



UNIVERSITAT
POLITÈCNICA
DE VALÈNCIA



UNIVERSITAT POLITÈCNICA DE VALÈNCIA

Escuela Técnica Superior de Ingeniería del Diseño

Análisis CFD de las prestaciones y la hemocompatibilidad
de la bomba centrífuga HeartMate3: efecto de la posición
del rotor en la asistencia cardíaca

Trabajo Fin de Máster

Máster Universitario en Ingeniería Aeronáutica

AUTOR/A: Plaza León, Diego

Tutor/a: Quintero Igeño, Pedro Manuel

CURSO ACADÉMICO: 2022/2023



UNIVERSIDAD POLITÈCNICA DE VALÈNCIA
ESCUELA TÉCNICA SUPERIOR DE INGENIERÍA
DEL DISEÑO
MÁSTER UNIVERSITARIO EN INGENIERÍA
AEROESPACIAL

TRABAJO FIN DE MÁSTER

**Análisis CFD de las prestaciones y la
hemocompatibilidad de la bomba centrífuga
HeartMate3: efecto de la posición del rotor en la
asistencia cardíaca**

AUTOR: Plaza León, Diego

TUTOR: Quintero Igeño, Pedro Manuel

CURSO ACADÉMICO: 2022-2023

Resumen

El presente Trabajo de Fin de Máster tiene como objetivo analizar una bomba centrífuga diseñada para ser utilizada como dispositivo de asistencia ventricular (VAD) en el tratamiento de fallos cardíacos. El estudio se enfoca en conocer y analizar las prestaciones hemodinámicas del dispositivo y aspectos médicos como el daño sanguíneo producido. Para lograrlo, se llevarán a cabo simulaciones de dinámica de fluidos computacional (CFD) del flujo sanguíneo a través de la bomba, con la finalidad de recoger y estudiar los fenómenos físicos que ocurren en ella.

En los estudios, las simulaciones serán pseudo-estacionarias y se realizarán mediante el software *Star-CCM+* de *SIEMENS*, con una configuración de malla *overset* y simulando el giro del rotor mediante *moving reference frame*. Además, se realizará una simulación transitoria para comparar los resultados con los obtenidos en las simulaciones estacionarias. Se llevarán a cabo estudios de independencia de malla, de la variación del régimen de giro, del caudal, de la posición vertical del rotor; y se validará la precisión de los resultados comparándolos con la literatura existente. A través de estos análisis, se obtendrán los mapas de operación de la bomba centrífuga, así como el rendimiento, los campos de velocidad, de tensiones, de presiones y de índice de hemólisis para diferentes posiciones del rotor.

Palabras clave : mecánica de fluidos computacional; LVAD; bomba centrífuga; asistencia cardíaca; CFD; hemocompatibilidad; posición del rotor.

Resum

El present Treball de Fi de Màster té com a objectiu analitzar una bomba centrífuga dissenyada per a ser utilitzada com a dispositiu d'assistència ventricular (VAD) en el tractament de fallades cardíques. L'estudi es centra en conèixer i analitzar les prestacions hemodinàmiques del dispositiu i aspectes mèdics com el dany sanguini produït. Per a aconseguir-ho, es duran a terme simulacions de dinàmica de fluids computacional (CFD) del flux sanguini a través de la bomba, amb la finalitat de recollir i estudiar els fenòmens físics que ocorren en ella.

En els estudis, les simulacions seran pseudo-estacionàries i es realitzaran mitjançant el software *Star-CCM+* de *SIEMENS*, amb una configuració de malla *overset* i simulació de la rotació del rotor mitjançant *moving reference frame*. A més, es realitzarà una simulació transitoria per comparar els resultats amb els obtinguts en les simulacions estacionàries. Es duran a terme estudis d'independència de malla, de la variació del règim de rotació, del caudal, de la posició vertical del rotor; i es validará la precisió dels resultats comparant-los amb la literatura existent. A través d'aquests anàlisis, s'obtindran els mapes d'operació de la bomba centrífuga, així com el rendiment, els camps de velocitat, de tensions, de pressions i d'índex d'hemòlisi per a diferents posicions del rotor.

Paraules clau: mecànica de fluids computacional; LVAD; bomba centrífuga; assistència cardíaca; CFD; hemocompatibilitat; posició del rotor.

Abstract

This Master's Thesis aims to analyze a centrifugal pump designed to be used as a ventricular assist device (VAD) in the treatment of heart failure. The study focuses on understanding and analyzing the hemodynamic performance of the device and medical aspects such as blood damage. To achieve this, computational fluid dynamics (CFD) simulations of blood flow through the pump will be conducted to capture and study the physical phenomena that occur within it.

In the studies, the simulations will be pseudo-steady-state and will be performed using the *Star-CCM+* software by *SIEMENS*, with an overset mesh configuration and simulating the rotation of the rotor using a moving reference frame. Additionally, a transient simulation will be conducted to compare the results with those obtained from steady-state simulations. Mesh independence studies, variation of rotational speed, flow rate, and vertical position of the rotor will be carried out, and the accuracy of the results will be validated by comparing them with existing literature. Through these analyses, the operating maps of the centrifugal pump will be obtained, as well as performance, velocity fields, stress distributions, pressure distributions, and hemolysis index for different rotor positions.

Keywords: computational fluid dynamics; LVAD; centrifugal pump; cardiac assistance; CFD; hemocompatibility; rotor position.

Índice general

1. Introducción	17
1.1. Motivación	17
1.2. Objetivos	17
1.3. Descripción del problema	18
1.4. Antecedentes	18
2. Marco teórico	21
2.1. Turbomáquinas	21
2.1.1. Introducción y clasificación	21
2.1.2. La bomba centrífuga	22
2.2. Dispositivos de Asistencia Ventricular	26
2.2.1. Introducción	26
2.2.2. Definición y funcionamiento	27
2.2.3. Evolución histórica	29
2.2.4. Beneficios y riesgos	30
2.2.5. Hemólisis	31
2.2.6. Propiedades de la sangre	33
2.3. Dinámica de Fluidos Computacional	34
2.3.1. Metodología	35
2.3.2. Ecuaciones de fluidos	36
2.3.3. Modelos de resolución de las ecuaciones de flujo	39
2.3.4. Modelado de la capa límite	40
2.3.5. Modelado del movimiento	42
2.3.6. Malla Overset	43
3. Metodología	45
3.1. Configuración del caso	45
3.2. Geometría y dominio	46
3.2.1. Condiciones de contorno	48
3.3. Mallado	49
3.3.1. Configuración de la malla	50
3.3.2. Estudios de independencia de malla	51
3.3.3. Malla definitiva	52
4. Resultados y discusión	59
4.1. Prestaciones del HM3 en la posición natural del rotor	59

4.1.1.	Análisis de un punto de funcionamiento	59
4.1.2.	Análisis del mapa de operación	68
4.1.3.	Análisis de una simulación transitoria	78
4.1.4.	Validación de los resultados	80
4.2.	Prestaciones del HM3 según la posición vertical del rotor	80
5.	Conclusiones	85
5.1.	Conclusiones generales	85
5.2.	Lineas futuras	86
6.	Pliego de condiciones y presupuesto	89
6.1.	Pliego de condiciones	89
6.1.1.	Condiciones técnicas	89
6.1.2.	Condiciones del puesto de trabajo	90
6.2.	Presupuesto	90
6.2.1.	Coste de personal	91
6.2.2.	Coste de equipo informático	91
6.2.3.	Presupuesto total del proyecto	92
	Bibliografía	93
I	Anexos	
A.	Relación del trabajo con los Objetivos de Desarrollo Sostenible de la agenda 2030	99

Índice de figuras

1.1. Mapas de operación del HVAD y del HeartMate3, presentando las curvas de presión frente al caudal volumétrico y los contornos de la eficiencia para diferentes velocidades de rotación, según <i>Gil et al.</i> [1]	19
2.1. Sección esquemática de bombas de desplazamiento positivo: de engranajes y de membrana	22
2.2. Secciones esquemáticas de una bomba centrífuga [4]	23
2.3. Curvas características típicas de una bomba centrífuga a velocidad de rotación constante [4].	26
2.4. Mapa de operación que representa las curvas de altura de elevación e isorrendimiento de una bomba centrífuga para diferentes revoluciones [7]	27
2.5. Partes principales de un dispositivo de asistencia cardíaca y representación esquemática de su funcionamiento [14].	28
2.6. <i>HeartMate 1</i> (izquierda) and <i>HeartMate 2</i> (derecha) [16]	30
2.7. Relación entre la viscosidad y el ratio de tensión de cortadura para diferentes modelos reológicos [24]	34
2.8. Clasificación de las subcapas de la capa límite [25]	40
2.9. Perfil de velocidad U^+ en función de la distancia a la pared y^+ [31]	42
2.10. Esquema del MRF [26]	43
2.11. Posibles aplicaciones de una malla <i>overset</i>	44
2.12. Anatomía de una malla <i>overset</i> [33]	44
3.1. Modelo CAD de la bomba HM3: general.	46
3.2. Modelo CAD de la bomba HM3: frontal y planta.	47
3.3. Región rotatoria del modelo CAD del dispositivo HM3.	47
3.4. Región estática del modelo CAD del dispositivo HM3.	48
3.5. Dominio del dispositivo HM3.	49
3.6. Histograma del y^+ en la capa prismática para $\Omega = 7000 \text{ rpm}$ y $Q = 2 \text{ l/m}$	50
3.7. Escena malla general	53
3.8. Escena malla rotor	53
3.9. Escena malla gap	54
3.10. Calidad de una celda	55
3.11. Histograma de la calidad de las celdas en la malla	55
3.12. Cambio de volumen entre celdas	56
3.13. Histograma del cambio de volumen en la malla	56
3.14. <i>Skewness</i> de una celda	57
3.15. Histograma del <i>skewness</i> en la malla	57

4.1. Superficie "desenvuelta" del plano medio para el plano <i>blade to blade</i> del dispositivo HM3	60
4.2. Representación de la velocidad relativa en la sección horizontal para $\Omega = 6000 \text{ rpm}$ y $Q = 5 \text{ l/m}$	60
4.3. Representación 3D de la velocidad relativa para $\Omega = 6000 \text{ rpm}$ y $Q = 5 \text{ l/m}$	61
4.4. Representación <i>blade to blade</i> de la velocidad relativa para $\Omega = 6000 \text{ rpm}$ y $Q = 5 \text{ l/m}$	61
4.5. Representación de la velocidad en la sección vertical del rotor para $\Omega = 6000 \text{ rpm}$ y $Q = 5 \text{ l/m}$	62
4.6. Representación 3D de la presión total para $\Omega = 6000 \text{ rpm}$ y $Q = 5 \text{ l/m}$	63
4.7. Representación de la presión y vectores de velocidad en la sección vertical del rotor para $\Omega = 6000 \text{ rpm}$ y $Q = 5 \text{ l/m}$	63
4.8. Representación 3D de la tensión de cortadura para $\Omega = 6000 \text{ rpm}$ y $Q = 5 \text{ l/m}$	64
4.9. Representación detalle del escalar de la tensión de cortadura para $\Omega = 6000 \text{ rpm}$ y $Q = 5 \text{ l/m}$	65
4.10. Fracción volumétrica del escalar de esfuerzos cortantes para $\Omega = 6000 \text{ rpm}$ y $Q = 5 \text{ l/m}$	65
4.11. Representación 3D de la hemólisis para $\Omega = 6000 \text{ rpm}$ y $Q = 5 \text{ l/m}$	66
4.12. Representación detalle de la hemólisis y vectores de velocidad para $\Omega = 6000 \text{ rpm}$ y $Q = 5 \text{ l/m}$	67
4.13. Fracción volumétrica de los valores de hemólisis	68
4.14. Curvas características de la bomba HM3: eficiencia, salto de presiones y potencia en función de las condiciones de operación (caudal y régimen de giro)	69
4.15. Mapa de operación de la bomba HM3 donde se relaciona el salto de presiones, la eficiencia y el punto de operación	70
4.16. Mapa de operación de la bomba HM3 donde se relaciona la potencia aplicada, la eficiencia y el punto de operación	71
4.17. Mapa de operación de la bomba HM3 donde se relaciona la la hemólisis, el salto de presiones y el punto de operación	72
4.18. Mapa de operación de la bomba HM3 donde se relaciona la hemólisis, la eficiencia y el punto de operación	72
4.19. Fuerza vertical soportada por el rotor debido a la hemodinámica	73
4.20. Representación <i>blade to blade</i> de la velocidad relativa, esfuerzo cortante y hemólisis en el punto nominal de operación: $\Omega = 6000 \text{ rpm}$ y $Q = 5 \text{ l/m}$	74
4.21. Representación <i>blade to blade</i> de la velocidad relativa, esfuerzo cortante y hemólisis en un punto de bajo caudal: $\Omega = 6000 \text{ rpm}$ y $Q = 2 \text{ l/m}$	75
4.22. Representación <i>blade to blade</i> de la velocidad relativa, esfuerzo cortante y hemólisis en un punto de bajo caudal: $\Omega = 7000 \text{ rpm}$ y $Q = 5 \text{ l/m}$	76
4.23. Curvas características de la bomba HM3: eficiencia, salto de presiones y potencia y fuerza vertical adimensionales en función de las condiciones de operación del caudal adimensional y el número de Reynolds	77
4.24. Evolución temporal de las variables de eficiencia, salto de presiones y potencia en estacionario y transitorio	78
4.25. Distribución volumétrica del número de Courant en la malla de la simulación transitoria	79

4.26. Comparación del salto de presiones en función del caudal obtenido mediante mediciones experimentales con los obtenidos mediante CFD para diferentes velocidades de rotación	80
4.27. Curvas características de la bomba HM3: eficiencia, salto de presiones y eficiencia adimensionales en función de las condiciones de operación del caudal adimensional y <i>gap</i> superior	81
4.28. Flujo de sangre por el hueco entre carcasa y rotor para diferentes posiciones del rotor y caudal	82
4.29. Representación de la velocidad en la sección vertical del rotor para $\Omega = 6000 \text{ rpm}$, $Q = 5 \text{ l/m}$ y $0,5 \text{ mm}$ de <i>gap</i> superior	83
4.30. Representación de la velocidad en la sección vertical del rotor para $\Omega = 6000 \text{ rpm}$, $Q = 5 \text{ l/m}$ y 2 mm de <i>gap</i> superior	83

Índice de tablas

3.1.	Principales dimensiones del dispositivo HM3. [1]	48
3.2.	Refinamientos utilizados en la malla	51
3.3.	Datos y resultados del estudio de independencia de malla	52
4.1.	Valores de η , ΔP_t y P del punto nominal: $\Omega = 6000 \text{ rpm}$ y $Q = 5 \text{ l/m}$	70
4.2.	Comparación numérica de las variables de eficiencia, salto de presiones y potencia en estacionario y transitorio para $\Omega = 6000 \text{ rpm}$ y $Q = 5 \text{ l/m}$	79
6.1.	Coste de mano de obra	91
6.2.	Coste de soporte computacional	92
6.3.	Coste total	92

Listado de siglas empleadas

CAD Computational Aid Design.

CFD Computational Fluid Dynamics.

CMT Centro Motores Térmicos.

DNS Direct Numerical Simulation.

HI Hemolisis Index.

HM1 HeartMate 1.

HM2 HeartMate 2.

HM3 HeartMate 3.

LVAD Left Ventricular Assist Device.

MRF Moving Reference Frame.

RANS Reynolds-Averaged Navier-Stokes.

SST Shear Stress Transport.

VAD Ventricular Assist Device.

Listado de símbolos

C	Constante experimental modelo hemólisis	[-]
C_μ	Constante ajustable del modelo $k - \epsilon$	[-]
D y D_{imp}	Diámetro	[m]
D_{inlet}	Diámetro interior	[m]
D_{outlet}	Diámetro de salida	[-]
F_{cent}	Fuerza centrífuga	[N]
F_{cor}	Fuerza de Coriolis	[N]
F_y	Fuerza vertical	[N]
F_y^*	Fuerza vertical adimensional	[-]
H_B	Altura manométrica	[m]
HB	Hemoglobina normal en sangre	[g/dL]
HI	Índice de hemólisis	[-]
HI_{ref}	Valor de hemólisis de referencia	[-]
P	Potencia	[N]
P_k	Término de producción de turbulencia para k	[~]
P_ϵ	Término de producción de turbulencia para ϵ	[~]
P_ω	Término de producción de turbulencia para ω	[~]
$P_{\tilde{\nu}}$	Término producción de $\tilde{\nu}$	[~]
Q	Caudal	[l/min]
Q^*	Caudal adimensional	[-]
Q_L	Caudal de pérdidas de flujo	[m ³]
RHI	Ratio de índice de hemólisis	[-]
T	Temperatura	[K]
T^*	Torque adimensional	[-]
u	Vector de velocidad	[m/s]
U^+	Velocidad adimensional	[-]
y	Distancia de la pared	[m]
y^+	Distancia adimensional de la pared	[-]
α	Constante experimental modelo hemólisis	[-]
β	Constante experimental modelo hemólisis	[-]
ΔP_t	Incremento de presión total	[Pa]
ΔP_t^*	Incremento de presión total adimensional	[-]

Δhb	Hemoglobina liberada	[g/dL]
$\dot{\gamma}$	Ratio de tensiones cortantes	[1/s]
ϵ	Tasa de disipación de energía turbulenta	[m ² /s ²]
ϵ_0	Valor inicial de ϵ	
η	Rendimiento	[-]
η_h	Rendimiento hidráulico	[-]
η_m	Rendimiento mecánico	[-]
η_v	Rendimiento volumétrico	[-]
k	Energía cinética turbulenta	[m ² /s ²]
k_0	Valor inicial de k	[m ² /s ²]
μ	Viscosidad dinámica	[Pa s]
μ_t	Viscosidad turbulenta	[Pa s]
ω	Tasa de disipación de energía turbulenta	[m ² /s ²]
ω_0	Valor inicial de ω	[m ² /s ²]
ϕ_L	Pérdidas generadas en la bomba	[N]
ρ	Densidad	[kg/m ³]
σ	Tensor de esfuerzos	[Pa]
σ_ϵ	Constante de difusión de ϵ	[-]
σ_k	Constante de difusión de k	[-]
$\sigma_{\tilde{\nu}}$	Constante de difusión de $\tilde{\nu}$	[-]
τ	Escalar de esfuerzos cortantes	[Pa]
τ_w	Esfuerzos cortantes cerca de la pared	[Pa]
$\tilde{\nu}$	Coefficiente de viscosidad turbulenta	[-]

Capítulo 1

Introducción

En este capítulo se proporciona un contexto a este documento. Para ello, se procede a exponer brevemente la motivación que lo ha llevado a su desarrollo, así como la descripción del problema que se pretende abordar y los objetivos que se quieren alcanzar.

1.1. Motivación

Las enfermedades cardiovasculares constituyen la principal causa de muerte a nivel mundial, siendo la insuficiencia cardíaca la causa principal de estas afecciones. Una insuficiencia cardíaca se produce cuando el corazón no puede bombear suficiente sangre para oxigenar todo el cuerpo. En etapas avanzadas de esta enfermedad, los tratamientos incluyen opciones como el trasplante de corazón, la cirugía o el implante de dispositivos de asistencia cardíaca para ayudar al corazón en su función de bombeo sanguíneo. Este proyecto se centra específicamente en el estudio y análisis de estos dispositivos, los cuáles son considerados como bombas centrífugas que impulsan la sangre.

Este Trabajo de Fin de Máster tiene como objetivo contribuir a los estudios en curso del Instituto CMT - Motores Térmicos. El objetivo final de estos proyectos es mejorar las prestaciones de estas bombas, centrándose en aspectos como el aumento de la eficiencia, para reducir el consumo de energía y e incrementar su vida útil, y la reducción del daño sanguíneo provocado por la misma. Para lograrlo, es fundamental comprender en mayor detalle el comportamiento del flujo en el interior del dispositivo.

1.2. Objetivos

El objetivo principal de este trabajo es el de analizar las prestaciones y el daño sanguíneo producido por la bomba cardíaca HeartMate3 (HM3). Además, se realiza un especial enfoque en la influencia que supone el desplazamiento vertical del rotor producido durante su funcionamiento, pues se encuentra en constante levitación dentro de un campo magnético. Para ello, se asentarán las bases obteniendo el mapa de operación del dispositivo en la posición del rotor establecida por diseño. Posteriormente, se realizarán simulaciones estacionarias posicionando el rotor a diferentes alturas. Se estudiará entonces la variación de sus prestaciones y el daño sanguíneo producido. Para cumplir estos objetivos, se ha configurado un modelo CFD basado en una malla *overset*.

