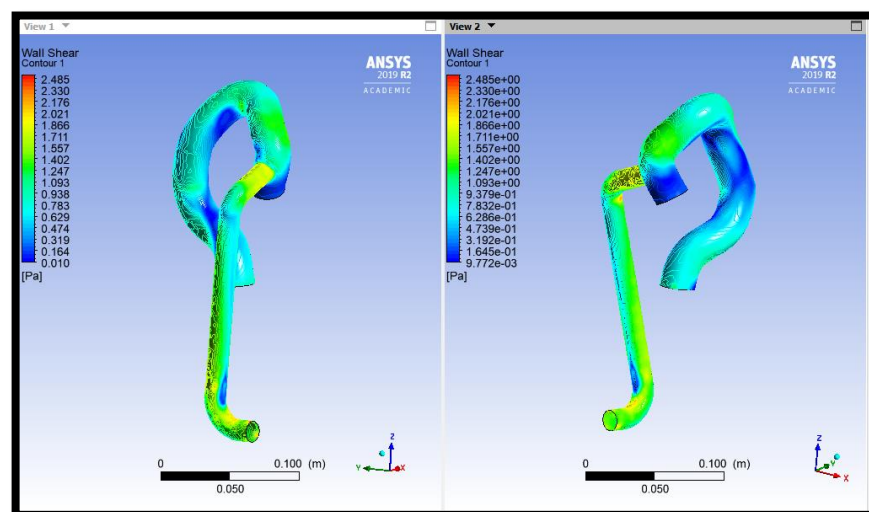
En este estudio, al considerarse flujo laminar, el campo de tensiones es puramente axial, de valor nulo en el centro de la cánula y aorta ascendente y va aumentando linealmente hasta la pared.

En la Figura 67 y Figura 68 se puede visualizar la distribución tensiones de corte

para cada una de las configuraciones 90° y 50°, las cuales como anteriormente ya se mencionó, hace referencia a la fuerza tangencial por unidad de área de una superficie (pared de la cánula y aorta en este caso), ejercida aquí por un fluido (sangre) sobre el entorno que lo contiene. A continuación, se detalla el análisis de cada uno de los parámetros estudiados para cada configuración:

6.2.1. Configuración De La Unión De 90° Con La Cánula De Salida Y Aorta Ascendente. Para la configuración que tiene como ángulo de anastomosis de 90°, los valores de tensión en la pared aórtica llegan hasta los 2.283 Pa, en aquellas regiones donde incide el flujo proveniente de la bomba sanguínea, luego de pasar por la sección de anastomosis (claramente identificables por pequeñas regiones de color verde y amarillo, conexión de la cánula y la aorta ascendente), llegando a cubrir gran parte de esta pared. Las zonas de máxima tensión de corte se presentaron en las regiones continuas a los codos de la cánula y en la zona de anastomosis, posteriores a ella igualmente. Del mismo modo, se observa que existe una relación directa entre la velocidad, es decir que la tensión cortante sólo depende en forma explícita del gradiente de velocidad y no de la presión ver Figura 67.

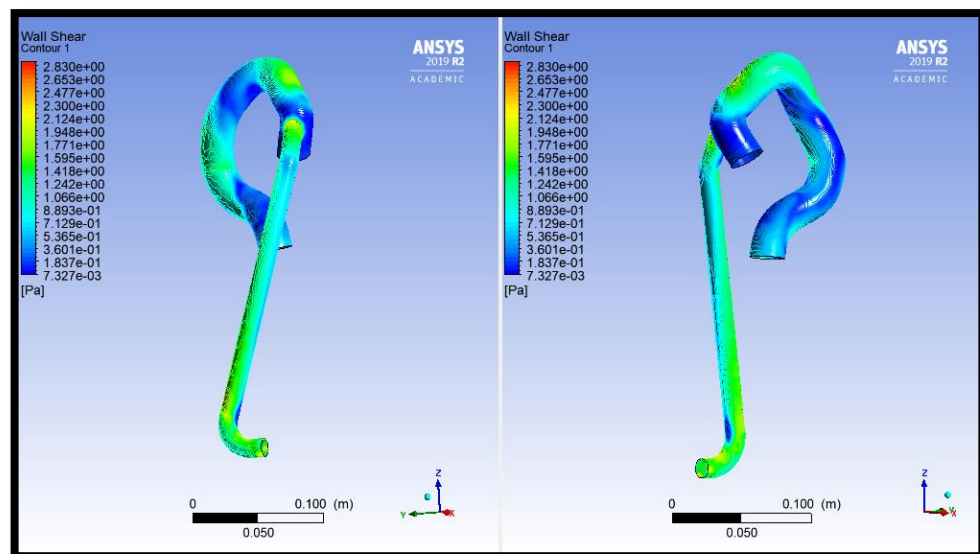
Figura 67. Representación de la distribución de las tensiones de corte para la configuración de la cánula de 90°.



Se evidenció que esta configuración el área que cubre los valores altos de tensiones de corte son mucho más grandes a diferencia de la configuración de 50°, debido al cambio de geometría abrupto que existe en el ángulo de anastomosis, por el valor de este, que, a su vez, se traduce en la formación de un segundo codo.

6.2.2. Configuración De La Unión De 50° Con La Cánula De Salida Y Aorta Ascendente. Para la configuración que tiene como ángulo de anastomosis de 50°, presenta en la pared arterial tensiones de corte menores, en donde el área que cubre los altos valores de tensiones en este sistema es de menor tamaño a comparación en la configuración de ángulo de anastomosis de 90°, como es en el codo superior de la aorta, la zona posterior al ángulo de anastomosis y al final de la pared aortica ascendente respectivamente. En esta configuración, a medida que el fluido sanguíneo, va recorriendo la pared aortica, el valor de las tensiones de corte va disminuyendo y aumentando de manera proporcional el área que cubre las zonas de tensiones de corte con baja magnitud.

Figura 68. Representación de la distribución de las tensiones de para la configuración de la cánula de 50°.



Las zonas críticas en esta configuración también se detallan en aquellas regiones donde incide el flujo proveniente de la bomba sanguínea, luego de pasar por la sección de anastomosis (claramente identificables por pequeñas regiones de color verde y amarillo) ver Figura 68.

6.3. LÍNEAS DE CORRIENTE

En la Figura 69 y Figura 70, se puede visualizar las líneas de corriente de los flujos estudiados (azul para el flujo principal y rojo para el secundario). Para la configuración de 90° se evidencia que el flujo primario se encuentra en un choque brusco con el flujo secundario provocando así que este pierda su línea de caudal y por ende ambos tiendan a luchar por espacios libres para así continuar con su caudal aguas abajo, por otra parte, la configuración de 50° se puede observar que cada flujo viaja de forma casi independiente dando así una distribución de caudal más uniforme aguas abajo.

Figura 69. Representación las líneas de corriente para la configuración de la cánula de 90° .

