



UNIVERSITAT
POLITÈCNICA
DE VALÈNCIA



UNIVERSITAT POLITÈCNICA DE VALÈNCIA

Escuela Técnica Superior de Ingeniería del Diseño

Análisis CFD de la fluidodinámica y hemocompatibilidad del
dispositivo de asistencia ventricular izquierda HeartMate III

Trabajo Fin de Máster

Máster Universitario en Ingeniería Aeronáutica

AUTOR/A: Gil Martínez, Carlos

Tutor/a: Quintero Igeño, Pedro Manuel

CURSO ACADÉMICO: 2022/2023



UNIVERSITAT
POLITÈCNICA
DE VALÈNCIA



UNIVERSIDAD POLITÉCNICA DE VALENCIA

Departamento de Máquinas y Motores Térmicos

Escuela Técnica Superior de Ingeniería Del Diseño

Análisis CFD de la fluidodinámica y hemocompatibilidad del dispositivo de asistencia ventricular izquierda Heart-Mate III

Trabajo Final de Máster

Máster Universitario en Ingeniería Aeronáutica

AUTOR: Gil Martínez, Carlos

Tutor: Quintero Igeño, Pedro Manuel

Curso académico: 2022/2023

Resumen

Este Trabajo Fin de Máster se centra en el estudio CFD de la hemodinámica y la hemocompatibilidad del dispositivo de asistencia ventricular izquierda HeartMate III. Para el análisis computacional se ha desarrollado un modelo robusto CFD, empleando el software *STAR-CCM+* de *SIEMENS*, con todos los fenómenos físicos y condiciones iniciales que gobiernan el problema. Se imponen como condiciones de contorno el caudal trasegado y la velocidad de rotación del rotor, empleando el método “*Moving Reference Frame*” (MRF) para simular el movimiento. El análisis hemodinámico elaborado consiste en la obtención de los mapas de funcionamiento del HeartMate III en términos de salto de presión, potencia y eficiencia. Además, se visualiza la distribución de velocidad relativa en función del caudal y régimen de giro para ubicar las zonas de recirculación. En cuanto al daño sanguíneo provocado por el dispositivo, se estudia el Índice de Hemólisis mediante el método Euleriano y Lagrangiano; relacionando dicho parámetro con la distribución de esfuerzos cortantes y el tiempo de residencia. Cabe destacar, que este estudio se ha desarrollado en régimen estacionario y los resultados del mapa de funcionamiento de salto de presión se han validado experimentalmente.

Palabras clave: CFD · LVAD · HearMate III · Fluidodinámica · Mecánica de fluidos · Bomba de sangre.

Resum

Aquest Treball Final de Màster se centra en l'estudi CFD de l'hemodinàmica i l'hemocompatibilitat del dispositiu d'assistència ventricular esquerra HeartMate III. Per a l'anàlisi computacional s'ha desenvolupat un model robust CFD, empleant el programa *STAR-CCM+* de *SIEMENS*, amb tots els fenòmens físics i condicions inicials que governen el problema. S'imposen com a condicions de contorn el cabal trasbalsat i la velocitat de rotació del rotor, emprant el mètode “*Moving Reference Frame*” (MRF) per a simular el moviment. L'anàlisi hemodinàmic elaborat consisteix en l'obtenció dels mapes de funcionament del HeartMate III en termes de salt de pressió, potència i eficiència. A més, es visualitza la distribució de velocitat relativa en funció del cabal i règim de gir per a situar les zones de recirculació. En quant al mal sanguini provocat pel dispositiu, s'estudia l'Índex d'Hemòlisi mitjançant el mètode Eulerià i Lagrangjà; relacionant aquest paràmetre amb la distribució d'esforços tallants i el temps de residència. Cal destacar, que aquest estudi s'ha desenvolupat en règim estacionari i els resultats del mapa de funcionament de salt de pressió s'han validat experimentalment.

Paraules clau: CFD · LVAD · HearMate III · Fluidodinàmica · Mecànica de fluids · Bomba de sang

Abstract

This Master Thesis focuses on the CFD study of the hemodynamics and hemocompatibility of the HeartMate III left ventricular assist device. For the computational analysis, a robust CFD model has been developed, using the *STAR-CCM+* software from *SIEMENS*, with all the physical

phenomena and initial conditions that govern the problem. The boundary conditions imposed are the flow rate and the rotational speed of the rotor, using the "*Moving Reference Frame*" (MRF) method to simulate the movement. The hemodynamic analysis consists of obtaining the performance maps of the HeartMate III in terms of pressure head, power and efficiency. In addition, the relative velocity distribution is visualized as a function of flow rate and rotational speed to locate the recirculation zones. As for the blood damage caused by the device, the Hemolysis Index is studied using the Eulerian and Lagrangian method, relating this parameter to the shear stress distribution and the residence time. It should be noted that this study has been carried out in steady state and the results of the pressure head operation map have been validated experimentally.

Keywords: CFD · LVAD · HeartMate III · Fluid dynamics · Fluid mechanics · Blood pump.

Agradecimientos

A mis padres José y Elena por su sacrificio y apoyo incondicional a lo largo de la carrera y el máster.

A Pedro Quintero por la oportunidad otorgada de realizar este Trabajo Fin de Máster en el CMT.

Y a Andrea Mares, que sin su ayuda día tras día este trabajo no habría salido adelante.

Índice General

Capítulo 1. Introducción	17
1.1. Descripción del departamento CMT-Motores Térmicos.....	18
1.2. Contexto histórico del proyecto y justificación.....	19
1.3. Descripción del problema y estructura de trabajo	20
1.4. Objetivos	22
Capítulo 2. Marco teórico.....	23
2.1. Introducción a los dispositivos de asistencia ventricular izquierda (LVADs)	24
2.2. Generaciones de LVADs	24
2.2.1 Primera generación de LVADs.....	24
2.2.2 Segunda generación de LVADs.....	25
2.2.3 Tercera generación de LVADs	26
2.3. HeartMate III	28
2.4. Daño sanguíneo: hemólisis	31
2.4.1. Enfoque Euleriano	31
2.4.2. Enfoque Lagrangiano.....	32
2.4.3. Cálculo de esfuerzos cortantes	34
Capítulo 3. Metodología CFD	35
3.1. Introducción	36
3.2. Ecuaciones de la dinámica de fluidos.....	36
3.3. Geometría de estudio	39
3.4. Mallado	41
3.5. Configuración de los casos	44
3.6. Simulación del movimiento (MRF)	46
Capítulo 4. Resultados.....	47
4.1. Comparación entre interfaz de tipo “ <i>internal</i> ” y de tipo “ <i>mixing-plane</i> ” respecto a URANS	48
4.2. Mapas de funcionamiento del HeartMate III	50
4.3. Análisis de velocidad relativa	53
4.4. Análisis del tiempo de residencia.....	57
4.5. Análisis de esfuerzos cortantes	58

4.6. Índice de Hemólisis en sangre	61
4.6.1. Resultados: Enfoque Euleriano	61
4.6.2. Resultados: Enfoque Lagrangiano	63
Capítulo 5. Conclusiones	65
5.1. Principales conclusiones.....	66
5.2. Posibles trabajos futuros.....	67
Capítulo 6. Pliego de condiciones y presupuesto	69
6.1. Pliego de condiciones.....	70
6.1.1. Condiciones técnicas	70
6.1.2. Condiciones del puesto de trabajo.....	70
6.2. Presupuesto	72
6.2.1. Coste de la mano de obra	72
6.2.2. Coste computacional.....	73
6.2.3. Presupuesto total	73
ANEXOS	76
ANEXO A. RELACIÓN DEL TFM CON LOS OBJETIVOS DE DESARROLLO SOSTENIBLE DE LA AGENDA 2030.....	77
Bibliografía.....	79

Índice de figuras

Ilustración 1: Edificio en el que se ubica el departamento CMT-Motores Térmicos de la UPV.	18
Ilustración 2: LVADs más representativos de cada generación.	20
Ilustración 3: Primera generación de LVADs [11]. La imagen izquierda (A) es un diagrama del HeartMate I y la imagen derecha (B) es una radiografía de un paciente con el HeartMate I implantado.	25
Ilustración 4: Segunda generación de LVADs [11]. La imagen izquierda (A) es un diagrama del HeartMate II y la imagen derecha (B) es una radiografía de un paciente con el HeartMate II implantado.	26
Ilustración 5: Recorrido del flujo sanguíneo por el interior del HeartMate II.	26
Ilustración 6: Tercera generación de LVADs [11]. La imagen izquierda (A) es un diagrama del HVAD y la imagen derecha (B) es una radiografía de un paciente con el HVAD implantado.	27
Ilustración 7: Comparación del salto de presión entre el HeartMate II (imagen izquierda) y el HVAD (imagen derecha).	28
Ilustración 8: Diagrama de los componentes del HeartMate III.	29
Ilustración 9: Diagrama del corte transversal (A) y bomba centrífuga (B) empleada en el HeartMate III.	29
Ilustración 10: Comparación del Índice de Hemólisis entre el HVAD (a) y el HeartMate III (b).	30
Ilustración 11: Esfuerzos cortantes a lo largo de las líneas de corriente en el interior del dispositivo CentriMag (Taskin et al. [8]).	33
Ilustración 12: Modelo CAD de la bomba centrífuga del HeartMate III: región rotativa (naranja), región estática (azul) y extrusiones a la entrada y a la salida (verde). Para visualizar mejor las diferentes regiones, las extrusiones no están a escala.	40
Ilustración 13: Región rotativa de la bomba centrífuga del HeartMate III.	41
Ilustración 14: Distribución de superficie del valor Wall y^+ en la capa límite.	42
Ilustración 15: Resultados del estudio de independencia de malla en términos de eficiencia frente al caudal para $\Omega=6000$ rpm.	43
Ilustración 16: Mallado de la geometría de estudio con un zoom para la holgura (izquierda) y otro para el álabe (derecha).	44
Ilustración 17: Comparación entre el salto de presión obtenido en régimen transitorio y el alcanzado con cada tipo de interfaz empleada en función de la posición del rotor del HM3. El punto estudiado es $\Omega = 6000$ rpm y $Q = 5$ L/min.	49
Ilustración 18: Comparación entre la potencia obtenida en régimen transitorio y la alcanzada con cada tipo de interfaz empleada en función de la posición del rotor del HM3. El punto estudiado es $\Omega = 6000$ rpm y $Q = 5$ L/min.	49

Ilustración 19: Salto de presión frente al caudal en función del régimen de giro. Los resultados CFD se muestran en las curvas de líneas y los resultados experimentales en las curvas de puntos.	50
Ilustración 20: Potencia frente al caudal en función del régimen de giro.	52
Ilustración 21: Eficiencia frente al caudal en función del régimen de giro.	53
Ilustración 22: Contorno de velocidad relativa en el interior del HM3 para $\Omega = 6000$ rpm y $Q = 2$ L/min.	55
Ilustración 23: Contorno de velocidad relativa en el interior del HM3 para $\Omega = 6000$ rpm y $Q = 5$ L/min.	55
Ilustración 24: Contorno de velocidad relativa en el interior del HM3 para $\Omega = 6000$ rpm y $Q = 8$ L/min.	55
Ilustración 25: Contorno de velocidad relativa en el interior del HM3 para $\Omega = 5000$ rpm y $Q = 4$ L/min.	56
Ilustración 26: Contorno de velocidad relativa en el interior del HM3 para $\Omega = 5500$ rpm y $Q = 4$ L/min.	56
Ilustración 27: Contorno de velocidad relativa en el interior del HM3 para $\Omega = 6000$ rpm y $Q = 4$ L/min.	56
Ilustración 28: Distribución del tiempo de residencia en el interior del HM3 para $\Omega = 6000$ rpm y $Q = 5$ L/min.	57
Ilustración 29: Histograma de la distribución volumétrica del escalar de los esfuerzos cortantes (SSS) en el interior del HeartMate III operando a caudal óptimo en cada régimen de giro estudiado.	59
Ilustración 30: Histograma de la distribución volumétrica del escalar de los esfuerzos cortantes (SSS) en el interior del HeartMate III operando a $\Omega = 5500$ rpm en cada caudal estudiado.	60
Ilustración 31: Contornos del escalar de los esfuerzos cortantes (SSS) en el interior del HeartMate III operando a $\Omega = 5500$ rpm y $Q = 4$ L/min.	61
Ilustración 32: Índice de Hemólisis Relativa en función del caudal de sangre trasegado por el HeartMate III para cada uno de los cinco regímenes de giro estudiados.	62
Ilustración 33: Distribución del porcentaje del Índice de Hemólisis en el interior del HM3 para un punto de operación óptimo: $\Omega = 6000$ rpm y $Q = 5$ L/min.	63
Ilustración 34: Distribución del porcentaje del Índice de Hemólisis a lo largo de las líneas de corriente más representativas en el interior del HM3 para un punto de operación óptimo: $\Omega = 6000$ rpm y $Q = 5$ L/min.	64

Índice de tablas

Tabla 1: Principales dimensiones de la bomba centrífuga del HeartMate III.	39
Tabla 2: Error relativo del estudio de independencia de la longitud de extrusión.....	40
Tabla 3: Refinamientos de la malla.	42
Tabla 4: Propiedades y resultados de cada tipo de malla.....	43
Tabla 5: Costes de la mano de obra involucrada.	72
Tabla 6: Costes de cada programa empleado.....	73
Tabla 7: Costes del Trabajo Final de Máster.	73

Siglas

CAD – Diseño asistido por ordenador

CFD – Computational Fluid Dynamics

CMT – Centro de Motores Térmicos

FDA – Administración de Alimentos y Medicamentos

HI – Índice de Hemólisis

HM I – HeartMate I

HM II – HeartMate II

HM3 – HeartMate III

HVAD – Dispositivo de asistencia ventricular HeartWare

IC – Insuficiencia cardíaca

LVAD – Dispositivo de asistencia ventricular izquierda

MRF – Moving Reference Frame

NIH – Instituto Nacional de Salud

ODS – Objetivos de Desarrollo Sostenible

OMS – Organización Mundial de la Salud

RANS – Reynolds Averaged Navier-Stokes

RHI – Índice de Hemólisis Relativa

SST – Shear Stress Transport

VAD – Dispositivo de asistencia ventricular

Nomenclatura

Cálculo de la formación de Hemólisis

Δhb – Hemoglobina liberada [g/dL]

HB – Concentración total de hemoglobina en sangre [g/dL]

C, α, β – Constantes experimentales obtenidas por Giersiepen [-]

τ – Esfuerzos cortantes en sangre [Pa]

t – Tiempo [s]

Δt_{exp} – Incremento de tiempo infinitesimal [s]

Propiedades de la sangre

ρ – Densidad [kg/m³]

μ – Viscosidad dinámica [Pa·s]

Fundamentos de turbomaquinaria

Q – Caudal [L/min]

Ω – Régimen de giro [rpm]

\dot{m} – Gasto másico [kg/s]

Δp_t – Salto de presión [mmHg]

P – Potencia [W]

η – Eficiencia [-]

Características del dispositivo

D_{rotor} – Diámetro del rotor [mm]

$D_{entrada}$ – Diámetro de entrada [mm]

D_{salida} – Diámetro de salida [mm]

t_a – Holgura axial [mm]

t_r – Holgura radial [mm]

$E_{entrada}$ – Extrusión a la entrada [mm]

E_{salida} – Extrusión a la salida [mm]

Mecánica de fluidos

u – vector tridimensional de la velocidad [m/s]

σ – Tensor de esfuerzos [Pa]

p – Esfuerzos normales debidos a la presión [Pa]

T – Tensor de esfuerzos viscosos [Pa]

D – Tensor de deformaciones [-]

ϕ – Valor instantáneo de una variable cualquiera

$\langle \phi \rangle$ – Valor promedio de una variable cualquiera

ϕ' – Perturbación de una variable cualquiera

T_t – Tensor de esfuerzos de Reynolds [Pa]

μ_t – viscosidad turbulenta [Pa·s]

μ_{eff} – viscosidad efectiva [Pa·s]

S – Tensor de deformaciones del flujo medio [-]

k – Energía cinética turbulenta [m²/s²]

ε – Disipación turbulenta [m²/s²]

ω – Ratio específico de disipación turbulenta [m²/s²]

I_t – Intensidad turbulenta [-]

L_t – Escala de longitud turbulenta [m]

Capítulo 1. Introducción

Índice

1.1.	Descripción del departamento CMT-Motores Térmicos.....	18
1.2.	Contexto histórico del proyecto y justificación.....	19
1.3.	Descripción del problema y estructura de trabajo	20
1.4.	Objetivos	22

Este primer apartado indica el lugar donde se ha desarrollado el trabajo y el motivo de la elección del HeartMate III. Además, se repasa brevemente el contexto histórico, se muestra la estructura del proyecto y se mencionan los objetivos principales del TFM.

1.1. Descripción del departamento CMT-Motores Térmicos

El presente Trabajo Fin de Máster titulado “Análisis CFD de la fluidodinámica y hemocompatibilidad del dispositivo de asistencia ventricular izquierda HeartMate III” se ha llevado a cabo en el instituto CMT-Motores Térmicos de la Universidad Politécnica de Valencia (Ilustración 1). Tal y como se comenta en [1], se trata de un centro de investigación y formación fundado en el año 1979 donde participan más de 100 personas en diferentes proyectos de la industria automotriz, aeroespacial, ferroviaria, marina, etc. Durante más de 40 años se han dirigido estudios para optimizar el comportamiento de los sistemas industriales y ayudar en su desarrollo; así como investigaciones para entender mejor los procesos físicos involucrados en dichas industrias.

En el CMT se combinan tanto estudios basados en ensayos experimentales llevados a cabo en las instalaciones del propio instituto (TASA, IAPAT...) como estudios teóricos mediante Computational Fluid Dynamics (CFD), aportando resultados técnicos y científicos muy relevantes. Algunas de las empresas más destacadas con las que se han desarrollado diferentes proyectos son: Aprilia, BMW, Delphi, EMT-Valencia, Ford, General Motors, Nissan, Renfe, Repsol, Vossloh...

Sin embargo, el instituto CMT apuesta por la excelencia y la innovación, introduciéndose poco a poco en otras áreas de investigación como es el caso de la biomedicina, en la que se enmarca este proyecto. Algunos de los trabajos ya realizados en este campo son el de Gil et al. [2] donde se evalúa un aparato de protección embólica comercial, o el llevado a cabo por Gil et al. [3] centrado en la COVID-19. Además, investigaciones como las realizadas en [4, 5, 6], donde se estudia el rendimiento hemodinámico y el daño sanguíneo provocado por diferentes dispositivos de asistencia ventricular izquierda, son las que han servido de idea para la elaboración del presente Trabajo Fin de Máster.



Ilustración 1: Edificio en el que se ubica el departamento CMT-Motores Térmicos de la UPV.

1.2. Contexto histórico del proyecto y justificación

Tal y como informa la Organización Mundial de la Salud (OMS), las enfermedades cardiovasculares son una de las causas más frecuentes de muerte en todo el mundo, representando aproximadamente un 30% del total. Hasta la década de 1960, la única solución válida para los pacientes con graves problemas de insuficiencia cardíaca era el trasplante. No obstante, dicha solución conlleva a otro problema, y es que la disponibilidad de donantes de corazón compatibles es bastante limitada. Debido a ello, surge la necesidad de desarrollar una terapia alternativa capaz de usarse como puente al trasplante, como terapia de destino o para facilitar la recuperación del paciente: los dispositivos de asistencia ventricular (VAD). Estos dispositivos consisten principalmente en bombas mecánicas implantadas en el exterior del ventrículo (derecho, izquierdo o ambos) que bombean la sangre hacia la aorta para garantizar el gasto cardíaco requerido, ya que el corazón no es capaz de proporcionarlo por sí mismo.

Dentro de los VADs, la familia de dispositivos colocados en el exterior del ventrículo izquierdo (LVAD) ha sido la más estudiada y empleada desde sus orígenes, habiéndose desarrollado una gran cantidad de bombas hidráulicas para ser lo más óptimas posible. Los primeros LVADs solo eran capaces de alargar la vida de los pacientes durante varias horas o días, y no fue hasta la década de 1990 cuando la FDA aprobó la primera generación de LVADs. Esta generación, que empleaba bombas volumétricas de flujo pulsátil supuso un gran avance para la biomedicina al mantener con vida a los pacientes durante meses o años. A pesar de ello, presentaban muchos problemas en términos de tamaño, hemocompatibilidad y rendimiento, provocando la aparición de la segunda generación de LVADs a principios del siglo XXI. Estos nuevos dispositivos más pequeños y cómodos, basados en turbobombas axiales de flujo continuo, sustituyeron de forma indiscutible a la primera generación de LVADs. Aun así, seguían presentando una baja eficiencia y un elevado daño sanguíneo; por lo que fue necesario una tercera generación de dispositivos más pequeños y duraderos. Esta última generación consiste en turbobombas centrífugas de flujo continuo que incorporan un sistema de levitación híbrido o totalmente electromagnético. Gracias a ello, se consigue posicionar el rotor en el interior de la bomba evitando el contacto entre partes móviles y estáticas. En la Ilustración 2 se muestran los LVADs más representativos de cada generación: HeartMate I (primera generación), HeartMate II (segunda generación), HVAD (tercera generación con levitación híbrida) y HeartMate III (tercera generación con levitación totalmente electromagnética).

En este Trabajo Fin de Máster se estudia concretamente el HeartMate III por ser el LVAD implantado en pacientes más optimizado hasta la actualidad, ya que presenta la mayor eficiencia y el menor daño sanguíneo en los puntos de operación nominal. Esta afirmación queda demostrada en la investigación realizada por Gil et al. [4] donde se compara el HeartMate III con el HVAD.

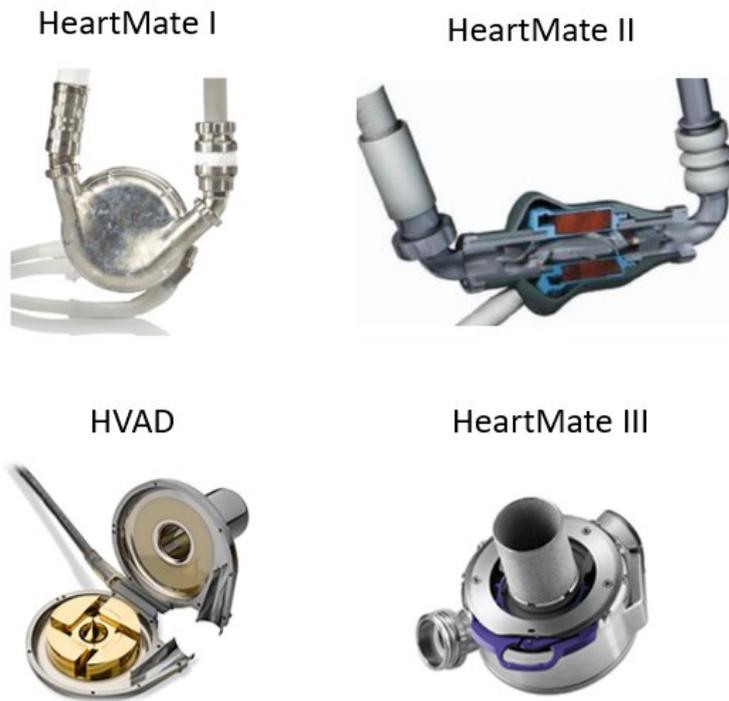


Ilustración 2: LVADs más representativos de cada generación.

1.3. Descripción del problema y estructura de trabajo

La mayoría de las investigaciones sobre LVADs realizadas hasta el momento están centradas desde un punto de vista biomédico, ya que estudian el daño sanguíneo provocado por el dispositivo: trombos, sangrados, hemólisis... Algunos ejemplos son la investigación de Cheng et al. [7] sobre el cálculo de los esfuerzos cortantes y el trauma sanguíneo, el estudio de Taskin et al. [8] donde se compara el modelo Euleriano y Lagrangiano para evaluar la hemólisis, el trabajo de Zhang et al. [9] comparando el daño sanguíneo provocado por distintos LVADs o la investigación de Thamsen et al. [10] sobre el HeartMate III únicamente para las condiciones de flujo de sístole y diástole.