1.3. Descripción del problema

Para poder alcanzar los objetivos que se han establecido, se procede a identificar cuál es el problema al que se enfrenta este proyecto.

En primer lugar, un dispositivo de asistencia cardíaca se trata de una bomba centrífuga hidráulica, por lo que habrá que abordar el problema como lo que es, una **turbomáquina**. Desde este enfoque, será posible entender el funcionamiento físico del dispositivo y las expresiones necesarias para poder cuantificar parámetros de interés, como puede ser la eficiencia.

Para aplicar la teoría de turbomáquinas, será necesario averiguar y analizar los flujos y presiones que se producen en el interior de la bomba. Para ello, habrá que abordar el problema desde el punto de vista de la Mecánica de Fluidos, más específicamente, desde la **Dinámica de Fluidos Computacional**. Se utilizará el *software* *Star-CCM+* para modelizar y simular computacionalmente el problema, esto abarca tanto establecer la geometría del dispositivo como la modelización del fluido involucrado. Los resultados de estas simulaciones aportarán información de utilidad como: los flujos producidos, la distribución de velocidades, el campo de presiones y la potencia necesaria a suministrar al rotor para trabajar en el punto de operación escogido. Toda esta información será necesaria para poder obtener las prestaciones de la bomba.

Por último, al tratarse de un dispositivo médico, resulta interesante, y necesario, cuantificar el daño sanguíneo producido. Pues una turbomáquina puede ser muy eficiente en su funcionamiento y caracterizarse por tener muy buenas prestaciones, pero si daña la sangre en exceso no será de utilidad para ningún paciente. Por esta razón, será necesario abordar esta problemática desde un punto de vista **sanitario**. Se utilizará el Índice de Hemólisis para cuantificar el daño producido. Para obtenerlo, será necesario conocer el campo de velocidades resultante, pues a través de él se derivarán las tensiones que sufre la sangre en el interior de la bomba. Conociendo estas tensiones, será posible modelar el daño sanguíneo.

1.4. Antecedentes

En el Instituto CMT - Motores Térmicos, se están realizando proyectos que tratan de ampliar el campo del conocimiento en los dispositivos de asistencia cardíaca desde un punto de vista más ingenieril. Debido a que el campo de la medicina no es la especialidad de este centro, se ha tenido que realizar una profunda investigación en la literatura relacionada con este campo clínico. En este apartado, se tratará de recoger la información deducida y obtenida en los estudios realizados por el CMT hasta el día de hoy. El resultado de estas investigaciones son los estudios: *Gil et al. (2022)*[1] y *Gil et al. (2023)*[2]. Estos estudios han sido la base de la que se ha partido para poder realizar este trabajo. Se recogen a continuación los puntos más importantes de estas referencias.

Se ha extraído de los artículos mencionados las consideraciones necesarias para modelar el comportamiento newtoniano o no-newtoniano de la sangre en el interior de la bomba, lo cuál se desarrollará en profundidad en 2.2.6 *Propiedades de la sangre*. Además, se ha tomado en cuenta el modelo para estimar la destrucción de glóbulos rojos en sangre, es decir, el nivel de hemólisis producido. Habiéndose desarrollado en 2.2.5 *Hemólisis*.

En *Gil et al. (2023)*[2] se puede observar una comparación entre los dispositivos de asistencia cardíaca HVAD y HM3. Se analizan las prestaciones mediante sus correspondientes mapas de

operación, Figura 1.1. Los resultados experimentales del HM3 de este artículo se utilizarán para validar los resultados obtenidos en este proyecto. Además, se realiza una comparación de la hemocompatibilidad en ambas bombas para diferentes configuraciones.

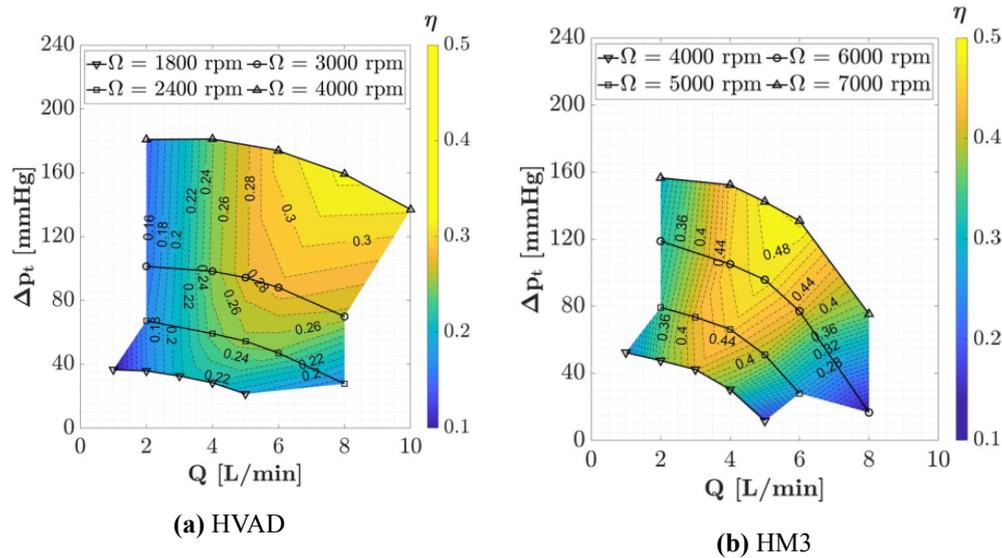


Figura 1.1: Mapas de operación del HVAD y del HeartMate3, presentando las curvas de presión frente el caudal volumétrico y los contornos de la eficiencia para diferentes velocidades de rotación, según *Gil et al.* [1]

En la Figura 1.1 se refleja que la eficiencia del dispositivo HM3 es mayor que la del HVAD. Además, si se analizan las curvas de presión de ambos, se observa que las del HM3 presentan mayor pendiente. Esto se trata de un aspecto favorable puesto que un pequeño cambio en la presión arterial conllevará menores variaciones de flujo, siendo importante que el flujo se mantenga en valores cercanos a 5 l/m.

El artículo *Gil et al. (2022)*[1] se centra en el dispositivo HVAD. En él se tratan diferentes temas, como la de realizar una comparación entre una aproximación estacionaria y transitoria del problema. Se concluye que existen diferencias en los resultados pero que, a pesar de aumentar dichas diferencias a bajo y alto flujo, la aproximación estacionaria reproduce razonablemente bien los resultados transitorios, sobre todo en condiciones nominales. Además, se analiza la influencia del número de Reynolds en las prestaciones del HVAD utilizando un análisis adimensional, lo cuál se realizará también para este proyecto con el HM3. Se concluye que, para el HVAD, las condiciones de operación típicas de la bomba se sitúan en un régimen de transición entre el laminar y el turbulento, lo cuál provoca cierta dependencia con el número de Reynolds. Se demuestra que la combinación óptima de las condiciones de operación proporcionan además el menor daño sanguíneo. Por último, se estudia la influencia de la variación de la holgura resultante entre el rotor y la carcasa de la bomba. Se concluye que un menor tamaño de este disminuye la eficiencia de la turbomáquina y aumenta el daño sanguíneo.

Toda la información proporcionada por estos artículos ha sido de gran utilidad para poder configurar las simulaciones y la realización de los análisis que se realizan en este proyecto.

Capítulo 2

Marco teórico

El presente capítulo tiene como objetivo recopilar la literatura utilizada clasificándola en tres secciones. En primer lugar, se presentará la información relacionada con las turbomáquinas. Posteriormente, se introducirá la información sobre los dispositivos de asistencia cardíaca. Finalmente, se desarrollarán los conceptos teóricos empleados de la Mecánica de Fluidos Computacional. De esta forma, se sentarán las bases fundamentales sobre las que se apoyará este proyecto.

2.1. Turbomáquinas

Se comienza con una introducción y una clasificación de las distintas bombas actuales. Posteriormente, se expondrá la teoría y los fundamentos necesarios para realizar el estudio de las mismas.

2.1.1. Introducción y clasificación

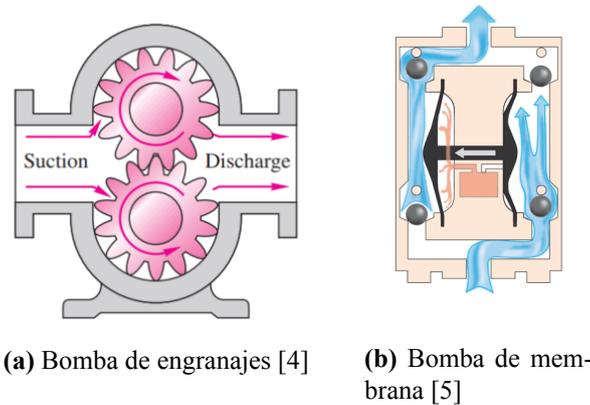
Un dispositivo de asistencia cardíaca ventricular (VAD) no es más que una variante de las turbomáquinas, específicamente, una bomba centrífuga hidráulica diseñada para impulsar sangre. Resulta interesante y necesario desarrollar los fundamentos de las turbomáquinas, pues se utilizarán dichos conocimientos para obtener información, como el rendimiento del dispositivo, el balance de energía producido, el incremento de presión obtenido, etc.

Por definición, una turbomáquina es un conjunto de dispositivos mecánicos fijos y móviles rotatorios que permiten intercambiar energía mecánica con el flujo continuo que la atraviesa. Las turbomáquinas se dividen en: generadoras, aquellas que aportan energía al fluido (bombas); y motoras, aquellas que la extraen (turbinas). Estos dispositivos son uno de los métodos más antiguos de transferencia de energía con fluidos, ya que dentro de la categoría de turbomáquinas también se encuentran la rueda de paletas, usada por los romanos sobre el 70 a.C; o los molinos de Babilonia en el 700 a.C. [3].

En lo referente a las bombas, estas se pueden clasificar en dos tipos de diseños básicos: las bombas de desplazamiento positivo y las dinámicas, que se corresponden con las turbomáquinas generadoras [4].

- Las bombas de desplazamiento positivo fuerzan el movimiento del fluido a través de la

reducción del volumen que lo contiene. Además, estos dispositivos transportan el fluido en forma de paquetes discretos que no interaccionan entre si. Algunos ejemplos de este tipo de bombas son las de pistón, de engranajes (Figura 2.1a), de diafragma, etc.



(a) Bomba de engranajes [4]

(b) Bomba de membrana [5]

Figura 2.1: Sección esquemática de bombas de desplazamiento positivo: de engranajes y de membrana

La estructura de estos dispositivos no permite un flujo constante, es decir, el caudal es pulsante y genera importantes picos de presión en el sistema. No obstante, este tipo de bombas favorece la impulsión de líquidos viscosos a alta presión y, además, permite que el caudal del mismo sea casi independiente de la presión a unas revoluciones dadas.

- Las bombas dinámicas operan mediante la transferencia de energía cinética al fluido para incrementar su presión y propulsarlo a través del sistema. Para ello, estas bombas se basan en la fuerza centrífuga generada por la rotación de un rotor, o impulsor, compuesto por álabes o paletas. Si se analiza el funcionamiento de estas bombas, se puede observar que el fluido aumenta su momento debido a la rotación del rotor. Este momento genera una disminución de presión en el centro del impulsor, lo que permite la entrada del fluido desde la entrada de la bomba. Finalmente, este incremento de velocidad se transforma en un aumento de presión al desalojar el fluido por una sección en forma de difusor.

Este proceso, junto con el rotor y el flujo, se encuentra contenido dentro de la voluta, que es la encargada de conducir el flujo desde la salida del rotor hasta el difusor de salida. Dentro de esta categoría de bombas, se incluyen las bombas rotodinámicas, que pueden ser de flujo centrífugo (Figura 2.2), axial o mixto.

2.1.2. La bomba centrífuga

Como se mencionó en el inicio de la sección anterior, el dispositivo VAD de última generación se trata de una bomba centrífuga hidráulica. Esta clasificación permite conocer las siguientes características de la bomba:

- Hidráulica:** El dispositivo trabaja con líquidos, es decir, con un flujo incompresible.
- De flujo continuo:** El flujo que trasiega la bomba es fundamentalmente constante, carece de pulsatilidad.

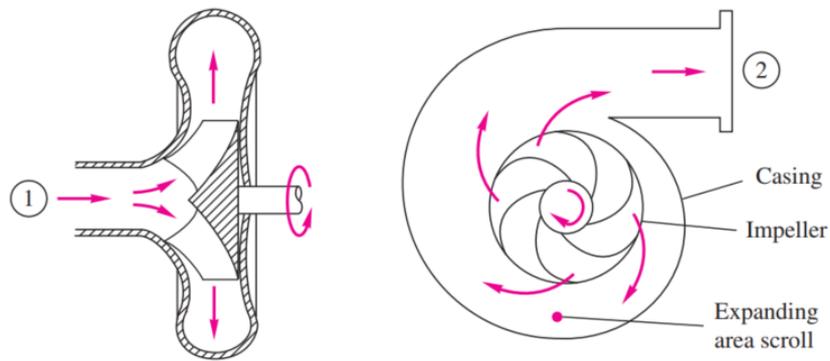


Figura 2.2: Secciones esquemáticas de una bomba centrífuga [4]

- **Turbomáquinas:** El intercambio de energía se realiza mediante energía cinética.
- **Generadora:** Aumenta la energía del flujo entrante utilizando la energía mecánica suministrada por el rotor.
- **Centrífuga:** El flujo evoluciona desde el centro de la máquina hacia la periferia.

Una bomba centrífuga se describe mediante sus parámetros de diseño, los cuales hacen referencia a sus características técnicas y dimensiones. Estos parámetros determinan la capacidad y la eficiencia de la bomba. Antes de definir cuáles son estos parámetros, hay que describir el balance energético producido en el dispositivo. Para ello, se han considerado las siguientes hipótesis [6]:

- Proceso cuasi-estacionario.
- Condición de no deslizamiento en las superficies.
- Existe una entrada y una salida, no existen pérdidas de flujo en el proceso.

Balance energético

El ecuación del balance energético de una bomba centrífuga se basa en la conservación de la energía:

$$P = Q\Delta p_t + \phi_L \quad (2.1)$$

donde se muestra que la potencia suministrada a la bomba (P) es igual a la potencia suministrada al fluido ($Q\Delta p_t$) más las pérdidas generadas en el proceso (ϕ_L), siendo Q el flujo volumétrico que atraviesa la bomba y Δp_t el salto de presiones totales producido entre la salida y la entrada [4].

La potencia requerida para mover el rotor se obtiene mediante:

$$P = \Omega T \quad (2.2)$$

donde Ω es la velocidad angular del rotor y T el torque o momento de torsión del mismo.

Como se puede observar en la Ecuación 2.1, si no existiesen pérdidas, la potencia aplicada al rotor se invertiría plenamente en incrementar el salto de presiones del fluido. Sin embargo, en la realidad, sí que existen y se cuantifican a través de la *eficiencia*, la cual se define como:

$$\eta = \frac{Q\Delta p_t}{P} \quad (2.3)$$

La eficiencia relaciona la energía invertida en incrementar la presión ($Q\Delta p_t$) con la suministrada al rotor para hacer funcionar la bomba (P). Conseguir un valor alto de eficiencia resulta fundamental a la hora de diseñar estos dispositivos, pues se disminuiría la energía necesaria para su funcionamiento. Esta eficiencia engloba otros 3 tipos de eficiencia más: el volumétrico, el hidráulico y el mecánico; los cuales están relacionados con el diseño, la operación y las características de la turbomáquina en particular. Estos rendimientos se describen a continuación:

- **Eficiencia volumétrica:** Es la eficiencia con la que la turbomáquina es capaz de capturar y transferir el flujo de fluido. Relaciona el caudal real entrante con el caudal teórico.

$$\eta_v = \frac{Q}{Q + Q_L} \quad (2.4)$$

donde Q_L es el flujo que no llega a entrar al rotor debido a la filtración del mismo por canales de flujo secundario y pérdidas internas.

- **Eficiencia hidráulica:** Representa la relación entre la energía finalmente transferida al fluido y la energía teórica disponible.

$$\eta_h = 1 - \frac{h_f}{h_s} \quad (2.5)$$

donde h_f tiene en cuenta la caída de presión del flujo por atravesar los conductos, las pérdidas por fricción y las pérdidas por circulación a la salida, mientras que h_s hace referencia a la energía teórica disponible.

- **Eficiencia mecánica:** Representa la relación entre la potencia mecánica real entregada por la turbomáquina y la potencia teórica disponible.

$$\eta_m = 1 - \frac{P_f}{P} \quad (2.6)$$

donde P_f es la pérdida de potencia debido a la fricción mecánica del rotor, rozamiento, desalineación y otros.

La eficiencia global mencionada en la Ecuación 2.3 se trata del producto de sus 3 partes:

$$\eta \equiv \eta_v \eta_h \eta_m \quad (2.7)$$

siendo importante mejorar en estos 3 aspectos del diseño para mejorar el rendimiento global del dispositivo.

Variables de diseño y adimensionales

Las datos necesarios para determinar las prestaciones de una bomba centrífuga son: el diámetro del rotor D , la rugosidad relativa de la máquina (ϵ/D), la velocidad angular de giro Ω , las propiedades físicas del fluido: viscosidad μ y densidad ρ ; y las propiedades cinemáticas del fluido a la entrada, como es el caudal Q . [4]

El resto de variables que describen las prestaciones del dispositivo se pueden obtener a través de las variables de diseño mencionadas, las principales variables de interés son: la potencia que es necesaria para mover el rotor P , el incremento de presión obtenido Δp_t y el rendimiento η , entre otras. Debido a lo expuesto, se puede representar estas relaciones como:

$$\begin{aligned}\Delta p_t &= \Delta p_t(Q, D, \Omega, \rho, \mu, \epsilon) \\ P &= N(Q, D, \Omega, \rho, \mu, \epsilon) \\ T &= M(Q, D, \Omega, \rho, \mu, \epsilon)\end{aligned}\quad (2.8)$$

Mencionar que la potencia suministrada P y el par del rotor T se relacionan entre si mediante $P = \Omega T$. Si se realiza un análisis dimensional según el teorema de *Vaschy-Buckingham*, se obtiene que:

$$\begin{aligned}\Delta p_t^* &= \frac{\Delta p_t}{\rho \Omega^2 D^2} \\ P^* &= \frac{P}{\rho \Omega^3 D^5} \\ T^* &= \frac{T}{\rho \Omega^2 D^5} \\ Q^* &= \frac{Q}{\Omega D^3} \\ Re &= \frac{\rho \Omega D^2}{\mu} \\ F_y^* &= \frac{F_y}{\rho \Omega^2 D^4}\end{aligned}\quad (2.9)$$

donde la variable Δp_t^* se denomina cifra adimensional de energía, P^* se trata de la potencia mecánica suministrada adimensional, T^* y Q^* son el par y el caudal adimensionalizados, respectivamente. Se ha mostrado, además, la definición del número de Reynolds Re y la adimensionalización de la fuerza vertical soportada por el rotor, F_y^* . Se recuerda que Re , según la definición basada en turbomáquinas, relaciona las fuerzas de inercia con las fuerzas viscosas, por ello, resulta importante tenerlo en cuenta para averiguar si la bomba se encuentra en régimen turbulento, laminar o en una zona de transición.

Es importante destacar que un aumento en el número de Reynolds está asociado con un incremento en la velocidad de rotación o una disminución en la viscosidad del fluido. Mediante un análisis no dimensional, se ha demostrado que parámetros como Δp_t^* son independientes del número de Reynolds cuando este es igual o mayor del orden 10^5 , ya que es en torno a este punto cuando termina de desarrollarse la turbulencia en el flujo. [1]

Curvas características

Las curvas características son propias de cada bomba y se utilizan para representar las prestaciones de los diferentes puntos de funcionamiento a una velocidad de rotación dada. Las principales curvas características son: $\Delta p_t = \Delta p_t(Q)$, $P = P(Q)$ y $\eta = \eta(Q)$. Se pueden observar las tendencias de cada una de ellas en la Figura 2.3^I.