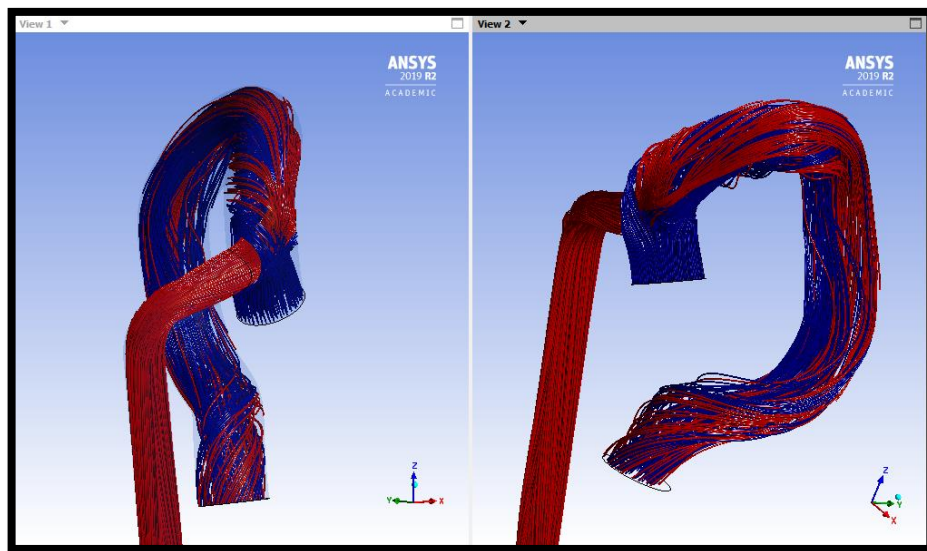
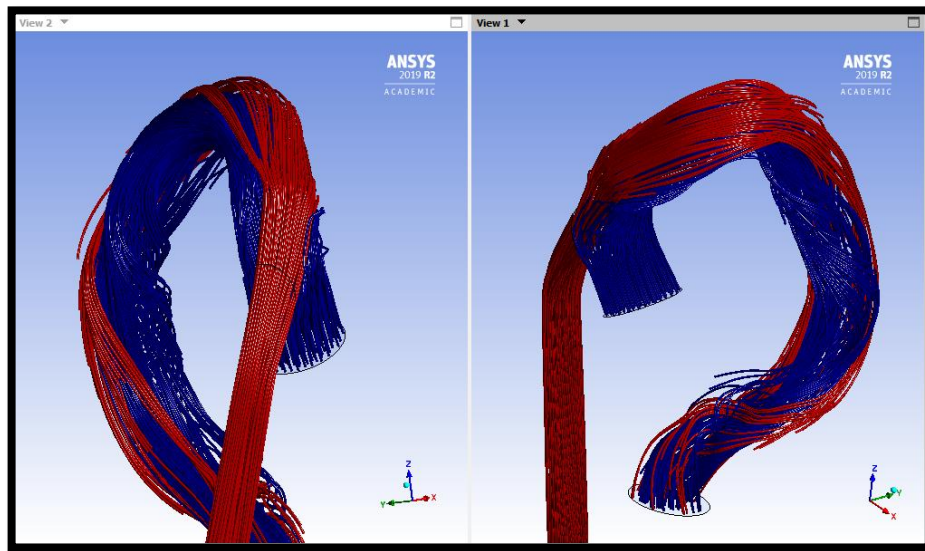


Figura 70. Representación las líneas de corriente para la configuración de la cánula de 50°.



6.4. CUANTIFICACIÓN DE LA PERDIDA DE PRESIÓN A TRAVÉS DE LAS CONFIGURACIONES DE (90 Y 50°)

A continuación, se quiere demostrar que pérdidas de presión se presentaron en las dos configuraciones para así tener una proyección del modelo con mejores condiciones de diseño.

6.4.1. Coeficiente De Perdida De Carga K_c .

A través de este coeficiente, las pérdidas se calculan mediante la fórmula:

$$\Delta p = \frac{1}{2} k_c \rho v^2 \quad (5.1)$$

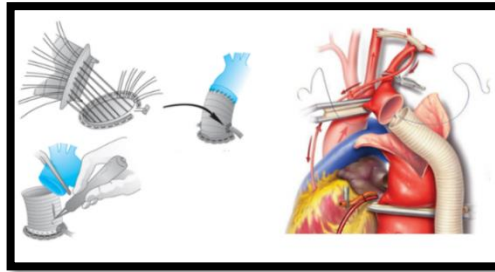
Donde:

Δp : pérdida de presión en pascales [Pa]
 k_c : coeficiente de pérdidas [adimensional].
 v : velocidad del fluido [m/s]
 ρ : la densidad del fluido [kg/m³]

Para realizar este cálculo, primero se debe tener en cuenta, según las geometrías

presentadas en las dos configuraciones, la forma como se acoplan estos dos elementos, en este caso, se unen por medio del cocimiento con hilos de sutura quirúrgicos, como se ilustra a continuación, ver Figura 71:

Figura 71. Representación del acoplamiento de los dos elementos (cánula y aorta).



Fuente: “Aneurismas de la aorta torácica y disección aórtica.” [En línea] [Revisado: 24-Oct-2019]. Disponible en internet: <https://accessmedicina.mhmedical.com/content.aspx?bookid=1513§ionid=98627267>.

De esta forma, se eligió para las dos configuraciones las pérdidas de carga producidas en los codos de los respectivos ángulos de 90° y 45° (pérdidas por bifurcación o empalme del flujo, ver Figura 72).

6.4.2. Pérdida De Presión A Través De La Configuración De 90°.

$$\Delta p_{90^\circ} = \frac{1}{2} k_c \rho v^2 \quad (5.2)$$

Donde:

$$k_c = 2 * 30 * f_T = 2 * 30 * 0,027 = 1.62$$

$$v = 0,37 \text{ m/s}$$

$$\rho = 1000 \text{ kg/m}^3$$

Entonces,

$$\Delta p_{90^\circ} = \frac{1}{2} * 1.62 * 1000 * 0,545^2 \quad (5.3)$$

$$\Delta p_{90^\circ} = 240.590 \text{ Pa} = 1.804 \text{ mmHg} \quad (5.4)$$

Figura 72. Correlaciones para el cálculo de pérdidas de carga.