Sin embargo, hay poco conocimiento sobre la hemodinámica en los LVADs dentro de todo su rango de operación, lo cual resulta una tarea fundamental para entender su hemocompatibilidad. Es por ello por lo que este proyecto se centra en un enfoque más ingenieril: se visualiza la distribución de velocidad relativa y se obtienen los mapas de funcionamiento del HeartMate III en términos de salto de presión, potencia y eficiencia. Para ello, se han elaborado simulaciones de una turbobomba centrífuga de flujo continuo (HM3) mediante un modelo robusto CFD, imponiendo la velocidad de rotación del rotor y el caudal trasegado como condiciones de operación. En este análisis computacional se ha empleado el software CFD de SIEMENS: STAR-CCM+. Además, se incluye una evaluación del Índice de Hemólisis (parámetro que evalúa la destrucción de glóbulos rojos en sangre) para entender su relación con la eficiencia del dispositivo. También se calcula el tiempo de residencia y la distribución de esfuerzos cortantes para visualizar las zonas donde la producción de hemólisis será mayor.

Capítulo 1. Introducción

El empleo de la herramienta CFD es debido a su gran importancia en todo estudio fluidodinámico y a las ventajas que presenta frente a los estudios experimentales. Por una parte, las simulaciones CFD permiten visualizar resultados en zonas del dominio con difícil acceso, como es el caso del campo de velocidades relativas en torno al rotor. Además, el CFD permite obtener valores de variables que no pueden medirse experimentalmente. Por otra parte, hay un ahorro de tiempo y dinero al no tener que trabajar con una maqueta experimental en el laboratorio. No obstante, para alcanzar una solución válida es necesaria una correcta elección de los distintos modelos físicos y condiciones de contorno, siguiendo una metodología adecuada. Además, en este proyecto se emplean los resultados experimentales de salto de presión en el HeartMate III proporcionados por el instituto CMT-Motores Térmicos para validar los resultados obtenidos con el CFD.

A continuación, se describen brevemente las secciones principales que definen la estructura del trabajo:

- **Introducción:** indica el lugar donde se ha desarrollado el trabajo y el motivo de la elección del HeartMate III. Además, se repasa brevemente la evolución de los LVADs y se mencionan los objetivos principales del proyecto.
- **Marco teórico:** describe en profundidad las distintas generaciones de LVADs a lo largo de la historia, centrándose especialmente en el HeartMate III. Por otra parte, explica el concepto de hemólisis en sangre y el cálculo de dicho parámetro.
- **Metodología CFD:** muestra todo el procedimiento seguido en CFD, es decir, se presentan las ecuaciones a resolver, la geometría del dominio de estudio y la malla de este, los modelos físicos y las condiciones de contorno seleccionadas para realizar cada una de las simulaciones.
- **Resultados:** este apartado tan importante expone y analiza los mapas de funcionamiento del HM3 y la distribución de velocidad relativa en varios puntos de operación. Además, se evalúa el daño sanguíneo provocado por el dispositivo mediante el estudio de la hemólisis y se relaciona con el tiempo de residencia y la distribución de esfuerzos cortantes.
- **Conclusiones:** se extraen de forma rigurosa las principales conclusiones obtenidas a lo largo del proyecto y se proponen los posibles trabajos futuros que pueden surgir como continuación de este.
- **Presupuesto:** se detalla el presupuesto total del trabajo teniendo en cuenta el coste económico del equipo informático y del personal (autor, tutor y doctoranda), incluyendo siempre el IVA.
- **Anexo:** describe el grado de relación del proyecto con los Objetivos de Desarrollo Sostenible de la agenda 2030.

Por último, se muestra la bibliografía con todos los artículos, libros e información consultada; sin la cual no habría sido posible alcanzar unos resultados exitosos.

1.4. Objetivos

El presente Trabajo Fin de Máster se engloba dentro de un proyecto de mayores dimensiones en colaboración con el Hospital Universitario La Fe, que consiste en la evaluación de los dispositivos de asistencia ventricular izquierda de última generación. Los seis principales objetivos que se persiguen en este estudio son los siguientes:

1. Desarrollo de una metodología robusta CFD.
2. Obtención y análisis de los mapas de funcionamiento del HeartMate III en términos de salto de presión, potencia y eficiencia. Se valida el mapa del salto de presión obtenido con CFD mediante resultados experimentales.
3. Análisis de la distribución de velocidad relativa en el interior del dispositivo en función del régimen de giro del rotor y el caudal de sangre para visualizar las zonas de recirculación.
4. Evaluación del índice de hemólisis HI (%) generado por el HM3 y relacionarlo con la eficiencia del dispositivo.
5. Estudio de la distribución de esfuerzos cortantes en sangre para entender las zonas donde la hemólisis será más elevada.
6. Análisis del tiempo de residencia de las partículas de sangre en el interior del HeartMate III y relacionarlo con la formación de hemólisis.

Capítulo 2. Marco teórico

Índice

2.1. Introducción a los dispositivos de asistencia ventricular izquierda (LVADs)	24
2.2. Generaciones de LVADs	24
2.2.1 Primera generación de LVADs	24
2.2.2 Segunda generación de LVADs	25
2.2.3 Tercera generación de LVADs	26
2.3. HeartMate III	28
2.4. Daño sanguíneo: hemólisis	31
2.4.1. Enfoque Euleriano	31
2.4.2. Enfoque Lagrangiano.....	32
2.4.3. Cálculo de esfuerzos cortantes	34

Los siguientes apartados describen en profundidad las distintas generaciones de LVADs a lo largo de la historia, centrándose especialmente en el dispositivo empleado en este análisis: el HeartMate III. Por otra parte, se explica el concepto de hemólisis en sangre y el cálculo de dicho parámetro con dos enfoques distintos: Euleriano y Lagrangiano.

2.1. Introducción a los dispositivos de asistencia ventricular izquierda (LVADs)

Hoy en día, los dispositivos de asistencia ventricular izquierda se han convertido en la primera opción terapéutica para los pacientes con avanzados problemas de insuficiencia cardíaca. De hecho, se emplean para la recuperación del postoperatorio, como terapia de destino o como puente al trasplante. No obstante, sus orígenes no fueron nada sencillos debido a que inicialmente el Instituto Nacional de Salud (NIH) tenía como objetivo principal reemplazar de forma completa al corazón por uno totalmente artificial. Por ello, en 1960 apostaron por subvencionar la investigación de Michael DeBakey en torno al corazón artificial total.

De manera paralela y a pesar de la poca inversión recibida, en el año 1963 se realizó el primer implante de un LVAD accionado por aire, consiguiendo mantener con vida a un paciente durante cuatro días. Tras varios estudios, en 1966 probó a implantarse el LVAD de distinta manera para ayudar a otro paciente en su recuperación de una operación a corazón abierto. El dispositivo estuvo funcionando durante diez días hasta que el paciente consiguió recuperarse y seguir con vida. Gracias a este éxito, la financiación de LVADs comenzó a aumentar poco a poco durante la década de 1970 para seguir con los avances y la investigación. A pesar de ello, no fue hasta 1980 cuando el Instituto Nacional del Corazón, los Pulmones y la Sangre cambió su principal objetivo y comenzó a invertir en los dispositivos de asistencia ventricular izquierda en lugar de apostar por el corazón artificial.

Desde entonces hasta la actualidad se han desarrollado una gran cantidad de estudios y diseños innovadores con el objetivo de mejorar tanto la eficiencia de la bomba como la hemocompatibilidad de esta. Existen tres generaciones distintas: la primera emplea bombas de flujo pulsátil, la segunda está basada en bombas axiales de flujo continuo y la tercera se centra en bombas centrífugas con levitación parcial o totalmente magnética. A continuación, se describe con más profundidad cada una de estas tres generaciones.

2.2. Generaciones de LVADs

2.2.1 Primera generación de LVADs

Esta generación comenzó a desarrollarse durante las décadas de 1970 y 1980. Sin embargo, fue en 1994 cuando la Administración de Alimentos y Medicamentos (FDA) aprueba una versión que empleaba aire, y en 1995 cuando aprueba otra versión eléctrica mucho más fácil de transportar y manejar. Esta generación se centraba en una bomba de desplazamiento volumétrico de flujo pulsátil, donde la sangre fluía hacia una cámara artificial para ser impulsada al exterior. Para intentar simular los pulsos del corazón, el flujo de sangre era bombeado con un ciclo fisiológico de 1/3 sístole y 2/3 diástole.

Como menciona Rodríguez et al. [11], el HeartMate I (Ilustración 3), Thoratec PVAD, Novacor LVAS o Abiomed BVS 5000 son algunos de los dispositivos más representativos de esta primera generación. Con ellos se consiguió originariamente el puente al trasplante, ya que permitían mantener con vida durante 18-24 meses a los pacientes hasta recibir un trasplante de corazón. No obstante, esto no fue suficiente para la biomedicina, por lo que tras múltiples investigaciones y desarrollos en 2003 la FDA aprueba los LVADs de primera generación como terapia de destino.

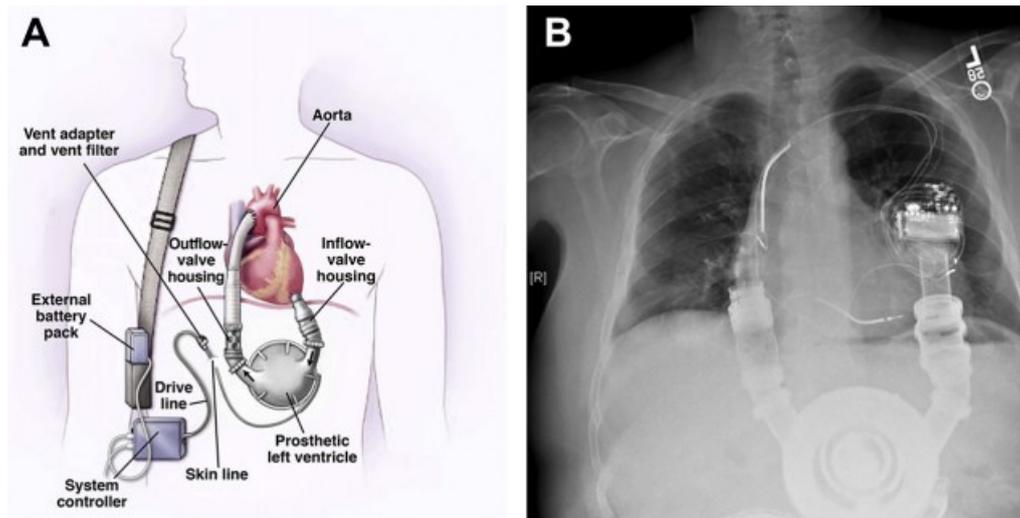


Ilustración 3: Primera generación de LVADs [11]. La imagen izquierda (A) es un diagrama del HeartMate I y la imagen derecha (B) es una radiografía de un paciente con el HeartMate I implantado.

A pesar de todos los avances, se trataba de dispositivos con un tamaño de bomba mucho más grande que el empleado en las bombas de las generaciones posteriores. Por tanto, desde un punto de vista práctico no eran dispositivos cómodos para los pacientes porque les comprimía el estómago y se veían obligados a comer solo pequeñas comidas. Además, presentaban una eficiencia demasiado baja debido a la elevada fricción provocada por la gran cantidad de partes móviles. También cabe destacar que el riesgo de infección, formación de trombos y traumas en sangre era bastante elevado. Debido a todos estos inconvenientes y a la escasa compatibilidad en mujeres y niños, apareció una segunda generación más avanzada.

2.2.2 Segunda generación de LVADs

El principal objetivo de esta segunda generación era el de disminuir tanto el tamaño de las bombas como el daño sanguíneo provocado por estas. Por ello, se introdujo una bomba axial más pequeña y duradera por la que circula un flujo continuo de sangre en vez de uno pulsátil. Gracias a la continuidad del flujo se vieron reducidos significativamente los problemas de trombos, infecciones, movilidad del paciente y las averías del dispositivo. De manera paralela, la eficiencia de las bombas también se vio mejorada gracias a la reducción de partes móviles.

Según [12], el HeartMate II (Ilustración 4), Jarvik 2000 y MicroMed DeBakey son los LVADs de segunda generación más destacados; siendo el HeartMate II el dispositivo más implantado hasta día de hoy (más de 26000) y el primero en ser aprobado por la FDA como puente al trasplante en 2008 y como terapia de destino en 2010. Se han llevado a cabo múltiples investigaciones que demuestran la alta tasa de supervivencia de los pacientes tras el implante y el aumento de la calidad de vida en ellos. Algunos pacientes de los ensayos clínicos originales de hace más de 10 años todavía siguen vivos, lo que significa que la durabilidad de los LVADs de segunda generación no se conoce todavía.

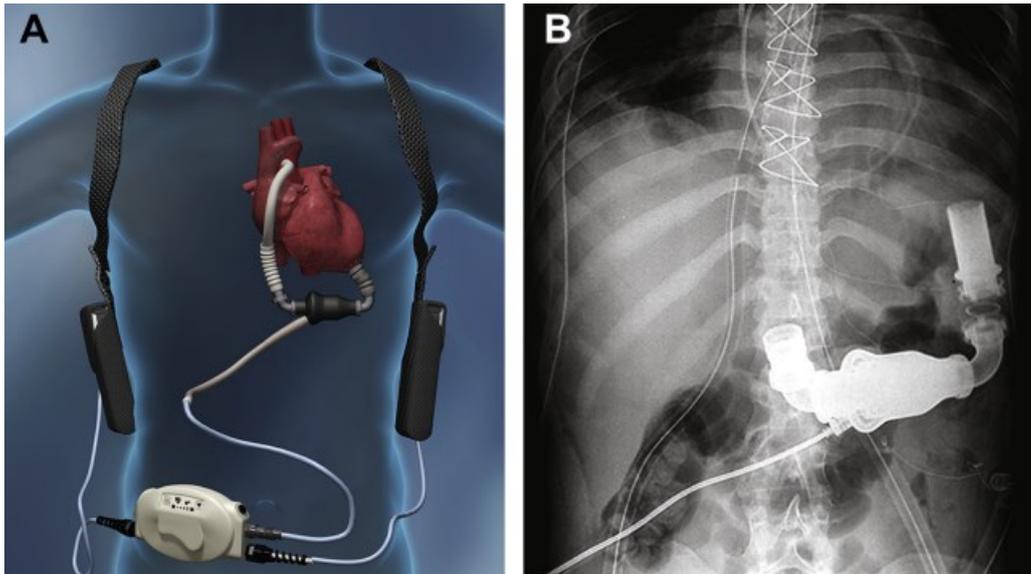


Ilustración 4: Segunda generación de LVADs [11]. La imagen izquierda (A) es un diagrama del HeartMate II y la imagen derecha (B) es una radiografía de un paciente con el HeartMate II implantado.

En el diagrama mostrado en la Ilustración 5 ([12]) se observa como el flujo de sangre entra en la bomba y es impulsado a través de esta por un tornillo giratorio siguiendo una dirección paralela al eje de rotación. Al tratarse de una bomba axial el rango de regímenes de giro entre los que opera el tornillo es elevado: desde los 8000 hasta los 12000 rpm. A pesar de todos los avances introducidos por esta generación, son dispositivos que a largo plazo causan algunas complicaciones debido a la ausencia de pulsatilidad y a los elevados regímenes de giro. Además, la eficiencia todavía sigue siendo demasiado baja a causa de la gran fricción producida por las partes móviles existentes.

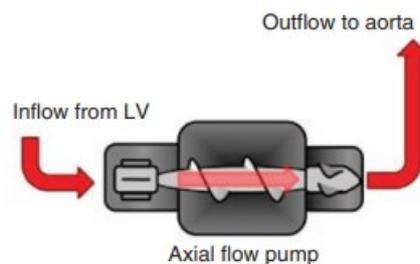


Ilustración 5: Recorrido del flujo sanguíneo por el interior del HeartMate II.

2.2.3 Tercera generación de LVADs

La tercera generación de LVADs nace a partir de la necesidad de dispositivos todavía más eficientes y con menor generación de daño sanguíneo. Por ello, esta última generación emplea bombas centrífugas de flujo continuo más pequeñas y duraderas que las bombas de segunda generación. Además, son dispositivos que reducen la fricción de manera significativa mediante el empleo de un sistema de levitación del rotor híbrido o totalmente electromagnético. Gracias

a esta reducción de la fricción y del régimen de giro, se consigue un aumento del rendimiento y una mejora de la hemocompatibilidad de la bomba.

Los LVADs más representativos de esta tercera generación son el HeartWare HVAD (Ilustración 6), DuraHeart, Incor, Levacor y el HeartMate III. No obstante, este apartado se centra únicamente en el HVAD por ser el dispositivo más destacado entre aquellos que emplean un sistema de levitación híbrido.

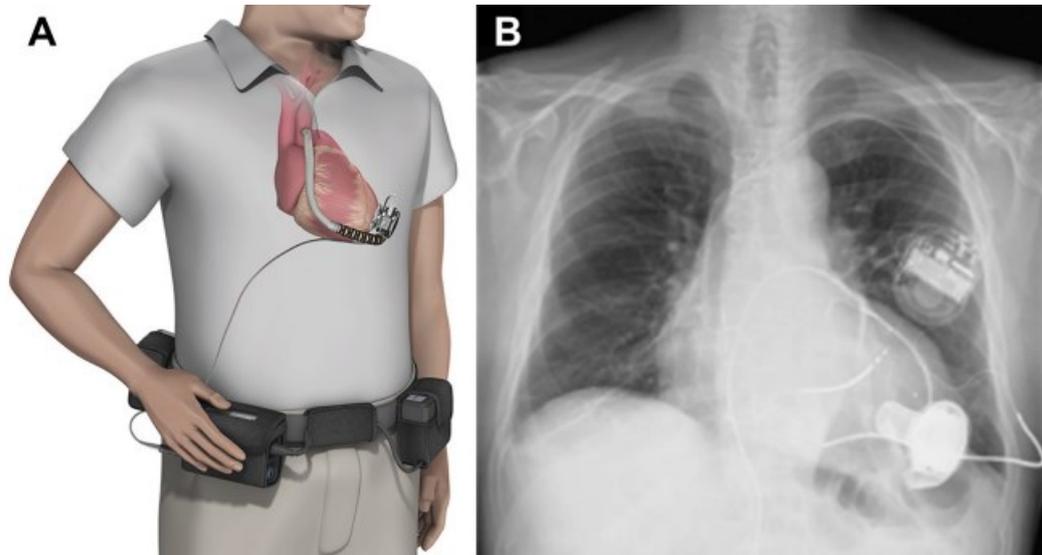


Ilustración 6: Tercera generación de LVADs [11]. La imagen izquierda (A) es un diagrama del HVAD y la imagen derecha (B) es una radiografía de un paciente con el HVAD implantado.

Como se acaba de mencionar, el HVAD es un dispositivo que emplea un sistema de levitación híbrido para colocar el rotor en la posición requerida mediante un equilibrio de fuerzas hidrodinámicas y magnéticas. Está compuesto principalmente por la bomba centrífuga, un controlador, un monitor, las baterías y una línea de corriente. Su tamaño es de unos 6 cm de diámetro y 2.8 cm de longitud, siendo la masa de 145 g y la velocidad de rotación entre 1800 y 4000 rpm. En los mapas de funcionamiento del HVAD obtenidos en [5] se observa que la máxima eficiencia de la bomba es de aproximadamente un 27%.

El HVAD se convirtió en 2012 en el primer LVAD de tercera generación aprobado por la FDA para ser empleado como puente al trasplante y, en 2017 como terapia de destino. En 2018 la FDA aprobó una técnica menos invasiva para su implantación, consiguiendo así un mejor postoperatorio. Actualmente se ha implantado en más de 17000 pacientes entre los que se encuentran niños de hasta 4 años; lo cual era impensable con las generaciones anteriores debido al gran tamaño que presentaban.

La Ilustración 7 ([12]) muestra una comparación del salto de presión obtenido con el HeartMate II y el obtenido con el HVAD. Se observa que, para conseguir un determinado salto de presión a flujo constante, el HeartMate II (bomba axial) trabaja con regímenes de giro superiores a los empleados por el HVAD (bomba centrífuga). Por consiguiente, la producción de hemólisis en el HVAD se verá reducida debido a la disminución de esfuerzos cortantes en la sangre. Además, las pérdidas mecánicas también serán inferiores gracias al empleo de un sistema de levitación sin contactos. Por otra parte, el flujo de sangre en el HeartMate II es inversamente proporcional al salto de presión; mientras que en el caso del HVAD las curvas se

vuelven no lineales en condiciones de bajo flujo. Este problema de inestabilidad (bombeo) no es significativo en la práctica, ya que el flujo de sangre de un paciente standard es de 4-6 (L/min).

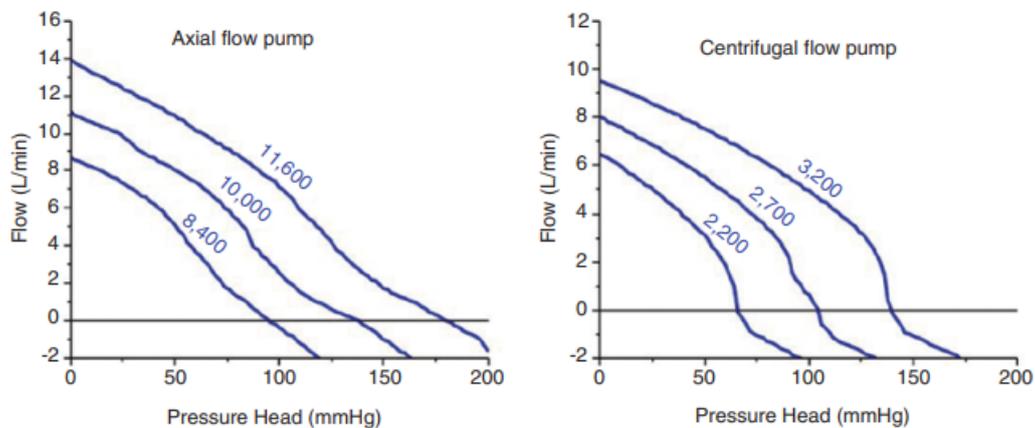


Ilustración 7: Comparación del salto de presión entre el HeartMate II (imagen izquierda) y el HVAD (imagen derecha).

A pesar de proporcionar mejores prestaciones que el HeartMate II, Gil et al. [5] indica que el HVAD ha sido quitado del mercado recientemente debido a la alta generación de trombos y hemólisis a largo plazo. Esto se debe principalmente a que la forma robusta de los 4 álabes del rotor (mostrada en la Ilustración 2) produce amplias zonas de recirculación donde el tiempo de residencia es elevado. Además, esta geometría poco fluidodinámica juega un papel muy importante a la hora de reducir la eficiencia del dispositivo. Por otra parte, la pequeña holgura entre la carcasa y el rotor (unos 50 μm) es una región donde los esfuerzos cortantes son notablemente elevados debido al elevado gradiente de velocidad y, especialmente, al bajo espesor de la holgura. Es por ello por lo que surge la necesidad de optimizar la tercera generación de LVADs con el uso exclusivo de electromagnetismo, el aumento de las holguras y el empleo de álabes más fluidodinámicos. El siguiente apartado se centra en la descripción del HeartMate III por ser el dispositivo implantado en pacientes más eficiente y hemocompatible en la actualidad (además de ser el estudiado en este TFM).

2.3. HeartMate III

Se trata del único LVAD con una bomba centrífuga que emplea un sistema completamente electromagnético: mediante la combinación de fuerzas magnéticas activas y pasivas se controlan los 6 grados de libertad del rotor, consiguiendo así su rotación y levitación. La principal ventaja de este dispositivo es la de maximizar la eficiencia y la hemocompatibilidad mediante la total ausencia de fricción, el uso de álabes con perfil esbelto y el aumento de las holguras entre carcasa y rotor. En 2015 fue aprobado por la comunidad europea y se implantó por primera vez en un paciente. La FDA lo aprueba como puente al trasplante en 2017 y como terapia de destino en 2018; habiéndose implantado alrededor de 26000 hoy en día.