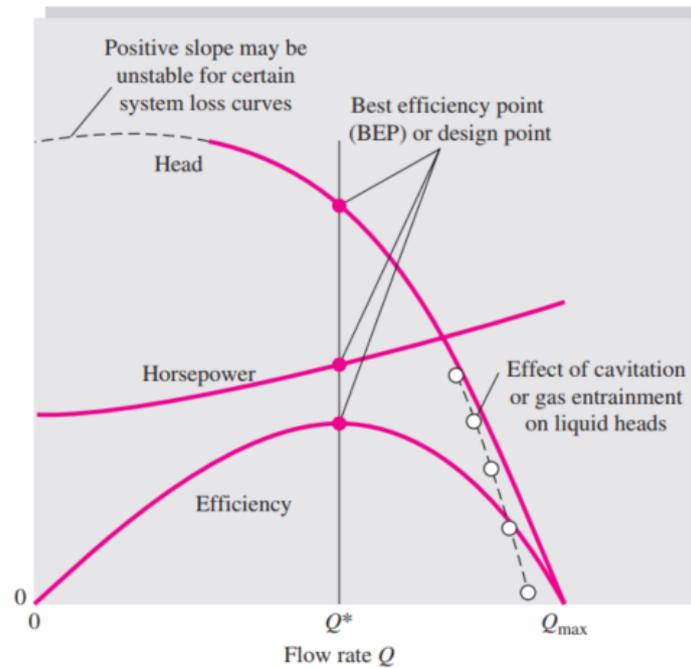


Figura 2.3: Curvas características típicas de una bomba centrífuga a velocidad de rotación constante [4]

Resulta interesante reunir todas estas curvas en un solo gráfico y mostrar sus dependencias con la velocidad de rotación, Figura 2.4^{II}. Esta representación permite visualizar las curvas de isorrendimiento, de isorégimen y demás parámetros en una sola imagen, obteniendo así una herramienta fundamental para comprender el comportamiento y las prestaciones de la bomba estudiada. A este tipo de representación se le denomina mapa de operación.

2.2. Dispositivos de Asistencia Ventricular

2.2.1. Introducción

Las enfermedades cardiovasculares son responsables de una cantidad significativa de muertes a nivel mundial y son la principal causa de mortalidad, como anuncia la Organización Mundial de la Salud (OMS) [8]. En el año 2021, se estima que estas enfermedades causaron 17.9 millones

^IEl parámetro Q^* en esta Figura se refiere al punto de diseño, es decir, el caudal que obtiene una máxima eficiencia.

^{II}En este caso se utiliza la altura manométrica de la bomba. Se relaciona con el salto de presiones mediante $H_B = \Delta P_T / (g\rho)$.

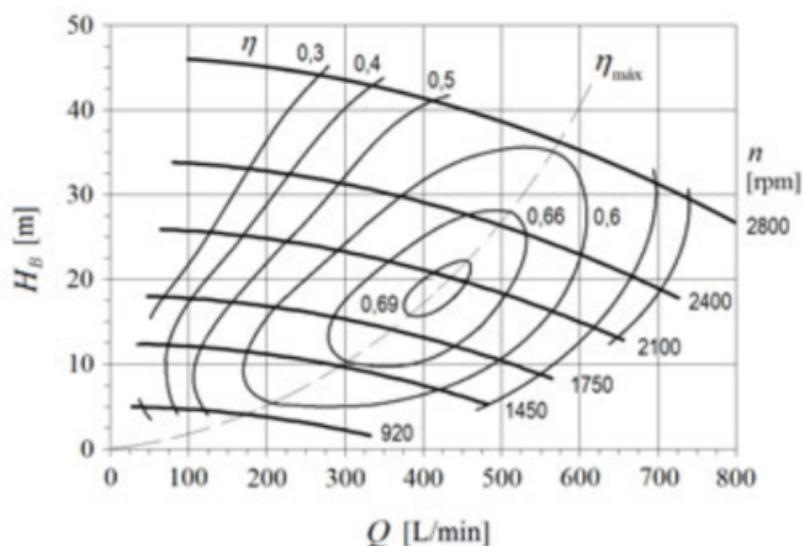


Figura 2.4: Mapa de operación que representa las curvas de altura de elevación e isorrendimiento de una bomba centrífuga para diferentes revoluciones [7]

de fallecimientos a nivel global, lo que equivale al 32 % del total de muertes. De estas muertes, el 85 % se atribuye a ataques cardíacos y derrames cerebrales. En España, las enfermedades cardiovasculares también tienen un impacto significativo, siendo responsables del 27 % de todas las muertes en 2017, según datos del Instituto Nacional de Estadística [9].

Existen diversos tipos de enfermedades cardiovasculares, como la insuficiencia cardíaca, las arritmias y los ataques cardíacos. En algunos casos, el tratamiento de estas enfermedades puede requerir cirugía, trasplante de órganos o la implantación de dispositivos cardíacos en casos más avanzados. El problema del trasplante reside en que no existe una cantidad de donantes de órganos que satisfaga la demanda, siendo así que solo el 6 % de los 35.000 pacientes en Estados Unidos llega a recibir uno [6]. Además, hay que tener otra limitación en cuenta, como es la compatibilidad entre el donante y el paciente.

Para dar soporte a estos pacientes que se encuentran en estado final de fallo cardíaco, se hace uso de una variedad de dispositivos que proporcionan circulación sanguínea mecánica. Entre estos dispositivos se encuentran los sistemas de circulación extracorpórea, los de oxigenación de membrana extracorpórea, los corazones artificiales y los dispositivos de asistencia ventricular [10], siendo estos últimos el objeto de estudio de este proyecto.

2.2.2. Definición y funcionamiento

Un Dispositivo de Asistencia Ventricular (VAD) es una bomba mecánica, implantada mediante cirugía, diseñada para aumentar o reemplazar la función de uno o más ventrículos del corazón enfermo [11]. Se pueden implantar los VADs para dar soporte al ventrículo izquierdo, al derecho o a ambos. Para desarrollar el funcionamiento del VAD, este documento se centrará específicamente en el Dispositivo de Asistencia Ventricular Izquierdo (LVAD), al ser de esta categoría el modelo de última generación que se va a estudiar, el HeartMate3.

El LVAD bombea sangre desde el ventrículo izquierdo y lo transfiere a la aorta para transmitirlo al resto del cuerpo. Estos dispositivos se usan como puente para los pacientes que están esperando un trasplante de corazón, para aquellos que están en proceso de recuperación de sus funciones cardíacas y como propia terapia para aquellos que no les es factible un trasplante [12] [13], como por ejemplo pacientes con enfermedades terminales.

Un LVAD está compuesto principalmente por 3 partes, como se puede observar en la Figura 2.5:

- La bomba. Dependerá del modelo utilizado, el HeartMate3 (HM3)
- Un controlador electrónico. Controla la forma de trabajar del LVAD. En el caso del HM3, el controlador es lo suficientemente pequeño para guardarlo en un bolsillo.
- Baterías. Están situadas fuera del cuerpo y van conectadas a la bomba por un cable que entra por el abdomen. Se trata de un cable modular, lo cual facilita el remplazamiento de los componentes exteriores.

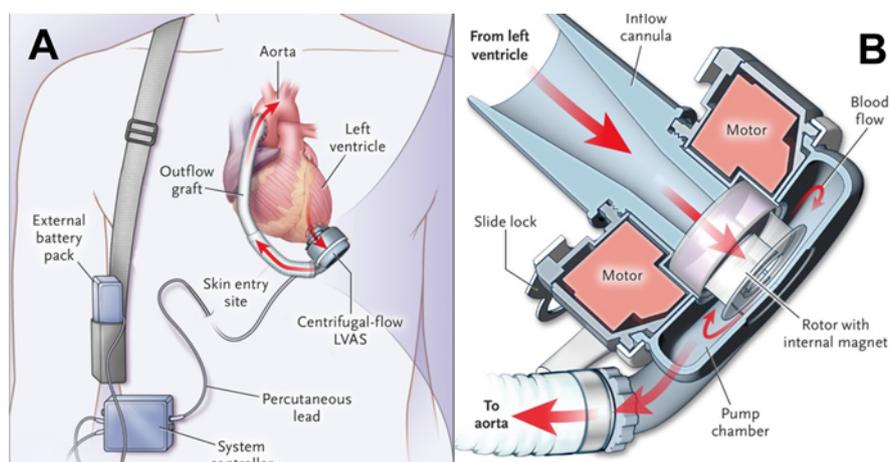


Figura 2.5: Partes principales de un dispositivo de asistencia cardíaca y representación esquemática de su funcionamiento [14]

En la Figura 2.5 se puede ver que el dispositivo HM3 se conectará al corazón mediante un tubo. Se utiliza un tubo para conectar las cavidades inferiores del corazón con la bomba y otro para conectar la bomba a la aorta o a alguna de las arterias principales. Además, se necesitará un cable que pasará a través de la piel para conectar la bomba al controlador y a las baterías. De esta manera se conseguiría propulsar la sangre desde las cavidades inferiores del corazón hacia el resto del cuerpo [15].

El HM3 se trata de uno de los LVAD más punteros del mercado hoy en día. En su caso, se trata de una bomba centrífuga de reducido tamaño que incorpora un sistema de levitación magnética para posicionar el rotor dentro de la carcasa, asegurando una distancia entre las partes móviles y estáticas.

2.2.3. Evolución histórica

Para entender mejor la situación en la que se encuentran actualmente los VAD, se ofrecerá en esta sección un pequeño contexto histórico. Gran parte de esta información se ha extraído de [16].

Todo empieza en la década de los 60 en Estados Unidos, una época de cambios sociales, culturales y, además, de avances en la cirugía cardíaca. En 1963 se implantó el primer LVAD, una bomba pulsátil de membrana, funcionaba con aire y consiguió mantener con vida a un paciente en coma durante 4 días. Posteriormente, murió. En 1966, se volvió a usar en un paciente para ayudarlo a recuperarse de una operación a corazón abierto. En este caso, el dispositivo estuvo funcionando durante 10 días y el paciente consiguió recuperarse. A finales de esta década, se realizaron con éxito el primer trasplante de corazón y el primer implante de corazón artificial.

Durante la década de los 70, debido a estos notables avances, el gobierno de los Estados Unidos comenzó a destinar inversiones a la investigación de los LVAD con el propósito de ayudar en la recuperación de las cirugías a corazón abierto. No obstante, se invirtió aún más en el desarrollo de corazones artificiales. El progreso en el desarrollo del corazón artificial fue lento y, dada la urgencia por obtener resultados, en 1980 el Instituto Nacional de Corazón, Pulmón y Sangre modificó su objetivo. La nueva meta consistía en desarrollar una máquina capaz de mantener con vida al paciente durante varios días, en lugar de buscar una máquina que pudiera realizar todas las funciones del corazón.

Surge así la **primera generación** de LVAD, conocida como pulsátiles, pues, como en los corazones normales, se detectaba un pulso. En 1994 se aprobó por primera vez una versión de los LVAD por parte de la Administración de Alimentos y Medicamentos. Se trataba de un dispositivo basado en una bomba de desplazamiento positivo que, usando aire, hacía fluir la sangre hacia una cámara artificial y la bombeaba al resto del cuerpo gracias a una gran máquina externa. En 1995 se aprobó una versión eléctrica y portátil, denominada *HeartMate 1* (HM1) y desarrollada por *Thoratec*.

Inicialmente, se pensaba en estos dispositivos como un tratamiento temporal hasta que se encontrara uno permanente. Sin embargo, a la vez que los LVAD entraron en circulación, la población aumentaba y con él el número de insuficiencia cardíaca. De esta forma, los investigadores se preguntaron si sería posible que el dispositivo se convirtiera en una terapia a largo plazo. En 2001, se publicó un estudio donde se habían comparado un grupo de pacientes que utilizaron LVAD con otro grupo de pacientes que recibieron medicamentos y atención médica. En dos años de observación, se llegó a la conclusión que el grupo de pacientes que utilizaron LVAD superó al otro en recuperación cardíaca, supervivencia y calidad de vida [17].

La **segunda generación** de LVADs pasó de ser pulsátil a ser de flujo continuo, utilizando bombas rotatorias axiales. Los pacientes con este tipo de flujo no tienen frecuencia cardíaca. En el caso del *HeartMate2* (HM2), se trata de una cámara y atraviesa un dispositivo más pequeño y cómodo que su predecesor. Se pueden comparar tanto el HM1 y el HM2 en la Figura 2.6. Algunos pacientes de dispositivos de esta generación siguen vivos después de 10 años, por lo que todavía no se ha determinado la longevidad que permite este dispositivo.

La **tercera generación** también está basada en el flujo continuo, pero se compone de dispositivos basados en bombas centrífugas que incorporan sistemas electromagnéticos para mover y posicionar el rotor. La bomba es más pequeña que su predecesor y funciona sin rodamientos mecánicos. El rotor está suspendido magnética y/o hidráulicamente, lo que permite aumentar su eficiencia reduciendo las pérdidas que se producían por el rozamiento de los rodamientos en las anteriores

versiones. Además, consigue disminuir el daño sanguíneo producido por su uso al existir menos fricción.



Figura 2.6: *HeartMate 1* (izquierda) and *HeartMate 2* (derecha) [16]

El futuro de estos dispositivos no es simplemente hacerlos más pequeños y más modernos, tecnológicamente hablando, si no llegar a convertirlos en dispositivos 'mínimamente invasivos' y reducir sus riesgos al mínimo.

2.2.4. Beneficios y riesgos

Las ventajas del uso de dispositivos de asistencia ventricular pueden parecer obvias, pero su uso conlleva unos riesgos que hay que tener en cuenta. En este apartado se expondrán tanto los beneficios como las principales desventajas de estos dispositivos.

En primer lugar, la principal ventaja de los LVAD es su capacidad directa para salvar y prolongar la vida de pacientes con insuficiencia cardíaca que no tienen acceso a un donante de corazón. Como se mencionó anteriormente, no existe una cantidad de donantes que cubra la demanda existente, y los LVAD han surgido como una alternativa importante para abordar esta situación.

Sin embargo, es importante tener en cuenta ciertos aspectos negativos asociados al uso de los LVAD, en particular el daño que puede sufrir la sangre mientras atraviesa el dispositivo. Uno de los efectos perjudiciales es la hemólisis, un proceso en el cual los glóbulos rojos son destruidos [11]. En este proyecto, se profundizará en el estudio y la modelización de la hemólisis en 2.2.5 *Hemólisis*, abordando en detalle este fenómeno.

Favorecer la hemólisis aumenta la posibilidad de la aparición de coágulos sanguíneos, trombos o hemorragias en el paciente, pudiendo provocar un accidente cerebrovascular o un ataque cardíaco. Es por esto que la implantación de estos dispositivos está acompañado de la ingesta de medicamentos, como por ejemplo, anti-coagulantes. Además, otras de las complicaciones que puede aparecer es la eliminación de glóbulos blancos al entrar en contacto con la bomba debido a ciertos materiales, o la constante necesidad de tener conectada la bomba a una batería eléctrica. Dicha conexión

se realizaría a través de un cable que atraviesa la piel, siendo susceptible a infecciones y a un movimiento constante.

Otros de los riesgos o complicaciones que pueden aparecer son el aumento del riesgo de sangrado después de alguna cirugía, riesgo a sangrado gastrointestinal debido a la falta de pulsatilidad del flujo o sufrir una insuficiencia cardíaca derecha. Esto último se debe a que cuando se tiene implantado un LVAD, el ventrículo izquierdo bombea más sangre que antes. Si el ventrículo derecho no es lo suficientemente fuerte para manejar este aumento de sangre, es posible que necesite de medicamentos u otra bomba temporal para ayudarle. [15, 18]

2.2.5. Hemólisis

La hemólisis es el proceso donde los glóbulos rojos de la sangre se destruyen y, como consecuencia, liberan hemoglobina en el plasma sanguíneo. Esto puede ocurrir de forma natural, debido al envejecimiento de los mismos; o causado por factores externos a los que no está acostumbrada a sufrir la sangre, como puede ser sufrir un alto nivel de esfuerzos cortantes.

Las consecuencias de la destrucción de los glóbulos rojos son varias. La liberación de hemoglobina hace que tienda a acumularse en el organismo y acabe desencadenando una disfunción orgánica, además de oxidar y dañar las células provocando una inflamación. Puede llegar a formar coágulos sanguíneos y obstrucciones, traducándose en un aumento del riesgo de sufrir complicaciones renales y cardiovasculares.

Está demostrada la influencia de los LVADs en el aumento de las complicaciones cardiovasculares en pacientes con estos dispositivos. Dicho aumento se relaciona con la producción de hemólisis en el interior de las bombas. Estudios señalan que el aumento de hemoglobina en sangre ha sido originada por una exposición de los glóbulos rojos a altos gradientes de velocidad durante su paso por el LVAD. Pues dichos gradientes provocan valores de esfuerzos cortantes no naturales para la sangre y, por tanto, la daña [19]. Además, las regiones de recirculación y de remanso observadas en el campo fluido provocan largos tiempos de residencia en el dispositivo y, por tanto, de exposición a estos esfuerzos cortantes tan perjudiciales [20].

Como se ha estudiado en *Gil et al. (2023)*[2], se detecta un aumento de la hemólisis cuando se incrementa la velocidad de rotación del rotor o la bomba se encuentra en condiciones de bajo flujo. Esto se debe a la aparición de altos esfuerzos cortantes y aumento del tiempo de exposición, respectivamente. Además, dicho estudio demuestra la existencia de un punto de máxima eficiencia en la turbomáquina y mínima producción de hemólisis, para cada velocidad de rotación, en el dispositivo HM3. Por último, comentar que la existencia de pequeños huecos, ranuras o canales en el diseño repercute negativamente en la hemocompatibilidad del dispositivo, pues son zonas donde se encuentran los mayores valores de esfuerzos cortantes [1].

Descripción del modelo

El modelo utilizado para estimar la hemólisis se trata de un modelo de ley de potencia, $HI = (C \cdot \tau^\beta)^{1/\alpha}$, siendo este uno de los descritos en *Taskin et al.*[21]. Se utilizará este modelo por ser el utilizado en los estudios [1] y [2], pues se comprobarán los resultados obtenidos con estos últimos para verificar su veracidad.

El objetivo del método es la obtención del *Hemolysis Index* (HI) que, como se observa en la Ecu-

ción 2.10, representa la relación entre la hemoglobina liberada, debido a la ruptura de las células sanguíneas (Δhb), y la concentración normal de hemoglobina en sangre, tomando un valor de $HB = 10g/dL$ para un ser humano.

$$HI \% = \frac{\Delta hb}{HB} \cdot 100 \quad (2.10)$$

El modelo de hemólisis está enfocado desde en un punto de vista euleriano. De esta forma, se tiene en cuenta la producción de hemólisis en cualquier zona del dominio, frente a la formulación lagrangiana que solamente tendría en cuenta la hemólisis producida a lo largo de las trayectorias de ciertas partículas. Para resolverlo en euleriano, es necesario formular una ecuación de transporte adicional. Para ello, la expresión del modelo de ley de potencia se linealiza en el tiempo con un cambio de variable. Se muestra a continuación el cambio de variable, Ecuación 2.11; y la ecuación de transporte, Ecuación 2.12.

$$\Delta hb' = \Delta hb^{1/\alpha} \quad (2.11)$$

$$\frac{\partial (\Delta hb')}{\partial t} + u_j \cdot \frac{\partial (\Delta hb')}{\partial x_j} = \left(HB \cdot C \cdot \tau^\beta \right)^{1/\alpha} \quad (2.12)$$

siendo $\alpha = 0,785$, $\beta = 2,416$ y $C = 3,62 \times 10^{-7} s^{-\alpha} Pa^{-\beta}$, constantes cuyos valores han sido obtenidos experimentalmente por *M. Giersiepen et al* [22] para sangre humana. Además, u_j se refiere a la velocidad del fluido en la dirección j y τ un escalar que considera las tensiones de cortadura.

Para obtener HI hay que resolver el campo fluido previamente, puesto que los esfuerzos cortantes se derivan del campo de velocidades. Partiendo de que ya se ha resuelto el sistema de ecuaciones y se tiene el campo de velocidades, se procede a calcular, en primer lugar, el tensor de deformación (D):

$$D_{ij} = \frac{1}{2} \left(\frac{\partial u_i}{\partial x_j} + \frac{\partial u_j}{\partial x_i} \right) \quad (2.13)$$

donde D_{ij} representa el componente ij del tensor de deformación, u_i es la velocidad en la dirección i , x_j es la coordenada en la dirección j , y las derivadas parciales representan las tasas de cambio de la velocidad con respecto a la posición en cada dirección.

A continuación, obtenemos el tensor de esfuerzos (σ) para un flujo incompresible newtoniano^{III}:

$$\sigma = 2\mu \mathbf{D} \quad (2.14)$$

donde μ es la viscosidad dinámica del fluido.

Finalmente, se obtiene el escalar τ :

^{III}En la sección 2.2.6 *Propiedades de la sangre* se explica por qué se va a modelizar la sangre como un fluido newtoniano

$$\tau = \sqrt{\left[\frac{1}{6} \sum (\sigma_{ii} - \sigma_{jj})^2 + \sum_{i \neq j} \sigma_{ij}^2 \right]} \quad (2.15)$$

El modelo no es capaz de predecir niveles absolutos de hemólisis de manera precisa, pero es una herramienta útil para determinar niveles de hemólisis relativos entre distintos puntos de operación o distintos dispositivos, puesto a que presenta un alto grado de correlación en sus resultados. Habiendo ya obtenido los HI en cada configuración del problema o en los diferentes dispositivos, se comparará dicho valor entre ellos mediante una relación con un caso de referencia, de tal forma que se obtendrá:

$$RHI = \frac{HI}{HI_{ref}} \quad (2.16)$$

Mediante este parámetro se compararán el daño sanguíneo producido para las diferentes configuraciones o situaciones que se estudiarán en este proyecto. Se tomará como valor de HI_{ref} el correspondiente al punto nominal de operación.