TIPO DE ACCESORIO	DIBUJO	CONDICIÓN	FÓRMULA
ESTRECHAMIENTO BRUSCO Y GRADUAL		$\theta < 45^\circ$	$K = \frac{0,8 \cdot (\sin \frac{\theta}{2}) (1 - \beta^2)}{\tau^4}$
		$45^\circ < \theta < 90^\circ$	$K = \frac{0,5 \cdot \sqrt{(\sin \frac{\theta}{2}) (1 - \beta^2)}}{\tau^4}$
ENSANCHAMIENTO BRUSCO Y GRADUAL		$\theta < 45^\circ$	$K = \frac{2,6 \cdot (\sin \frac{\theta}{2}) (1 - \beta^2)^2}{\tau^4}$
		$45^\circ < \theta < 90^\circ$	$K = \frac{(1 - \beta^2)^2}{\tau^4}$
CODOS 90°		$K=30 \cdot f_T$	
CODO 45°		$K=16 \cdot f_T$	
CONEXIONES ESTÁNDAR EN "T"		FLUJO DIRECTO	$K=20 \cdot f_T$
		FLUJO DESVIADO A 90°	$K=60 \cdot f_T$
CURVAS DE 180° DE RADIO		$K=50 \cdot f_T$	

DIÁMETRO NOMINAL	mm	15	20	25	32	40	50	65,80	100	125	150	200,250	300,400
	Pulg	1/2	3/4	1	1 1/4	1 1/2	2	2 1/2, 3	4	5	6	8, 10	12, 16
Factor de fricción		0,027	0,025	0,023	0,022	0,019	0,018	0,017	0,016	0,015	0,014	0,013	0,012

Fuente: "Perdidas en redes hidráulicas." [En línea] [Revisado: 24-Oct-2019]. Disponible en internet: <https://es.scribd.com/document/346172716/5-PERDIDAS-DE-CARGA-EN-REDES-HIDRAULICAS-pdf>. p. 20

6.4.3. Pérdida De Presión A Través De Las Configuración De 50°.

$$\Delta p_{50^\circ} = \frac{1}{2} k_c \rho v^2 \quad (5.5)$$

Donde:

$$k_c = 16 \cdot f_T + 30 \cdot f_T = 16 \cdot 0,027 + 30 \cdot 0,027 = 1.242$$

$$v = 0,37 \text{ m/s}$$

$$\rho = 1000 \text{ kg/m}^3$$

Entonces,

$$\Delta p_{50^\circ} = \frac{1}{2} \cdot 1.242 \cdot 1000 \cdot 0,504^2 \quad (5.6)$$

$$\Delta p_{50^\circ} = 157.74 \text{ Pa} = 1.18 \text{ mmHg} \quad (5.7)$$

De esta forma, en lo que respecta a las pérdidas de presión a través de la cánula, se obtuvo para la configuración 90° una pérdida de 1.804 mmHg, en tanto que para la 50° , la pérdida fue de 1.18 mmHg. Teniendo en este caso menos pérdidas la configuración de la cánula de 50° , a comparación de la de 90° , esto a causa de la diferencia del valor de la velocidad y a su configuración geométrica.

7. VALIDACIÓN DE LOS RESULTADOS

Para validar los resultados obtenidos del análisis fluidodinámico se realizó la comparación de literatura existente sobre el campo biomecánico; con los siguientes estudios:

“Estudio fluidodinámico comparativo de cánulas de salida para una bomba de sangre de flujo continuo”. (Anexo A)

“Computational fluid dynamic study of hemodynamic effects on aortic root blood flow of systematically varied left ventricular assist device graft anastomosis design “. (Anexo B)

Nota: Los anexos están adjuntos en el CD y pueden ser visualizados en base de datos de la biblioteca UIS.

A continuación, se muestran los resultados de dichas simulaciones, para llevar a cabo una mejor visualización se definirá a **(Estudio 1)** *“Estudio fluidodinámico comparativo de cánulas de salida para una bomba de sangre de flujo continuo”* y a **(Estudio 2)** *“Computational fluid dynamic study of hemodynamic effects on aortic root blood flow of systematically varied left ventricular assist device graft anastomosis design “*

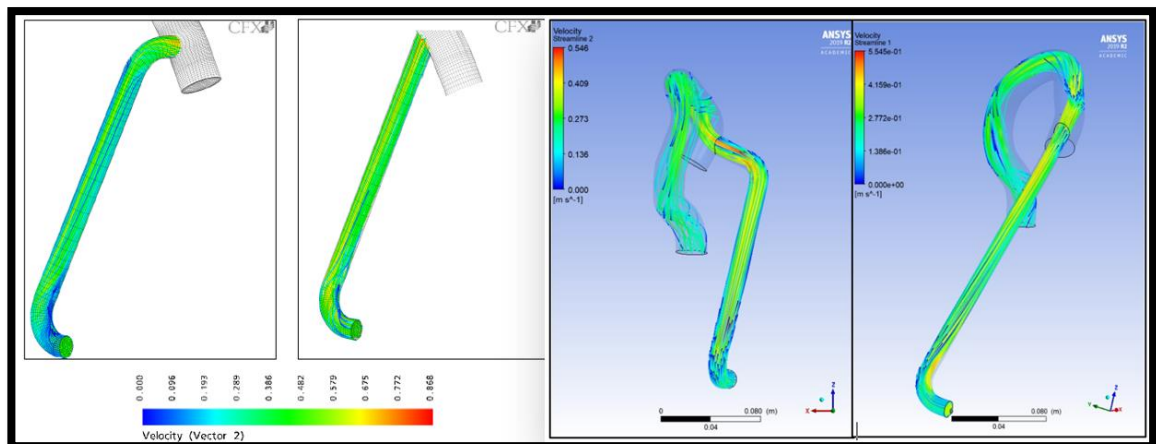
7.1. RESULTADOS DE LA VELOCIDAD PARA EL ESTUDIO 1

Este estudio, realizó una simulación numérica en donde analizaron, desde el punto de vista fluidodinámico, dos configuraciones de cánulas de salida para un sistema de asistencia ventricular formado por una bomba de flujo axial compuesta por dos rotores que giran en sentidos contrarios, la bomba de flujo axial, utilizada fue desarrollada en conjunto por Industrias Metalúrgicas Pescarmona S.A. (IMPSA) y la Fundación Favaloro.

Para llevar a cabo este análisis, modelaron dos geometrías de cánulas de salida como así también una geometría aproximada de la arteria aorta, generada a partir de imágenes obtenidas por Tomografía Axial Computada (TAC) con medio de contraste. Las imágenes, luego de ser procesadas, fueron llevadas a un CAD de uso comercial (SOLID EDGE - UGS) para crear las superficies que luego emplearon para realizar la construcción de las mallas por medio de un software específico (ICEM CFD 10.0 - ANSYS). A partir de las mallas, realizaron la simulación computacional de fluidos utilizando un software de simulación numérica de uso comercial (CFX 10.0 - ANSYS). De esta forma comparado los resultados obtenidos por este estudio con el desarrollado en esta tesis, se demostró su validez y veracidad, ya que se lograron alcanzar valores de velocidad, tensiones de corte y presión similares.