Como se observa en la Ilustración 8, el HM3 está compuesto principalmente por la bomba centrífuga, un controlador, un monitor, una línea de corriente y un módulo de potencia. El controlador es un elemento vital que tiene como funciones principales regular la potencia, identificar las alarmas, mostrar los parámetros de la bomba y monitorizar las funciones del

LVAD. La línea de corriente conduce la potencia desde las baterías hasta la bomba y, al estar instalada en el exterior del cuerpo, puede ser reemplazada cuando sea necesario. Las baterías se conectan al controlador con cables protectores y presentan una autonomía de unas 17 horas aproximadamente (el doble que el HVAD).

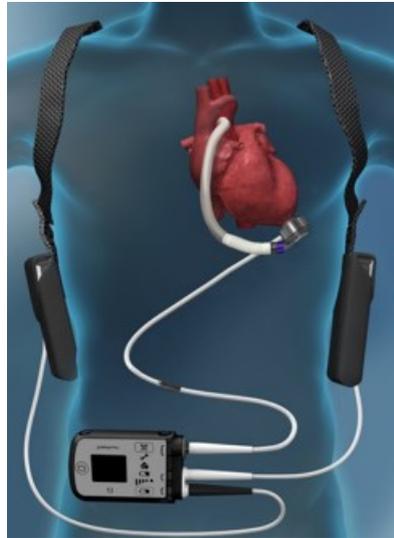


Ilustración 8: Diagrama de los componentes del HeartMate III.

En cuanto a la bomba centrífuga del dispositivo, el diámetro y la altura son de unos 5 y 3.5 cm respectivamente, siendo la masa 200 g, el rango de velocidad de rotación entre 3000 y 9000 rpm y el rango de flujo entre 2.5 y 10 L/min. La operación estable es independiente de la velocidad del rotor, la viscosidad de la sangre o el movimiento del paciente. Como se observa en la Ilustración 9 ([10]), la bomba centrífuga del HM3 consta de un rotor centrífugo con un imán en su parte superior, un conducto de entrada con superficie de titanio sintetizado alineado con el centro del rotor, una carcasa superior donde se encuentran los imanes para la levitación y una carcasa inferior con una voluta que guía a la sangre hacia el exterior.

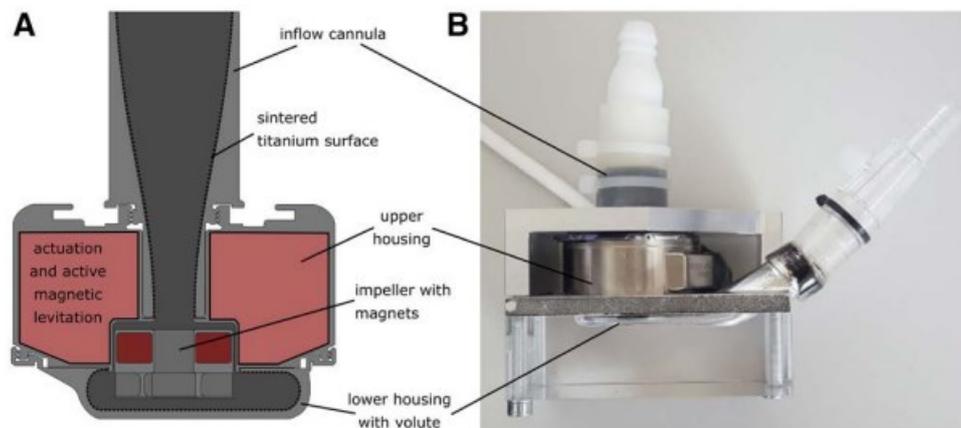


Ilustración 9: Diagrama del corte transversal (A) y bomba centrífuga (B) empleada en el HeartMate III.

A pesar de haber reemplazado completamente al resto de LVADs, el HeartMate III sigue estando en el foco de las investigaciones, como es el caso del presente proyecto. Un estudio recogido en [12] concluye que dos años después de implantar el dispositivo, la formación de trombos, hemólisis, sangrados e infecciones es considerablemente menor que en pacientes con el HeartMate II. Por otra parte, Gil et al. [4] demuestra que la eficiencia obtenida con el HM3 es significativamente superior a la obtenida con el HVAD en todo el rango de operación. Además, se observa que en condiciones nominales la eficiencia en el HM3 es en torno al 47% frente al 27% del HVAD. Esto se debe principalmente al sistema de levitación completamente magnético sin nada de fricción y a los álabes con forma de perfil fluidodinámico que reducen las zonas de recirculación en el interior del dispositivo.

En la Ilustración 10 ([4]) se aprecia como el Índice de Hemólisis generado por el HeartMate III (b) es considerablemente inferior al generado por el HVAD (a) en todo el dominio de estudio. Por un lado, se debe a que el HM3 presenta un tamaño de holgura entre la carcasa y el rotor (500-1000 μm) dos órdenes de magnitud superior al HVAD, generando una menor producción de elevados esfuerzos cortantes en sangre. Por otro lado, también se reduce el tiempo de residencia en el HM3 al disminuir las zonas de recirculación gracias a la geometría esbelta de los álabes que presenta. Para condiciones nominales de operación, el HVAD produce un Índice de Hemólisis seis veces mayor al producido por el HM3.

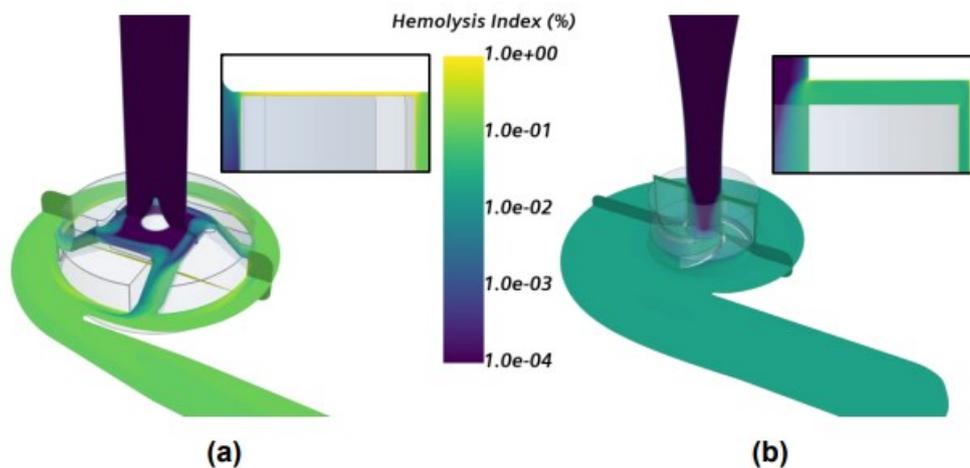


Ilustración 10: Comparación del Índice de Hemólisis entre el HVAD (a) y el HeartMate III (b).

Debe mencionarse que, el HeartMate III presenta dos módulos de operación: uno en el que la velocidad de rotación no varía siempre y cuando sea inferior a 4000 rpm, y otro en el que se introduce un pulso artificial en la velocidad de rotación cada 2 segundos para promover la pulsatilidad del flujo (se da a partir de velocidades de rotación superiores a 4000 rpm). Garantizar cada 2 segundos un flujo pulsátil supone a largo plazo una reducción del daño sanguíneo introducido por el HM3. No obstante, en este trabajo se han realizado todas las simulaciones a una velocidad de rotación constante para simplificar los casos.

A pesar de ser el LVAD más eficiente y con menor generación de daño sanguíneo implantado en la actualidad, el HeartMate III todavía presenta margen de mejora porque en el medio-largo plazo aparecen complicaciones y la eficiencia de trabajo sigue siendo relativamente baja.

2.4. Daño sanguíneo: hemólisis

Como se ha descrito con anterioridad, la gran mayoría de las investigaciones elaborados entorno a los LVADs se centran en el estudio del daño sanguíneo provocado por estos dispositivos: generación de hemólisis, sangrados, deposición de plaquetas, formación de trombos... Este trabajo se enfoca concretamente en el análisis de la generación de hemólisis, definida como la destrucción de glóbulos rojos que conlleva a la liberación de hemoglobina en el plasma sanguíneo. Elevados valores de hemoglobina libre en el plasma provocan la aparición de cascadas de coagulación de sangre (Bartoli et al. [[13]), por lo que es fundamental diseñar los LVADs para que dañen la sangre lo mínimo posible. Debe destacarse que, aunque la hemólisis ha sido ampliamente estudiada tanto experimental como computacionalmente, todavía sigue habiendo un amplio debate en determinar la aproximación más apropiada y universal para modelar el cálculo de dicho parámetro. En este proyecto, la hemólisis se evalúa mediante el Índice de Hemólisis (*HI*) por medio de dos enfoques distintos: el Euleriano y el Lagrangiano, detallados en los siguientes apartados. Además, los resultados obtenidos con cada uno de los dos enfoques utilizados se presentan en el apartado 4.5

2.4.1. Enfoque Euleriano

Hoy en día hay una gran cantidad de investigaciones que proponen diversos métodos para calcular el *HI* tanto por el enfoque Euleriano como por el Lagrangiano. En este estudio concretamente, al igual que en [4, 5, 6, 7, 8], se ha elegido la ley de potencia presentada en la ecuación 2.1. El uso de esta ley de potencia es debido a su simplicidad y aplicabilidad a un amplio rango de LVADs. En dicha ecuación se define el *HI* como el ratio entre la hemoglobina liberada debido a la ruptura de glóbulos rojos (Δhb) y la concentración total de hemoglobina en la sangre, que para un ser humano promedio es $HB = 10$ g/dL (Chen et al. [7]). Además, se trata de una ley de potencia donde el Índice de Hemólisis presenta una dependencia no lineal tanto con los esfuerzos cortantes τ como con el tiempo de exposición t (Taskin et al. [8]):

$$HI = \frac{\Delta hb}{HB} = C \cdot t^\alpha \cdot \tau^\beta \quad (\text{ecuación 2.1})$$

El enfoque Euleriano permite obtener el Índice de Hemólisis en todo el dominio de estudio, por lo que tiene en cuenta todas las regiones que pueden contribuir a la generación de hemólisis. Debe resolverse una ecuación de transporte escalar adicional para cuantificar el *HI*, ya que la no linealidad en el tiempo de la ecuación 2.1 impide su aplicación directa. Garon y Farinas [14] demostraron la conversión de la ecuación no lineal a una expresión linealizada en el tiempo que pueda ser derivada fácilmente para formular la ecuación de transporte. Esta conversión permite evaluar el *HI* en todo el dominio evitando la compleja estimación del tiempo de exposición de la sangre. El cambio de variable aplicado se muestra en la ecuación 2.2:

$$\Delta hb' = \Delta hb^{1/\alpha} = (HB \cdot C \cdot \tau^\beta)^{1/\alpha} \cdot t \quad (\text{ecuación 2.2})$$

La resultante ecuación de transporte para $\Delta hb'$ se presenta en la ecuación 2.3, donde el término difusivo se ha excluido:

$$\frac{\partial(\Delta hb')}{\partial t} + u_j \cdot \frac{\partial(\Delta hb')}{\partial x_j} = (HB \cdot C \cdot \tau^\beta)^{1/\alpha} \quad (\text{ecuación 2.3})$$

En el lado derecho de la ecuación 2.3 se muestra el término fuente, que depende de unas constantes empíricas y de los esfuerzos cortantes. En la literatura se emplean diferentes valores para dichas constantes, pero en este trabajo (al igual que en [4] o [5]) se usan los siguientes valores: $C = 3.62E-5$, $\alpha = 0.785$, $\beta = 2.416$; obtenidos experimentalmente por Giersiepen et al. [15] para la sangre humana. Además, en el apartado 2.4.3. se explicará detalladamente el cálculo de los esfuerzos cortantes τ .

La resolución de la ecuación de transporte escalar permite la evaluación euleriana del Índice de Hemólisis en todo el dominio. Esta ecuación de transporte se resuelve imponiendo la condición de $HI = 0$ a la entrada y el HI del dispositivo se evalúa como el valor de este parámetro a la salida promediado según el flujo másico, como aparece en la ecuación 2.4:

$$HI_{dispositivo} = \frac{\int_{inlet}^{outlet} HI |u \cdot dA|}{\int_{inlet}^{outlet} |u \cdot dA|} \quad (\text{ecuación 2.4})$$

En la investigación elaborada por Taskin et al. [8] se estudian diferentes procedimientos para el cálculo del HI e indican que métodos son adecuados para predecir la hemólisis relativa y así poder comparar entre varios dispositivos o condiciones de operación. Sin embargo, ninguno de dichos procedimientos es capaz de predecir un valor absoluto del HI de manera precisa. Se llega a la conclusión que una correcta manera de evaluar la hemólisis relativa es mediante el Índice de Hemólisis Relativo (RHI) presentado en la ecuación 2.5:

$$RHI = \frac{HI}{HI_{ref}} \quad (\text{ecuación 2.5})$$

Los valores de referencia de HI empleados para el HeartMate III corresponden a una condición de operación óptima: $\Omega = 6000$ rpm y $Q = 5$ L/min. Este enfoque Euleriano, aunque presenta errores respecto a los resultados experimentales, tiene elevados coeficientes de correlación; por lo que se trata de un método que puede predecir adecuadamente la hemólisis relativa, siendo útil para comparar diferentes dispositivos o puntos de operación.

2.4.2. Enfoque Lagrangiano

La segunda metodología empleada en el trabajo se trata del enfoque Lagrangiano, basado en líneas de corriente que muestran las trayectorias de ciertas partículas a lo largo del HeartMate III, por lo que puede haber zonas del dispositivo que sean omitidas para calcular la hemólisis generada por este. Como se muestra en la Ilustración 11, es un enfoque con la capacidad de calcular los esfuerzos cortantes a lo largo de las líneas de corriente, permitiendo el posterior modelado del daño sanguíneo.

Taskin et al. [8] analiza 5 modelos Lagrangianos de acumulación para obtener el HI , presentando todos ellos grandes porcentajes de error con respecto a los resultados experimentales. A pesar de ello, para elaborar los resultados que se presentan posteriormente

en el apartado 4.5.2 se coge el modelo con mayor coeficiente de correlación, mostrado en la ecuación 2.6. Se trata de un modelo donde se asume que, aunque los esfuerzos cortantes varían a lo largo del dispositivo, en un intervalo de tiempo lo suficientemente pequeño estos esfuerzos cortantes se pueden considerar uniformes y además, la hemólisis para ese intervalo de tiempo puede ser calculada basándose en la ecuación 2.1. Por lo tanto, la hemólisis en cada intervalo de tiempo puede integrarse a lo largo de la línea de corriente que recorre la partícula, obteniendo así el valor total medio de la hemólisis a la salida del dispositivo para todas las trayectorias empleadas:

$$HI = \int_{inlet}^{outlet} C \cdot dt_{exp}^{\alpha} \cdot \tau^{\beta} = \sum_{inlet}^{outlet} C \cdot \Delta t_{exp}^{\alpha} \cdot \tau^{\beta} \quad (\text{ecuación 2.6})$$

En el estudio realizado por Nammakie et al. [16] también se emplea este método Lagrangiano. No obstante, a pesar de ser un modelo con elevado coeficiente de correlación, los resultados muestran una dependencia con el salto de tiempo seleccionado a la hora de dividir las líneas de corriente; lo cual se trata de un aspecto negativo para tener en cuenta con esta metodología.

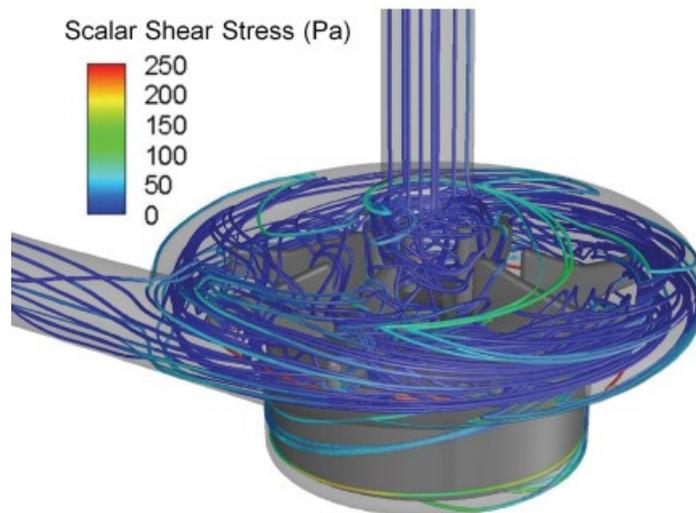


Ilustración 11: Esfuerzos cortantes a lo largo de las líneas de corriente en el interior del dispositivo CentriMag (Taskin et al. [8]).

Se debe tomar el suficiente número de líneas de corriente para calcular el *HI* generado en el mayor volumen posible de sangre. A pesar de ello, el número de líneas de corriente no puede reproducir el total del dominio y se asume que estas son las trayectorias más representativas.

2.4.3. Cálculo de esfuerzos cortantes

Para un fluido como el estudiado en este TFM, es decir, incompresible y newtoniano, los esfuerzos cortantes viscosos son proporcionales al ratio de deformación del fluido (gradientes de velocidad) y se descomponen en una componente normal y una componente cortante de la tensión:

$$\begin{bmatrix} \tau_{xx} & \tau_{xy} & \tau_{xz} \\ \tau_{yx} & \tau_{yy} & \tau_{yz} \\ \tau_{zx} & \tau_{zy} & \tau_{zz} \end{bmatrix} = 2\mu \begin{bmatrix} \frac{\partial u}{\partial x} & \frac{1}{2} \left(\frac{\partial u}{\partial y} + \frac{\partial v}{\partial x} \right) & \frac{1}{2} \left(\frac{\partial u}{\partial z} + \frac{\partial w}{\partial x} \right) \\ \frac{1}{2} \left(\frac{\partial u}{\partial y} + \frac{\partial v}{\partial x} \right) & \frac{\partial v}{\partial y} & \frac{1}{2} \left(\frac{\partial v}{\partial z} + \frac{\partial w}{\partial y} \right) \\ \frac{1}{2} \left(\frac{\partial u}{\partial z} + \frac{\partial w}{\partial x} \right) & \frac{1}{2} \left(\frac{\partial v}{\partial z} + \frac{\partial w}{\partial y} \right) & \frac{\partial w}{\partial z} \end{bmatrix} \quad (\text{ecuación 2.7})$$

En la ecuación 2.7, μ es la viscosidad del fluido; u, v, w son las componentes de la velocidad en las direcciones x, y, z respectivamente; $\tau_{xx}, \tau_{yy}, \tau_{zz}, \tau_{xy}, \tau_{xz}, \tau_{yz}$ son las seis componentes del tensor de esfuerzos viscosos. Además, Bludszuweit et al. [32] propone la ecuación 2.8 para calcular la magnitud de los esfuerzos cortantes, relacionada directamente con la formación de hemólisis en sangre:

$$\tau = \sqrt{\frac{1}{6} \left[(\tau_{xx} - \tau_{yy})^2 + (\tau_{xx} - \tau_{zz})^2 + (\tau_{yy} - \tau_{zz})^2 \right] + (\tau_{xy}^2 + \tau_{yz}^2 + \tau_{xz}^2)} \quad (\text{ecuación 2.8})$$

Debe destacarse que, las componentes de los esfuerzos de Reynolds no se han considerado para el cálculo porque el tensor de esfuerzos de Reynolds es una cuantificación estadística del transporte promedio del momento fluctuante, y no tiene vínculo directo con las fuerzas físicas que actúan sobre la sangre (Ge et al. [33]).

Capítulo 3. Metodología CFD

Índice

3.1. Introducción	36
3.2. Ecuaciones de la dinámica de fluidos.....	36
3.3. Geometría de estudio	39
3.4. Mallado	41
3.5. Configuración de los casos	44
3.6. Simulación del movimiento (MRF)	46

En este tercer capítulo se muestra todo el procedimiento seguido en CFD, es decir, se presentan las ecuaciones a resolver, la geometría del dominio de estudio y la malla de este, los modelos físicos y las condiciones de contorno seleccionadas para realizar cada una de las simulaciones.

3.1. Introducción

Este Trabajo Fin de Máster se centra en la obtención y el análisis de los mapas de funcionamiento de un LVAD basado una turbobomba centrífuga (HM3) junto con una evaluación del Índice de Hemólisis provocado por esta. Para dicho análisis computacional se ha empleado el software CFD de *SIEMENS: STAR-CCM+* [17]. Como ya se mencionó en la introducción, el cálculo CFD es fundamental en todo estudio fluidodinámico por ser la herramienta que más se aproxima a la realidad después de los ensayos experimentales. La principal ventaja frente a estos es la visualización de resultados en cualquier zona del dominio y el ahorro de tiempo y dinero, dado que no es necesaria la fabricación de prototipos para ensayarlos. Sin embargo, una solución fiable no está asegurada, siendo necesaria una adecuada elección de los distintos modelos siguiendo una correcta metodología, así como la validación experimental del modelo CFD.

La metodología CFD tiene la capacidad de resolver a nivel macroscópico problemas de flujo tanto interno como externo. Para la resolución numérica es necesaria una discretización del dominio en un número finito de elementos, convirtiendo el sistema de ecuaciones continuo en un conjunto de ecuaciones algebraicas discretas. El tamaño de los elementos (celdas) varía en función de la zona del dominio, siendo relativamente grande lejos de las paredes y donde el flujo no está perturbado. Se necesita un refinamiento de la malla en la región rotativa del HM3 y en las paredes (sobre todo los álabes del rotor) para reducir significativamente el tamaño de la celda y así poder calcular de forma precisa el flujo perturbado. Es conveniente mencionar que todo trabajo CFD precisa de un estudio de independencia de malla: se lanza el mismo caso con diferentes mallas (diferente tamaño base) y se comparan los resultados respecto a los obtenidos con la malla más fina (se toma esta solución como exacta). La malla definitiva es la que cumple con el mejor compromiso entre el número de celdas empleado (coste computacional) y fiabilidad en los resultados (error aceptable respecto al obtenido con la solución exacta). Cabe destacar que en este TFM se toma el estudio de independencia de malla aportado por el instituto CMT-Motores Térmicos.

En los siguientes apartados se presenta de forma detallada el pre-proceso del estudio CFD, mostrando las ecuaciones de la mecánica de fluidos a resolver y la configuración empleada en las simulaciones. Se especifica la elección de los modelos físicos, los modelos de turbulencia, las condiciones iniciales y las de contorno. Además, también se detallan las características de la geometría de estudio, el mallado empleado y la simulación del movimiento de la turbobomba centrífuga.

3.2. Ecuaciones de la dinámica de fluidos

Para alcanzar una solución fiable, *STAR-CCM+* resuelve principalmente las ecuaciones de conservación, las ecuaciones de transporte para la turbulencia y la ecuación de estado. De dichas ecuaciones se derivan modelos matemáticos que describen la física del fluido y, gracias al empleo de métodos numéricos, resuelven el problema dado obteniendo una solución aproximada a la realidad. En el apartado 3.5 se mostrarán los modelos físicos seleccionados en función de las características del flujo estudiado en este trabajo.

En cuanto a las ecuaciones de conservación a resolver, estas se componen de la ecuación de continuidad (conservación de la masa), las ecuaciones de Navier-Stokes (conservación de la

cantidad de movimiento lineal) y la ecuación de conservación de la cantidad de movimiento angular (la ecuación de conservación de la energía no se resuelve porque está desacoplada de las demás). Estas ecuaciones se recogen en las expresiones 3.1, 3.2 y 3.3 respectivamente:

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} + \nabla(\rho \mathbf{u}) = 0 \quad (\text{ecuación 3.1})$$

$$\frac{\partial(\rho \mathbf{u})}{\partial t} + \nabla(\rho \mathbf{u} \times \mathbf{u}) = \nabla \sigma + f_b \quad (\text{ecuación 3.2})$$

$$\sigma = \sigma^T \quad (\text{ecuación 3.3})$$

Donde \mathbf{u} hace referencia al vector tridimensional de la velocidad $\mathbf{u} = (u, v, w)^T$ y σ es el tensor de esfuerzos. Dicho tensor es la suma de dos tensores: uno diagonal con los esfuerzos normales (debidos a los términos de presión) y otro con los esfuerzos tangenciales \mathbf{T} (debidos a los términos viscosos):

$$\sigma = -p\mathbf{I} + \mathbf{T} \quad (\text{ecuación 3.4})$$

Debe destacarse que en este proyecto se asume la sangre como un fluido newtoniano, ya que se espera que el comportamiento no-newtoniano sea despreciable en la mayoría del dominio debido a que los esfuerzos cortantes son mayores de 100 s^{-1} , como los encontrados en diferentes investigaciones sobre VADs ([4, 5, 18, 23, 24]). Con esta hipótesis, la viscosidad se considera constante y el gradiente de velocidad en la capa límite es proporcional a los esfuerzos tangenciales. Además, el tensor de esfuerzos viscosos \mathbf{T} se relaciona con el campo de velocidad mediante el tensor de deformaciones \mathbf{D} como se muestra:

$$\mathbf{T} = 2\mu\mathbf{D} - \frac{2}{3}\mu(\nabla\mathbf{u})\mathbf{I} \quad (\text{ecuación 3.5})$$

$$\mathbf{D} = \frac{1}{2}(\nabla\mathbf{u} + (\nabla\mathbf{u})^T) \quad (\text{ecuación 3.6})$$

A continuación, se describen los modelos *RANS-Eddy Viscosity Models* indicando cual ha sido el seleccionado en este trabajo para calcular la turbulencia.