2.2.6. Propiedades de la sangre

La sangre se trata de un líquido formado por dos componentes: los elementos celulares y el plasma, siendo esta última una solución acuosa compuesta de moléculas orgánicas, proteínas y sales. Los elementos celulares de la sangre incluyen los glóbulos rojos, los blancos y las plaquetas. Las propiedades reológicas de la sangre quedan determinadas por las propiedades físicas de estas dos fases y sus respectivas contribuciones al volumen total de la misma, siendo los glóbulos rojos los que más influyen. [23]

La sangre es conocida por ser un líquido no-Newtoniano, sin embargo, es aceptable considerar la viscosidad como independiente para valores de ratio de tensión de cortadura de $\dot{\gamma} > 100s^{-1}$, los cuáles son los valores que se encuentran mayormente en los dispositivos de asistencia cardiaca. Para este proyecto, la sangre se ha modelado como un fluido Newtoniano con una viscosidad de $\mu = 3,5mPa \cdot s$ y una densidad de $\rho = 1060kg/m^3$ [19]. Se ha establecido este valor de μ , pero la viscosidad de la sangre, como se ha mencionado al inicio, depende de la concentración de glóbulos rojos de cada persona.

Es cierto que existen zonas donde no se cumple que $\dot{\gamma} > 100s^{-1}$ en un VAD, debido a esto se han realizado estudios comparando el tratamiento de la sangre como no-Newtoniano y como Newtoniano. Estos estudios confirman que existen pequeñas discrepancias entre las diferentes modelizaciones, sin embargo estas se consideran aceptables y por ello se considerará la sangre como fluido Newtoniano. [6]

El comportamiento de la sangre en función de $\dot{\gamma}$ se puede observar en la Figura 2.7:

En Figura 2.7 se observa la relación entre la viscosidad y el ratio de tensión de cortadura para diferentes modelos reológicos. En el gráfico se observa que para valores inferiores de $\dot{\gamma} = 100s^{-1}$ la viscosidad está relacionada con $\dot{\gamma}$. Para $\dot{\gamma} > 100s^{-1}$ esta dependencia empieza a desaparecer, empezando la viscosidad a tender asintóticamente hacia un valor.

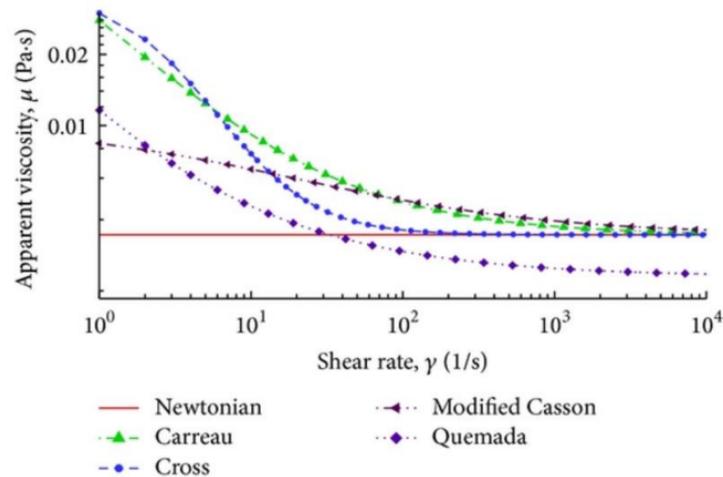


Figura 2.7: Relación entre la viscosidad y el ratio de tensión de cortadura para diferentes modelos reológicos [24]

2.3. Dinámica de Fluidos Computacional

La Dinámica de Fluidos Computacional, o *Computational Fluid Dynamics* (CFD), se trata de una rama de la Dinámica de Fluidos cuyo objetivo es simular problemas relacionados con el flujo de fluidos mediante métodos numéricos. Un método numérico es un modelo matemático que trata de describir el fenómeno físico involucrado. Para este estudio se utilizarán las ecuaciones de *Navier-Stokes* o simplificaciones de las mismas.

Se utiliza el ordenador como herramienta. Sin embargo, al ser una máquina finita, no será posible resolver las derivadas parciales con las variables continuas que conforman las ecuaciones. Por ello, se lleva a cabo una discretización del tiempo y del espacio, transformando así las ecuaciones diferenciales en algebraicas y reduciendo el problema a una resolución de sistemas matriciales. Como se comentará más adelante, estas discretizaciones impiden el alcance de una solución exacta, pues al discretizar el dominio se pierde información de la realidad. [25]

La implementación del CFD en la industria ha permitido averiguar las propiedades y características aerodinámicas de los prototipos a estudiar gracias a recreaciones digitales, evitando crear estos prototipos en todas las ocasiones y ensayarlos en el túnel de viento. Esto se traduce en la posibilidad de validar y optimizar el diseño incluso antes de fabricarlo, ahorrando una cantidad importante de dinero, tiempo y recursos.

A continuación, se desarrollará cual es la metodología a seguir para obtener una simulación CFD válida. Posteriormente, se desarrollarán y se incidirá en algunos aspectos teóricos que participan en el CFD, los cuales se consideran necesarios para entender dicho proceso y la configuración utilizada en el proyecto.

2.3.1. Metodología

Para obtener una simulación CFD eficiente y precisa es necesario tener una metodología, pues solo proporcionando un marco estructurado y sistemático se pueden alcanzar unas simulaciones de calidad. Dicha metodología está compuesta por los siguientes aspectos. [26]

En primer lugar, será necesario definir el problema a resolver. Para ello, será necesario definir la geometría involucrada en el problema, así como determinar el fluido y las condiciones de contorno que participan en él.

El segundo paso es el llamado *preproceso*, donde se incluyen todas las operaciones realizadas antes de solucionar las ecuaciones. Este se compone de:

- Definición de la **geometría**: Se obtiene recreándose mediante *softwares* de modelos 3D, escaneos láser, etc. Además, se realiza una limpieza o preparación de la geometría. Es decir, se eliminan partes innecesarias y se adaptan otras para facilitar el mallado y la convergencia de la solución.
- Definición de las **condiciones de contorno**: Las condiciones de contorno se refieren a las condiciones que se establecen en los límites o interfaces de un dominio para resolver las ecuaciones de flujo. Algunas condiciones de contorno disponibles son las condiciones de entrada y salida del flujo, de pared y de simetría, entre otras. Estas restricciones tratan de establecer valores de temperatura, de velocidad, de flujo másico o de presión, por ejemplo, en los límites del dominio.
- Definición de la **mall**a: Se discretiza espacialmente el dominio a simular. Consiste en dividir en elementos 2D o 3D la superficie o el volumen fluido. La cantidad y calidad de los elementos que conformen la malla será de vital importancia para garantizar la precisión y la eficiencia de la simulación. Una malla con una mayor densidad de elementos reducirá el error provocado por la discretización, pues se representará con mayor exactitud el dominio. Sin embargo, un aumento de la densidad aumentará el tiempo de cálculo necesario, pues se somete al ordenador a una mayor cantidad de datos en la resolución de las ecuaciones.
- Selección del **modelo fluido**: la elección del modelo fluido trata de definir las físicas o hipótesis que participan en el problema y qué modelos se quieren utilizar para dicha definición. Esto resulta de vital importancia pues de él dependerá la precisión y la confianza de los resultados obtenidos. Una elección no apropiada de los modelos físicos puede dar lugar a resultados que obvian zonas turbulentas relevantes, simular un flujo que es incompresible por naturaleza como compresible, obviar la gravedad en problemas donde no es despreciable, entre otros casos.
- Definición de las **condiciones iniciales**: Es necesario describir la condición inicial en la que se encuentra el flujo para comenzar a resolver las ecuaciones.

El tercer paso consiste en resolver las ecuaciones físicas implicadas. Para ello, se definen unas condiciones en las que el *software* establecerá que la simulación ha concluido, pues esta consiste en un proceso iterativo y nunca alcanzará una solución exacta.

En cuarto lugar se encuentra el *postproceso*. En él se trata la solución obtenida de tal forma que sea útil para el propósito de la simulación. Por ejemplo, se utilizan herramientas de visualización de los

resultados para comprender y analizar el comportamiento del flujo, o se obtienen otros parámetros útiles a través de las velocidades, tensiones o temperaturas calculadas.

Por último, es necesario realizar un proceso de validación de los resultados. Como se ha comentado, la solución alcanzada es dependiente de las decisiones tomadas para modelizar el fluido o la geometría. Por ello, es necesario realizar un estudio de independencia de malla y de dominio, además de comparar los resultados con otros obtenidos mediante experimentación y concluir si se pueden considerar válidos o no.

2.3.2. Ecuaciones de fluidos

Las ecuaciones que se resuelven en los softwares de CFD son las ecuaciones de Mecánica de Fluidos. Estas ecuaciones son las ecuaciones de conservación de la masa, el momento (Navier-Stokes) y la energía [26] para un flujo incompresible. Estas se muestran en orden a continuación:

$$\begin{aligned} \nabla \cdot (\rho \mathbf{u}) &= 0 \\ \rho \frac{\partial \mathbf{u}}{\partial t} + \rho \mathbf{u} \cdot \nabla \mathbf{u} &= -\nabla p + \mu \nabla^2 \mathbf{u} + \mathbf{f}_m \\ \frac{\partial e}{\partial t} + \nabla \cdot (e \mathbf{u}) &= -p \nabla \cdot \mathbf{u} + \nabla \cdot (k \nabla T) + \rho \mathbf{u} \cdot \mathbf{f}_m \end{aligned} \quad (2.17)$$

donde:

- en la ecuación de continuidad ρ es la densidad del fluido, \mathbf{u} es la velocidad del fluido y $\nabla \cdot$ representa el operador de divergencia.
- en la ecuación de conservación de momento p es la presión, μ es la viscosidad dinámica del fluido, \mathbf{f}_m es la fuerza por unidad de volumen, $\nabla \mathbf{u}$ el gradiente de velocidad y $\nabla^2 \mathbf{u}$ es el operador laplaciano de la velocidad.
- en la ecuación de conservación de energía e es la energía interna por unidad de masa, T es la temperatura, k es la conductividad térmica del fluido $\rho \mathbf{u} \cdot \mathbf{f}_m$ representa la tasa de trabajo realizado por la fuerza externa sobre el fluido.

Para este proyecto solo será necesario resolver las ecuaciones de continuidad y conservación de momento. Esto se debe a que la ecuación de la energía está desacoplada de las otras dos y, como no interesa para este estudio conocer el campo de temperaturas, no se ha resuelto.

Modelos de turbulencia

Primero de todo, se recuerda que un flujo turbulento es un flujo cuyas moléculas se mueven de forma caótica a lo largo de complejas trayectorias irregulares. Este movimiento caótico causa que las capas del fluido se mezclen entre ellas, causando un aumento del momento y del intercambio de energía entre las moléculas. [25, 27]

La resolución directa de la turbulencia en CFD, conocida como *direct numerical simulation* (DNS), es extremadamente costosa computacionalmente hasta el punto de que, actualmente, solo es posible para flujos de bajo Reynolds ($Re < 10^4 - 10^5$) a pesar de utilizar supercomputadores.

Debido a esta limitación, es necesario que en la mayoría de las simulaciones CFD se tengan en cuenta los efectos de la turbulencia de una manera aproximada mediante la utilización de modelos. La elección de un modelo u otro dependerá de los recursos de los que se disponga, la precisión que se quiera alcanzar y la complejidad del fluido, pues cada modelo presenta sus debilidades y sus virtudes. Para este proyecto, se ha decidido utilizar el modelo *Reynold-Average Navier-Stokes* (RANS).

Reynolds-Average Navier-Stokes

RANS es una técnica de modelado en la que se promedian las ecuaciones de Navier-Stokes a lo largo del tiempo. Para ello, se realiza una descomposición de las magnitudes fluidas en su parte media y su parte fluctuante o turbulenta. [25]

$$U_i = \langle U_i \rangle + u_i \quad (2.18)$$

siendo U_i una magnitud del flujo turbulento, $\langle U_i \rangle$ la media estadística de dicha magnitud y u_i la desviación respecto la media.

Si, además de esta descomposición, se tiene en cuenta que la media es independiente del tiempo $\partial_t \langle U_i \rangle = 0$, la ecuación de conservación de momento se expresa como:

$$\partial_t \langle U_j \rangle + \partial_{x_i} (\langle U_i \rangle \langle U_j \rangle) = \nu \nabla^2 \langle U_j \rangle - \frac{1}{\rho} \partial_{x_j} \langle P \rangle - \partial_{x_i} \langle u_i u_j \rangle \quad (2.19)$$

siendo $\langle u_i u_j \rangle$ el tensor de Reynolds:

$$R_{ij} = \langle u_i u_j \rangle = - \begin{pmatrix} \langle u^2 \rangle & \langle uv \rangle & \langle uw \rangle \\ \langle uv \rangle & \langle v^2 \rangle & \langle vw \rangle \\ \langle uw \rangle & \langle vw \rangle & \langle w^2 \rangle \end{pmatrix} = a_{ij} + \frac{2}{3} k \delta_{ij} \quad (2.20)$$

donde a_{ij} es la parte anisótropa del tensor de Reynolds y k la energía cinética turbulenta.

Llegados a este punto, se tiene en cuenta la Hipótesis de la viscosidad turbulenta de Bousinesq:

$$\rho a_{ij} = \rho \nu_T (\partial_{x_j} \langle U_i \rangle + \partial_{x_i} \langle U_j \rangle) \quad (2.21)$$

donde ν_T es viscosidad cinemática turbulenta.

Teniendo en cuenta las Ecuaciones 2.19, 2.20 y 2.21, la ecuación de conservación de momento para flujo incompresible se puede expresar como:

$$\begin{aligned} \partial_t \langle U_j \rangle + \partial_{x_i} (\langle U_i \rangle \langle U_j \rangle) &= \partial_{x_i} \nu_{eff} (\partial_{x_j} \langle U_i \rangle + \partial_{x_i} \langle U_j \rangle) - \frac{1}{\rho} \partial_{x_j} \left(\langle P \rangle + \frac{2}{3} \rho k \right) \\ \nu_{eff}(\vec{x}, t) &= \nu + \nu_T(\vec{x}, t) \end{aligned} \quad (2.22)$$

La viscosidad turbulenta ν_T se trata de una incógnita, cuyo valor será el resultado del modelo turbulento escogido dentro del RANS. Esta variable se refiere a la cantidad de fricción interna en

dicho flujo, representando así los efectos de la turbulencia. Las distintas formas de modelar ν_T se mostrarán a continuación.

Eddy Viscosity Models

Los modelos RANS más utilizados para modelar la turbulencia son los *Eddy Viscosity Models*, pues obtienen el tensor de Reynolds basándose en la modelación de ν_T . A continuación se mostrarán los modelos más utilizados [26]:

- **Spalart - Allmaras ($s - a$):** Se resuelve una ecuación de transporte para obtener la difusividad modificada $\tilde{\nu}$.

$$\frac{\partial(\rho\tilde{\nu})}{\partial t} + \nabla(\rho\tilde{\nu}\mathbf{u}) = \frac{1}{\sigma_{\tilde{\nu}}}\nabla[(\mu + \rho\tilde{\nu})\nabla\tilde{\nu}] + P_{\tilde{\nu}} + S_{\tilde{\nu}} \quad (2.23)$$

donde: $\tilde{\nu}$ es el coeficiente de viscosidad turbulenta, $\sigma_{\tilde{\nu}}$ es la constante de difusión de $\tilde{\nu}$, $P_{\tilde{\nu}}$ es un término de producción de $\tilde{\nu}$ y $S_{\tilde{\nu}}$ es un término fuente o sumidero adicional de $\tilde{\nu}$.

Posteriormente, se relaciona $\tilde{\nu}$ y ν_T teniendo en cuenta la densidad y una función de amortiguamiento: $\nu_T = \rho f_{\nu 1} \tilde{\nu}$. A la hora de resolver la capa límite, la función de amortiguamiento caracteriza la disminución de la mezcla turbulenta cerca de la pared.

Este modelo se caracteriza por ser relativamente simple y computacionalmente eficiente, por lo que se utiliza comúnmente para realizar simulaciones rápidas en estacionario. Se considera que es "local", es decir, la ecuación en un punto no depende de la solución del resto de puntos. Además, permite realizar predicciones razonablemente precisas en flujos turbulentos con gradientes de presión adversos. Sin embargo, puede no llegar a ser tan preciso como otros modelos turbulentos de más ecuaciones.

- **K-Epsilon ($k - \epsilon$):** El modelo de turbulencia $k - \epsilon$ asume que la turbulencia se puede describir mediante dos variables: la energía cinética turbulenta k y la tasa de disipación de energía turbulenta ϵ . La variable k representa la energía cinética asociada a las fluctuaciones turbulentas de la velocidad del flujo, mientras que ϵ representa la tasa a la cual esta energía se disipa en forma de calor debido a los efectos viscosos.

En este modelo, ν_T se calcula mediante los valores obtenidos de k y ϵ a través de sus ecuaciones de transporte:

$$\begin{aligned} \frac{\partial}{\partial t}(\rho k) + \nabla \cdot (\rho k \bar{\mathbf{v}}) &= \nabla \cdot \left[\left(\mu + \frac{\mu_t}{\sigma_k} \right) \nabla k \right] + P_k - \rho(\epsilon - \epsilon_0) + S_k \\ \frac{\partial}{\partial t}(\rho \epsilon) + \nabla \cdot (\rho \epsilon \bar{\mathbf{v}}) &= \nabla \cdot \left[\left(\mu + \frac{\mu_t}{\sigma_\epsilon} \right) \nabla \epsilon \right] + \frac{1}{T_e} C_{\epsilon 1} P_\epsilon - C_\epsilon f_2 \rho \left(\frac{\epsilon}{T_e} - \frac{\epsilon_0}{T_0} \right) + S_\epsilon \end{aligned} \quad (2.24)$$

donde: $\bar{\mathbf{v}}$ es el vector de velocidad media del flujo, μ_t es la viscosidad turbulenta, σ_k y σ_ϵ son las constantes de difusión de k y ϵ , respectivamente; P_k y P_ϵ son términos de producción de turbulencia para k y ϵ , respectivamente; ϵ es la tasa de disipación de energía turbulenta, ϵ_0 y k_0 son valores iniciales de ϵ y k , respectivamente; S_k y S_ϵ son términos fuente o sumidero adicionales para k y ϵ , respectivamente. Mientras que en la ecuación para ϵ : T_e y T_0 es la

escala de tiempo de la turbulencia, $C_{\varepsilon 1}$ y $C_{\varepsilon 2}$ son coeficientes del modelo, f_2 es una función de corrección.

Una vez resueltas estas ecuaciones, se obtiene la viscosidad turbulenta teniendo en cuenta k , ε , la densidad ρ , una función de amortiguamiento f_μ y una constante ajustable C_μ : $\nu_T = \rho f_\mu C_\mu \frac{k^2}{\varepsilon}$. El modelo de $k - \varepsilon$ requiere añadir una función de amortiguamiento para seguir manteniéndose como válido a lo largo de la subcapa viscosa de la pared.

Una de las principales limitaciones de este modelo es que algunas de las suposiciones que se asumen no son válidas en todas las situaciones, como aquellas en las que hay gradientes de velocidad y turbulencia, es decir, en la capa límite cerca de una pared.

- **K-Omega ($k - \omega$):** El modelo de turbulencia $k - \omega$ es un modelo de dos ecuaciones que resuelve las ecuaciones de transporte para la energía cinética turbulenta k y la tasa de disipación específica ω , el cuál es la tasa de disipación por unidad de energía cinética turbulenta $\omega = \frac{k}{\varepsilon}$, con el fin de determinar la viscosidad turbulenta. Las ecuaciones que lo rigen son las siguientes:

$$\begin{aligned} \frac{\partial}{\partial t}(\rho k) + \nabla \cdot (\rho k \bar{\mathbf{v}}) &= \nabla \cdot [(\mu + \sigma_k \mu_t) \nabla k] + P_k - \rho \beta^* f_{\beta^*} (\omega k - \omega_0 k_0) + S_k \\ \frac{\partial}{\partial t}(\rho \omega) + \nabla \cdot (\rho \omega \bar{\mathbf{v}}) &= \nabla \cdot [(\mu + \sigma_\omega \mu_t) \nabla \omega] + P_\omega - \rho \beta f_\beta (\omega^2 - \omega_0^2) + S_\omega \end{aligned} \quad (2.25)$$

donde: $\bar{\mathbf{v}}$ es el vector de velocidad media del flujo, σ_ω es la constante de difusión de ω , μ_t es la viscosidad turbulenta, P_k y P_ω son términos de producción de turbulencia para k y ω , respectivamente; β^* y β son coeficientes de amortiguación, f_{β^*} y f_β son funciones de amortiguación, ω_0 y k_0 son valores iniciales de ω y k , respectivamente; S_k y S_ω son términos fuente o sumidero adicionales para k y ω , respectivamente.