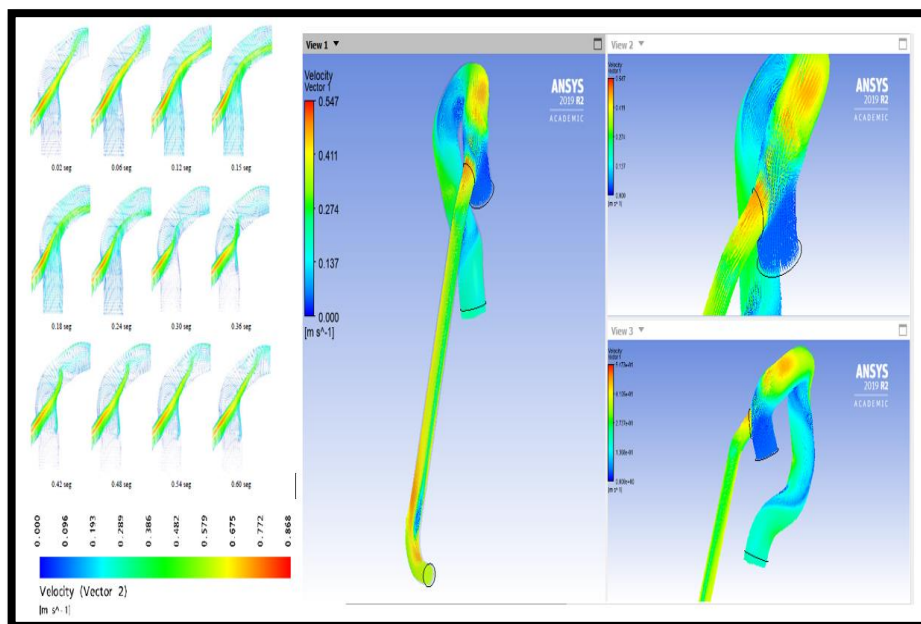
A continuación, en la Figura 73, se puede observar las comparaciones de líneas de corriente con el artículo comparativo y el estudio analizado.

Figura 73. Representación de las líneas de corriente para la configuración en la cánula de 90° y 50° respectivamente A) Artículo comparativo, B) Resultado de Estudio Fluido dinámico realizado.



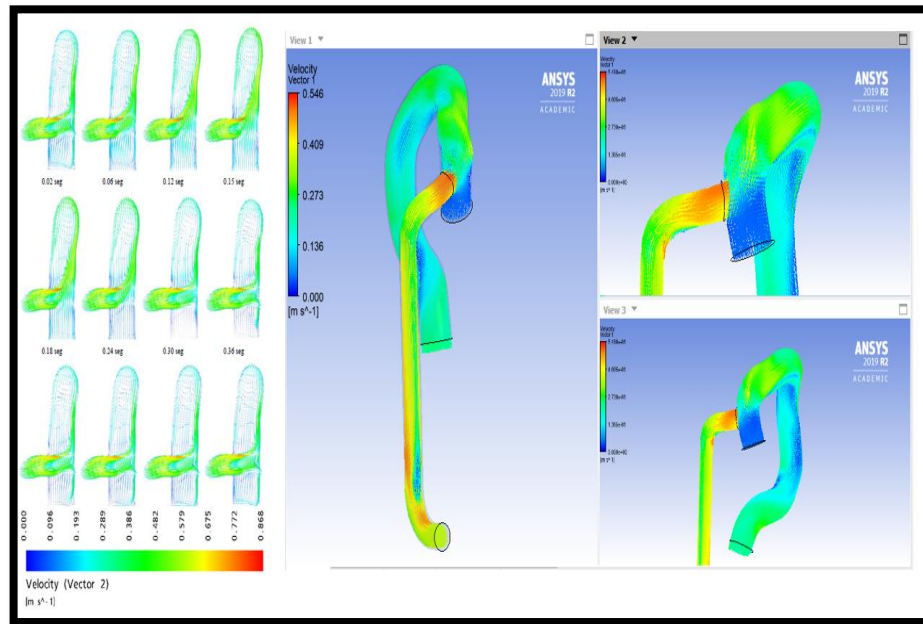
7.1.1. Configuración del sistema con la Cánula de 90°. Para la cánula de 90° alcanzaron valores de velocidad hasta de 0,868 m/s, considerándose de igual forma el ángulo de anastomosis y codos de la cánula de salida como las zonas críticas de flujos con velocidades altas en su magnitud ver Figura 74.

Figura 74. Representación vectorial del campo de velocidades para la configuración de la cánula 50°: A) Artículo comparativo, B) Resultado de Estudio Fluido dinámico realizado.



7.1.2. Configuración del sistema con la Cánula de 50°. Para la cánula de 50° alcanzaron valores de velocidad hasta de 0,868 m/s, considerándose de igual forma el ángulo de anastomosis y codos de la cánula de salida como las zonas críticas de flujos con velocidades altas en su magnitud ver Figura 75.

Figura 75. Representación vectorial del campo de velocidades para la configuración de la cánula 90°: A) Articulo comparativo, B) Resultado de Estudio Fluido dinámico realizado.



7.2. RESULTADOS DE LAS TENSIONES DE CORTE PARA EL ESTUDIO 1

7.2.1. Configuración del sistema con la Cánula de 90°. Para la cánula de 90°, los valores de las tensiones de corte sobre la superficie del sistema llegaron hasta de 7,2 [Pa], presentándose como zonas críticas la región de la conexión del ángulo de anastomosis y aguas abajo como en los dos codos de la cánula de salida debido a la relación que mantiene su velocidad en estas zonas ver Figura 76.

7.2.2. Configuración del Sistema con la Cánula de 50°. Para la cánula de 50°, los valores de las tensiones de corte sobre la superficie del sistema llegaron hasta de 5,4 [Pa], en donde se evidencia menor área de zonas con valores de tensiones de corte alto, debido a la relación que guarda con la magnitud de la velocidad en estas mismas regiones: conexión del ángulo de anastomosis y aguas abajo como en los dos codos de la cánula de salida ver Figura 77.

Figura 76. Representación de la distribución de las tensiones de para la configuración de la cánula de 90°, A) Articulo comparativo, B) Resultado de Estudio Fluido dinámico realizado.