Ecuaciones de transporte para la turbulencia: *RANS-Eddy Viscosity Models*

El uso de modelos de turbulencia de tipo *RANS (Reynolds-Averaged Navier-Stokes)* es debido al bajo coste computacional que supone su resolución en comparación con modelos de tipo *Scale-Resolving Simulation*. Los modelos *RANS* resuelven las ecuaciones de conservación para los valores medios de las variables del flujo, a las que se les aplica la descomposición de Reynolds:

$$\phi = \langle \phi \rangle + \phi' \quad (\text{ecuación 3.7})$$

El valor instantáneo de una variable cualquiera ϕ es la suma de su término medio $\langle \phi \rangle$ y un término de perturbación ϕ' . Para los estudios estacionarios el término $\langle \phi \rangle$ es un

promedio temporal (constante) y, en los casos transitorios hace referencia a una señal periódica $\langle \phi(t) \rangle$ con un valor medio constante $\bar{\phi}$ y una fluctuación periódica $\tilde{\phi}(t)$.

Los modelos *RANS* añaden un tensor adicional a las ecuaciones de Navier-Stokes: el tensor de esfuerzos de Reynolds \mathbf{T}_t :

$$\mathbf{T}_t = -\rho \begin{bmatrix} \overline{u'u'} & \overline{u'v'} & \overline{u'w'} \\ \overline{u'v'} & \overline{v'v'} & \overline{v'w'} \\ \overline{u'w'} & \overline{v'w'} & \overline{w'w'} \end{bmatrix} \quad (\text{ecuación 3.8})$$

Dentro de los modelos *RANS*, los *Eddy Viscosity Models* son los más empleados en simulaciones como las desarrolladas en este TFM. Modelan el tensor de esfuerzos de Reynolds mediante la definición de una viscosidad turbulenta (μ_t) con el objetivo de poder trabajar con las ecuaciones del flujo medio en su forma original. Para ello, es necesario cambiar la viscosidad molecular del fluido por una viscosidad efectiva (μ_{eff}) y así tener en cuenta los efectos turbulentos:

$$\mu_{eff} = \mu + \mu_t \quad (\text{ecuación 3.9})$$

Por tanto, la viscosidad turbulenta simula los efectos turbulentos para modelar \mathbf{T}_t gracias a la Aproximación de Boussinesq.

$$\mathbf{T}_t = 2\mu_t \mathbf{S} - \frac{2}{3}\mu_t (\nabla \bar{\mathbf{u}}) \mathbf{I} \quad (\text{ecuación 3.10})$$

$$\mathbf{S} = \frac{1}{2} (\nabla \bar{\mathbf{u}} + (\nabla \bar{\mathbf{u}})^T) \quad (\text{ecuación 3.11})$$

Se observa que las ecuaciones 3.10 y 3.11 son análogas a las ecuaciones del tensor de esfuerzos viscosos (\mathbf{T}) y al tensor de deformaciones (\mathbf{D}). La diferencia reside en el empleo de una viscosidad turbulenta (μ_t) y el tensor de deformaciones del flujo medio (\mathbf{S}).

A continuación, se presentan los modelos de tipo *RANS-Eddy Viscosity Models* para resolver la viscosidad turbulenta:

- **Spalart-Allmaras:** sólo resuelve una ecuación de transporte adicional para modelar la turbulencia, por lo que resulta el modelo con menor coste computacional. En estudios de aerodinámica externa se obtienen resultados precisos en zonas con flujos de cortadura libre como son la estela o las capas de mezcla. Sin embargo, no es un modelo válido para simular chorros o flujos de recirculación complejos.
- **K-Epsilon:** en este modelo se resuelven dos ecuaciones de transporte: la ecuación 3.12 para la energía cinética turbulenta (k) y la ecuación 3.13 para la disipación turbulenta (ε).

$$c \frac{\partial(\rho k)}{\partial t} + \frac{\partial(\rho k u_i)}{\partial x_i} = \frac{\partial}{\partial x_j} \left[\frac{\mu_t}{\sigma_k} \frac{\partial k}{\partial x_j} \right] + 2\mu_t E_{ij} E_{ij} - \rho \varepsilon \quad (\text{ecuación 3.12})$$

$$\frac{\partial(\rho \varepsilon)}{\partial t} + \frac{\partial(\rho \varepsilon u_i)}{\partial x_i} = \frac{\partial}{\partial x_j} \left[\frac{\mu_t}{\sigma_\varepsilon} \frac{\partial \varepsilon}{\partial x_j} \right] + C_{1\varepsilon} \frac{\varepsilon}{k} 2\mu_t E_{ij} E_{ij} - C_{2\varepsilon} \rho \frac{\varepsilon^2}{k} \quad (\text{ecuación 3.13})$$

La viscosidad turbulenta se obtiene de la siguiente manera:

$$\mu_t = \rho C_\mu \frac{k^2}{\varepsilon} \quad (\text{ecuación 3.14})$$

Se puede describir este modelo de turbulencia como el más sencillo en el que únicamente son necesarias condiciones iniciales o de contorno. Es válido en flujos de cortadura libre donde los gradientes de presión son pequeños o en flujos confinados donde el tensor de esfuerzos de Reynolds es significativo. Por otra parte, se trata de un modelo no válido para flujos con elevados gradientes de presión adversa (compresores), flujos no confinados, contornos curvos, flujos rotatorios y flujos en conductos no circulares.

- **K-Omega:** se resuelve una ecuación de transporte para la energía cinética turbulenta (k) y otra para el ratio específico de disipación turbulenta (ω). En este trabajo concretamente, al igual que [4, 5, 6, 8, 10, 20], se emplea una variante de dicho modelo: K-Omega SST (*Shear-Stress Transport*). Esta variante consiste en la adición de un término a la ecuación de transporte (ω) gracias al cual, se obtiene un modelo que resuelve el campo lejano como K-Epsilon y el campo cercano a la pared como K-Omega. Las ecuaciones 3.15 y 3.16 son las resueltas por el modelo K-Omega SST:

$$\frac{\partial(\rho k)}{\partial t} + \nabla(\rho k \mathbf{u}) = \nabla[(\mu + \sigma_k \mu_t) \nabla k] - \rho \beta^* f_{\beta^*} (\omega k - \omega_0 k_0) + P_k + S_k \quad (\text{ecuación 3.15})$$

$$\frac{\partial(\rho \omega)}{\partial t} + \nabla(\rho \omega \mathbf{u}) = \nabla[(\mu + \sigma_\omega \mu_t) \nabla \omega] - \rho \beta f_\beta (\omega^2 - \omega_0^2) + P_\omega + S_\omega \quad (\text{ecuación 3.16})$$

La viscosidad turbulenta se calcula a partir de la densidad del fluido, la energía cinética turbulenta y la escala temporal de la turbulencia:

$$\mu_t = \rho k t_t \quad (\text{ecuación 3.17})$$

3.3. Geometría de estudio

En cuanto a la geometría de estudio, se ha empleado un modelo CAD de la bomba centrífuga del HeartMate III proporcionado por el instituto CMT-Motores Térmicos, cuyas dimensiones principales se recogen en la Tabla 1. Por otra parte, en la Ilustración 12 se muestran las diferentes regiones de la geometría de estudio.

Parámetro	Símbolo	Valor	Unidades
Diámetro del rotor	D_{rotor}	18.7	mm
Diámetro de entrada	$D_{entrada}$	19.7	mm
Diámetro de salida	D_{salida}	15.2	mm
Ratio área voluta/radio	-	$3.73 \cdot 10^{-3}$	m
Holgura axial	t_a	1	mm
Holgura radial	t_r	0.5	mm
Extrusión entrada	$E_{entrada}$	$4 \cdot D_{rotor}$	mm
Extrusión salida	E_{salida}	$4 \cdot D_{rotor}$	mm

Tabla 1: Principales dimensiones de la bomba centrífuga del HeartMate III.

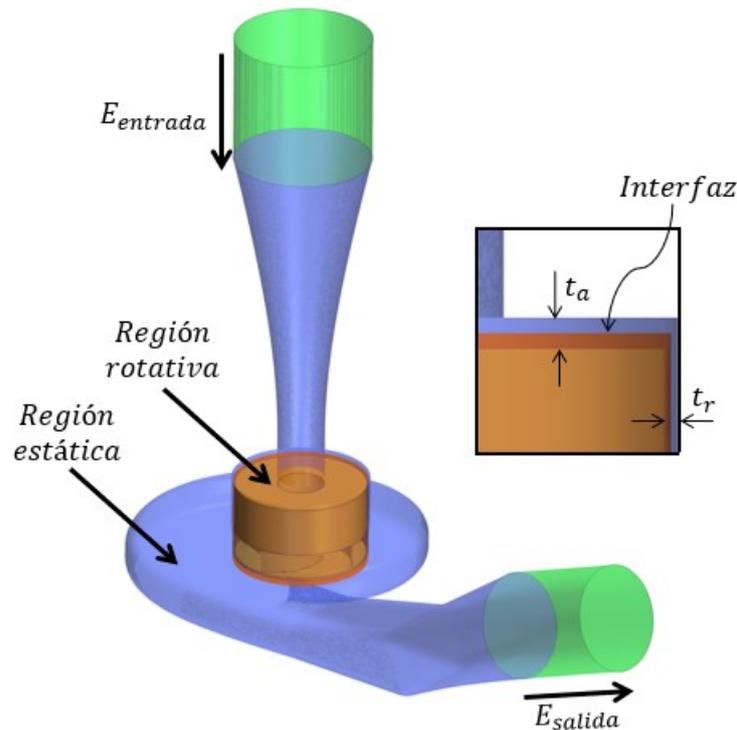


Ilustración 12: Modelo CAD de la bomba centrífuga del HeartMate III: región rotativa (naranja), región estática (azul) y extrusiones a la entrada y a la salida (verde). Para visualizar mejor las diferentes regiones, las extrusiones no están a escala.

A la entrada y a la salida del HM3 se realiza una extrusión de la geometría para alejar lo suficiente las condiciones de contorno y evitar así que estas afecten al dominio de interés. Debe destacarse que esta ampliación del dominio no aparece en el HM3 implantado en los pacientes, pero es similar a la geometría empleada en el banco de ensayos experimentales. Además, las extrusiones no son relevantes a la hora de obtener los mapas de funcionamiento de la turbobomba, ya que los fenómenos físicos que aparecen en el dispositivo son prácticamente los mismos con y sin extrusión.

La Tabla 2 recoge el estudio de independencia de la longitud de extrusión mediante el error relativo de varios parámetros. Se han tomado 4 longitudes para el caso $\Omega = 6000$ rpm y $Q = 5$ L/min (punto dentro del rango de operación nominal). Además, el caso de mayor longitud ($8 \cdot D_{rotor}$) se toma como referencia para calcular los errores relativos. Se puede concluir que los errores son aceptables para cualquier caso, pero se elige una longitud de extrusión $4 \cdot D_{rotor} = 74.8$ mm porque cumple con la mejor relación entre el error relativo y el coste computacional.

Extrusión	$8 \cdot D_{rotor}$	$6 \cdot D_{rotor}$	$4 \cdot D_{rotor}$	$2 \cdot D_{rotor}$
Eficiencia [%]	-	0.019	0.047	0.077
Salto presión [%]	-	0.017	0.042	0.071
Potencia [%]	-	0.002	0.005	0.006

Tabla 2: Error relativo del estudio de independencia de la longitud de extrusión.

Por último, en la Ilustración 13 se muestra únicamente la región rotativa de la geometría para visualizar mejor sus partes: rotor con 4 álabes de perfil fluidodinámico, imán en la parte superior del rotor e interfaz (cilindro) que separa la región rotativa de la región estática.

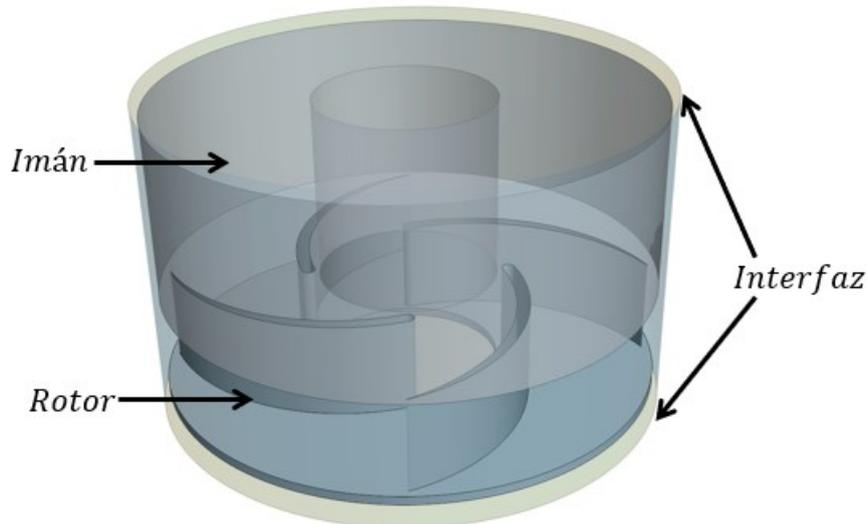


Ilustración 13: Región rotativa de la bomba centrífuga del HeartMate III.

3.4. Mallado

Una vez visualizada la geometría CAD de la bomba con sus diferentes regiones se describen las principales características del mallado, los diferentes refinamientos elaborados y el estudio de independencia de malla:

- **Tipo de malla.** Tanto para la región estática como para la rotativa se ha empleado una malla poliédrica no estructurada. Este tipo de malla es relativamente sencilla de construir y muy eficiente, ya que como se describe en [17] se alcanza la independencia de malla con aproximadamente cinco veces menor número de celdas que con una malla tetraédrica. Por otra parte, las extrusiones se han mallado extruyendo las mallas de las superficies de entrada y salida de la bomba con el objetivo disminuir el coste computacional.
- **Growth Rate.** Para que la variación de tamaño entre celdas contiguas sea suave, el ratio de crecimiento seleccionado es de 1.3 y 1.1 en las superficies y en los volúmenes respectivamente.
- **Capa límite.** Esta región fluida situada en las zonas próximas a la pared se malla empleando un espesor total de 0.15 mm. El número de capas seleccionadas para cubrir dicho espesor es 10, con un ratio de crecimiento de 1.5. La Ilustración 14 recoge la distribución de superficie del valor $Wall\ y^+$ en la capa límite para el caso $\Omega = 6000\ rpm$ y $Q = 5\ L/min$. Se observa que todos los valores son inferiores a la unidad, lo que indica un correcto modelado de la subcapa viscosa en todas las paredes del dominio.

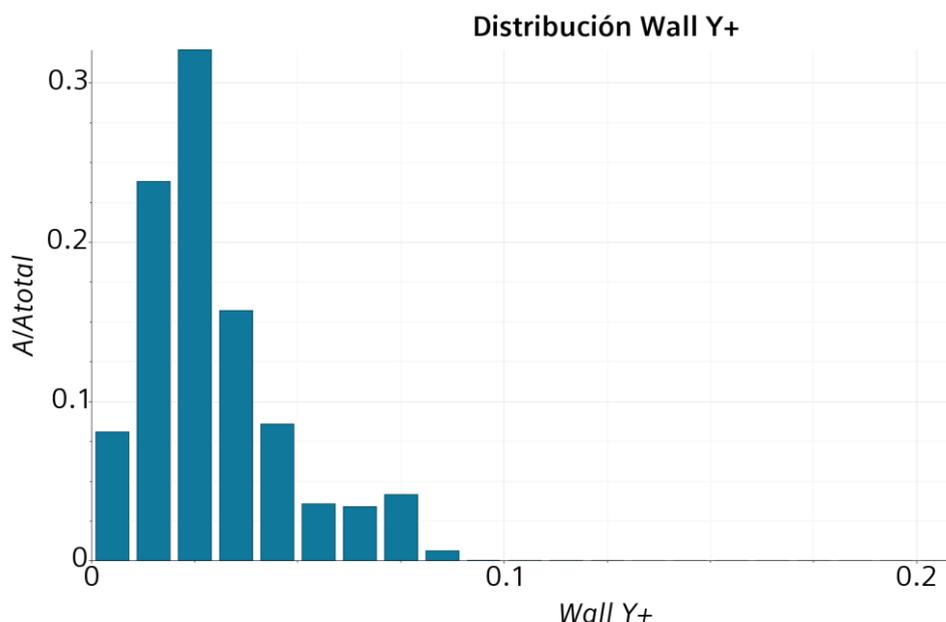


Ilustración 14: Distribución de superficie del valor Wall y+ en la capa límite.

- **Refinamientos.** Las zonas del dominio donde el flujo presenta importantes gradientes de velocidad requieren una reducción en el tamaño de la malla para lograr unos resultados precisos. Además, los refinamientos también son necesarios para definir correctamente el contorno de la geometría. En la Tabla 3 se muestran todos los refinamientos elaborados: tanto la superficie de los álabes como el borde de ataque y de fuga, las holguras entre la carcasa y el rotor, las superficies del rotor, la interfaz rotativa y toda la región rotativa.

Zona	Tipo refinamiento	% Base	% Mínimo
Álabes	Superficie	8	4
Borde de ataque y borde de fuga	Superficie	4	1
Holguras	Superficie	10	10
Superficies del rotor	Superficie	20	10
Interfaz rotativa	Superficie	20	10
Región rotativa	Volumen	20	-

Tabla 3: Refinamientos de la malla.

Estudio de independencia de malla

En primer lugar, debe destacarse que los resultados de este estudio han sido proporcionados por el Instituto CMT-Motores Térmicos. El principal objetivo de este estudio es elaborar una malla que cumpla con la mejor relación entre la exactitud en los resultados y el coste computacional. Para ello, se obtiene la curva correspondiente a un régimen de giro de $\Omega = 6000$ rpm con tres mallas de distinto tamaño base. En la Tabla 4 se recoge el tamaño base, el número total de celdas y los errores relativos de cada malla en términos de eficiencia, salto de presión y hemólisis respecto a la malla fina.

Malla	Fina	Media	Gruesa
Tamaño base	0.4 mm	0.8 mm	1.6 mm
Número de celdas	$29 \cdot 10^6$	$7.8 \cdot 10^6$	$2.7 \cdot 10^6$
Error relativo: η	-	0.4%	0.6%
Error relativo: ΔP_t	-	0.4%	0.5%
Error relativo: HI	-	7.8%	16.6%

Tabla 4: Propiedades y resultados de cada tipo de malla.

Por otra parte, la Ilustración 15 muestra la eficiencia del dispositivo respecto al caudal para las tres mallas estudiadas. Se observan unos resultados muy similares en los tres casos, obteniéndose un error casi despreciable entre los resultados de la malla fina y la malla media. Por tanto, tras los resultados aportados en la Tabla 4 y en la Ilustración 15 se concluye que la malla media con tamaño base de 0.8 mm es la óptima para desarrollar todas las simulaciones del presente trabajo.

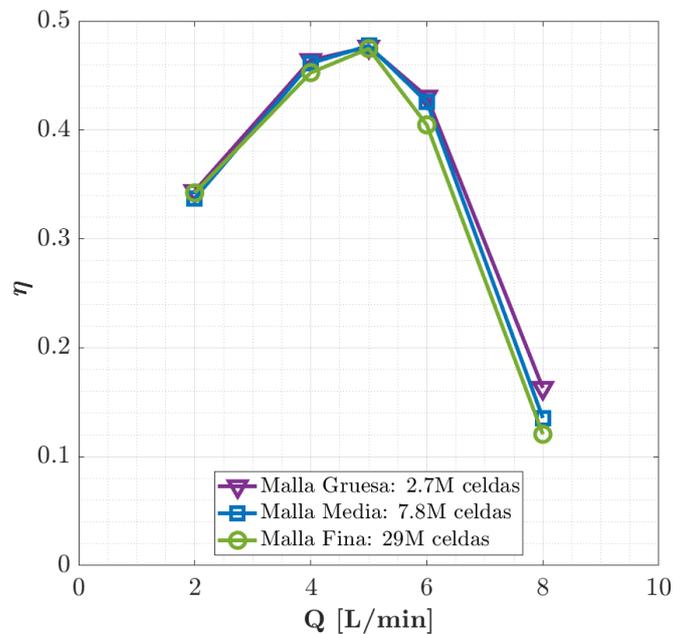


Ilustración 15: Resultados del estudio de independencia de malla en términos de eficiencia frente al caudal para $\Omega=6000$ rpm.

Por último, la Ilustración 16 detalla la malla definitiva con todos los refinamientos que se han enumerado en la Tabla 3. Además, se ha hecho especial hincapié en el refinamiento de las holguras (zoom izquierdo) y el refinamiento entorno a los álabes (zoom derecho).

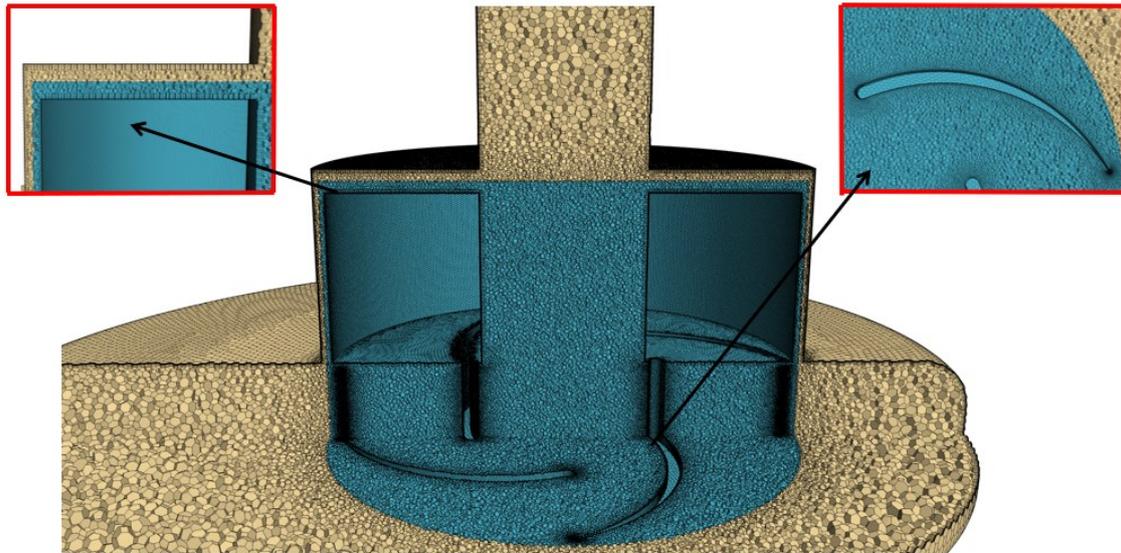


Ilustración 16: Mallado de la geometría de estudio con un zoom para la holgura (izquierda) y otro para el álabe (derecha).