Una vez resueltas estas ecuaciones, se obtiene la viscosidad turbulenta mediante: $\nu_T = \rho k T$, siendo T la escala temporal de la turbulencia.

Una de las ventajas de $k - \omega$ respecto a $k - \varepsilon$ es la mejora de la modelación en las capas límite bajo un gradiente de presión adverso. Sin embargo, su mayor desventaja es que la computación de las capas límite es muy sensible a los valores de ω en la corriente libre. Esto implica una sensibilidad excesivamente alta a las condiciones de contorno en el *inlet* de flujos internos.

Debido a esta gran limitación, aparece una variante de este modelo, el $k - \omega$ *Shear Stress Transport* (SST), el cuál combina los modelos $k - \varepsilon$ y $k - \omega$. Esta variante consigue combinar la estabilidad numérica de $k - \varepsilon$ en el flujo libre y de $k - \omega$ cerca de la pared, de tal forma que consigue superar las limitaciones de $k - \omega$ y ser un modelo atractivo para flujos internos, como es en el caso de las turbomáquinas.

2.3.3. Modelos de resolución de las ecuaciones de flujo

Existen diferentes formas de enfocar la resolución de las ecuaciones de continuidad, masa y momento del flujo. Estas se pueden resolver de forma segregada o acoplada [26] [28] [29]:

- Método segregado:** También llamado método por etapas o secuencial. Con este método se dividen las ecuaciones de flujo en subproblemas más pequeños y se resuelven de forma secuencial. Primero se resuelven las ecuaciones de conservación de masa y luego las ecuaciones de conservación del momento y energía. El método segregado se trata de una solución simple y eficiente desde el enfoque computacional. Sin embargo, puede generar errores numéricos debido a la falta de acoplamiento entre las variables. Este enfoque no es apropiado para simular flujos turbulentos, ondas de choque, altos números de Mach y altos números de Rayleigh.
- Método acoplado:** El método acoplado resuelve simultáneamente las ecuaciones de conservación de la masa y momento teniendo en cuenta las interacciones entre ellas. Se trata de un método más robusto y que garantiza una mayor precisión en los resultados. No obstante, es más costoso computacionalmente y puede requerir más tiempo para converger.

2.3.4. Modelado de la capa límite

La capa límite se trata de un término desarrollado por Prandtl al intentar dividir el flujo de un dominio en dos regiones: una zona externa en la que los efectos viscosos se consideran despreciables y otra cercana a la pared, llamada capa límite. En la capa límite, la viscosidad se vuelve predominante, causando un gradiente de velocidad perpendicular a la pared. Esto es debido a la condición de no deslizamiento en la misma, donde debe cumplirse que el fluido posea una velocidad igual a cero. [25] [30]

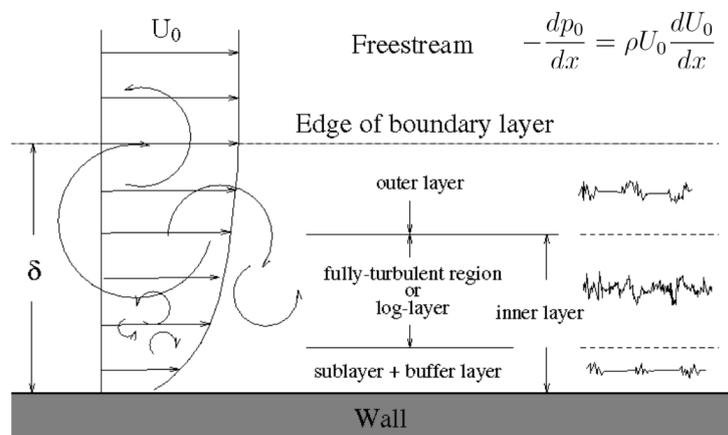


Figura 2.8: Clasificación de las subcapas de la capa límite [25]

En la Figura 2.8, se puede observar que la capa límite se puede dividir en 3 regiones: la subcapa viscosa, la capa de amortiguamiento y la capa logarítmica. Comprender estas subregiones de la capa límite será de importancia en una simulación CFD, tanto para el modelado físico como para la realización del malla.

Por otra parte, la ley de pared trata de describir dicho modelo físico, pues describe mediante una relación matemática cómo se comporta la velocidad del fluido a lo largo de la capa límite. Para su definición antes hay que definir que es el y^+ , el cuál resultará de vital importancia.

El parámetro y^+ se trata de una distancia adimensional medida desde la pared y es un factor muy importante en el mallado de las simulaciones CFD, pues se utiliza para asegurar que la capa límite se haya modelado correctamente. Una modelización adecuada de la capa límite es fundamental para la precisión de los resultados, como puede ser la resistencia o la sustentación del objeto.

La capa prismática, que es la parte de la malla encargada de recoger la capa límite, se caracteriza mediante el y^+ . Este valor adimensional representará la distancia adimensional del centroide de la primera celda de la capa prismática desde la pared. La definición del y^+ se muestra a continuación:

$$\begin{aligned} y^+ &= \frac{y \cdot u_T}{\nu} \\ u_T &= \sqrt{\frac{\tau_w}{\rho}} \\ \tau_w &= \rho \cdot \nu \frac{u}{y} \end{aligned} \quad (2.26)$$

donde u_T es la velocidad de fricción y τ_w los esfuerzos cortantes cerca de la pared.

La ley de pared queda graficada en la Figura 2.9. A continuación, se describirá las características propias de cada subregión y como la ley de pared trata de modelarlas matemáticamente.

- **Subcapa viscosa:** se trata de la zona más cercana a la pared y es donde la viscosidad del fluido tiene un efecto muy significativo, lo cual hace que esta capa sea muy fina y con un perfil de velocidades laminar. Al presentar un flujo laminar, la velocidad aumenta con la distancia a la pared linealmente, por lo que la ley de pared establece que la velocidad en la subcapa viscosa se estima de forma que:

$$U^+ = y^+ \quad (2.27)$$

siendo $U^+ = \frac{U}{u_T}$ la velocidad adimensional. Esta definición se considera válida, comparándola con los resultados experimentales, en el rango de $0 < y^+ < 5$.

- **Subcapa de amortiguación o *buffer*:** región inmediatamente superior a la viscosa. Se trata de una región de transición en la que los esfuerzos viscosos siguen teniendo presencia. El flujo puede ser tanto laminar como turbulento. Esta subcapa se encuentra entre $5 < y^+ < 30$. Durante el proceso de mallado, hay que considerar que la primera celda de la capa prismática no se encuentre en esta subcapa. Pues se trata de una región de transición de la que no se tiene una ley de pared claramente definida, como bien se observa en la Figura 2.9
- **Subcapa logarítmica:** se trata de la región más externa de la capa límite. El flujo es más turbulento que en las subcapas anteriores, pues las fuerzas de inercia empiezan a ser de importancia pero no son dominantes. La velocidad en esta zona se modela mediante la expresión:

$$U^+ = \frac{1}{\kappa} \ln y^+ + B \quad (2.28)$$

donde $\kappa \approx 0,41$ y $B \approx 5$ son constantes adimensionales. [4]

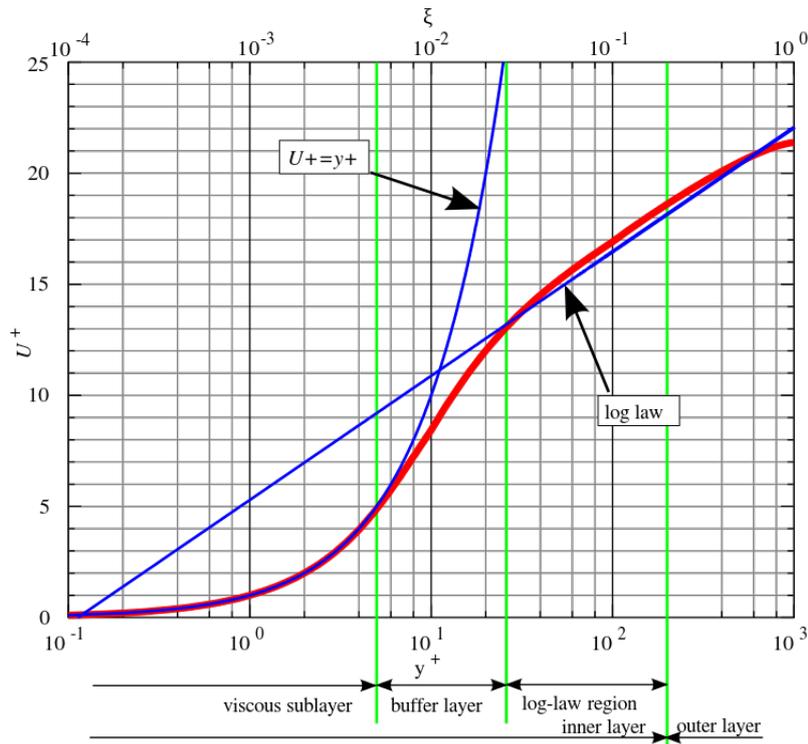


Figura 2.9: Perfil de velocidad U^+ en función de la distancia a la pared y^+ [31]

2.3.5. Modelado del movimiento

Para representar el movimiento del rotor se ha utilizado la técnica de modelado *Moving Reference Frame* (MRF). Esta técnica permite modelar las rotaciones y las traslaciones como un problema cuasi-estacionario, despreciando así los efectos transitorios y sin necesidad de mover la malla. El MRF se basa en implantar un marco de referencia nuevo y local en el objeto móvil. De esta forma se divide el dominio de la simulación en dos o más regiones, clasificándolas como estáticas o móviles. [26] [32].

Aplicar MRF en una región supone añadir un término fuente en las ecuaciones de conservación del momento, correspondiente a las fuerzas de inercia debidas al movimiento del marco de referencia móvil. El flujo se calcula basándose en las propiedades del marco de referencia y no del movimiento local de las celdas, pues mover el marco de referencia no cambia la posición de estas.

Las ventajas de esta técnica son la reducción del tiempo de computación y de la complejidad del modelo. Por otro lado, como no se produce ningún movimiento real de la malla, la posición de un objeto en movimiento con respecto a la región vecina no varía. Esto conlleva no tener en cuenta los efectos transitorios del flujo debidos al cambio de posición.

Para la resolución del problema, se realiza una transformación de las ecuaciones de Navier-Stokes desde el marco de referencia fijo a los sistemas de referencias en movimiento. Para ello, durante la resolución de las ecuaciones en las regiones móviles, se tienen en cuenta en \mathbf{f}_m los siguientes términos en calidad de corrección. Se aplicará la hipótesis de que el marco de referencia local solo presenta rotación:

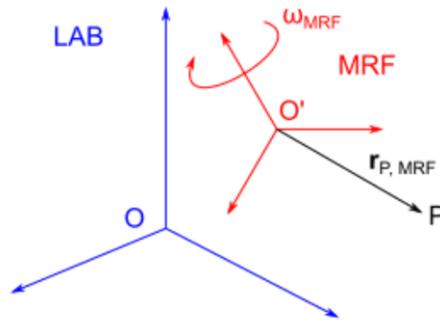


Figura 2.10: Esquema del MRF [26]

1. **Términos de fuerza centrífuga:** se añaden los términos de fuerza centrífuga para tener en cuenta las aceleraciones que aparecen debido al movimiento rotacional del marco de referencia local.

$$\mathbf{F}_{\text{cent}} = \rho \boldsymbol{\omega} \times (\boldsymbol{\omega} \times \mathbf{r}) \quad (2.29)$$

donde: \mathbf{F}_{cent} es la fuerza de centrifuga, ρ la densidad del fluido, $\boldsymbol{\omega}$ la velocidad angular del marco de referencia, \mathbf{r} el vector de posición radial desde el eje de rotación.

2. **Términos de Coriolis:** se añaden los términos de Coriolis en las ecuaciones de conservación de momento.

$$\mathbf{F}_{\text{cor}} = 2\rho \boldsymbol{\omega} \times \mathbf{u} \quad (2.30)$$

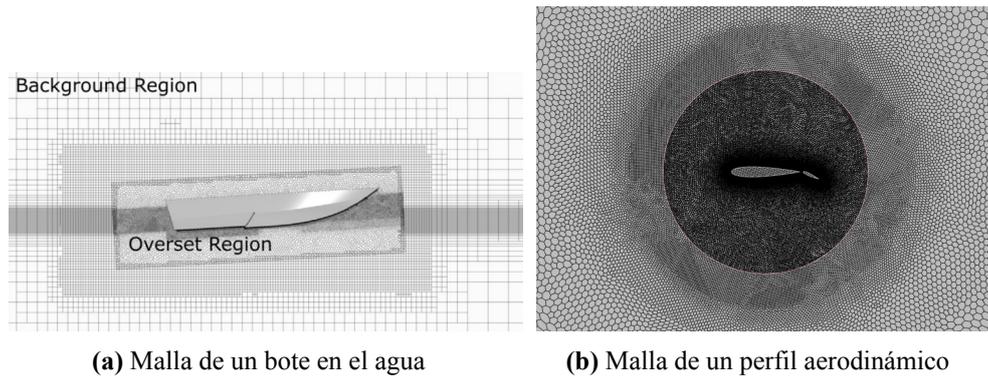
donde: \mathbf{F}_{cor} es la fuerza de Coriolis y \mathbf{u} la velocidad del flujo.

En conclusión, esta técnica de modelado resulta de utilidad para simular flujos en objetos en movimiento como puede ser: turbinas, aerogeneradores, etc; puesto que permite un ahorro de recursos computacionales y de tiempo.

2.3.6. Malla Overset

Una malla *overset* se utiliza para discretizar un dominio con diferentes mallas superpuestas de una manera arbitraria. [26] Algunas aplicaciones de las mallas *overset* son:

- **Movimientos complicados:** Las mallas *overset* son útiles en problemas donde un sólido se mueve en el dominio fluido debido a la interacción con él. Como puede ser el movimiento de un barco en el agua, Figura 2.11a, o problemas aeroelásticos.
- **Estudios paramétricos:** Las mallas *overset* resultan ser muy útiles para estudios de optimización o paramétricos, donde una geometría se recoge en una región *overset* y se coloca en diferentes posiciones, Figura 2.11b.



(a) Malla de un bote en el agua

(b) Malla de un perfil aerodinámico

Figura 2.11: Posibles aplicaciones de una malla *overset*

Una simulación con malla *overset* posee una región (*background*) cubriendo todo el dominio a simular y otra región superpuesta (*overset*) discretizando con mayor detalle el cuerpo en movimiento.

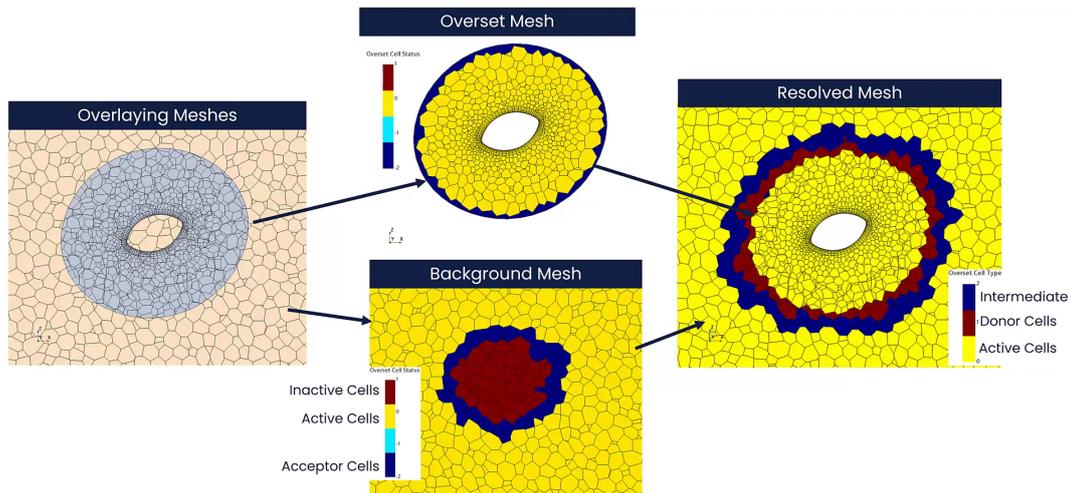


Figura 2.12: Anatomía de una malla *overset* [33]

Cuando se procede a simular el caso, la región del *background* que está solapada con el *overset* queda inactiva, utilizándose en ese espacio las celdas del *overset* para la resolución de las ecuaciones de flujo. En la frontera entre ambas regiones, se realiza un intercambio de información de una malla a otra. Para ello, debe de existir un número de filas de celdas de ambas mallas superpuestas entre sí que participen en el proceso. Estas celdas se denominan *donor cells*, y la calidad de los resultados obtenidos dependerá del número y calidad de estas celdas. Se puede observar lo comentado con mayor detalle en la Figura 2.12.

Capítulo 3

Metodología

En este capítulo se describe en detalle la configuración de la simulación CFD que va a servir de base para realizar los estudios de este proyecto. Como se adelantó en 2.3.1 *Metodología*, se comenzará comentando y justificando cómo se han modelizado las físicas y que *solver* se ha utilizado para la resolución de las ecuaciones. Se continuará describiendo la geometría y los límites del dominio a tener en cuenta, para finalmente, comentar los detalles y justificar la discretización espacial realizada. El *software* utilizado para realizar el CFD es *STAR CCM+* de *Siemens*.

3.1. Configuración del caso

Es importante saber establecer qué hipótesis se van a realizar para abordar el problema, esto incluye cómo se va a modelizar el fluido, que modelo de turbulencia se va utilizar, como se modeliza el movimiento, etc. Se recopila y se justifica a continuación la configuración escogida para simular el funcionamiento de la bomba:

- **Flujo tridimensional:** La simulación será 3D por la propia naturaleza de la geometría.
- **Flujo incompresible:** El fluido a simular es la sangre, el cuál es un fluido incompresible.
- **Flujo newtoniano:** Según lo descrito en 2.2.6 *Propiedades de la sangre*, se establece que se puede modelizar la sangre como un fluido newtoniano debido a que, en la mayor parte del dominio, se cumple que $\dot{\gamma} > 100s^{-1}$. Finalmente, se establece que la sangre se modeliza con una densidad de $\rho = 1060kg/m^3$ y una viscosidad constante de $\mu = 3,5mPa \cdot s$.
- **Flujo turbulento:** Debido a la limitación de recursos para este proyecto, se va modelar la turbulencia mediante RANS. Se ha decidido que, tras lo expuesto en 2.3.2 *Ecuaciones de fluidos*, el modelo de turbulencia utilizado sea $k - \omega SST$. Se ha seleccionado este modelo por ser el que más afinidad presenta con la naturaleza del problema. Es decir, una simulación de flujos internos con altos gradientes de presión y velocidad. Además, se ha observado en estudios que el modelo $k - \omega SST$ es ampliamente utilizado para simular LVAD, por ser el modelo estándar en turbomaquinaria. [2, 11, 19].
- **Flujo estacionario:** Se ha decidido que las simulaciones a realizar para los estudios objetivos sean estacionarias. Para ello, se ha decidido simular el movimiento del rotor mediante la

técnica del MRF, desarrollado en 2.3.5 *Moving Reference Frame MRF*. Para esta decisión se ha tenido en cuenta los recursos computacionales disponibles, pues realizar una simulación transitoria requiere un mayor esfuerzo computacional y no sería asumible el tiempo necesario para ello en este proyecto. Además, según se ha podido comprobar en *Gil et al. (2023)*[2], las soluciones cuasi-estacionarias obtenidas para el HM3 se asemejan razonablemente bien a las transitorias, sobre todo en condiciones nominales.

Se ha decidido realizar igualmente una única simulación transitoria para analizar los resultados y compararlos con los estacionarios, 4.1.3 *Análisis de una simulación transitoria*. Se ha utilizado la técnica de *sliding mesh* para la simulación del movimiento. El paso temporal se ha establecido de forma que el rotor gire 1 grado y se realicen 10 iteraciones por cada paso temporal. Se simularán 50 vueltas de rotor para que la turbulencia se desarrolle y pueda converger a una solución cíclica.