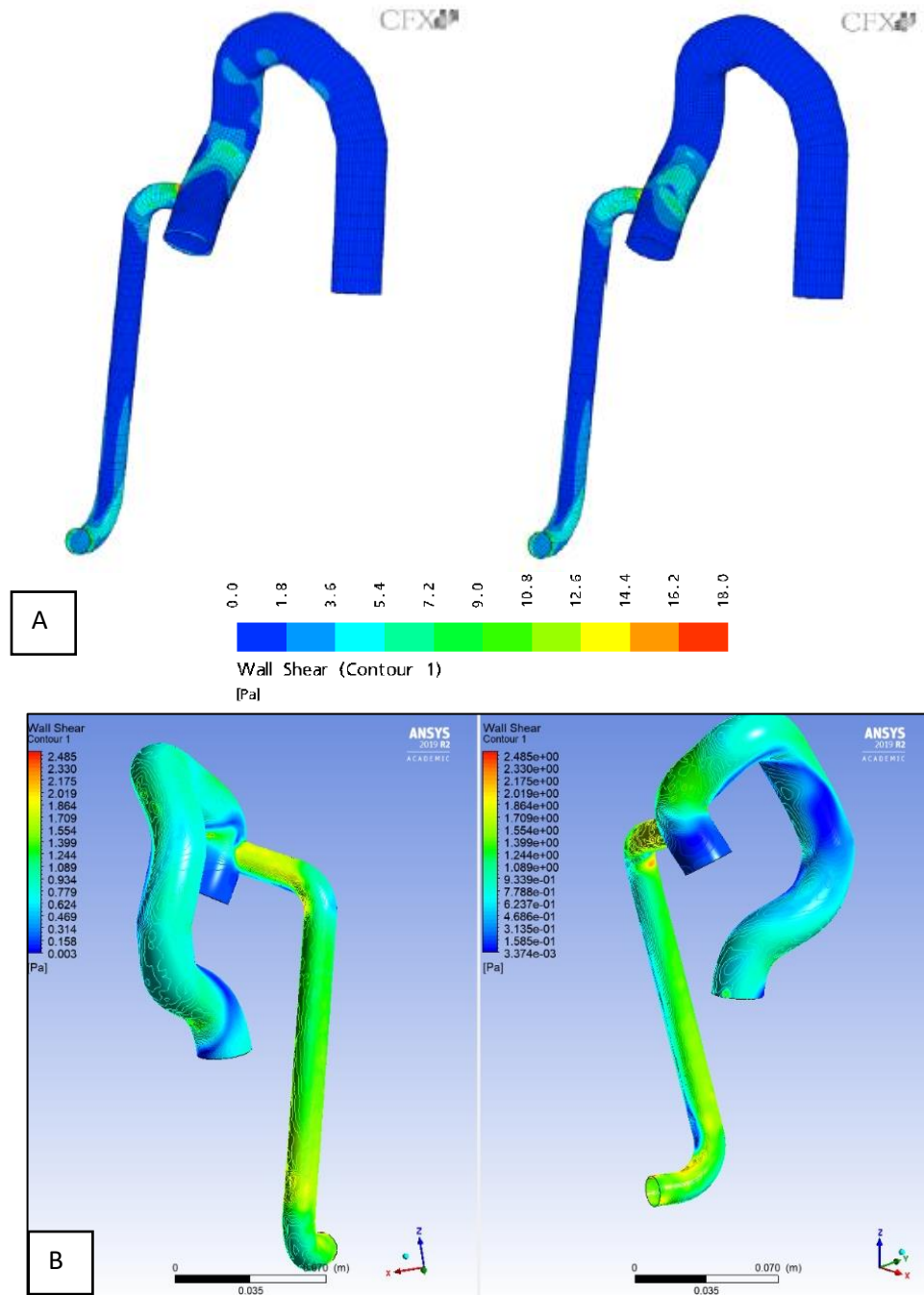
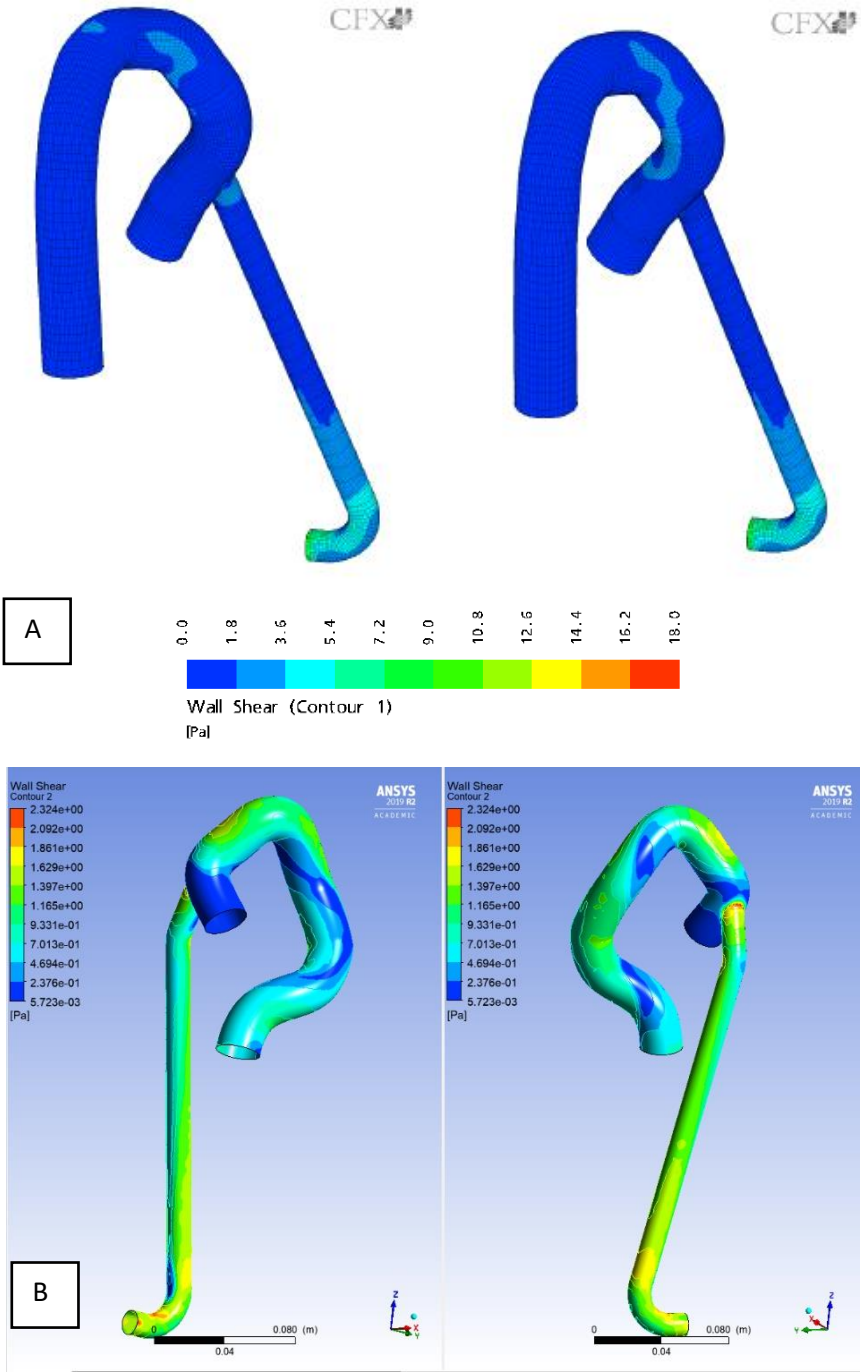


Figura 77. Representación de la distribución de las tensiones de para la configuración de la cánula de 50°, A) Articulo comparativo, B) Resultado de Estudio Fluido dinámico realizado.



7.3.RESULTADOS DE LA PÉRDIDA DE PRESIÓN PARA EL ESTUDIO 1

Finalmente, para la pérdida de presión a través de la cánula, se obtuvieron los siguientes resultados, para la configuración CS01 (90°) fue de 1.8 mmHg, en tanto que para la CS02 (50°), la caída fue de 1.5 mmHg, de esta manera al ser comparados con el estudio desarrollado la configuración de 90° la pérdida de presión fue de 1.804 mmHg y la pérdida de presión de la configuración de 50° fue de 1.18mmhg.