3.5. Configuración de los casos

Como ya se ha mencionado, en este TFM se estudia el comportamiento de una bomba centrífuga para diferentes regímenes de giro y caudales. Al asumir la sangre como un fluido newtoniano ([4, 5, 18, 23 o 24]) esta se modela como un fluido de densidad $\rho = 1060 \text{ kg/m}^3$ y viscosidad $\mu = 3.5 \cdot 10^{-3} \text{ Pa}\cdot\text{s}$. Los modelos físicos seleccionados son:

- **Flujo estacionario.** La caracterización de las turbobombas se realiza comúnmente bajo la hipótesis de flujo estacionario con el objetivo de obtener los mapas de funcionamiento (Jiao et al. [25]). En investigaciones como [4, 5, 6, 18] también se toma esta hipótesis porque los errores respecto al régimen transitorio son asumibles y se reduce significativamente el coste computacional del trabajo.
- **Flujo incompresible.** Debido a que el fluido de trabajo es la sangre, los efectos de compresibilidad pueden despreciarse y se considera la densidad constante.
- **Flujo tridimensional.** Al estudiarse una bomba centrífuga no se pueden despreciar los efectos tridimensionales para reducir el coste computacional, por lo que se trabaja con un flujo 3D.
- **Flujo acoplado (basado en presión).** La formulación acoplada resuelve de manera simultánea todas las ecuaciones, siendo más costosa que la formulación segregada. En este caso, al basarse en el término de la presión se necesitan menos recursos que el centrado en la densidad, aportando resultados con una buena precisión.
- **Turbulencia.** Como se ha destacado en el apartado 3.2, este trabajo emplea el modelo de turbulencia K-Omega SST propuesto por Menter [19]. Este modelo es considerado como el standard en aplicaciones de turbomaquinaria, además de haber sido usado previamente en múltiples investigaciones en torno a los LVADs como son [4, 5, 6, 8, 10, 20].

- **Passive Scalar.** Es un modelo opcional que permite resolver una ecuación de transporte adicional para un escalar, sin que esta afecte a la solución del campo fluido. En este estudio se emplea para calcular el HI (%) mediante el término fuente definido en la ecuación 2.3 del apartado 2.4.1, y para obtener el tiempo de residencia con un término fuente igual a 1 (ecuación 4.3). Ambos términos fuente se asignan a las 4 regiones del dominio.

Condiciones de contorno

Para obtener una correcta solución de las ecuaciones es fundamental seleccionar las condiciones de contorno de manera adecuada:

- **“Stagnation inlet”.** En la superficie de entrada se asigna la condición de presión total a la entrada, aplicándose una presión total de 0 Pa. Al tratarse de un flujo incompresible el valor medio de la presión no afecta a la solución, de modo que se puede aplicar una presión cualquiera como presión de referencia en cualquier punto del dominio. En este caso se ha impuesto la presión atmosférica (0 Pa) a la entrada. Al emplearse el modelo de turbulencia K-Omega SST, que resuelve dos ecuaciones de transporte adicionales, deben imponerse dos condiciones de contorno turbulentas en la superficie de entrada: la intensidad turbulenta $I_t = 0.01$ y la escala de longitud turbulenta $L_t = 0.001$.
- **“Outlet”.** En la superficie de salida se impone como condición un flujo másico de valor $\dot{m} = \rho \cdot Q = cte$, considerando caudales en el rango $Q = [1,8]$ L/min.
- **“Wall”.** Todas las superficies del dispositivo se asignan como pared con la condición de no deslizamiento para tener en cuenta el gradiente de velocidades en la capa límite del fluido. Además, a través de las paredes se impone un flujo nulo del escalar referente al Índice de Hemólisis.
- **“Interfaces”.** Permiten transferir la solución entre regiones contiguas, variando la forma en la que se transfiere dicha información según el tipo de interfaz seleccionada. Por un lado, la interfaz de tipo “internal” une dos regiones dentro del mismo continuo ([17]). Se ha asignado este tipo a las interfaces entre: extrusión a la entrada-región estática, extrusión a la salida-región estática, región rotativa-región estática (superficies superior e inferior de la interfaz mostrada en la Ilustración 13). Por otro lado, la interfaz de tipo “mixing-plane” permite simular el flujo entre regiones que presentan un movimiento relativo entre sí. Se promedia circunferencialmente la solución del campo fluido evitando así una solución heterogénea en dicha dirección circunferencial debida al rotor congelado. Es común utilizar este tipo de interfaz en simulaciones cuasi-estacionarias de turbomáquinas (Galindo et al. [21]), por lo que se ha asignado a la interfaz lateral entre la región rotativa y estática.

3.6. Simulación del movimiento (MRF)

El movimiento de la región rotativa se impone empleando el método “*Moving Reference Frame*” (MRF) basado en la definición de un marco de referencia que gira en torno a un eje con una velocidad de rotación, sin necesidad de mover la malla. Dicho marco de referencia se asocia a la región rotativa donde se resuelve la ecuación de momento incluyendo un término fuente (\vec{f}_b de la ecuación 3.18) que se corresponde con un término de inercia debido al movimiento de rotación impuesto. El término \vec{f}_b representa las fuerzas de inercia y del cuerpo que actúan sobre el fluido, calculado como describe Torregrosa et al. [22]:

$$\vec{f}_b = \begin{pmatrix} f_x \\ f_y \\ f_z \end{pmatrix} = \frac{d\vec{\omega}}{dt} \times \vec{r} + \vec{\omega} \times \vec{\omega} \times \vec{r} \quad (\text{ecuación 3.18})$$

donde $\vec{\omega}$ representa la velocidad de rotación del marco de referencia y \vec{r} es el vector posición de un punto del fluido. Este método permite la resolución del problema estacionario despreciando los efectos transitorios, reduciéndose significativamente el coste computacional. Además, el MRF se ha usado junto con una interfaz de tipo “*mixing-plane*” para evitar la heterogeneidad circunferencial debida a que la malla de la región rotativa no gira físicamente (Galindo et al. [21]).

Capítulo 4. Resultados

Índice

4.1. Comparación entre interfaz de tipo “ <i>internal</i> ” y de tipo “ <i>mixing-plane</i> ” respecto a URANS	48
4.2. Mapas de funcionamiento del HeartMate III	50
4.3. Análisis de velocidad relativa	53
4.4. Análisis del tiempo de residencia	57
4.5. Análisis de esfuerzos cortantes	58
4.6. Índice de Hemólisis en sangre	61
4.6.1. Resultados: Enfoque Euleriano	61
4.6.2. Resultados: Enfoque Lagrangiano	63

A continuación, se muestran y analizan los resultados de la fluidodinámica y la hemocompatibilidad del HeartMate III. Primero se hace un breve estudio de los diferentes tipos de interfaces empleadas. A continuación, aparecen los mapas de funcionamiento y la distribución de velocidad relativa en el interior del dispositivo. Por otra parte, la evaluación del daño sanguíneo se realiza mediante el cálculo del Índice de Hemólisis y este parámetro se relaciona con el tiempo de residencia y la distribución de esfuerzos cortantes en sangre.

4.1. Comparación entre interfaz de tipo “*internal*” y de tipo “*mixing-plane*” respecto a URANS

Las interfaces en *STAR-CCM+* transfieren la solución entre regiones contiguas, variando la forma en que se transmite la información en función del tipo de interfaz empleada. Como se indicó en el apartado 3.5, la interfaz de tipo “*internal*” une dos regiones dentro del mismo continuo, habiéndose asignado a las interfaces entre: extrusión a la entrada-región estática, extrusión a la salida-región estática, región rotativa-región estática (superficies superior e inferior de la interfaz mostrada en la Ilustración 13). Sin embargo, la interfaz de tipo “*mixing-plane*” simula el flujo entre regiones que presentan un movimiento relativo entre sí, por lo que se ha asignado a la interfaz lateral entre la región rotativa y estática. Se promedia circunferencialmente la solución del campo fluido evitando así una solución heterogénea en dicha dirección circunferencial debida al rotor congelado. Tal y como menciona Galindo et al. [21], es común utilizar este tipo de interfaz en simulaciones cuasi-estacionarias de turbomáquinas, como es el caso de este proyecto.

El objetivo de este primer apartado es verificar que el empleo de la interfaz de tipo “*mixing-plane*” en la interfaz lateral entre la región rotativa y la estática es más adecuado que el uso de la interfaz “*internal*”. Para ello, en la Ilustración 17 e Ilustración 18 se muestra una comparación de los resultados de salto de presión y potencia consumida por el HM3 respectivamente bajo la condición de operación óptima $\Omega = 6000$ rpm y $Q = 5$ L/min. Dicha comparación se hace respecto al caso no estacionario (URANS) porque la solución aportada representa fielmente la realidad al considerar los efectos transitorios. Para obtener la solución con la interfaz de tipo “*internal*” se realizan los cálculos con siete posiciones distintas del rotor: 0, 15, 30, 45, 60, 75 y 90°, asegurando así que los álabes ocupan varias de las posibles posiciones. Para ello, se ha ido variando la posición de la geometría CAD junto con su correspondiente remallado en cada uno de los siete casos estudiados. También se incluye la media de los resultados mediante la línea azul discontinua.

Como era de esperar, tanto la Ilustración 17 como la Ilustración 18 muestran unos resultados que permanecen constantes con la posición del rotor cuando se emplea la interfaz de tipo “*mixing-plane*”, ajustándose mejor en ambos casos a los resultados transitorios (URANS). Debe mencionarse que, en este caso URANS se representa la solución en cada una de las posibles posiciones que puede adoptar el rotor, incluyendo la media de los resultados con la línea verde discontinua. Por otro lado, el uso de la interfaz de tipo “*internal*” supone una mayor desviación de los resultados respecto al caso URANS debido a la influencia de la posición del rotor “congelado” sobre la solución. No obstante, ambos resultados siguen la misma tendencia en la Ilustración 18 y la tendencia opuesta en la Ilustración 17.

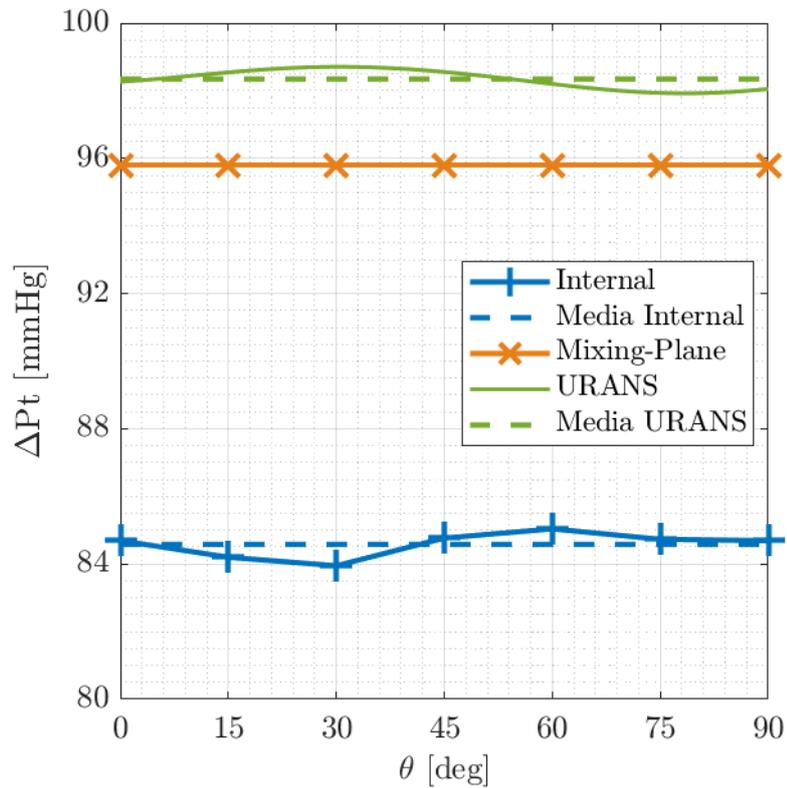


Ilustración 17: Comparación entre el salto de presión obtenido en régimen transitorio y el alcanzado con cada tipo de interfaz empleada en función de la posición del rotor del HM3. El punto estudiado es $\Omega = 6000$ rpm y $Q = 5$ L/min.

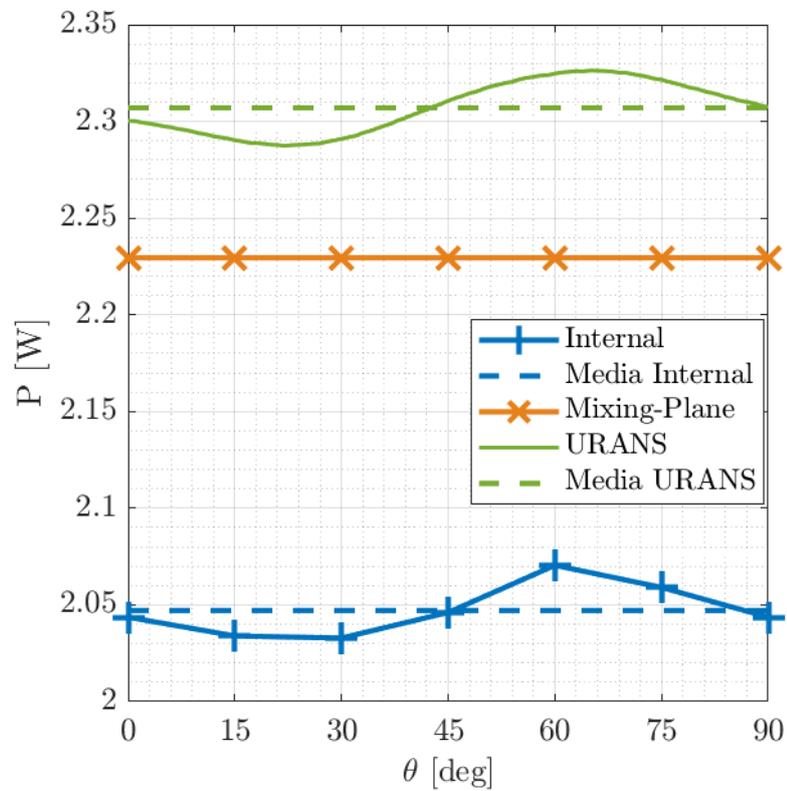


Ilustración 18: Comparación entre la potencia obtenida en régimen transitorio y la alcanzada con cada tipo de interfaz empleada en función de la posición del rotor del HM3. El punto estudiado es $\Omega = 6000$ rpm y $Q = 5$ L/min.

4.2. Mapas de funcionamiento del HeartMate III

Dada la sangre como fluido de trabajo, sus características fluidodinámicas en el interior del HeartMate III quedan totalmente definidas por la velocidad de rotación del rotor y el caudal volumétrico a través de la bomba. En este proyecto se estudian unas velocidades de rotación y unos caudales comprendidos entre $\Omega = [4000-7000]$ rpm y $Q = [1-8]$ L/min. A continuación, se muestra el análisis de los mapas de funcionamiento del dispositivo, los cuales consisten en la representación de las variables de trabajo en función del caudal para los distintos regímenes de giro. Las variables de trabajo que interesan cuando se investiga una bomba hidráulica son el salto de presión (Δp_t), la potencia mecánica (P) y la eficiencia (η).

En primer lugar, se analiza el mapa de funcionamiento debido al salto de presión en el HM3 para los distintos regímenes de giro. El motivo de analizar este mapa es porque la misión de los LVADs es proporcionar el salto de presión necesario para que la sangre llegue a todos los lugares del sistema circulatorio. En la Ilustración 19 se observa que todas las curvas siguen la tendencia parabólica típica de las bombas centrífugas: para un régimen de giro dado el salto de presión disminuye a medida que aumenta el caudal, siendo la pendiente de la curva cada vez más pronunciada. Sin embargo, cuando el caudal permanece constante el salto de presión aumenta significativamente con el régimen de giro. Además, esta figura muestra la validación de los resultados mediante una comparación entre los resultados obtenidos con el modelo CFD y los obtenidos experimentalmente (aportados por el departamento CMT). Se aprecia una gran similitud entre las medidas experimentales y las simulaciones CFD; concluyendo que el modelo CFD predice la fluidodinámica en el HM3 con suficiente precisión.

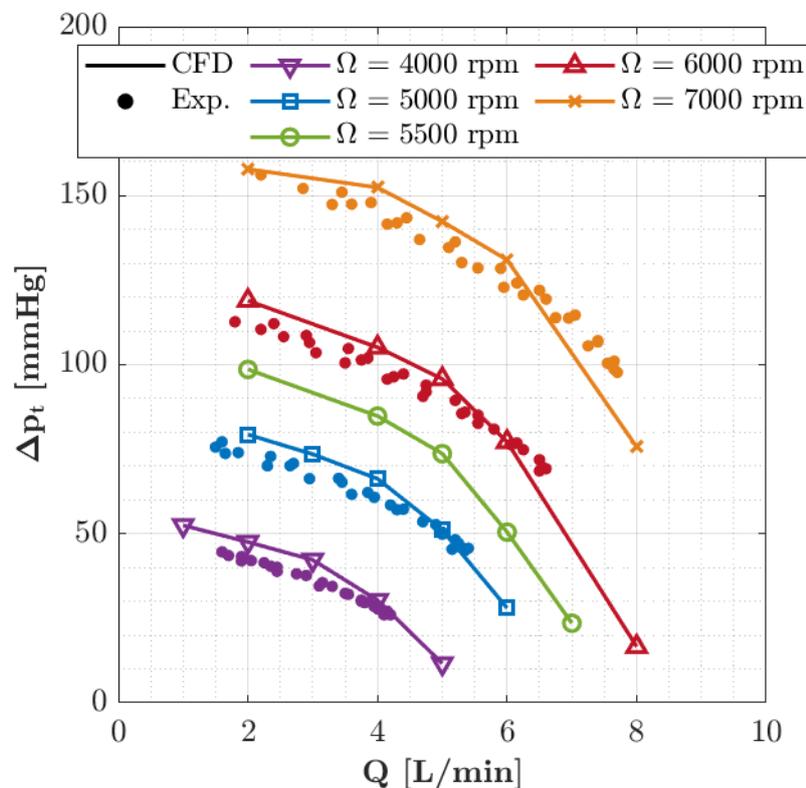


Ilustración 19: Salto de presión frente al caudal en función del régimen de giro. Los resultados CFD se muestran en las curvas de líneas y los resultados experimentales en las curvas de puntos.

Tal y como menciona Gil et al. [4], Thamsen et al. [10] o Wang et al. [18], la zona de bombeo de sangre normal en un ser humano es $Q = [4, 6]$ L/min y $\Delta p_t = [80, 120]$ mmHg. Observando la Ilustración 19, estas condiciones se alcanzan aproximadamente dentro de un rango de velocidades de rotación de $\Omega = [5500, 6000]$ rpm. Una vez implantado el HeartMate III, el médico ajusta el régimen de giro para asegurar el salto de presión necesario en función del caudal de sangre del paciente. Si dicho salto de presión se incrementa demasiado, el caudal disminuye y la sangre oxigenada puede no llegar adecuadamente a todas las zonas del cuerpo, provocando insuficiencia cardiorrespiratoria. Cabe destacar que las unidades del salto de presión en la Ilustración 19 se dan en milímetros de mercurio mmHg porque es la unidad de medida con la que se trabaja en la literatura médica; aunque en turbomaquinaria hidráulica este mapa suele verse como la altura manométrica de la bomba (H_b (m)) frente al caudal (Q (L/min)) o gasto másico (\dot{m} (kg/s)).

En cuanto a la potencia mecánica suministrada al rotor (ecuación 4.1), esta se descompone en una componente debida a los esfuerzos de presión y otra debida a los esfuerzos cortantes. Ambas componentes se relacionan con el par (T) ejercido por el fluido en las paredes del rotor, que consiste en el momento debido a la presión estática en la superficie y el momento resultante de los esfuerzos cortantes actuando en ella.

$$P = T \cdot \Omega \text{ (ecuación 4.1)}$$

En la Ilustración 20 se presenta el mapa de potencia del dispositivo, ya que la potencia suministrada para alcanzar la zona de operación deseada siempre es un dato a tener en cuenta. En esta figura todos los regímenes de giro muestran una tendencia parecida: la potencia aumenta de forma casi lineal con el caudal hasta alcanzar un máximo, a partir del cual esta comienza a estabilizarse. Además, cuando el caudal permanece constante la potencia incrementa con el régimen de giro. Este incremento en la potencia consumida es debido a que el momento (opuesto al movimiento) producido por los esfuerzos de presión y cortadura sobre las paredes del rotor aumenta tanto con el caudal como con el régimen de giro del rotor.

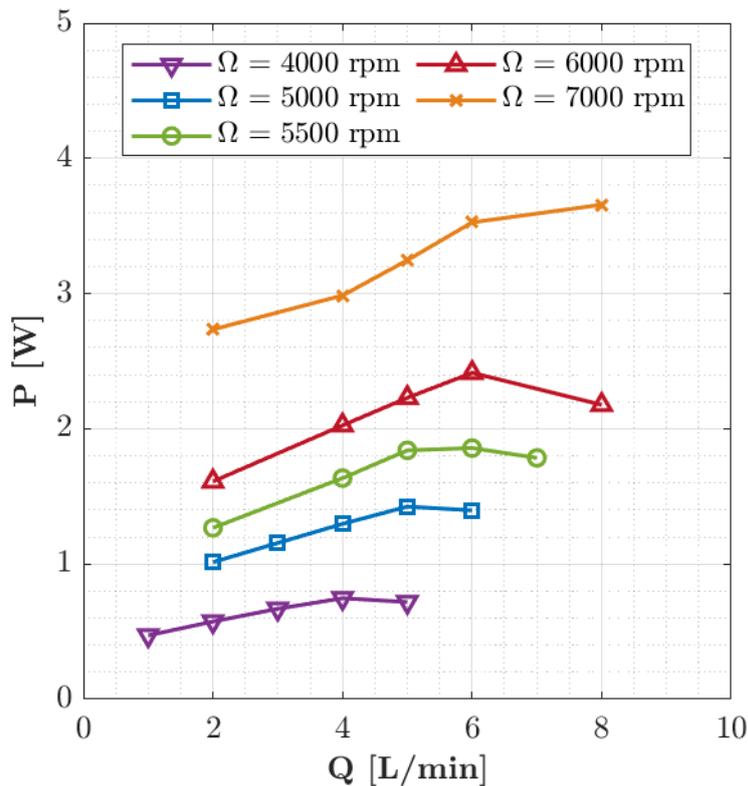


Ilustración 20: Potencia frente al caudal en función del régimen de giro.

Por último, Salvador de las Heras [26] o Gil et al. [4] definen la eficiencia de la bomba (ecuación 4.2) como el ratio entre la energía hidráulica transferida al fluido a través de la bomba y la potencia mecánica suministrada para hacer girar el rotor:

$$\eta = \frac{Q \cdot \Delta p_t}{P} \quad (\text{ecuación 4.2})$$

En la Ilustración 21 se presenta el mapa de funcionamiento del HM3 en términos de eficiencia, donde se observa una tendencia similar en los 5 regímenes de giro: la eficiencia aumenta significativamente con el caudal hasta alcanzar un máximo, a partir del cual esta comienza a decrecer. Este punto de máxima eficiencia corresponde a un balance entre un incremento de la energía del flujo lo suficientemente grande (proporcional al salto de presión y al caudal) y un consumo de potencia relativamente bajo. Además, la eficiencia máxima del dispositivo aumenta a medida que lo hace el régimen de giro, alcanzándose a caudales cada vez más elevados. Como se deduce del numerador de la ecuación 4.2, la eficiencia del HeartMate III es pequeña cuando el dispositivo trabaja con bajos caudales. De la misma manera, para elevados caudales la eficiencia también es baja a causa del aumento en la potencia consumida.

Como se ha mencionado, el funcionamiento habitual del HeartMate III se da para aproximadamente $Q = [4, 6]$ L/min y $\Omega = [5500, 6000]$ rpm; por lo que el rango de operación nominal está sujeta a zonas de máxima eficiencia ($\eta = [0.42, 0.48]$). Debe comentarse que no se ha considerado la rugosidad relativa ni el rendimiento mecánico de la bomba para obtener los resultados.