- **Solver acoplado:** Tratándose de un caso en el que se esperan altos gradientes de velocidad se procede a utilizar un *solver* acoplado para la resolución de las ecuaciones del fluido. De esta forma, se obtendrá una solución más precisa de los resultados a costa de invertir recursos computacionales.

3.2. Geometría y dominio

El modelo CAD de la bomba HM3 ha sido proporcionado por el Instituto CMT - Motores Térmicos, consiguiéndose mediante ingeniería inversa. Para ello, se ha utilizado las medidas y observaciones físicas del dispositivo de la literatura existente [2]. El modelo CAD se puede observar en la Figura 3.1 y Figura 3.2. En ellas se puede diferenciar el rotor (azul) del resto del dispositivo (gris) que permanece estático. En la Figura 2.5 se puede observar una representación esquemática del funcionamiento del mismo.

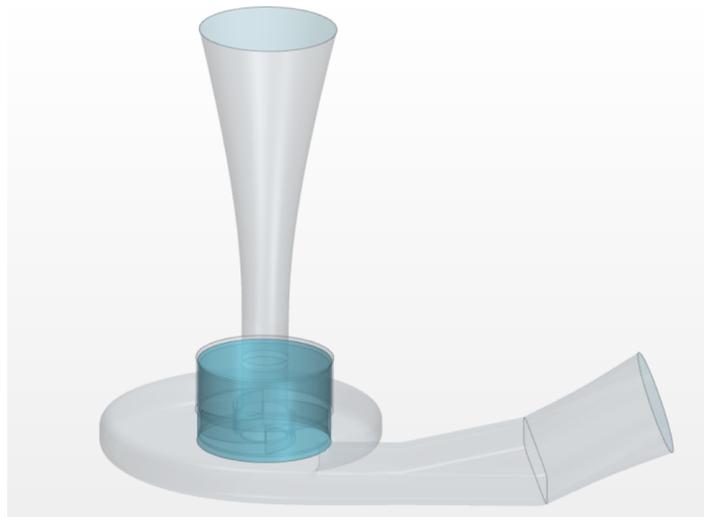


Figura 3.1: Modelo CAD de la bomba HM3: general.

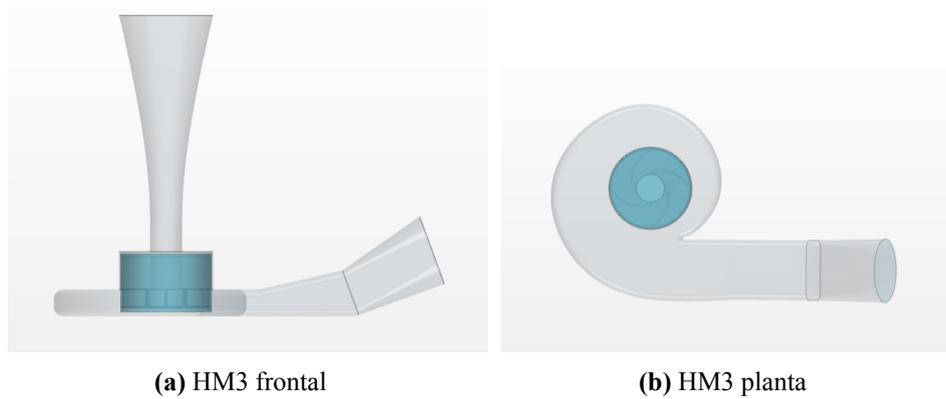


Figura 3.2: Modelo CAD de la bomba HM3: frontal y planta.

Se procede a analizar en detalle las partes de la geometría mostrada. En primer lugar, se encuentra la **región rotatoria**. Esta región está formada por el rotor y un pequeño espacio circundante que girará con él, recogido por la interfaz azul, Figura 3.3. Como ya se ha mencionado, se utilizará la técnica MRF para simular su movimiento.

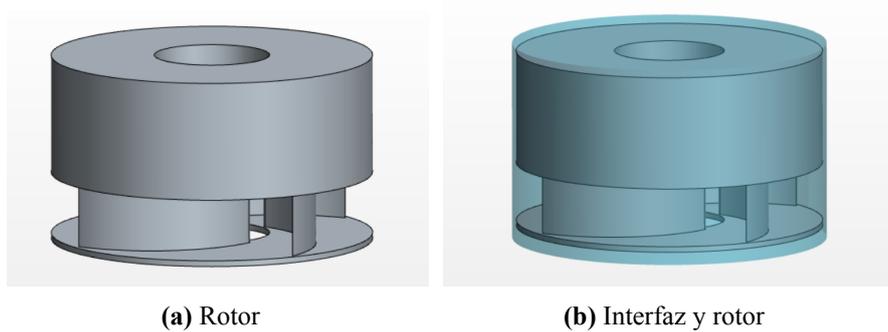


Figura 3.3: Región rotatoria del modelo CAD del dispositivo HM3.

Se encuentra presente, además, una **región estática**. Esta región envuelve a la rotatoria y la conforma el resto de la geometría. La región está compuesta por la carcasa, que contiene el rotor; la voluta, que recoge el fluido que sale del rotor; el canal de entrada al rotor y el canal de salida de la voluta, Figura 3.4.

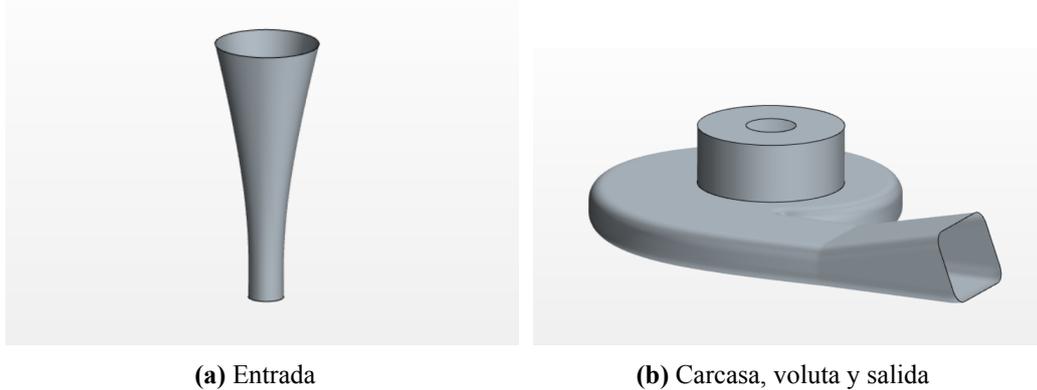


Figura 3.4: Región estática del modelo CAD del dispositivo HM3.

Las principales dimensiones del dispositivo se pueden consultar en la Tabla 3.1.

Parámetro	Símbolo	HM3	Unidades
Diámetro del rotor	D_{imp}	18,7	mm
Diámetro de la entrada	D_{inlet}	19,7	mm
Diámetro de la salida	D_{outlet}	15,2	mm
Holgura axial (superior)	c_{ax}	1	mm
Holgura radial	c_{rad}	0,5	mm

Tabla 3.1: Principales dimensiones del dispositivo HM3. [1]

Para colocar las condiciones de contorno de entrada y salida del fluido, será necesario colocarlas alejadas de la zona de interés. Esto se hace para que el fluido entre y salga desarrollado y no genere interferencias en el campo fluido que se quiere estudiar. En el *TFM* [6], el autor realiza un estudio de independencia de dominio para la bomba cardíaca HVAD. Los resultados muestran que el error cometido por la influencia del *inlet* y el *outlet* eran aceptables hasta una distancia de 2 veces el diámetro del rotor. Por ello, en este estudio, se extruirá la sección de entrada y salida una longitud igual a 4 veces el diámetro del rotor.

El dominio y la geometría a simular queda representado en la Figura 3.5. En él se observa la **extrusión del *inlet***, cuya función es desarrollar el fluido de entrada. Y por otro lado, se encuentra la **extrusión del *outlet***, cuya función es evitar la influencia del *outlet* en la salida de la voluta.

3.2.1. Condiciones de contorno

Las condiciones de contorno se refieren a las condiciones que se establecen en los límites o interfaces del dominio de la simulación para resolver las ecuaciones de flujo. Estas se establecen a continuación:

- **Stagnation Inlet:** Se establece como *inlet* la superficie transversal inicial de la extrusión de la entrada. De esta forma se desarrollará el fluido a través de la extrusión y llegará sin interferencias a la entrada de la región estática. Se define *stagnation inlet* como una condición

de flujo entrante que se define mediante valores de presión, temperatura y dirección.



Figura 3.5: Dominio del dispositivo HM3.

En este caso, se impone una presión igual a la atmosférica. Sin embargo, debido al comportamiento incompresible del fluido, la presión aplicada no afecta al campo fluido por lo que podría aplicarse cualquiera.

- **Outlet:** Se establece como *outlet* la superficie transversal final de la extrusión de la salida. La condición de *outlet* representa una condición de salida del flujo, donde no está permitido un reflujo. Se define explícitamente el flujo másico que atraviesa esta superficie. Este flujo másico será igual a $\dot{m} = \rho\dot{Q}[\text{kg/s}]$.
- **Wall:** Se establece como *wall* todas las superficies impermeables que contienen al fluido. Estas son las superficies del rotor, de la carcasa, de la voluta, de la entrada y de la salida. Se establece que son superficies con la condición de no deslizamiento.

- **Interfaces:** Se utilizan las interfaces para transmitir las soluciones de las ecuaciones entre las diferentes regiones de la simulación. En este caso, existen 2 tipos de interfaces.

El primer tipo se trata de una interfaz interna, la cual une dos regiones dentro del mismo continuo. Se aplica este tipo de interfaz a las superficies que unen la extrusión de la entrada con la región estática y, por otra parte, la superficie que une la región estática con la extrusión de salida. El segundo tipo de interfaz utilizada es la de tipo *overset*. Esta interfaz acopla la región existente con la región superpuesta.

3.3. Mallado

Realizar una correcta discretización espacial del problema es clave para obtener una solución de calidad del campo fluido. A continuación, se mostrará la configuración utilizada para el mallado, así como un estudio de independencia de malla. Por último, se mostrará la discretización que se utilizará para el resto del proyecto junto con un análisis de su calidad.

3.3.1. Configuración de la malla

La malla que se va a utilizar para simular este problema va a ser una malla *overset*, véase 2.3.6 *Malla Overset*. La región rotatoria se establece que será la malla *overset*, mientras que la región estática y las extrusiones de entrada y salida serán el *background*.

Se exponen a continuación las principales características de las mallas utilizadas:

- **Tipo de elemento:** se ha decidido que esté formada por elementos poliédricos. Estos elementos presentan la ventaja de reducir significativamente el número de elementos necesarios para discretizar el problema comparado con los tetraedros. De esta forma, se reduce el esfuerzo computacional y, con él, el tiempo de simulación.
- **Capa prismática:** La altura de la capa prismática estará definida mediante valores absolutos. Tendrá una altura total de $0,075\text{ mm}$ y estará definida por 4 capas tetraédricas, aumentando su espesor con un ratio igual a 1,5 por cada capa. Para justificar la calidad de esta configuración, se ha comprobado en una de las situaciones más desfavorables (bajo flujo) el y^+ y se comprobará que no sobrepase en exceso la unidad. Para la configuración de $\Omega = 7000\text{ rpm}$ y $Q = 2\text{ l/m}$ la distribución de y^+ en la capa prismática es la siguiente:

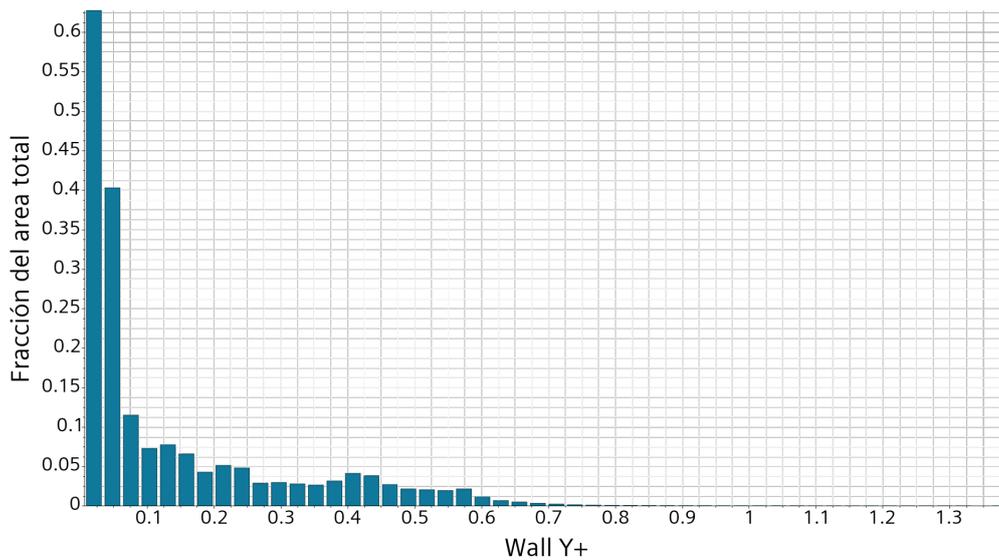


Figura 3.6: Histograma del y^+ en la capa prismática para $\Omega = 7000\text{ rpm}$ y $Q = 2\text{ l/m}$

En la Figura 3.6 se muestra que las celdas que presentan un $y^+ > 1$ para uno de los casos más desfavorables suponen un 0 % del total. De esta forma se concluye que la configuración de **capa prismática** utilizada es **válida**.

- **Tamaño de elemento:** El tamaño del resto de elementos de la malla se definen en relación a un tamaño base. Este tamaño base será el parámetro que se variará durante el estudio de independencia de malla.

Se ha escogido para las celdas de las superficies un ratio de crecimiento igual a 1,3, mientras que para los volúmenes se ha escogido un valor de 1,1. Se han seleccionado estos valores

para asegurar una transición suave y de calidad entre las diferentes zonas del dispositivo. Se ha establecido que la malla de las regiones extruidas estará compuesta por 100 capas de elementos. Dichos elementos serán extrusiones de las celdas presentes en la superficie objetivo de la extrusión.

A continuación, se establecen los tamaños objetivos de los elementos dependiendo de la superficie o del volumen en el que se encuentren. La intención de reducir el tamaño de celda respecto al global es la de tratar de discretizar con mayor exactitud las zonas que presenten mayor complejidad geométrica o mayor interés aerodinámico, como puede ser la de recoger la presencia de grandes gradientes de presión o de velocidad.

Zona	Tipo de control	% del tamaño Base	% mínimo de la Base
Región rotativa	Volumen	7	2
Rotor	Superficie	7	-
Airfoils	Superficie	3	-
Borde de los airfoils	Superficie	5	-
Gap superior, lateral e inferior del rotor	Volumen	3.5	-
Región estática	Volumen	70	5
Voluta inferior	Superficie	15	-
Voluta walls	Superficie	20	-
Carcasa superior	Superficie	7	-
Carcasa lateral	Superficie	3	-
Gap superior, lateral e inferior del rotor	Volumen	3.5	-

Tabla 3.2: Refinamientos utilizados en la malla

3.3.2. Estudios de independencia de malla

Los estudios de independencia forman una parte muy importante del desarrollo de una simulación CFD. Estos estudios evalúan la dependencia de los resultados con la malla, el método numérico u otros parámetros o condiciones utilizadas. Resultan ser muy importantes para validar la precisión y la confianza de los resultados obtenidos, pues tratan de averiguar la estabilidad de los resultados, independientemente de las variaciones del parámetro seleccionado. Los estudios de independencia que se han planteado en este proyecto son tres: de dominio, de modelo turbulento y de malla.

El primero se mencionó en 3.2 *Geometría y dominio*, donde se decidió establecer el *inlet* y el *outlet* a $4 D_{imp}$ de distancia de la bomba. Esta decisión fue basada en el estudio de independencia del dominio que se realizó en el *TFM* [6]. En el mismo *TFM* se realiza otro estudio de independencia del modelo turbulento y, basándose además en la literatura existente [2], se establece que el más preciso es el $k - \omega SST$, como se comentó en 3.1 *Configuración del caso*. Respecto al estudio de independencia de malla, este se desarrolla a continuación.

Independencia de malla

Los resultados obtenidos en una simulación CFD dependen de la resolución de la malla utilizada. Es lógico pensar que a mayor resolución, mayor precisión de los datos obtenidos. Sin embargo, esto viene acompañado de un mayor esfuerzo computacional. Resulta necesario averiguar a partir de qué resolución de la malla los resultados se pueden considerar independientes, es decir, que alcancen una tendencia asintótica respecto al número de celdas utilizadas.

Habiendo ya fijado el tamaño de la capa prismática y habiendo colocado los refinamientos de las zonas de interés en función de un tamaño base, se procede a realizar un barrido de simulaciones variando dicho tamaño. A través de este estudio, se alcanzará una solución de compromiso. Un compromiso basado en el equilibrio entre precisión de los resultados y los recursos computacionales utilizados.

A continuación, se presenta una descripción de las mallas analizadas, junto con el valor de la eficiencia obtenida. La eficiencia se considerará como la variable de control para evaluar la dependencia de los resultados con la resolución de la malla utilizada.

Malla	Tamaño elemento [mm]	Nº Elementos [Millones]	η [-]	Error relativo [%]
Malla 0	1.5	18.4	0.439	-
Malla 1	2	9.02	0.441	0.4 %
Malla 2	3	3.44	0.415	5.4 %

Tabla 3.3: Datos y resultados del estudio de independencia de malla

En la Tabla 3.2 se ha añadido el error relativo cometido en el cálculo de la eficiencia de cada malla, tomando de referencia el resultado obtenido en la Malla 0. Se ha tomado como referencia esta malla, pues al ser la más refinada se considera la más precisa del estudio. Teniendo en cuenta los errores cometidos y el número de elementos de cada malla, se establece que la malla que presenta un equilibrio entre precisión y esfuerzo computacional es la **Malla 1**. Por tanto, se establece que la malla definitiva para realizar los estudios posteriores sea esta.

3.3.3. Malla definitiva

Se muestra a continuación la malla definitiva para realizar los estudios del presente proyecto. Se ha utilizado una sección vertical y otra horizontal para su representación. Además, se mostrarán y se comentarán los análisis de calidad de malla realizados.

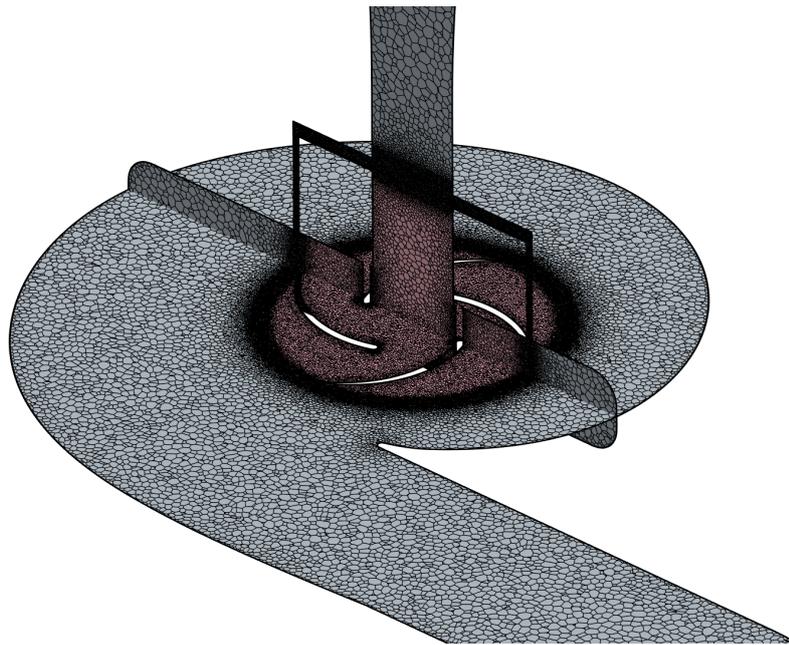


Figura 3.7: Escena malla general

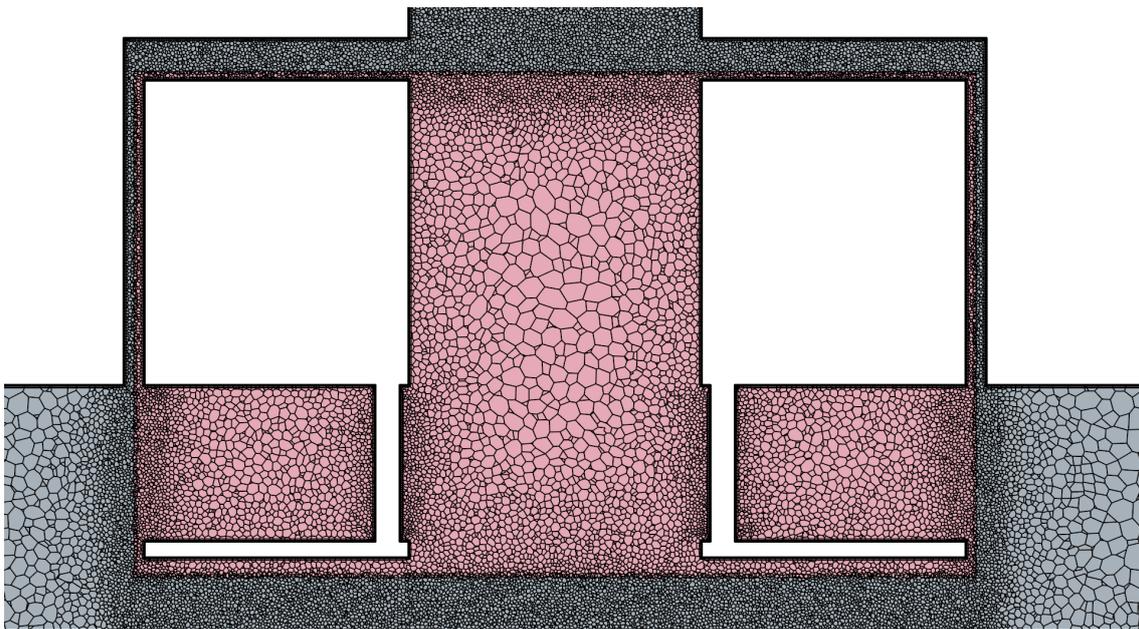


Figura 3.8: Escena malla rotor

En la Figura 3.8 y en la Figura 3.9 se presenta la configuración *overset* de la malla. Las *donor cells* se encuentran en la frontera entre la región rotatoria y el *background*. Se distinguen respecto al resto de celdas por presentar un tono rojizo más oscuro. Se concluye que la disposición *overset* presenta la calidad suficiente para transmitir la información numérica de una malla a otra durante la simulación.