De tal forma, comparando los resultados con este estudio se desprende que un ángulo de anastomosis de 50° es más adecuado que uno de 90° ya que se evitan fenómenos indeseados en el flujo y se concluyó de igual forma que durante el periodo de bombeo del corazón, en el tramo ascendente de aorta ambos flujos se desarrollan en forma ordenada.

7.4.COMPARACIÓN DE LOS RESULTADOS DEL ESTUDIO 2

En este estudio exploraron el efecto de un amplio rango de ángulos anastomóticos de la cánula de salida con respecto a la aorta, y su ubicación distal a la raíz aórtica, usando simulación CFD (Computational Fluid Dynamics) sobre datos de TC (Computed Tomography) específicos de pacientes, el cual pretende ayudar en el futuro a largo plazo a estudios para determinar una anastomosis óptima.

Métodos: Generaron el modelo de aorta real a partir de imágenes tomográficas computadas de un paciente, de allí realizaron las respectivas simulaciones computacionales de dinámica de fluidos para estudiar los patrones de flujo sanguíneo en la aorta ascendente, para tres configuraciones de anastomosis específicas, para evaluar la influencia ver Figura 78.

Resultados: Los cambios en el ángulo de inclinación causan cambios significativos para todos los parámetros de flujo. Una ubicación de anastomosis más baja podría

reducir el estancamiento del flujo sanguíneo en la raíz aórtica y producir tensión de corte de pared normal y valores de presión moderados en la región.

Los vectores de velocidad del plano transversal, de la Figura 78, mostraron que el flujo de la bomba se asemejaba a un chorro al entrar en la aorta, golpeando la pared interna opuesta. En la configuración del ángulo de 60° , el flujo de chorro de la cánula de la bomba siguió la curvatura del arco aórtico y no golpeó la pared aórtica hasta que llegó al arco aórtico. En la configuración del ángulo de 90° , el flujo de chorro se dividió en dos partes: la mayor parte del flujo se dirigía hacia la aorta descendente; una pequeña porción del flujo giraba hacia la dirección de la raíz aórtica que proporcionó alguna fuerza de "lavado" en la raíz aórtica. En la configuración de ángulo de 120° , el flujo se dirigió hacia la válvula, creando grandes vórtices cerca del centro de la aorta raíz.

Figura 78. Representación gráfica de la distribución de los vectores de velocidad del área transversal en el plano de la anastomosis, con las configuraciones de (60° , 90° , 120°), de estudio 2.

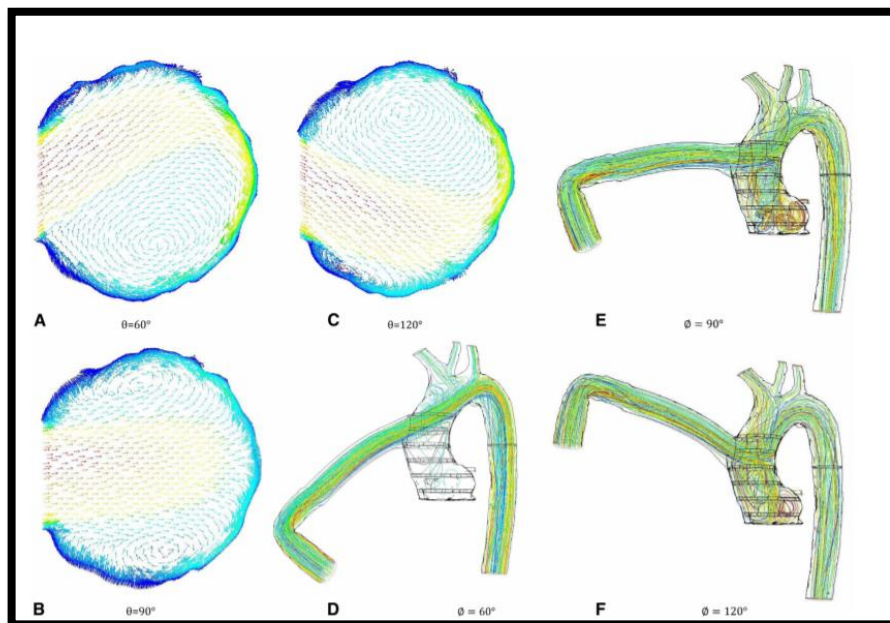


Figura 79. Representación gráfica de la distribución de los vectores de velocidad en la configuración de 90 °.

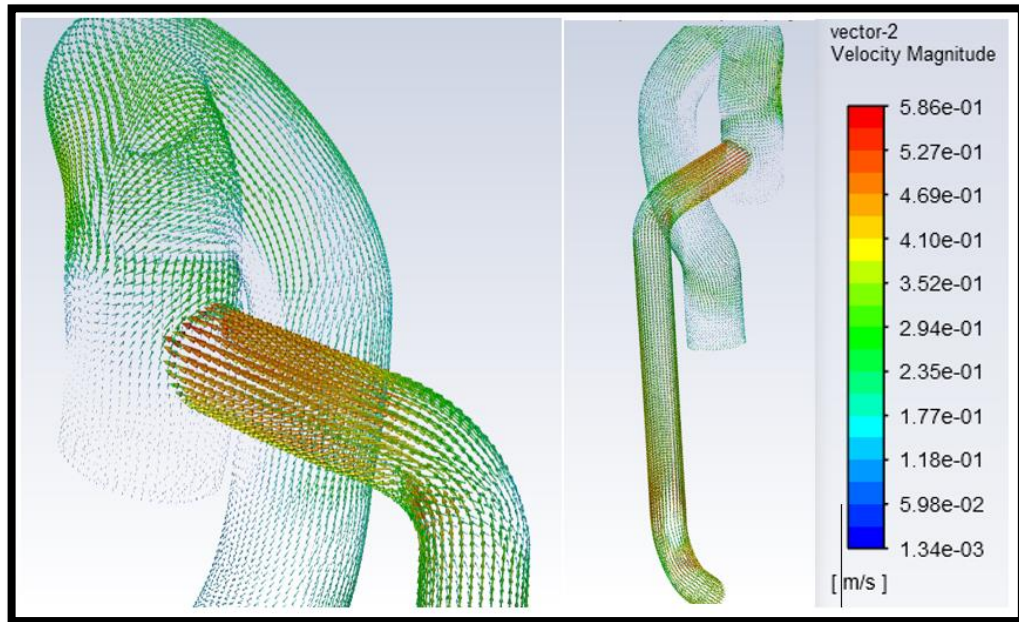
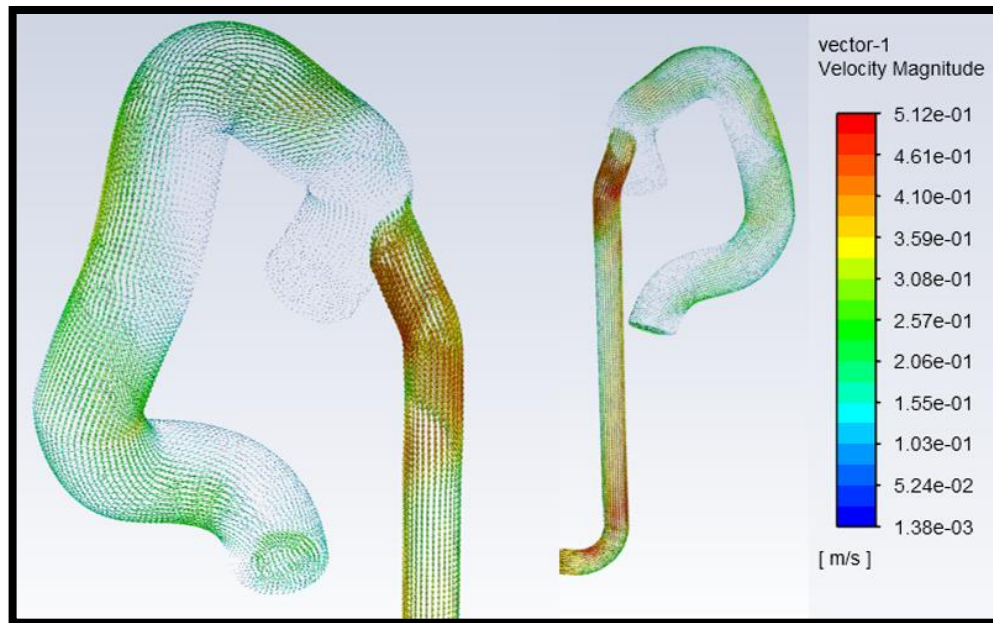