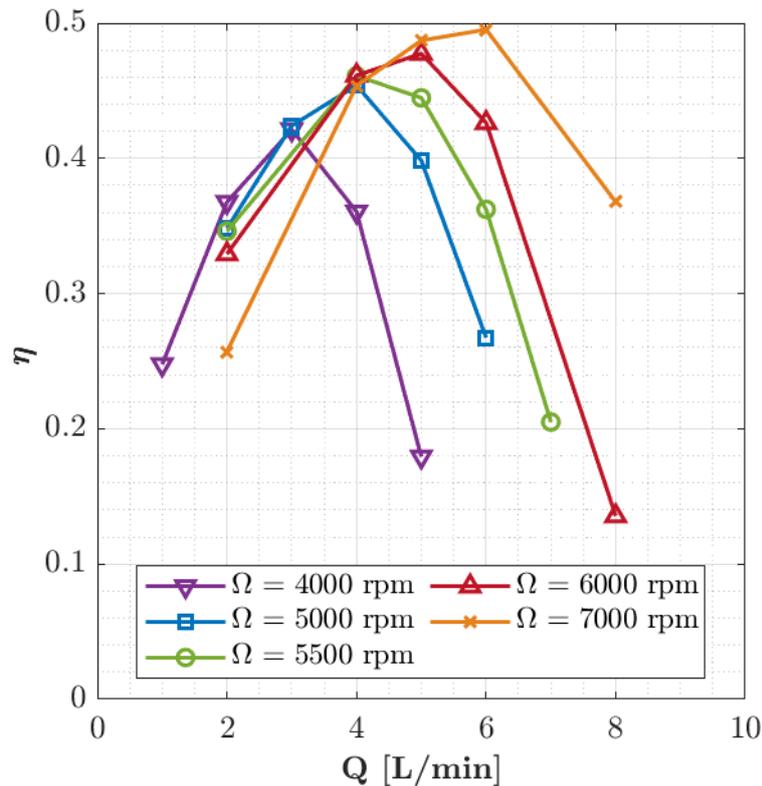


Ilustración 21: Eficiencia frente al caudal en función del régimen de giro.

Por último, debe destacarse que en condiciones de bajo caudal empiezan a aparecer inestabilidades en el flujo (bombeo), por lo que la solución en estos puntos se toma como un promedio de la solución de las 200 últimas iteraciones. Estas condiciones se estudian porque eventualmente el dispositivo puede trabajar a bajo flujo, en concreto, puede introducir un pulso artificial durante el cual el régimen de giro y el caudal disminuyen y aumentan con respecto al nominal para un mejor funcionamiento de la bomba.

4.3. Análisis de velocidad relativa

En este apartado se estudia la distribución de velocidad relativa para visualizar las zonas de recirculación en el rotor, lo que permite un mejor entendimiento del mapa de eficiencia del HeartMate III. Por una parte, en la Ilustración 22, Ilustración 23 e Ilustración 24 se analiza la influencia del caudal cuando el régimen de giro permanece constante ($\Omega = 6000$ rpm). Por otra parte, en la Ilustración 25, Ilustración 26 e Ilustración 27 se estudia la variación del régimen de giro a caudal constante ($Q = 4$ L/min).

Destacar que, en todas las figuras se representa la región rotativa con una transparencia para facilitar la visualización de los álabes. Además, el campo de velocidades dentro de cada región tiene que representarse en un adecuado marco de referencia. La velocidad relativa en la región estática es igual a la velocidad absoluta porque tiene como condición de contorno paredes estáticas. Sin embargo, la velocidad relativa en la región rotativa está referenciada en el movimiento giratorio de sus paredes para detectar las zonas de recirculación del flujo. Por ello, la velocidad relativa en la región rotativa se representa con el MRF; y la discontinuidad en

el campo de velocidades que aparece en la interfaz entre la región estática y rotativa es debida al cambio entre un marco de referencia en movimiento a otro estático (Karimi et al. [27]).

En la Ilustración 22 ($Q = 2$ L/min) se observan grandes zonas de recirculación que aparecen en el intradós de los álabes, extendiéndose aguas abajo de los mismos. Además, también aparece una zona de recirculación en el borde de ataque de los álabes debida al desprendimiento de la capa límite. Por tanto, estas amplias zonas de recirculación inducen a pérdidas de energía en el flujo que permiten entender la baja eficiencia del HM3 cuando opera a bajo caudal. Sin embargo, en Ilustración 23 ($Q = 5$ L/min) se muestra un punto dentro del rango operación nominal, donde la eficiencia del dispositivo es máxima cuando trabaja a $\Omega = 6000$ rpm. En este caso, las zonas de recirculación aparecen aguas abajo del borde de fuga de los álabes y no desde el intradós; siendo además significativamente más pequeñas que las observadas en la Ilustración 22. Respecto a recirculación debida al desprendimiento de la capa límite, esta también disminuye en comparación con el caso anterior. Por último, en la Ilustración 24 ($Q = 8$ L/min) se vuelve a tener una zona de recirculación por el desprendimiento de la capa límite de mayor tamaño que la mostrada en la Ilustración 23; aunque la recirculación aguas abajo del borde de fuga de los álabes es de similar medida. En ambas zonas, el gradiente de velocidad es significativamente más abrupto que el recogido en la Ilustración 22 e Ilustración 23. Esto conlleva a un aumento de los esfuerzos cortantes y, por consiguiente, un incremento de la potencia consumida por el rotor, entendiéndose así la baja eficiencia alcanzada en los puntos de alto caudal. Por tanto, de este estudio puede concluirse que variar el caudal a régimen de giro constante tiene un gran impacto sobre la eficiencia del dispositivo.

El segundo estudio realizado en este apartado se recoge en la Ilustración 25, Ilustración 26 e Ilustración 27, donde el caudal permanece constante $Q = 4$ L/min y el régimen de giro es $\Omega = 5000, 5500$ y 6000 rpm respectivamente. Estas figuras muestran puntos dentro del rango de operación nominal con prácticamente la misma eficiencia ($\eta = 0.45-0.46$); observándose que tanto la zona recirculación debida al desprendimiento de la capa límite como la que aparece aguas abajo del borde de fuga de los álabes son de similar tamaño en los 3 casos. Sin embargo, la magnitud de los gradientes de velocidad entorno a dichas zonas de recirculación y en la holgura entre la carcasa y el rotor aumenta a medida que incrementa el régimen de giro. Esto conlleva a un aumento de los esfuerzos cortantes y de la potencia consumida por el HM3, como queda reflejado en la Ilustración 20. Debe destacarse que dicho aumento en los gradientes no es muy pronunciado porque el rango de regímenes de giro estudiados es pequeño. De este segundo estudio se puede deducir que, para puntos de operación con similar eficiencia (donde las zonas de recirculación son de igual tamaño) el aumento del régimen de giro conlleva a un aumento de los esfuerzos cortantes en sangre. Por último, destacar que los resultados obtenidos en ambos estudios son del mismo orden de magnitud que los alcanzados en otras investigaciones como [4, 5, 6, 10].

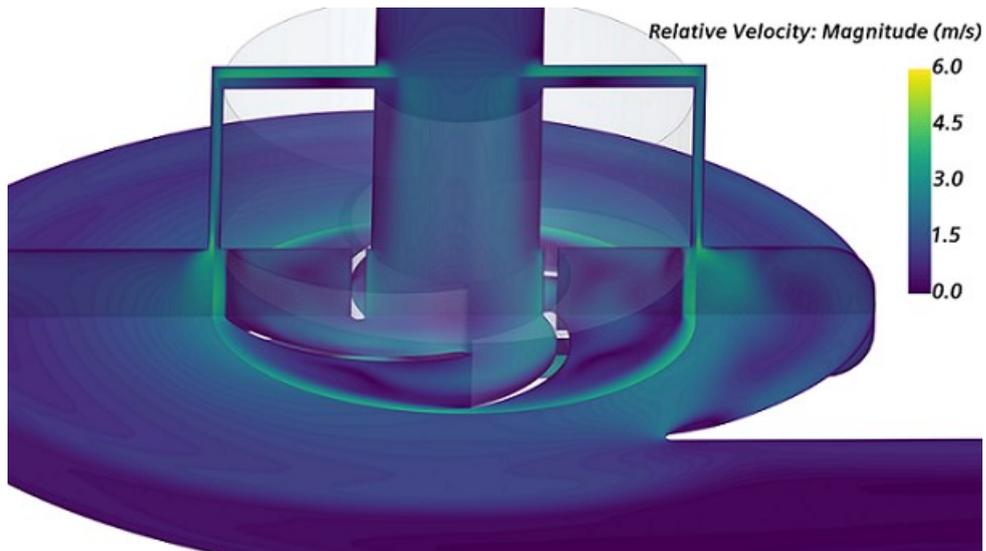


Ilustración 22: Contorno de velocidad relativa en el interior del HM3 para $\Omega = 6000$ rpm y $Q = 2$ L/min.

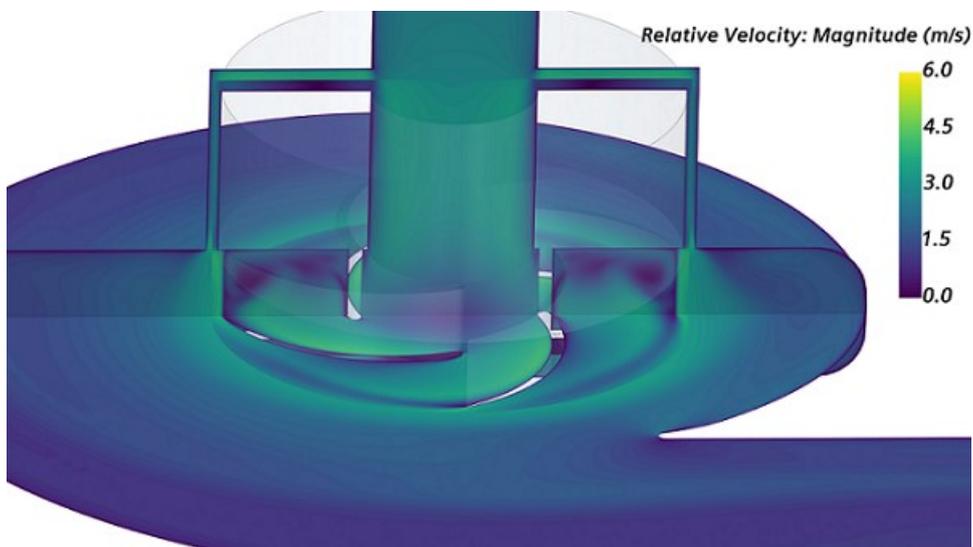


Ilustración 23: Contorno de velocidad relativa en el interior del HM3 para $\Omega = 6000$ rpm y $Q = 5$ L/min.

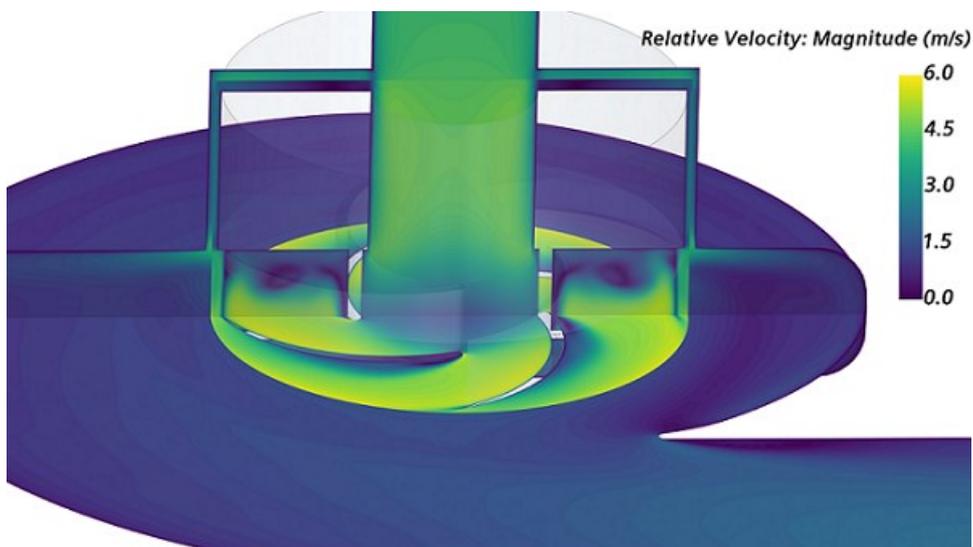


Ilustración 24: Contorno de velocidad relativa en el interior del HM3 para $\Omega = 6000$ rpm y $Q = 8$ L/min.

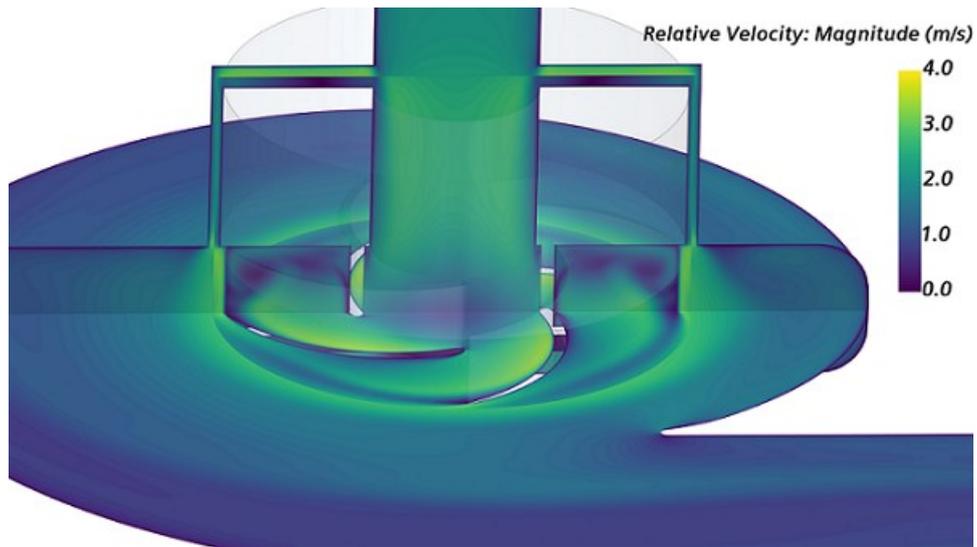


Ilustración 25: Contorno de velocidad relativa en el interior del HM3 para $\Omega = 5000$ rpm y $Q = 4$ L/min.

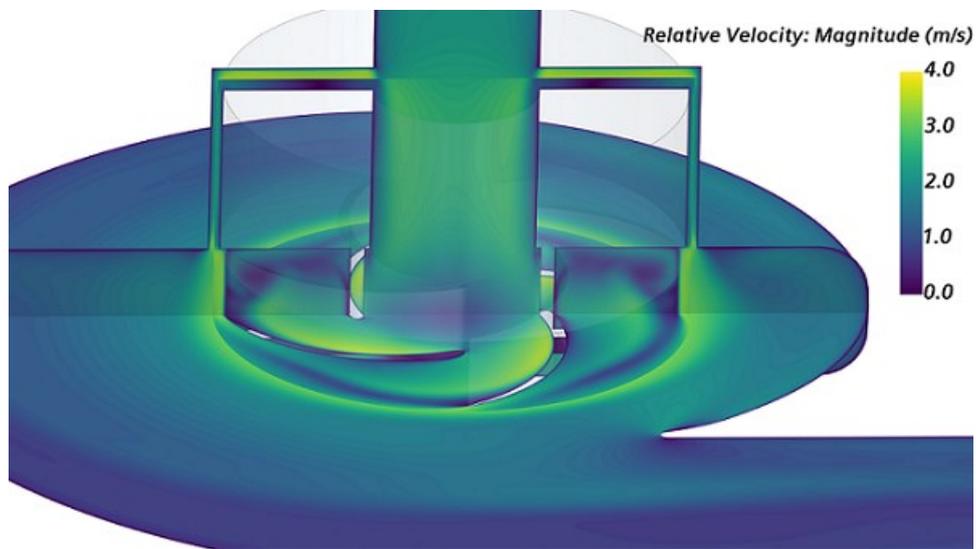


Ilustración 26: Contorno de velocidad relativa en el interior del HM3 para $\Omega = 5500$ rpm y $Q = 4$ L/min.

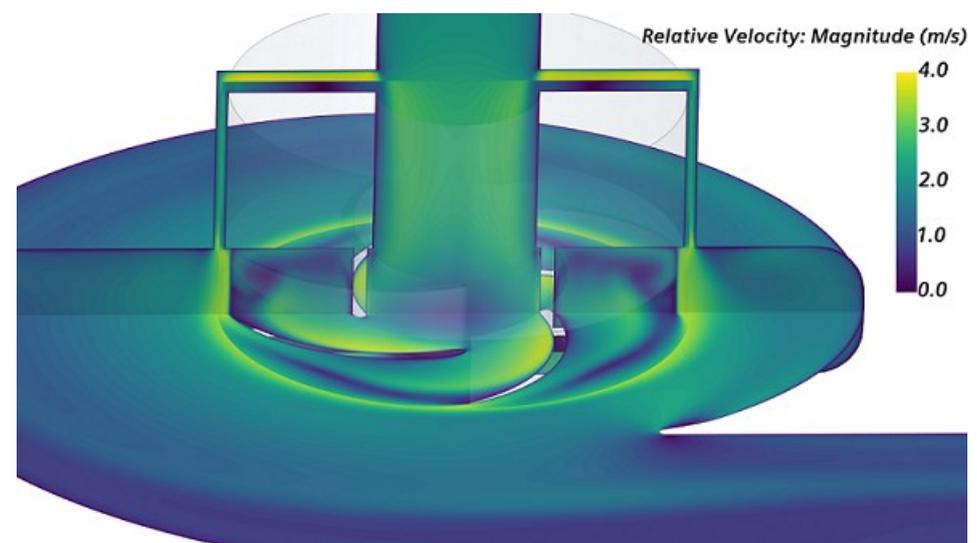


Ilustración 27: Contorno de velocidad relativa en el interior del HM3 para $\Omega = 6000$ rpm y $Q = 4$ L/min.

4.4. Análisis del tiempo de residencia

A continuación, se visualiza la distribución del tiempo de residencia de la sangre a lo largo del HeartMate III. Este estudio se debe a que las zonas donde la formación de hemólisis es elevada están sometidas a altos esfuerzos cortantes y a elevados tiempos de residencia (Fraser et al. [30]).

Tal y como describe Zang et al. [9], el tiempo de residencia se calcula resolviendo una ecuación de transporte adicional, siendo el término fuente el mostrado en la ecuación 4.3:

$$\frac{D\epsilon}{Dt} = \frac{\partial\epsilon}{\partial t} + (\vec{u} \cdot \vec{\nabla}) \cdot \epsilon = 1 \quad (\text{ecuación 4.3})$$

donde ϵ representa el tiempo residencial de la sangre en cada punto del dominio de estudio. Esta fórmula se obtiene reescribiendo la derivada del tiempo material en la derivada sustancial para mecánica de fluidos.

La Ilustración 28 recoge la distribución del tiempo de residencia en el interior del HeartMate III para el punto de operación $\Omega = 6000$ rpm y $Q = 5$ L/min, donde la eficiencia es máxima en dicho régimen de giro. Se observa que el tiempo de residencia de la sangre en las zonas de recirculación entorno a los álabes del rotor aumenta respecto al resto de la región rotativa. Además, en las holguras presentes entre la carcasa y el rotor (principalmente en la holgura axial) el tiempo de residencia es elevado. Cabe destacar que los valores del tiempo de residencia mostrados en esta figura son del mismo orden de magnitud que los obtenidos por Gil et al. [4] y Martínez et al. [6].

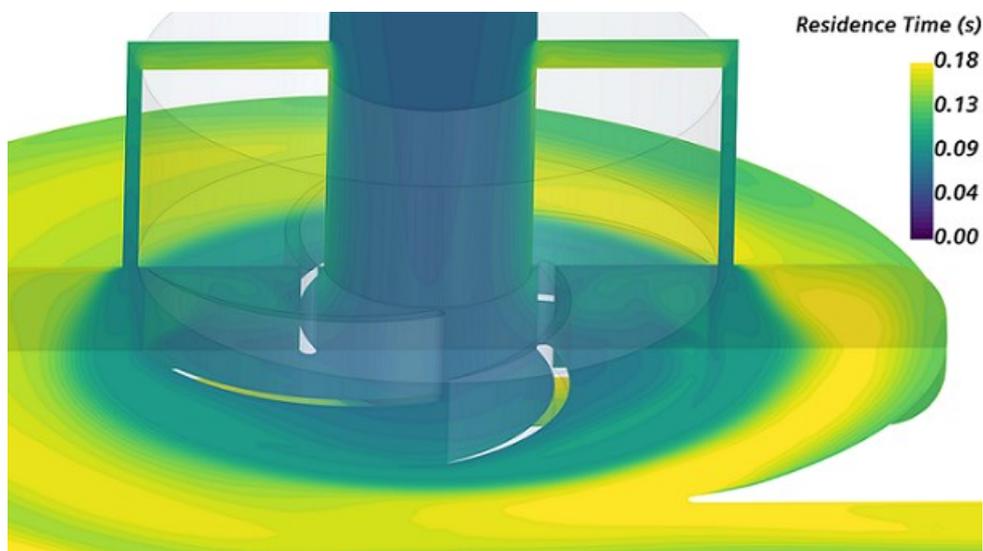


Ilustración 28: Distribución del tiempo de residencia en el interior del HM3 para $\Omega = 6000$ rpm y $Q = 5$ L/min.

De la Ilustración 28 se puede concluir que a medida que aumentan las zonas de recirculación el volumen de sangre sometido a elevado tiempo de residencia es mayor. Por tanto, cuando el dispositivo opera a bajo flujo apareciendo amplias zonas de recirculación, el

elevado tiempo de residencia de la sangre conlleva a una mayor generación de hemólisis, deposición de plaquetas y crecimiento de trombos (Gil et al. [5]).

Como describe Johnston et al. [31], hay poca diferencia práctica en los tiempos de residencia obtenidos entre un modelo newtoniano y uno no newtoniano para la viscosidad de la sangre. Además, Fraser et al. [30] muestra que el tiempo de residencia en los VADs centrífugos es mucho mayor que en aquellos axiales debido al recorrido que la sangre realiza por la voluta. Sin embargo, la generación de hemólisis es considerablemente inferior en las bombas centrífugas porque las zonas de recirculación son de menor tamaño.

4.5. Análisis de esfuerzos cortantes

En cuanto a las tensiones de cortadura, es una práctica habitual analizar su distribución volumétrica para cuantificar así el volumen de sangre expuesto a cada nivel de esfuerzos cortantes, ya que la formación de hemólisis tiene una relación directa con dicha magnitud. Este apartado se centra por un lado en el estudio del efecto que tiene variar el régimen de giro y, por otro lado, se analiza la influencia del caudal en la distribución volumétrica de esfuerzos cortantes. Por último, se muestra una imagen de *STAR-CCM+* para visualizar las zonas en el interior del HeartMate III sometidas a mayores niveles de esfuerzos cortantes.

La Ilustración 29 recoge la cuantificación del volumen de sangre expuesto a cada rango de esfuerzos cortantes en el interior del HM3, operando el dispositivo a caudal óptimo en cada uno de los cinco regímenes de giro estudiados. Se observa que a medida que aumenta el régimen de giro incrementa el volumen de sangre expuesto a altos niveles de esfuerzos cortantes. Además, se evidencia que cuando el HeartMate III opera a bajos regímenes de giro la sangre no está sometida a elevados esfuerzos cortantes. En consonancia con el segundo estudio realizado en el apartado 4.3, a medida que aumenta el régimen de giro del rotor incrementa el volumen de sangre expuesto a elevados esfuerzos cortantes debido a que los gradientes de velocidad en el interior del dispositivo son cada vez más abruptos. Como se verá posteriormente en el apartado 4.6, este aumento de los esfuerzos cortantes provoca una mayor destrucción de los glóbulos rojos.