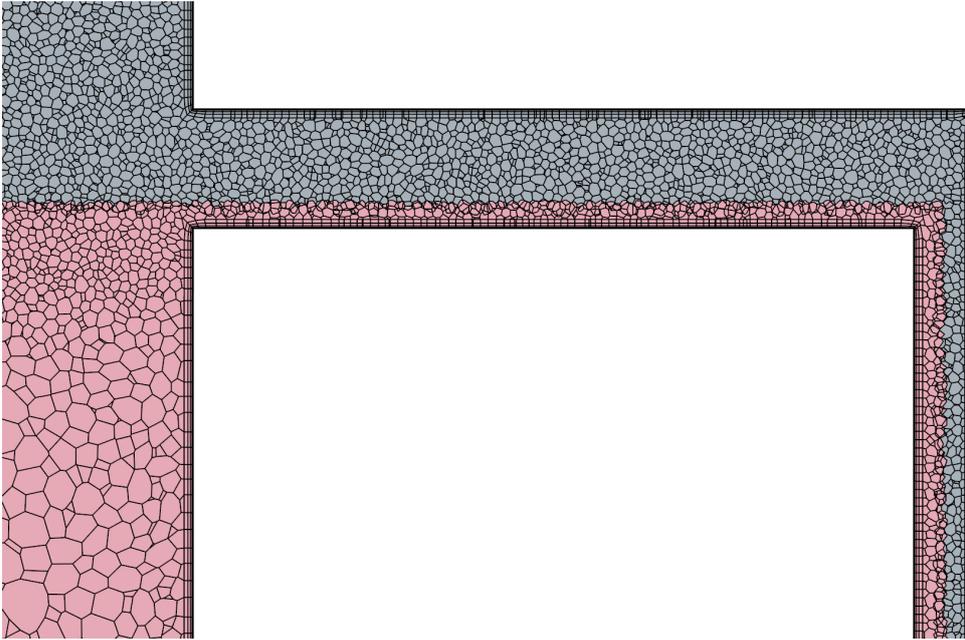


Figura 3.9: Escena malla gap

Calidad de la malla

Comprobar la calidad de la malla es necesario durante la configuración de una simulación CFD. La calidad de una malla desempeña un papel importante en la precisión y en la estabilidad del cálculo numérico. Para evaluar la calidad, es importante tener en cuenta conceptos como la distribución y la forma de las celdas. A continuación, se desarrollarán y se comentarán los conceptos que se van a considerar para validar la malla obtenida.

De manera general, se han considerado los siguientes factores: densidad de malla, distribución de la misma y la calidad de la capa prismática. Se ha elevado la densidad de elementos en las zonas donde se esperan altos gradientes en el flujo y en la zona donde se encuentra la frontera del *overset*, para ello se han utilizado los refinados. Además, configurando la malla se ha impuesto un ratio de crecimiento aceptable para evitar una diferencia de tamaño excesivo entre celda y celda en las zonas con altos gradientes de densidad. Por último, se ha establecido una altura de capa prismática adecuada para el modelo de turbulencia utilizado. Sin embargo, aunque la configuración seleccionada puede parecer buena, hay que comprobar los resultados de estas indicaciones, pues *Star CCM+* puede no haber cumplido las especificaciones en algunas zonas del dominio. Es por ello que se procede a analizar la malla más en detalle.

De manera local, considerando las celdas individualmente, hay que tener en cuenta una serie de factores como son: la calidad, el cambio de volumen y la oblicuidad (*skewness*) de las celdas [26]. Estos términos, junto con su valoración en la malla definitiva, se muestran a continuación:

- **Calidad de la celda:** Se estima la calidad de una celda teniendo en cuenta la distribución geométrica de los centroides de la propia celda y la de sus vecinas, además de su orientación. Generalmente, una celda con caras no ortogonales se trata de una celda con mala calidad. Se puede observar la diferencia entre una celda de buena y mala calidad en la Figura 3.10.

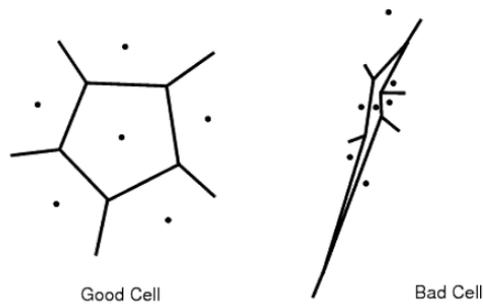


Figura 3.10: Calidad de una celda

Se considera que una celda es perfecta si presenta una calidad igual a 1. Una celda se aproxima a 0 cuanto más distorsionada esté. Se considera que una celda es mala si presenta una calidad menor que 10^{-4} . Habiendo establecido los criterios de evaluación, se muestra en la Figura 3.11 la calidad de la malla definitiva.

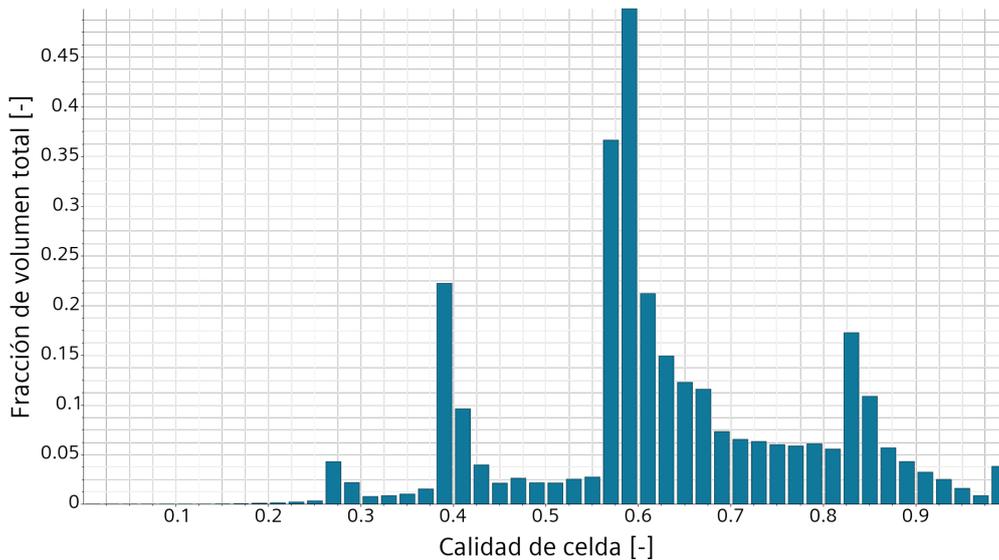


Figura 3.11: Histograma de la calidad de las celdas en la malla

En la Figura 3.11 se puede observar que todas las celdas que conforman la malla presentan una calidad mayor que 10^{-4} . Desde el punto de vista de la **calidad de celda**, la malla es **válida**.

- Cambio de volumen:** Este parámetro describe el cambio de volumen que hay entre una celda y su vecina más grande. Está relacionado con la distribución de la malla, ya que es importante que el cambio de tamaño entre dos zonas de alta y baja densidad de celdas no sea excesivo. Se puede observar la diferencia entre un cambio de volumen bueno y malo en la Figura 3.12.

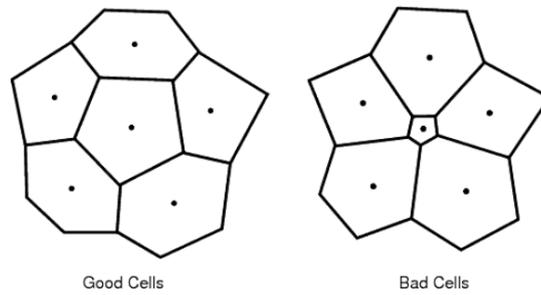


Figura 3.12: Cambio de volumen entre celdas

Un valor igual a 1 en el parámetro de cambio de volumen implica que la celda presenta el mismo o mayor volumen que sus circundantes. Este valor ira disminuyendo a medida que la celda presente menos volumen que sus vecinas. Un cambio excesivo de volumen entre celdas puede causar inexactitudes e inestabilidades en el *solver*. Se considera que un cambio de volumen menor que 0,01 no es apropiado. Se muestra en la Figura 3.13 la distribución de cambios de volumen para todas las celdas de la malla utilizada.

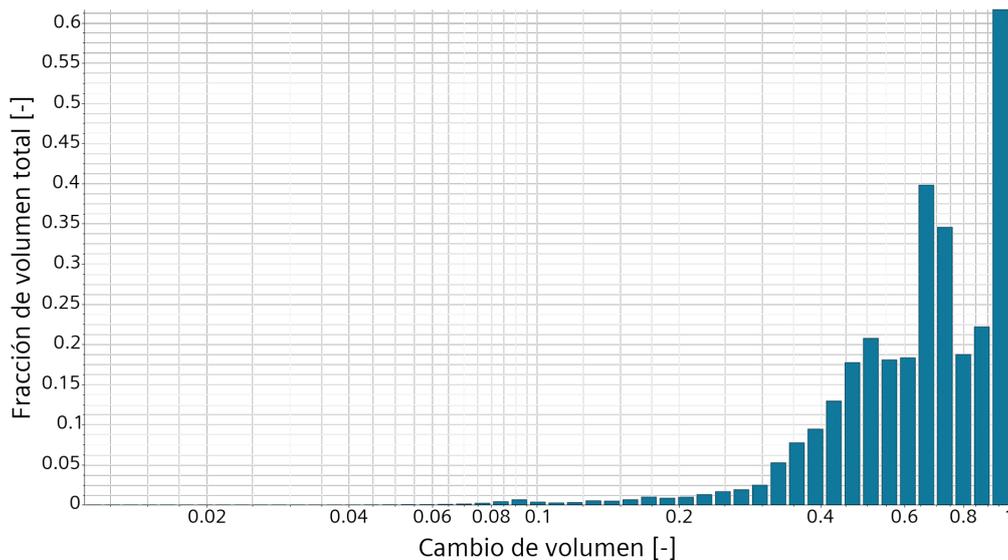


Figura 3.13: Histograma del cambio de volumen en la malla

En la Figura 3.13 se puede observar que todas las celdas que conforman la malla presentan una cambio de volumen por encima de 0,01. Desde el punto de vista del **cambio de volumen** entre celdas, la malla es **válida**.

- **Skewness:** Se utiliza para determinar si las celdas ubicadas a cada lado de una cara están presentes de una manera que permita una difusión adecuada de las propiedades del fluido sin que estas se vuelvan inestables. Idealmente interesa que las celdas se distribuyan de una manera uniforme y equilibrada. Este parámetro se muestra a través del ángulo θ , el cuál se calcula como se muestra en el siguiente diagrama:

Como se puede observar, θ representa el ángulo entre el vector normal de la cara conjunta a

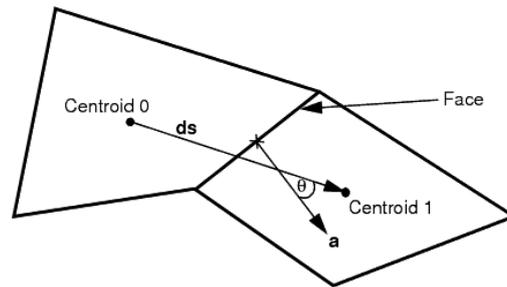


Figura 3.14: *Skewness* de una celda

y el vector que conecta ambos centroides ds . Un ángulo igual 0° indica una malla perfectamente ortogonal. Se considera que una celda es mala cuando presenta un θ mayor que 85° . Se muestra a continuación la distribución de este parámetro en la malla utilizada:

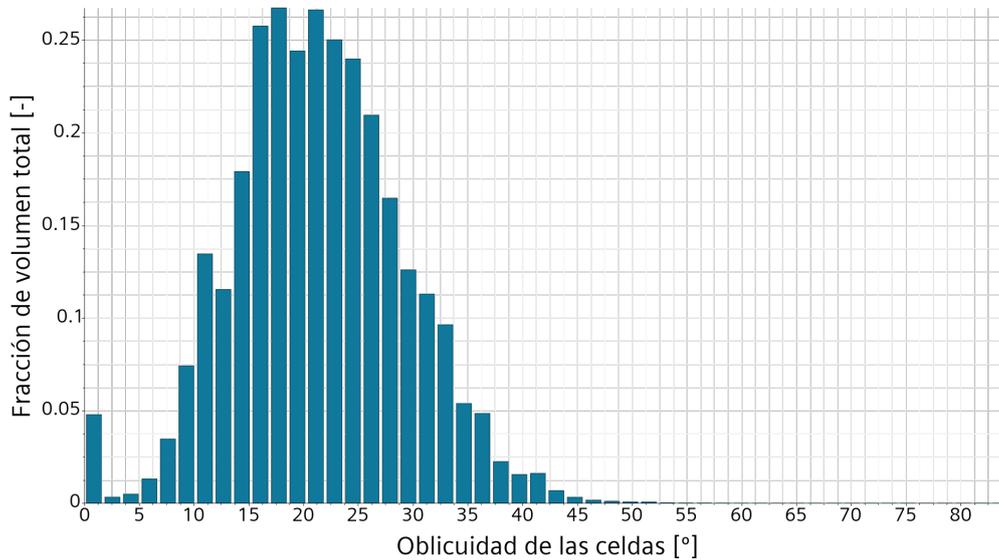


Figura 3.15: Histograma del *skewness* en la malla

En la Figura 3.15 se puede observar que todas las celdas que conforman la malla presentan un θ menor que 85° . Desde el punto del *skewness*, la malla es **válida**.

Capítulo 4

Resultados y discusión

En este capítulo se presentarán y se comentarán los estudios realizados en este proyecto, así como los resultados obtenidos en cada uno de ellos. En primer lugar, se analizará en detalle el campo fluido y la hemólisis desarrollada para una configuración de velocidad de rotación y caudal determinados. Posteriormente, se obtendrán los mapas de operación del dispositivo HM3 para la posición natural del rotor. Se adjuntarán otros tipos de estudios como son la realización de una simulación transitoria, un análisis adimensional de los resultados y una validación de los mismos. Finalmente, se realizará un barrido de posiciones verticales del rotor para realizar una comparación de las prestaciones calculadas con las obtenidas en su posición natural.

4.1. Prestaciones del HM3 en la posición natural del rotor

Se estudiarán las prestaciones del dispositivo en la posición natural del rotor, es decir en la posición en la que por diseño está colocado el mismo. En primer lugar, se analizará en detalle un punto de funcionamiento de la bomba. Posteriormente, se obtendrá y se analizarán las prestaciones del mapa de operación. Finalmente, se compararán los resultados obtenidos con la literatura para proceder a su validación.

4.1.1. Análisis de un punto de funcionamiento

Se procede a mostrar los resultados obtenidos para una velocidad de rotación de 6000 *rpm* y un caudal de 5 *l/m*. Se analizará el campo de velocidades resultante, la distribución de presiones, la distribución del escalar de esfuerzos cortantes y, por último, la distribución de hemólisis en el dispositivo. La finalidad de mostrar todos estos resultados es la de analizar la relación entre ellos y conocer mejor el funcionamiento de la bomba.

Para visualizar las características del campo fluido en la bomba se va a utilizar una representación llamada *blade to blade*. Este tipo de visualización es común para analizar las turbomáquinas y muestra un plano horizontal que atraviesa los perfiles, "desenvuelto". Se puede observar esta técnica en la Figura 4.1.

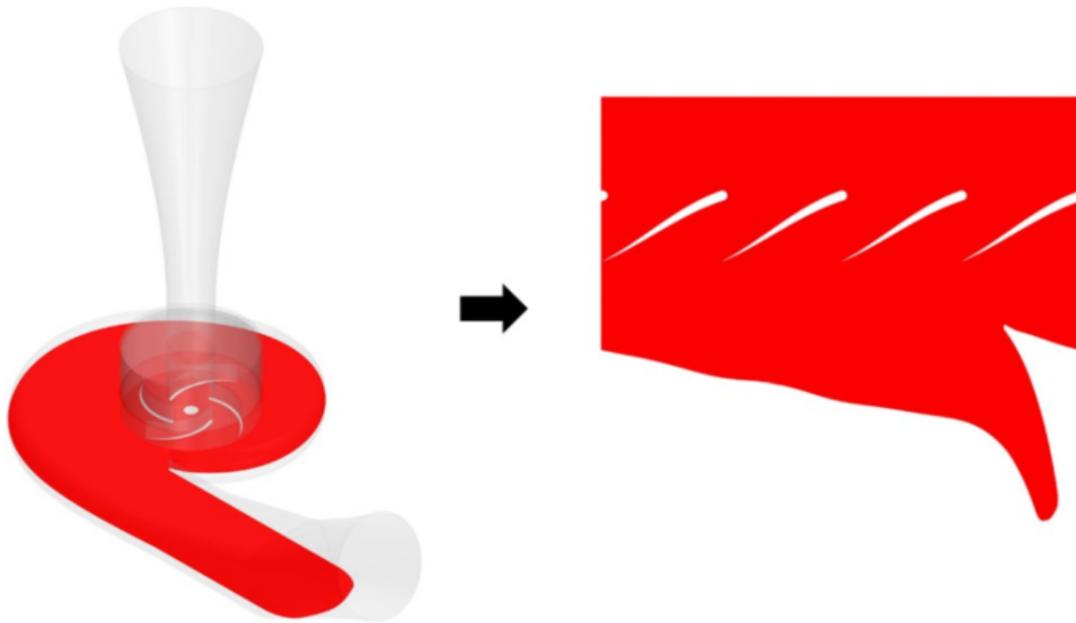


Figura 4.1: Superficie "desenvuelta" del plano medio para el plano *blade to blade* del dispositivo HM3

Velocidades

Se muestra una sección horizontal, Figura 4.2; una vista 3D, Figura 4.3; y la representación *blade to blade*, Figura 4.4, del campo de velocidades relativas. Se representa la velocidad relativa con la intención de observar mejor las zonas de recirculación en todas las regiones.