Figura 80. Representación gráfica de la distribución de los vectores de velocidad en la configuración de 50°.



De esta forma, concluyeron que un mayor ángulo de inclinación normalmente producirá valores más altos de velocidad y presión en la región de la raíz aórtica, debido al retroceso parcial del flujo de la anastomosis a la raíz aórtica. Es decir que el ángulo de 90° producirá valores más altos de velocidad y presión en la raíz aórtica que el ángulo de 60° , lo cual, al momento de contrastarlo con el estudio fluidodinámico de la Heartmate II, resulta ser similar a los resultados obtenidos, con la comparación de los ángulos de 90° y 50° , en donde el flujo sanguíneo generó mejores comportamientos con ángulos más bajos, ya que se evitan fenómenos indeseados en el flujo.

8. CONCLUSIONES

- Al realizar las investigaciones en la literatura existente en el campo de la biomecánica y con el asesoramiento de la Fundación Cardiovascular de Colombia (Bucaramanga S.), se logró definir las propiedades del fluido de sangre, las condiciones de contorno sobre cada uno de las configuraciones y los modelos matemáticos utilizados para el dicho estudio, sujeto al número de Reynolds que se presente en el fenómeno real.
- Se determinó que el uso de las herramientas computacionales como Materealise Mimics® abren la puerta a los estudios biomecánicos en Escuela de Ingeniería Mecánica en la Universidad Industrial de Santander, gracias a la compatibilidad que este programa maneja con los estudios imagenológicos.
- Se puede concluir que al desarrollar la simulación computacional de fluidos (Ansys Fluent-CFD) , se determinó el comportamiento del flujo sanguíneo, evaluando desde el punto de vista fluidodinámico la relación relativa que tiene la cánula de salida de este dispositivo con respecto a la aorta ascendente, permitiendo afirmar mediante los resultados obtenidos que se podría lograr minimizar los patrones irregulares de flujo sanguíneo mientras menor sea el ángulo de conexión entre estos dos elementos. Por esta razón, se concluyó que estas dos características geométricas (ángulo y posición de la anastomosis) son características claves para optimizar el funcionamiento de la bomba sanguínea Heartmate II.
- Al analizar los resultados obtenidos de la simulación , se concluyó que con respecto al campo vectorial de velocidades, se evidenció que una configuración con un ángulo de anastomosis de 50° con relación a la de 90° ,

esta presenta flujos controlados en toda la extensión del sistema (cánula de salida- aorta ascendente), de esta forma, mediante, se logró determinar que se evitan la formación de fenómenos indeseados en el flujo, disminuyendo la creación de coágulos, especialmente en zonas ubicadas aguas abajo de la región de anastomosis.

- Con respecto a las líneas de corriente de los flujos estudiados, para la configuración de 90° , se evidencia que el flujo primario se encuentra en un choque brusco con el flujo secundario, provocando que este pierda su línea de caudal y por ende ambos tiendan a luchar por espacios libres y con ello, continuar con su caudal aguas abajo, por otra parte, en la configuración de 50° se puede observar que cada flujo viaja de forma casi independiente dando así una distribución de caudal más uniforme aguas abajo, por ende, esto es importante ya que lava todos los sectores de la arteria evitando de esta manera la posible formación de trombos por flujo estanco.
- Al analizar la distribución de tensiones de corte y teniendo en cuenta que los niveles de esfuerzos de corte a los que será sometido un glóbulo rojo al circular por el sistema, determinan el grado hemolítico del dispositivo, para la configuración de 90° , se evidenció la presencia de altos valores, lo que podría provocar la destrucción de los eritrocitos (Célula sanguínea encargada de transportar oxígeno), mientras que para la configuración de 50° al presentar valores controlados y más bajos, permiten proteger estas células sanguíneas, evitando finalmente este tipo de rotura.
- En conclusión, las pérdidas de presión en las configuraciones estudiadas, se logró demostrar la importancia del ángulo de anastomosis entre la aorta ascendente y la cánula de salida, ya que la configuración de 50° , a comparación de la de 90° , es menor, disminuyendo el valor de la

fricción entre el flujo sanguíneo y las paredes del sistema, y con esto evitar el estancamiento del fluido.

- Al tener definido los resultados de la simulación fluidodinámica , y al ser comprados con los estudios mencionados anteriormente, se logró validar su veracidad, correlacionando los valores del campo vectorial de velocidades, distribución de líneas de corriente y de tensiones de corte, llegando a la misma conclusión de dicha literatura, resaltando la importancia del ángulo de anastomosis, ya que al ser menor se podría lograr minimizar los patrones irregulares de flujo sanguíneo y con ello mejorar la calidad de vida del paciente

BIBLIOGRAFÍA

¿Qué es el formato DICOM? Las claves del estándar en imágenes médicas. [En línea] [Revisado: 06-Jun-2019]. Disponible en Internet: <https://clinic-cloud.com/blog/formato-dicom-que-es-estandar-imagenes-medicas/>.

3-matic. [En línea] [Revisado: 24-Oct-2019]. Disponible en internet: https://www.materialise.com/system/files/uploads/resources/IFU/3-matic%20Medical/ifu_3-matic_10.0_medical_en.pdf.

Anatomía aórtica. [En línea]. [Revisado: 21-Nov-2019]. Disponible en internet: <https://accessmedicina.mhmedical.com/content.aspx?bookid=1513§ionid=98627267>.