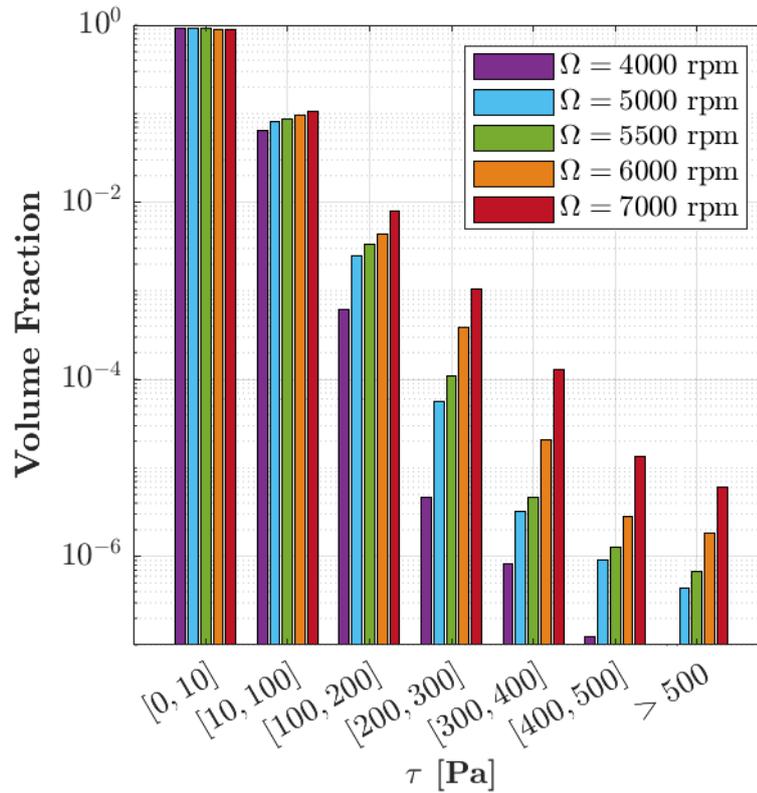


Ilustración 29: Histograma de la distribución volumétrica del escalar de los esfuerzos cortantes (SSS) en el interior del HeartMate III operando a caudal óptimo en cada régimen de giro estudiado.

Por otra parte, en la Ilustración 30 aparece la cuantificación del volumen de sangre expuesto a cada nivel de esfuerzos cortantes en función del caudal de operación, permaneciendo constante el régimen de giro $\Omega = 5500$ rpm. Cabe destacar que, en dispositivos como el HVAD el caudal tiene una influencia despreciable en la distribución de esfuerzos cortantes. En esta figura se observa que el efecto de variar el caudal de sangre trasegado por el HeartMate III es también prácticamente despreciable hasta tensiones del orden de 200 Pa. Sin embargo, a partir de dicho valor el volumen de sangre expuesto a cada rango de esfuerzos cortantes aumenta a media que incrementa el caudal. No obstante, para la condición de operación de máxima eficiencia ($Q = 4$ L/min) no se observa dicha tendencia, ya que se trata del punto de operación con el menor volumen de sangre sujeta a elevados esfuerzos cortantes. Esto es debido a que a caudal óptimo, las zonas de recirculación presentan el tamaño más pequeño, por lo que los gradientes de velocidad también son los menos abruptos. En el primer estudio realizado en el apartado 4.3 se muestra que a elevados caudales los gradientes de velocidad son los más abruptos, lo que se traduce en un aumento de los esfuerzos cortantes como aparece en la Ilustración 30.

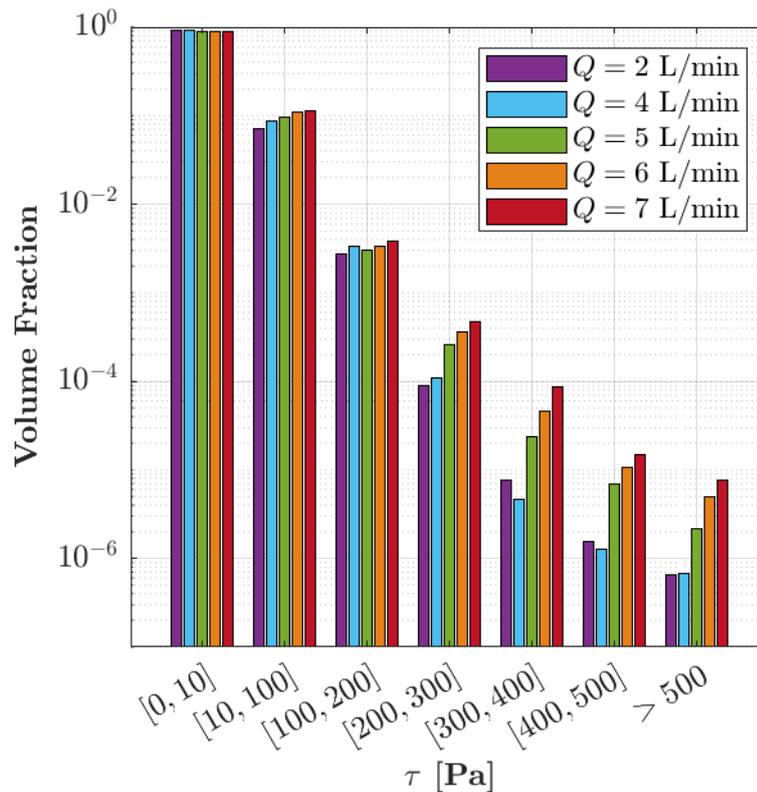


Ilustración 30: Histograma de la distribución volumétrica del escalar de los esfuerzos cortantes (SSS) en el interior del HeartMate III operando a $\Omega = 5500$ rpm en cada caudal estudiado.

Los resultados obtenidos en la Ilustración 29 e Ilustración 30 del mismo orden de magnitud que los mostrados en la investigación de Gil et al. [4]; alcanzándose valores máximos de 500 Pa correspondientes a entorno el 0.0001% del volumen de sangre sujeto a dicho escalar. Además, se aprecia que la mayoría del volumen del HM3 está sometido unos esfuerzos cortantes inferiores a 10 Pa. Aproximadamente el 1% del volumen de sangre está expuesta a tensiones superiores a 100 Pa, tratándose de la tensión umbral a partir de la cual se empieza a inducir la formación de hemólisis (Chen et al. [7] y Zang et al. [9]).

Por último, en la Ilustración 31 se muestra el contorno de esfuerzos cortantes en el interior del dispositivo cuando este trabaja en un punto dentro del rango de operación nominal: $\Omega = 5500$ rpm y $Q = 4$ L/min. Se observa que los mayores niveles de esfuerzos cortantes se presentan en: entorno a las zonas de recirculación que aparecen tanto aguas abajo de los álabes como debido al desprendimiento de la capa límite; en la frontera entre el flujo parado y el flujo en movimiento (interfaz entre la región estática y la rotativa); en todas las superficies del dispositivo porque presentan una condición de no deslizamiento, sobre todo a la entrada del rotor y en los álabes de este; en las holguras existentes entre la carcasa y el rotor debido al estancamiento del fluido que genera resistencia en esas zonas. Debe destacarse que, dicha distancia entre carcasa y rotor es la mitad en la holgura radial, teniendo lugar esfuerzos cortantes notablemente superiores que los que aparecen en la holgura axial. Esta es una tendencia que se observa en otras investigaciones sobre LVADs como son [4, 5, 6], de las que se concluye que a medida que aumenta el tamaño de la holgura entre la carcasa y el rotor la formación de hemólisis se verá reducida al disminuir la magnitud de los esfuerzos cortantes en sangre.

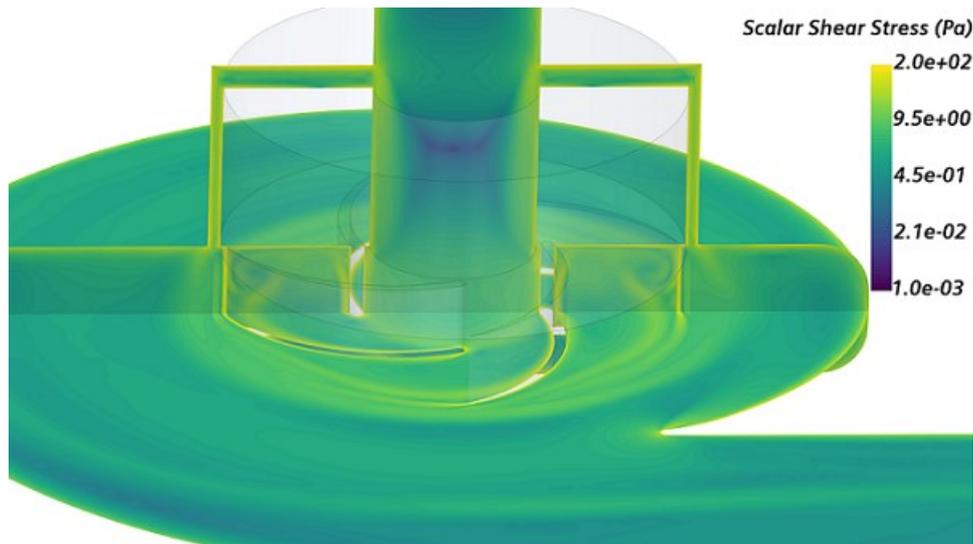


Ilustración 31: Contornos del escalar de los esfuerzos cortantes (SSS) en el interior del HeartMate III operando a $\Omega = 5500$ rpm y $Q = 4$ L/min.

4.6. Índice de Hemólisis en sangre

En este último apartado se estudia la hemocompatibilidad del HeartMate III, es decir, el daño sanguíneo provocado por el tiempo de residencia y los esfuerzos cortantes generados por el dispositivo al impulsar la sangre hacia la aorta. La gran mayoría de las investigaciones elaboradas entorno a los LVADs se enfocan en el estudio de dicho daño sanguíneo: generación de hemólisis, sangrados, deposición de plaquetas, formación de trombos... Este proyecto se centra concretamente en el análisis de la liberación de hemoglobina en el plasma sanguíneo a causa de la destrucción de glóbulos rojos: hemólisis. Este parámetro se ha obtenido por medio de dos modelos distintos, el enfoque Euleriano y el enfoque Lagrangiano.

Cabe destacar que, para elaborar todos los cálculos mostrados a continuación se han seguido los procedimientos descritos en el apartado 2.4.

4.6.1. Resultados: Enfoque Euleriano

Esta primera sección recoge los resultados de la generación de hemólisis en el interior del HeartMate III aplicando el enfoque Euleriano, el cual considera la contribución de todo el dominio de estudio a la hora de estimar dicho parámetro. Primero se realiza una comparación de la hemólisis generada por el dispositivo en sus diferentes puntos de operación. Para ello se hace uso del Índice de Hemólisis Relativo (*RHI*) porque es un parámetro adecuado para comparar entre distintos LVADs o puntos de operación. Posteriormente, se visualizan los contornos de *HI*(%) en el interior del HM3 para entender las zonas donde la formación de hemólisis es más elevada.

La Ilustración 32 muestra el *RHI* generado en función del caudal de sangre trasegado por la bomba para cada uno de los cinco regímenes de giro estudiados. Además, de la misma manera que en la investigación de Gil et al. [4], la hemólisis de referencia se toma para el punto de máxima eficiencia: $\Omega = 6000$ rpm y $Q = 5$ L/min. En esta figura se observa que, para un mismo caudal de sangre el *RHI* aumenta con el incremento de la velocidad de rotación. Esto se debe a

que los gradientes de velocidad en el interior de la bomba aumentan, tal y como se ha explicado anteriormente, lo que se traduce en un aumento del porcentaje de volumen expuesto a altos esfuerzos cortantes.

Por otra parte, las curvas correspondientes a cada régimen de giro en la Ilustración 32 presentan una tendencia muy similar en todos los casos. Se observa que cuando el HeartMate III opera con elevados caudales de sangre, la formación de hemólisis incrementa debido a los altos esfuerzos cortantes que aparecen a causa de los gradientes de velocidad en torno al rotor. Este incremento en el *RHI* cuando el HM3 trabaja a elevados caudales presenta una pendiente suave debido a que los gradientes de velocidad aumentan poco a poco. De la misma manera y como se muestra en otras investigaciones como Thamsen et al. [10], Granegger et al. [28] o Schöps et al. [29], las condiciones de bajo caudal inducen a la mayor formación de hemólisis a consecuencia de los elevados tiempos de residencia que tienen lugar en las grandes zonas de recirculación que aparecen en torno al rotor. Notar que, a medida que disminuye el caudal la pendiente de la curva de *RHI* se hace cada vez más pronunciada, ya que el tiempo de residencia aumenta rápidamente al incrementar el tamaño de las zonas de recirculación. Por tanto, se puede concluir que cuando el HM3 trabaja tanto con elevados como con bajos caudales de sangre los esfuerzos cortantes y el tiempo de residencia aumentan respectivamente; lo cual no solo provoca una disminución de la eficiencia del HeartMate III sino que también genera un incremento en la formación de *RHI*.

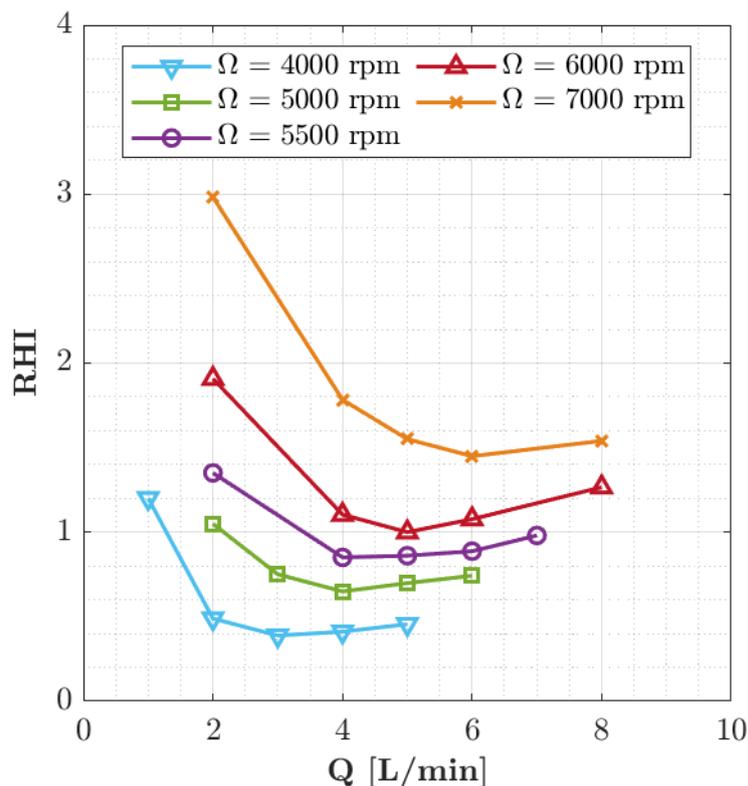


Ilustración 32: Índice de Hemólisis Relativa en función del caudal de sangre trasegado por el HeartMate III para cada uno de los cinco regímenes de giro estudiados.

Otro aspecto importante a destacar de la Ilustración 32 es que para cada régimen de giro aparece un punto donde el *RHI* presenta el mínimo valor; se trata del punto de operación donde el dispositivo trabaja en condiciones óptimas y la eficiencia es máxima. En estas condiciones de

funcionamiento se reducen los tiempos de residencia respecto a la condición de bajo caudal porque las zonas de recirculación poseen el menor tamaño. Además, son los puntos con el menor volumen de sangre expuesto a elevados esfuerzos cortantes, como se puede ver en la Ilustración 30, debido a que los gradientes de velocidad son menores que en la condición de alto caudal. El valor del *RHI* en estas condiciones óptimas es prácticamente la mitad que el alcanzado en condiciones de bajo caudal (igual que Gil et al. [4]).

En cuanto a la Ilustración 33, en ella se visualizan los contornos de *HI*(%) en el interior del HM3 para una condición de funcionamiento óptima: $\Omega = 6000$ rpm y $Q = 5$ L/min. Se ha empleado una escala logarítmica para mejorar la visualización del campo de hemólisis. Las zonas del dispositivo que presentan mayor valor de *HI*(%) se corresponden con las zonas donde se alcanzan mayores tiempos de residencia y esfuerzos cortantes: zonas de recirculación en torno a los álabes y holguras entre la carcasa y el rotor.

Por último, comentar que pese a tener zonas donde los valores de *HI* son próximos al 100%, estas son muy escasas y la mayoría del volumen presenta valores cercanos al 1-2% de *HI*. Todos los resultados mostrados en la Ilustración 32 e Ilustración 33 siguen la tendencia esperada según la literatura consultada, ya que presentan el mismo orden de magnitud que los obtenidos en las investigaciones de Gil et al. [4] o Taskin et al. [8].

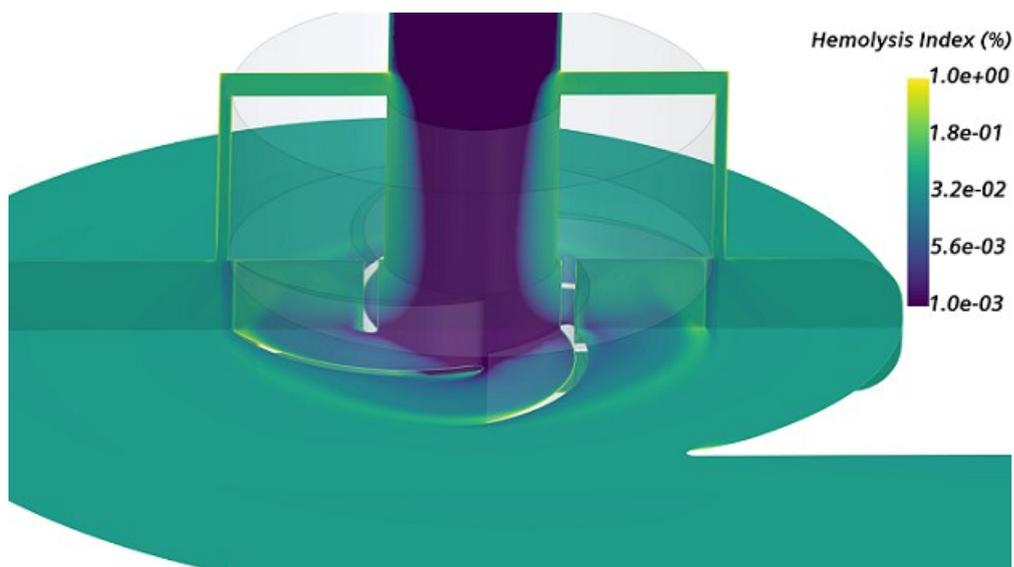


Ilustración 33: Distribución del porcentaje del Índice de Hemólisis en el interior del HM3 para un punto de operación óptimo: $\Omega = 6000$ rpm y $Q = 5$ L/min.

4.6.2. Resultados: Enfoque Lagrangiano

Esta segunda sección recoge los resultados de la generación de hemólisis en el interior del HM3 aplicando el enfoque Lagrangiano, el cual considera la contribución de determinadas líneas de corriente a lo largo del dominio para estimar el *HI*(%). Al igual que Taskin et al. [8], las líneas de corriente se obtienen liberando pseudopartículas desde la superficie de entrada al dispositivo, habiéndose empleado un total de 1000 pseudopartículas para simular el máximo dominio posible. Para obtener los resultados, primero se obtuvieron los esfuerzos cortantes en cada instante de tiempo a lo largo de las líneas de corriente mediante *STAR-CCM+*. Posteriormente, se empleó *MATLAB* para calcular el *HI*(%) a partir de la ecuación 2.6.

Capítulo 4. Resultados

En la Ilustración 34 se observan los resultados de $HI(\%)$ mediante el enfoque Lagrangiano para el punto de operación $\Omega = 6000$ rpm y $Q = 5$ L/min. Únicamente se muestran las líneas de corriente más representativas para visualizar los resultados con mayor claridad. Al igual que ocurre con el enfoque Euleriano, las zonas del dispositivo donde la generación de hemólisis es mayor son las holguras entre la carcasa y el rotor y zonas de recirculación en torno a los álabes.

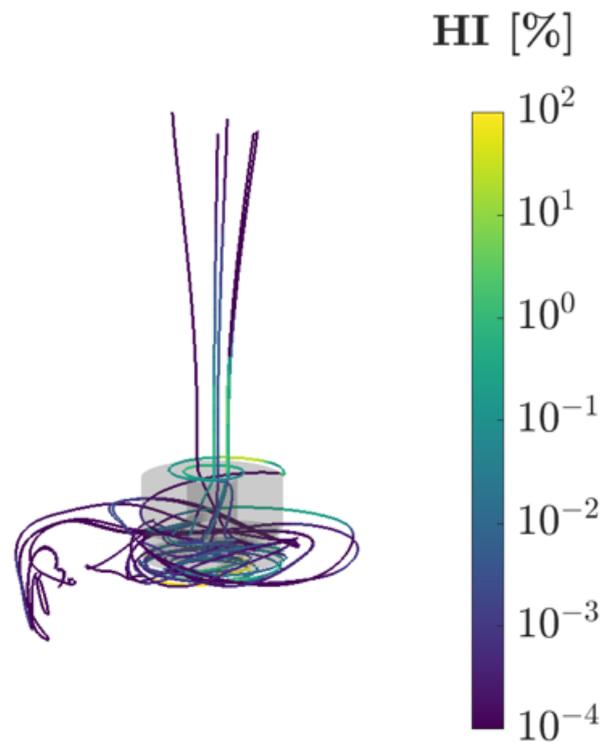


Ilustración 34: Distribución del porcentaje del Índice de Hemólisis a lo largo de las líneas de corriente más representativas en el interior del HM3 para un punto de operación óptimo: $\Omega = 6000$ rpm y $Q = 5$ L/min.

Como se comentó en la sección 2.4.2., se ha empleado uno de los cinco enfoques lagrangianos propuestos por Taskin et al. [8] que sobreestima los resultados experimentales y presenta una dependencia con el salto de tiempo en el cual los esfuerzos cortantes se consideran uniformes. No obstante, es un buen método para visualizar las zonas en el interior del HM3 donde la generación de hemólisis es mayor.

Capítulo 5. Conclusiones

Índice

5.1. Principales conclusiones.....	66
5.2. Posibles trabajos futuros.....	67

En este capítulo se extraen las principales conclusiones obtenidas a lo largo del proyecto y se proponen los posibles trabajos futuros que pueden surgir como continuación de este.

5.1. Principales conclusiones

Este trabajo ha recogido el estudio de la fluidodinámica y la hemocompatibilidad del dispositivo de asistencia ventricular izquierda HeartMate III, tratándose del LVAD implantado en pacientes más optimizado hasta la actualidad. A continuación, se detallan las principales conclusiones que se extraen y las limitaciones que han aparecido.

En primer lugar, en el estudio del tipo de interfaz empleada en la interfaz lateral entre la región rotativa y estática se ha demostrado que usando la interfaz de tipo “*mixing-plane*” se obtienen unos resultados tanto del mapa de salto de presión como del mapa de potencia que se ajustan mejor a los resultados transitorios. Esta tendencia era de esperar porque como indica Galindo et al. [21], este tipo de interfaz se usa en simulaciones cuasi-estacionarias de turbomáquinas.

A continuación, se han presentado los mapas de funcionamiento completos del HM3 en términos de salto de presión, potencia y eficiencia. El mapa del salto de presión reproduce la tendencia parabólica típica de las bombas centrífugas, habiendo sido validado experimentalmente. El mapa de potencia describe una dependencia casi lineal con el caudal de sangre trasegado, aunque tiende a estabilizarse en condiciones de alto caudal. En cuanto a la eficiencia, todos los regímenes de giro presentan un punto óptimo donde la eficiencia es máxima, alcanzando valores entorno al 42-48% para el rango de operación nominal.

El estudio de la distribución de la velocidad relativa en el plano medio del dominio permite visualizar las zonas de recirculación en el interior del dispositivo para entender mejor los mapas de funcionamiento. Se observa que las condiciones de bajo caudal presentan las zonas de recirculación de mayor tamaño, induciendo pérdidas de energía en el flujo que provocan una baja eficiencia. Por otro lado, cuando el HeartMate III trabaja a alto caudal los gradientes de velocidad son los mayores, incrementando así el par ejercido por el fluido sobre las paredes del rotor, lo que se traduce en un aumento de la potencia consumida por el rotor. Además, la condición de operación nominal presenta las zonas de recirculación más pequeñas y los gradientes de velocidad no son tan severos como a alto flujo, entendiéndose así la máxima eficiencia alcanzada en esta condición. También se ha mostrado que, a igualdad de caudales, el incremento de la velocidad de rotación supone unos gradientes de velocidad en la sangre cada vez más abruptos.

En lo referente al tiempo de residencia, este se relaciona con la formación de hemólisis, por lo que resulta interesante visualizar las regiones del dispositivo donde la sangre permanece más tiempo. Se observa que los mayores tiempos de residencia tienen lugar tanto en las zonas de recirculación en torno a los álabes como en las holguras entre la carcasa y el rotor. Por tanto, en las condiciones de bajo caudal la sangre está expuesta a elevados tiempos de residencia provocando un aumento en la formación de hemólisis.