Aneurismas de la aorta torácica y disección aórtica. [En línea] [Revisado: 24-Oct-2019]. Disponible en internet: <https://accessmedicina.mhmedical.com/content.aspx?bookid=1513§ionid=98627267>.

ANSYS plataforma de solución CAE. [En línea] [Revisado: 06-Jun-2019]. Disponible en Internet: <http://www.3dcadportal.com/ansys.html>.

ARAYA, Daniel. LI HUANG, Luis. MONTERO Juan. Estudio exploratorio para el desarrollo de un dispositivo de asistencia cardíaca. Instituto Tecnológico de Costa Rica. 2011-2012.

BARRETO. Andrade. VILLA Leonel. Radiología diagnóstica en la era tecnológica. Comparación entre dos modelos. Gac. Med. Mex., vol. 141, no. 5, 2005.

Bomba axial VAD - INTENSIVO. [En línea]. [Revisado: 21-Nov-2019]. Disponible en internet: <https://intensiveblog.com/pump-it/axial-pump-vad/>.

BRACAMONTE, William. BRACAMONTE, Johane. BARRITO, Miguel.

D'ALESSANDRO, Antonio. Dinámica de fluidos computacional aplicada al estudio del flujo sanguíneo en el cayado aórtico humano y sus principales ramas. Ingeniería Investigación y Tecnología. vol. 17, no. 1, 2016.

BUSTAMANTE, Carlos.NIETO, Cesar. GIRALDO Mauricio. Solución de las ecuaciones de navier stokes por el método de volúmenes finitos aplicado a mallas no ortogonales. Asociacion Argentina de Mecanica Computacional. vol. 17, 2008.

CALVO, Daniel. Caracterización mecánica de injertos de aorta ascendente de dacron®. Trabajo fin de Master Madrid. Universidad Politécnica De Madrid. 2013.

CASTILLO, Omar. Elaboración de injertos vasculares sintéticos de bajo calibre y su caracterización fisicoquímica, mecánica y biológica. Maestria en Ciencias. Centro de Investigación Científica de Yucatán. A.C. 2013.

CEDILLO, José. MARÍN Juan. Estudio experimental y computacional mediante cfd ansys del flujo de aire a traves de techos de edificaciones usando un tunel de viento. Trabajo de Grado Cuenca. Universidad Politecnica Salesiana, 2015.

Discretización de la ecuación de momento. [En línea] [Revisado: 24-Oct-2019]. Disponible en Internet: https://ansyshelp.ansys.com/account/secured?returnurl=/Views/Secured/corp/v194/flu_th/flu_th_sec_solver_pb_mom_eq.html.

Discretization of the Continuity Equation. [En línea] [Revisado: 24-Oct-2019]. Disponible en Internet: https://ansyshelp.ansys.com/account/secured?returnurl=/Views/Secured/corp/v194/flu_th/flu_th_sec_solver_pb_cont_eq.html.

Dr. Leonardo Alberto Salazar Rojas. [En línea] [Revisado: 24-Oct-2019]. Disponible en Internet: <http://www.fcv.org/site/instituto-cardiovascular/quienes-somos/directorio-medico-icv/189-cirugia-cardiovascular/53-leonardo-alberto-salazar-rojas>.

E. Sistema, C. Interactivo, M. Medical, R. Magn, and D. Para. Mimics Medical- Instrucciones de uso del Softwar. 2016.

Evaluation of Gradients and Derivatives. [En linea] [Revisado: 24-Oct-2019]. Disponible en internet: https://ansyshelp.ansys.com/account/secured?returnurl=/Views/Secured/corp/v194/flu_th/flu_th_sec_eval_derivatives.html?q=gradient.

GALLARDO, Juan. Diseño y construcción de una bomba para simulación de flujo cardiaco. Proyecto fin de carrera Madrid. Universidad Carlos III De Madrid Escuela Politécnica Superior, 2009.

GÓMEZ, Samuel. Mallado y simulación CFD de automóvil. Trabajo final de Master Barcelona. Escola Tècnica Superior d'Enginyeria Industrial de Barcelona. 2017.

Medical Image Segmentation. [En linea] [Revisado: 06-Jun-2019]. Disponible en Internet: <https://www.materialise.com/es/medical/mimics-innovation-suite/medical-image-segmentation>.

MORALES, Carlos. Bombas centrífugas como asistencia ventricular: estado actual., Cir. Cardiov. vol. 16, no. 2, 2013.

PASCAL, Verdonck. The role of computational fluid dynamics for artificial organ design. Artif. Organs. vol. 26. no. 7. 2002.

PATEL, Chetal. COWGER, Jenifer. ZUCKERMANN, Andreas. A contemporary review of mechanical circulatory support. J. Hear. Lung Transplant. vol. 33. no. 7, .2014.

Perdidas en redes hidráulicas. [En linea] [Revisado: 24-Oct-2019]. Disponible en internet: <https://es.scribd.com/document/346172716/5-PERDIDAS-DE-CARGA-EN-REDES-HIDRAULICAS-pdf>.

Pressure-Based Solver. [En linea] [Revisado: 24-Oct-2019]. Disponible en internet:

https://ansyshelp.ansys.com/account/secured?returnurl=/Views/Secured/corp/v194/flu_th/flu_th_uns_scheme.html.

Principio de Bernoulli. [En línea] [Revisado: 06-Jun-2019]. Disponible en Internet: <https://www.fisimat.com.mx/teorema-de-bernoulli/>.

Quienes somos. [En línea] [Revisado: 24-Oct-2019]. Disponible en Internet: <https://www.fcv.org/site/instituto-cardiovascular/quienes-somos/quienes-somos>.

ROBAYO, Diego. ORTIZ, Camilo. Modelado y simulación de un sistema de vasos sanguíneos. Trabajo de Grado Bogotá D.C. Universidad Distrital Francisco José De Caldas, 2016.

RUIZ, Manuel. Estudio del flujo regional en diferentes órganos durante la asistencia mecánica circulatoria pulsátil y no pulsátil. Tesis doctoral Madrid: Universidad Complutense De Madrid, 2015.

SARRALDE, José. NEGUERUELA, Carolina. Asistencias circulatorias pulsátiles. Cir. Cardiov. vol. 16, no. 2, 2009.

T.A.C. - Colsanitas. [En línea] [Revisado: 06-Jun-2019]. Disponible en Internet: <https://portal.colsanitas.com/portal/web/clinisanitas/t.a.c>.

THORATEC CORPORATION. Sistema de asistencia ventricular izquierdo heartmate ii®-Instrucciones de uso. Pleasanton. Documento 10006960ES-LA.B.

ANEXOS

ANEXO A: Estudio fluidodinámico comparativo de cánulas de salida para una bomba de sangre de flujo continuo.

ANEXO B: Computational fluid dynamic study of hemodynamic effects on aortic root blood flow of systematically varied left ventricular assist device graft anastomosis design.

Nota: Los anexos están adjuntos en el CD y pueden ser visualizados en base de datos de la biblioteca UIS.