Seguidamente, se han estudiado las tensiones de cortadura porque están relacionadas directamente con la formación de hemólisis. Por un lado, el aumento del régimen de giro a caudal constante supone un incremento del volumen de sangre expuesto a elevados niveles de esfuerzos cortantes. Esto es debido a que, como se ha descrito anteriormente, los gradientes de velocidad son más severos a elevado régimen de giro. Por otro lado, la variación del caudal de sangre es prácticamente despreciable hasta tensiones del orden de 200 Pa. Sin embargo, a partir de dicho valor el volumen de sangre expuesto a cada rango de esfuerzos cortantes aumenta a medida que incrementa el caudal. No obstante, para la condición de operación de máxima eficiencia no se observa dicha tendencia, ya que se trata del punto de operación con el menor volumen de sangre sujeta a elevados esfuerzos cortantes debido a los bajos gradientes de

velocidad. En este estudio también se muestra el contorno de esfuerzos cortantes en el interior del HM3, alcanzándose los mayores valores en las zonas de recirculación en torno al rotor, la frontera entre el flujo parado y el flujo en movimiento y en las holguras existentes entre la carcasa y el rotor.

La influencia de las condiciones del flujo en la generación de hemólisis se ha investigado por medio del mapa de *RHI*, llegando a la misma conclusión que otros tantos autores: las condiciones de bajo flujo inducen la mayor formación de hemólisis debido a los largos tiempos de residencia que tienen lugar en las amplias zonas de recirculación; mientras que en las condiciones de alto caudal también aumenta la generación de hemólisis (aunque en menor medida) debido a los elevados esfuerzos cortantes que aparecen a causa de los abruptos gradientes de velocidad. Ligado a esto, en todos los regímenes de giro aparece un punto donde el *RHI* es mínimo y que se corresponde con la condición de operación de máxima eficiencia, donde se reducen las zonas de recirculación con respecto a la condición de bajo caudal y los gradientes de velocidad son menores que en la condición de alto flujo. Por otra parte, cuando el caudal permanece constante el *RHI* aumenta con el régimen de giro debido al mayor volumen de sangre expuesta a elevados esfuerzos cortantes. Por último, se visualizan los contornos de *HI*(%) en todo el dominio gracias al enfoque Euleriano y en determinadas líneas de corriente mediante el enfoque Lagrangiano. Ambos enfoques muestran que las zonas del dispositivo donde la formación de hemólisis es mayor se corresponden con las holguras entre carcasa y rotor y en las zonas de recirculación en torno a los álabes.

Por último, debe destacarse que la metodología computacional seguida a lo largo del trabajo tiene alguna que otra limitación. Por una parte, no hay una validación experimental ni para la potencia consumida ni para el Índice de Hemólisis. A pesar de ello, todos los resultados numéricos obtenidos tanto en términos de eficiencia como del Índice de Hemólisis presentan el mismo orden de magnitud que los encontrados en la literatura de LVADs como Gil et al. [4, 5], Martínez et al. [6], Taskin et al. [8], Fraser et al. [23], Wiegmann et al. [24], etc. Por otra parte, deben mencionarse también las limitaciones relacionadas con el *setup* numérico. Primero, la sangre se modela como un fluido newtoniano en lugar de considerar su viscosidad variable, lo cual es una hipótesis válida debido a que la mayoría del dominio está expuesto a tensiones superiores a 100 s^{-1} . Segundo, todos los estudios se han resuelto mediante simulaciones estacionarias, despreciando los efectos transitorios para reducir el coste computacional. Por último, otros fenómenos naturales en el cuerpo humano no se han evaluado por simplicidad, como es el caso de la pulsatilidad de la sangre.

5.2. Posibles trabajos futuros

A continuación, se describen varias propuestas para posibles trabajos futuros a desarrollar:

- Gil et al. [4] indica que debido a un mayor tamaño de las holguras y a unos álabes con perfil fluidodinámico, la eficiencia del HM3 es un 70% superior a la del HVAD y la formación de hemólisis es seis veces inferior. A pesar del rápido desarrollo del HearMate III durante las últimas décadas, en sus condiciones de operación nominal la eficiencia sigue siendo relativamente baja y la formación de hemólisis puede reducirse todavía más. Esto supone que el HM3 presenta margen de mejora desde el punto de vista de la turbomaquinaria. Por ello, una propuesta es el diseño de un LVAD refinando la geometría de los álabes del rotor para reducir el tamaño de las zonas de recirculación. Otra alternativa es

Capítulo 5. Conclusiones

el diseño de un dispositivo con mayor tamaño de la holgura entre la carcasa y el rotor para reducir los esfuerzos cortantes y el tiempo de residencia.

- Estudio de la fluidodinámica y hemocompatibilidad del HeartMate III mediante simulaciones transitorias, considerando la sangre como un fluido no-newtoniano y la pulsatilidad de esta (como Wang et al. [18]).
- En el ámbito de la medicina, analizar la capacidad de generación de trombos y deposición de plaquetas por parte del dispositivo.

Capítulo 6. Pliego de condiciones y presupuesto

Índice

6.1. Pliego de condiciones.....	70
6.1.1. Condiciones técnicas	70
6.1.2. Condiciones del puesto de trabajo.....	70
6.2. Presupuesto	72
6.2.1. Coste de la mano de obra	72
6.2.2. Coste computacional.....	73
6.2.3. Presupuesto total	73

En este último capítulo se presentan las condiciones de trabajo y el presupuesto necesario para elaborar el presente Trabajo Fin de Máster. Primero se expone el pliego de condiciones con los recursos técnicos y humanos. Después se detallan los presupuestos referidos a la mano de obra y los recursos computacionales.

6.1. Pliego de condiciones

6.1.1. Condiciones técnicas

Las condiciones técnicas del proyecto se dividen en dos grupos, según si se refieren al *hardware* empleado o al *software* que se ha necesitado para realizar el trabajo en su conjunto.

Por una parte, el *hardware* se trata del equipo físico empleado para elaborar el trabajo y debe ser capaz de soportar todo el volumen de cálculo necesario. Se ha empleado un ordenador portátil con las siguientes características:

- Fabricante: HP Inc.
- Modelo: HP ProBook 450 G8 Notebook PC
- Procesador: Intel Core i7-1165G7 @ 2.8 GHz
- Memoria RAM: 16 GB
- Almacenamiento: 512 Gb M.2 SSD PCI-e
- Tarjeta gráfica: Intel Iris Xe Graphics
- Fuente de alimentación: 65 W
- Pantalla: 15.6", 1920x1080 píxel, LG IPS
- Ratón: HP MSU1158
- Sistema operativo: Windows 10 Pro

Además, cabe destacar que se ha empleado el supercomputador de la UPV "Rigel" para abordar una gran parte de las simulaciones, ya que realizar todos los cálculos con el portátil descrito anteriormente habría sido muy costoso computacionalmente.

Por otra parte, el *software* está formado por los programas de cálculo numérico, de procesado de datos y de edición de texto que se han empleado a lo largo de este proyecto. Para la elaboración del modelado, simulación y cálculo número se ha hecho uso del programa CFD de *SIEMENS: STAR-CCM+* [17] (versión 16.06.008-R8 de 2021.03) proporcionado por el CMT. La herramienta *MATLAB R2022b* se ha empleado para procesar los datos gracias a la licencia de estudiante de la UPV. Por último, para redactar la memoria se ha usado el programa de edición de texto *Word*.

6.1.2. Condiciones del puesto de trabajo

Las condiciones de un investigador para abordar un trabajo de las características descritas pueden afectar tanto al desarrollo del propio proyecto como a la salud del autor. Los posibles riesgos que pueden aparecer son:

Capítulo 6. Pliego de condiciones y presupuesto

- Seguridad: traslado del *hardware*, contactos eléctricos y caídas.
- Ergonomía: postura en el puesto de trabajo, fatiga visual o mental.
- Condiciones del ambiente: ruido, temperatura, iluminación...

En el Real Decreto 488/1997 del 14 de Abril se recogen los requisitos mínimos del puesto de trabajo que debe tener el autor de un proyecto que utiliza pantallas de visualización para asegurar su seguridad y salud:

- Asiento: ha de permitir total libertad de movimientos al autor para que este pueda adoptar una postura confortable. Además, la altura debe ser regulable y el respaldo reclinable.
- Mesa: tiene que presentar unas dimensiones que permitan colocar el equipo y teclado en su posición ideal. El soporte de esta debe ser estable y estar regulado para evitar movimientos incómodos de cabeza y ojos.
- Equipo: deben tenerse en cuenta factores como la nitidez del texto, la posición de la pantalla empleada y la luminosidad de esta.
- Teclado: tiene que ser independiente del equipo y debe facilitar la comodidad del usuario para evitar el cansancio de manos y brazos. Además, el espacio para colocar los brazos en la mesa debe ser suficiente y se ha de llegar sin problemas a cualquier tecla.
- Espacio: las dimensiones del puesto de trabajo deben ser suficientes para asegurar los cambios de posición del autor.
- Iluminación: las fuentes de luz naturales y artificiales tienen que presentar unos niveles adecuados y acordes con la luminosidad de la pantalla. Las ventanas deben presentar dispositivos que regulen la luz entrante para evitar deslumbramientos y reflejos.
- Calor: el entorno debe estar correctamente acondicionado en función de la época del año. Además, los equipos de trabajo no deben ser una fuente de calor adicional.
- Humedad: para garantizar el confort esta debe mantenerse dentro de unos límites admisibles.
- Emisiones: la radiación electromagnética fuera del espectro visible debe ser reducida para no dañar al usuario.
- Ruido: para evitar la desconcentración del autor el ruido producido por los equipos debe ser el menor posible.
- Interconexión ordenador-persona: el programa debe ser adecuado para desempeñar el proyecto y estar adaptado al nivel de conocimiento del autor.

6.2. Presupuesto

A continuación, se desglosa el presupuesto correspondiente a la mano de obra del personal necesario para elaborar el proyecto. También se muestra el coste computacional: tanto del equipo de trabajo como de las licencias necesarias en los distintos programas empleados. Por último, aparece un resumen con el coste total del presente Trabajo Fin de Máster.

6.2.1. Coste de la mano de obra

En este estudio han estado involucrados un estudiante del Máster de Ingeniería Aeronáutica (autor), un profesor de universidad (tutor) y una doctoranda. Las horas empleadas por parte del autor para elaborar el proyecto son las correspondientes a la estancia en el centro de investigación CMT y a las empleadas a posteriori para completar el trabajo. Tanto la estancia en el CMT como el Trabajo Fin de Máster contabilizan 13.5 créditos cada materia; correspondiendo 30 horas a cada crédito según lo establecido por el Plan Bolonia. Por lo tanto, los 27 créditos totales equivalen a un mínimo de 810 horas trabajadas. Sin embargo, debe destacarse que para realizar el proyecto en su totalidad se han necesitado aproximadamente 880 horas desglosadas como sigue:

- En el proceso de aprendizaje de la herramienta *STAR-CCM+* se han empleado 60 horas.
- Para el preproceso han sido necesarias 320 horas.
- El postproceso ha requerido un total de 400 horas: 350 horas en *STAR-CCM+* y 50 horas en *MATLAB*.
- La redacción de la memoria se ha realizado en 100 horas.

En la Tabla 5 se desglosa el tiempo y el precio por hora requerido por cada una de las personas involucradas en el proyecto. Se supone un sueldo de 5 €/h para el autor, 42€/h para el tutor y 10 €/h para la doctoranda.

Mano de obra	Tiempo [h]	Precio/hora [€/h]	Importe [€]
Autor	880	5	4400
Tutor	25	42	1050
Doctoranda	50	10	500
Total			5950

Tabla 5: Costes de la mano de obra involucrada.

Como se muestra en la Tabla 5, el presupuesto final correspondiente a la mano de obra es de **CINCO MIL NOVECIENTOS CINCUENTA EUROS (5950 €)**.

6.2.2. Coste computacional

Como se ha comentado en el apartado 6.1.1, el equipo físico utilizado es un ordenador portátil modelo HP ProBook 450 G8 Notebook PC cuyo precio es de 1094.15 €. Teniendo en cuenta que el portátil se compró hace aproximadamente 1 año y que para el trabajo se ha usado durante medio año, se estima un coste de amortización (C.A.) del 10% sobre el precio de compra (la Agencia Tributaria estima una amortización de 20% anual [34]), es decir, **C. A. = 109.42 €**.

Por otra parte, en la Tabla 6 se recoge el tiempo destinado a cada programa y el precio por hora requerido en cada uno ellos. El precio al año de las licencias es de 20000 € en *STAR-CCM+*, 800 € *MATLAB* y 0 € en *Word*. Además, se considera que el uso anual de cada programa es aproximadamente 4000 horas.

Programa	Tiempo [h]	Precio/hora [€/h]	Importe [€]
STARCCM+	730	5	3650
MATLAB	50	0.2	10
Word	100	0	0
Total			3660

Tabla 6: Costes de cada programa empleado.

Por tanto, el coste total asociado a las herramientas informáticas es la suma del coste de amortización del ordenador portátil y del coste de todas las licencias de los programas empleados, es decir, **TRES MIL SETECIENTOS SESENTA Y NUEVE EUROS CON CUARENTA Y DOS CÉNTIMOS (3769.42 €)**.

6.2.3. Presupuesto total

En la Tabla 7 se recopilan los diferentes costes del proyecto a los que se les añade un impuesto sobre el valor añadido (IVA) del 21%.

Concepto	Importe [€]
Coste mano de obra	5950
Coste computacional	3769.42
IVA	2041.08
Total	11760.5

Tabla 7: Costes del Trabajo Final de Máster.

Capítulo 6. Pliego de condiciones y presupuesto

Se puede concluir que el coste total necesario para elaborar el presente Trabajo Final de Máster, titulado “Análisis CFD de la fluidodinámica y hemocompatibilidad del dispositivo de asistencia ventricular izquierda HeartMate III”, asciende a **ONCE MIL SETECIENTOS SESENTA EUROS CON CINCUENTA CÉNTIMOS (11760.5 €)**.

ANEXOS

ANEXO A. RELACIÓN DEL TFM CON LOS OBJETIVOS DE DESARROLLO SOSTENIBLE DE LA AGENDA 2030

Tal y como se indica en el ANEXO I de la Normativa de trabajos de Fin de Grado y trabajos de Fin de Máster de la Universitat Politècnica de València, aprobada por el Consejo de Gobierno en sesión de 21 de julio de 2022, los Objetivos de Desarrollo Sostenible son los mostrados a continuación junto con su grado de relación con el trabajo:

Objetivos de Desarrollo Sostenibles	Alto	Medio	Bajo	No procede
ODS 1. Fin de la pobreza				X
ODS 2. Hambre cero				X
ODS 3. Salud y bienestar	X			
ODS 4. Educación de calidad				X
ODS 5. Igualdad de género				X
ODS 6. Agua limpia y saneamiento				X
ODS 7. Energía asequible y no contaminante				X
ODS 8. Trabajo decente y crecimiento económico				X
ODS 9. Industria, innovación e infraestructuras	X			
ODS 10. Reducción de las desigualdades				X
ODS 11. Ciudades y comunidades sostenibles				X
ODS 12. Producción y consumo responsables				X
ODS 13. Acción por el clima				X
ODS 14. Vida submarina				X
ODS 15. Vida de los ecosistemas terrestres				X
ODS 16. Paz, justicia e instituciones sólidas				X
ODS 17. Alianzas para lograr objetivos	X			

A continuación, se muestra una breve justificación del alto grado de relación de este proyecto con los 3 Objetivos de Desarrollo Sostenible seleccionados:

- **ODS 3. Salud y bienestar:** el principal objetivo de este proyecto es analizar la fluidodinámica del HearMate III para entender la formación de hemólisis en función de las condiciones de operación. De esta forma, se pretende que el médico ajuste el dispositivo implantado con la intención de reducir lo máximo posible la generación de hemólisis, asegurando así el bienestar del paciente.
- **ODS 9. Industria, innovación e infraestructuras:** el HeartMate III se trata de la última innovación de los LVADs implantados en pacientes. Además, la mayoría de las investigaciones realizadas sobre estos dispositivos se centran en el estudio de la hemocompatibilidad. Sin embargo, en este proyecto también se analiza la fluidodinámica entorno al HM3; resultando una innovación respecto a otros trabajos ya realizados.
- **ODS 17. Alianzas para lograr objetivos:** como se mencionó en el apartado 1.4, el presente Trabajo Fin de Máster se engloba dentro de un proyecto de mayores dimensiones en colaboración con el Hospital Universitario La Fe, que consiste en la evaluación de los dispositivos de asistencia ventricular izquierda de última generación.

Bibliografía

[1]: www.cmt.upv.es

[2]: Gil A., Quintero P., Mares A., Ribera de Serra J., Sánchez-Nevárez M. I., Miralles M. (2021). "In Silico Hemodynamics and Filtering Evaluation of a Commercial Embolic Protection Device". *Annals of Biomedical Engineering*.

[3]: Gil A., Martínez M., Quintero P., Medina A. (2021). "Computational evaluation of rebreathing and effective dead space on a helmet-like interface during the COVID-19 pandemic". *Journal of Biomechanics*.

[4]: Gil A., Navarro R., Quintero P., Mares A. (2023). "Hemocompatibility and hemodynamic comparison of two centrifugal LVADs: HVAD y HeartMate3." *Biomechanics & Modelling in Mechanobiology*.

[5]: Gil A., Navarro R., Quintero P., Mares A., Pérez M., Montero J. A. (2022). "CFD analysis of the HVAD's hemodynamic performance and blood damage with insight into gap clearance." *Biomechanics & Modelling in Mechanobiology*.

[6]: Martínez B. (2020). "Desarrollo de un modelo CFD 3D para un dispositivo de asistencia ventricular izquierda". Dpto. Máquinas y Motores Térmicos, UPV.

[7]: Chen Z., Jena S. K., Giridharan G. A., Sobieski M. A., Koenig S. C., Slaughter M. S., Griffith B. P., Wu Z. J. (2018). "Shear stress and blood trauma under constant and pulse-modulated speed CF-VAD operations: CFD analysis of the HVAD". *Medical & Biological Engineering & Computing*.

[8]: Taskin M. E., Fraser K. H., Zhang T., Wu C., Griffith B. P., Wu Z. J. (2012). "Evaluation of Eulerian and Lagrangian Models for Hemolysis Estimation". *ASAIO Journal* 2012.

[9]: Zhang J., Chen Z., Griffith B. P., Wu Z. J. (2020). "Computational Characterization of flow and blood damage potential of the new maglev CH-VAD pump versus the HVAD and HeartMate II pumps". *The International Journal of Artificial Organs*.

[10]: Thamsen B., Gülan U., Wiegmann L., Loosli C., Schmid Daners M., Kurtcuoglu V., Holzner M., Meboldt M. (2019). "Assessment of the Flow Field in the HeartMate 3 using Three-Dimensional Particle Tracking Velocimetry and Comparison to Computational Fluid Dynamics". *ASAIO Journal* 2019.

[11]: Rodríguez L. E., Suarez E. E., Loebe M., Bruckner B. A. (2013). "General Surgery Considerations in the Era of Mechanical Circulatory Assit Devices". *Surgical Clinics of North America*.

[12]: Karimov J. H., Fukamachi K., Starling R. C. (2020). "Mechanical Support for Heart Failure". *Springer Nature Switzerland AG*.

- [13]: Bartoli C. R., Zhang D., Kang J., Hennessy-Strahs S., Restle D., Howard J., Redline G., Bermudez C., Atluri P., Acker M. A. (2017). "Clinical and in vitro evidence that subclinical hemolysis contributes to LVAD thrombosis". *The Annals of Thoracic Surgery*.
- [14]: Garon A., Farinas M. I. (2004). "Fast three-dimensional numerical hemolysis approximation." *Artificial Organs*.
- [15]: Giersiepen M., Wurzinger L. J., Opitz R., Reul H. (1990). "Estimation of shear stress-related blood damage in heart valve prostheses – in vitro comparison of 25 aortic valves". *The International Journal of Artificial Organs*.
- [16]: Nammakie E., Niroomand-Oscuii H., Koochaki M., Ghalichi F. (2016). "Computational fluid dynamics-based study of possibility of generating pulsatile blood flow via a continuous-flow VAD." *Medical & Biological Engineering & Computing*.
- [17]: *STARCCM+*. "User guide".
- [18]: Wang Y., Shen P., Zheng M., Fu P., Liu L., Wang J., Yuan L. (2019). "Influence of Impeller Speed Patterns on Hemodynamic Characteristics and Hemolysis of the Blood Pump". *Applied Sciences*.
- [19]: Menter F. R. (1993). "Zonal two equation k-w turbulence models for aerodynamic flow". AIAA.
- [20]: Gross-Hardt S., Boehning F., Steinseifer U., Schmitz-Rode T., Kaufmann T. A. S. (2019). "Mesh Sensitivity Analysis for Quantitative Shear Stress Assessment in Blood Pumps Using Computational Fluid Dynamics." *Journal of Biomechanical Engineering*.
- [21]: Galindo J., Serrano J. R., Navarro R., García-Olivas G. "Numerical modelling of centrifugal compressors with heterogeneous incoming Flow due to low pressure exhaust gas recirculation". *Turbomach Tech Conf Expo*.
- [22]: Torregrosa A. J., Gil A., Quintero P., Tiseira A. (2019). "Enhanced design methodology of a low power stall regulated wind turbine. BEMT and MRF-RANS combination and comparison with existing designs". *J Wind Eng Ind Aerodyn*.
- [23]: Fraser K. H., Taskin M. E., Griffith B. P., Wu Z. J. (2011). "The use of computational fluid dynamics in the development of ventricular assist devices". *Medical Engineering & Physics*.
- [24]: Wiegmann L., Thamsen B., De Zélicourt D., Granegger M., Boës S., Schmid Danners M., Meboldt M., Kurtcuoglu V. (2019). "Fluid dynamics in the HeartMate 3: influence of the artificial pulse feature and residual cardiac pulsation." *Artificial Organs*.
- [25]: Jiao K., Sun H., Li X., Wu H., Krivitzky E., Schram T., Larosiliere L. M. (2009). "Numerical simulation of air Flow through turbocharger compressors with dual volute design". *Applied energy*.
- [26]: Salvador de las Heras. (2010). "Fluidos, bombas e instalaciones hidráulicas". *El Prat de Llobregat (Barcelona): La Factoría de Recursos Docents de la UPC*.
- [27]: Karimi M. S., Razzaghi P., Raisee M., Hendrick P., Nourbakhsh A. (2021). "Stochastic simulation of the FDA centrifugal blood pump benchmark." *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology*.

[28]: Granegger M., Thamsen B., Schlöglhofer T., Lach S., Escher A., Haas T., Meboldt M., Schweiger M., Hübler M., Zimpfer D. (2019). "Blood trauma potential of the Heartware ventricular assist device in pediatric patients." *The Journal of Thoracic and cardiovascular surgery*.

[29]: Schöps M., Grob-hardt S. H., Schmitz-Rode T., Steinseifer U., Brodie D., Clauser J. C., Karagiannidis C. (2021). "Hemolysis at low blood flow rates: in-vitro and in-silico evaluation of a centrifugal blood pump." *Journal of Translational Medicine*.

[30]: Fraser K. H., Zhang T., Taskin M. E., Griffith B. P., Wu Z. J. (2012). "A quantitative comparison of mechanical blood damage parameters in rotary ventricular assist devices: shear stress, exposure time and hemolysis index". *Journal of Biomechanical Engineering*.

[31]: Johnston B. M., Johnston P. R., Corney S., Kilpatrick D. (2006). "Non-Newtonian blood flow in human right coronary arteries: Transient simulations". *Journal of Biomechanics*.

[32]: Bludszuweit C. (1995). "Three-dimensional numerical prediction of stress loading of blood particles in a centrifugal pump". *Artificial Organs*.

[33]: Ge L., Dasi L. P., Sotiropoulos F., Yoganathan A. P. (2007). "Characterization of hemodynamic forces induced by mechanical heart valves: Reynolds vs viscous stresses". *Annals of Biomedical Engineering*.

[34]: <https://sede.agenciatributaria.gob.es/>