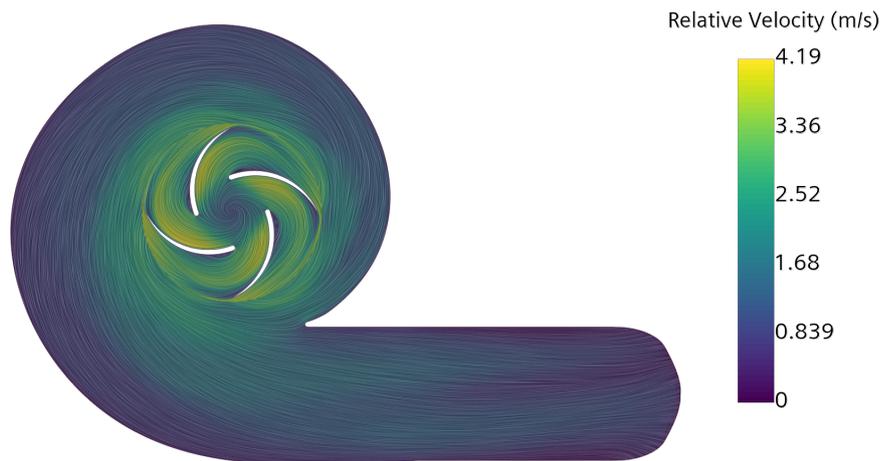


Figura 4.2: Representación de la velocidad relativa en la sección horizontal para $\Omega = 6000 \text{ rpm}$ y $Q = 5 \text{ l/m}$

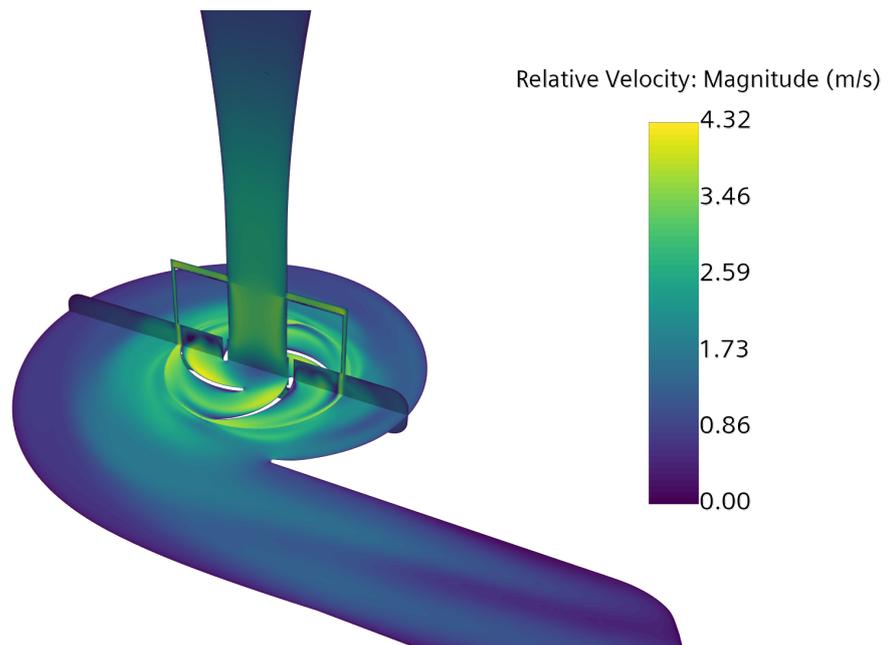


Figura 4.3: Representación 3D de la velocidad relativa para $\Omega = 6000 \text{ rpm}$ y $Q = 5 \text{ l/m}$

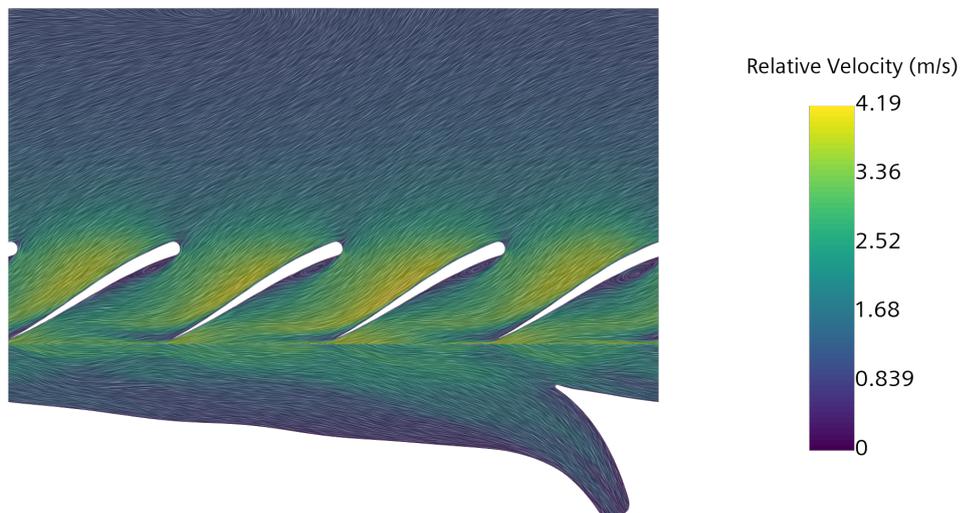


Figura 4.4: Representación *blade to blade* de la velocidad relativa para $\Omega = 6000 \text{ rpm}$ y $Q = 5 \text{ l/m}$

En primer lugar, en la Figura 4.3, se observa el recorrido que realiza el fluido a través de la bomba. Resulta evidente pero se comprueba que el fluido, en efecto, fluye por la misma. La sangre entra por el canal vertical en dirección al rotor. Ya en él, el fluido aumenta su energía cinética a causa de a la energía aplicada al rotor y, finalmente, evacua el dispositivo por el canal de salida reduciendo su velocidad.

Entrando en detalle, se puede observar que la velocidad relativa en la región estática es igual a

la absoluta, puesto que está referenciada a las paredes estáticas de la voluta. Sin embargo, en la región rotatoria, la velocidad relativa está representada respecto al MRF y, por tanto, se observa en la Figura 4.2 que va en sentido contrario. La discontinuidad observada aguas-abajo de los perfiles se trata de la interfaz entre las regiones estática y rotativa.

En la Figura 4.2 y en la Figura 4.4 se representa claramente la existencia de zonas de recirculación entre los perfiles. Además, en el codo de la voluta con el canal de salida se puede observar otra pequeña zona de recirculación. Hay que tener en cuenta estas zonas durante el diseño, pues a largo plazo es donde se depositan las plaquetas y son responsables de la formación de trombos. Se puede observar claramente este efecto en el artículo [1] con imágenes reales y de CFD. Además, la presencia de recirculaciones viene acompañada de la presencia de esfuerzos cortantes, como se verá más adelante.

Observando el campo de velocidades en el plano vertical y representando los vectores de velocidad, Figura 4.5, se es capaz de ver que el canal secundario que se forma entre la carcasa y rotor no genera pérdidas. Es decir, el fluido al entrar en la bomba no se desvía por este hueco, sino todo lo contrario. Este fenómeno resulta ser muy interesante pues, en las turbomáquinas, estos huecos suelen ser fuente de pérdidas de punta de pala. El fluido una vez aguas abajo de los perfiles del rotor vuelve a entrar al mismo por el canal secundario mencionado y por el hueco de la zona inferior. Se analizará el campo de presiones en la siguiente sección para explicar este fenómeno.

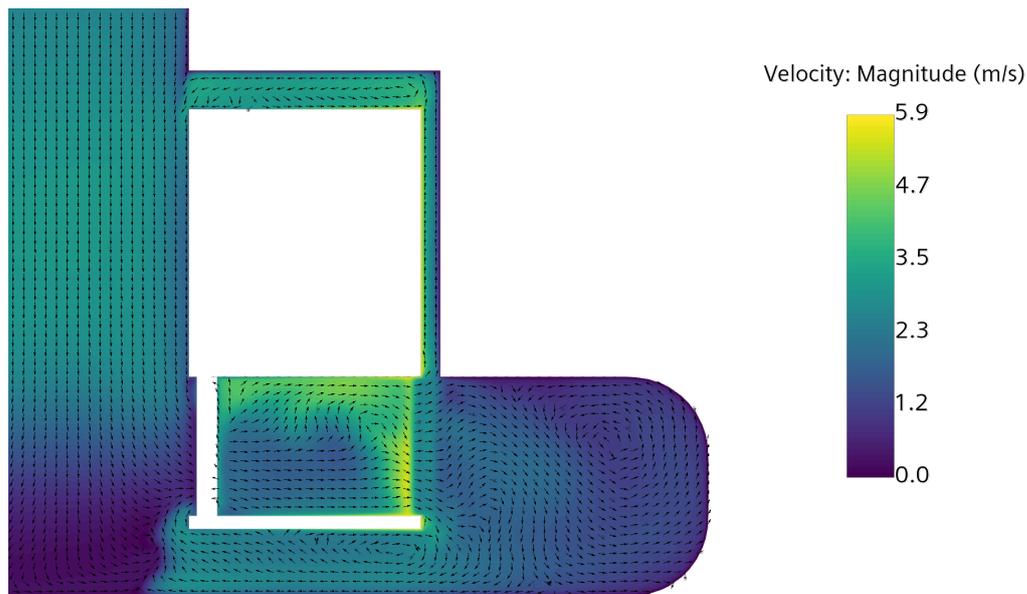


Figura 4.5: Representación de la velocidad en la sección vertical del rotor para $\Omega = 6000 \text{ rpm}$ y $Q = 5 \text{ l/m}$

Distribución de presiones

Se muestra una vista 3D de la distribución de presiones totales en el dispositivo en la Figura 4.6.

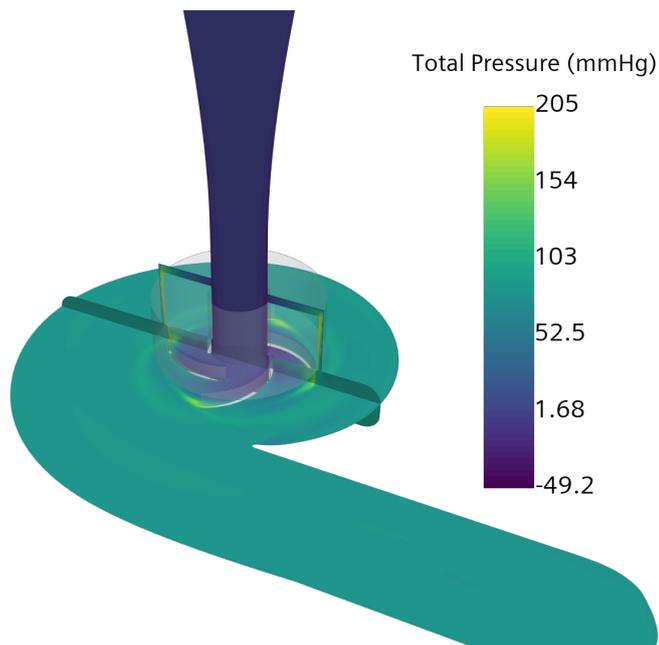


Figura 4.6: Representación 3D de la presión total para $\Omega = 6000 \text{ rpm}$ y $Q = 5 \text{ l/m}$

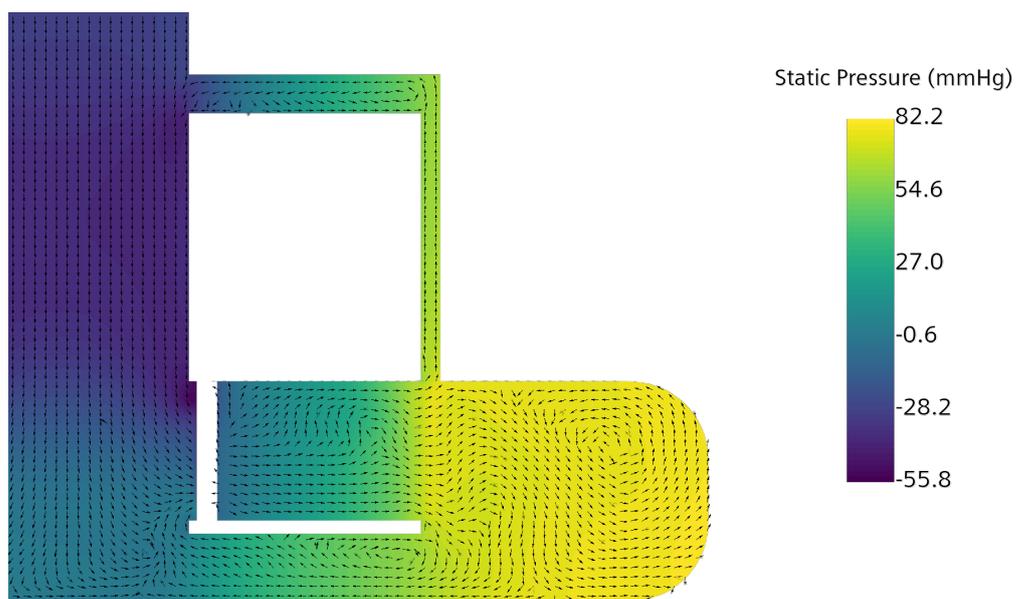


Figura 4.7: Representación de la presión y vectores de velocidad en la sección vertical del rotor para $\Omega = 6000 \text{ rpm}$ y $Q = 5 \text{ l/m}$

En la Figura 4.6 se puede observar el incremento de presión producido por el dispositivo HM3. Obtener este incremento es uno de los objetivos principales de esta bomba, pues es una de las funciones del corazón que trata de reemplazar. Si la bomba no es capaz de generar la presión arterial necesaria, la sangre no podrá llegar a todos los rincones del cuerpo. Relacionando el campo de velocidades con el de presiones (Figura 4.3 y Figura 4.6) se observa que, aguas abajo, el aumento

de velocidad debido al aporte de energía del rotor se transforma en un aumento de presión del fluido. Esto es el resultado de disminuir su velocidad a través del canal de salida en forma de difusor.

En la Figura 4.7 se representa la distribución del campo de presiones en la sección vertical del rotor, al mismo tiempo que los vectores de velocidad. Analizando esta imagen, se observa que el aumento de cantidad de movimiento producido por el rotor consigue una zona de alta presión en la voluta. Esto, combinado con la zona de baja presión que se forma en el centro del rotor, hace que se generen unos flujos secundarios de sangre que devuelven el fluido al rotor. Más específicamente, estos canales son: el hueco entre carcasa y rotor y la holgura existente debajo del mismo.

Distribución de esfuerzos cortantes

Se muestra en detalle la representación del hueco presente entre rotor y carcasa y una vista 3D de la distribución del escalar de tensiones cortantes τ definido en la Ecuación 2.15, Figura 4.9 y Figura 4.8, respectivamente.

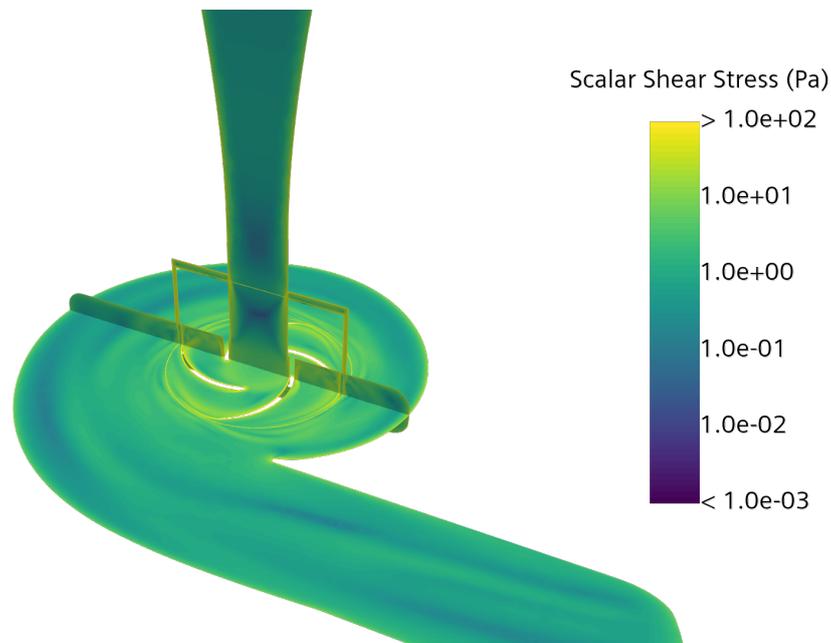


Figura 4.8: Representación 3D de la tensión de cortadura para $\Omega = 6000 \text{ rpm}$ y $Q = 5 \text{ l/m}$

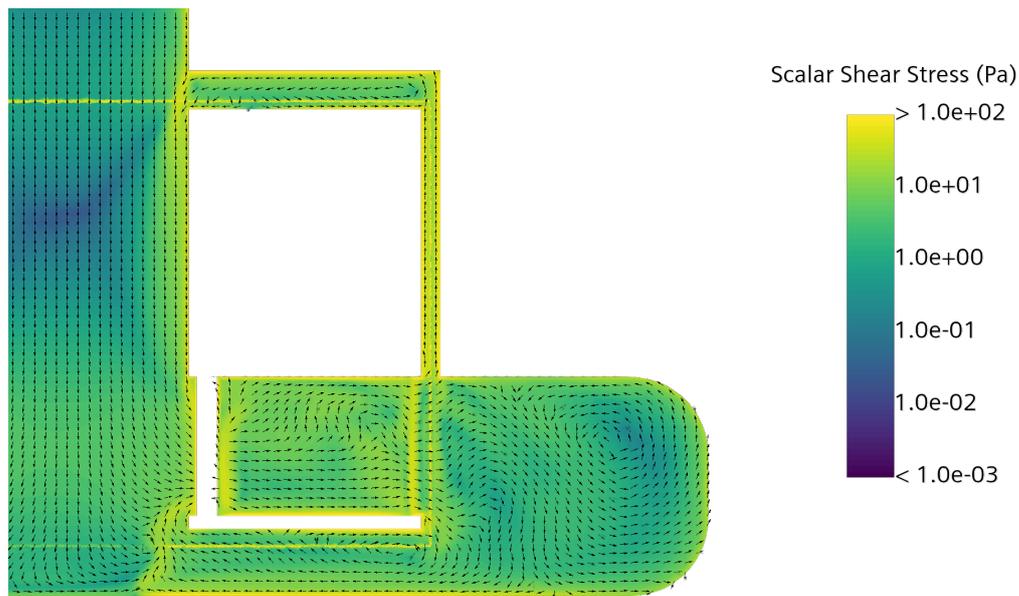


Figura 4.9: Representación detalle del escalar de la tensión de cortadura para $\Omega = 6000 \text{ rpm}$ y $Q = 5 \text{ l/m}$

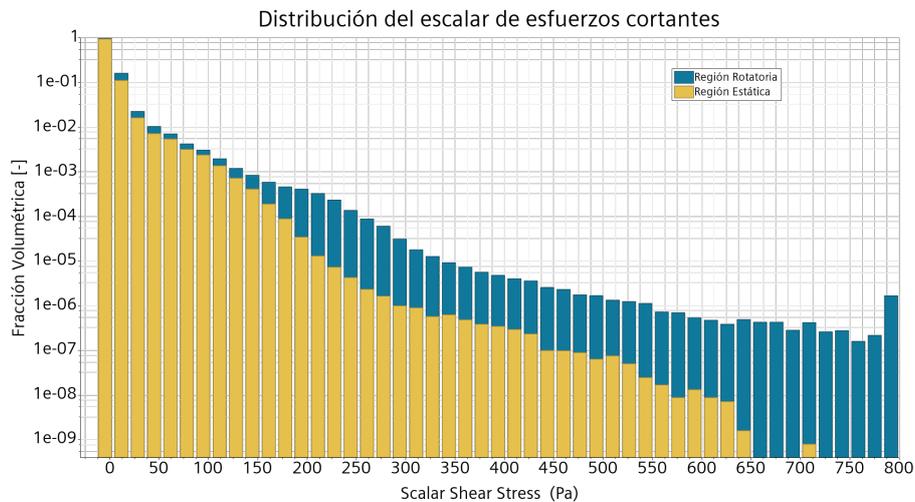


Figura 4.10: Fracción volumétrica del escalar de esfuerzos cortantes para $\Omega = 6000 \text{ rpm}$ y $Q = 5 \text{ l/m}$

Como se ha desarrollado en 2.2.5 *Hemólisis*, las zonas con altos gradientes de velocidad están expuestas a altos valores de τ , como se puede extraer de la Ecuación 2.13. Se observa en la Figura 4.8 y en la Figura 4.9 que las zonas de altos esfuerzos cortantes se concentran principalmente cerca de las perfiles del rotor, en el hueco entre rotor y carcasa y en las paredes del rotor. La aparición de altos valores de τ en los perfiles se debe al aumento de velocidad producido por los mismos. Mientras que los que aparecen en el hueco y en las paredes se deben a la condición de no deslizamiento en la pared, ver 2.3.4 *Modelado de la capa límite*. Se observa una discontinuidad entre carcasa y pared, se trata de la frontera entre la región rotatoria y estática del *overset*. Se realizó una consulta

a *SIEMENS* por parte del Insitituto CMT, como conclusión se relacionó dicha discontinuidad a un problema de visualización debido a las derivadas de las ecuaciones de fluidos en los casos *overset*.

En la Figura 4.10 se representa la fracción volumétrica del escalar de esfuerzos cortantes en el dispositivo, clasificados según la región rotativa y estática. En ella se puede observar que, efectivamente, las zonas con mayores esfuerzos tangenciales se concentran en la región que involucra al rotor

Hemólisis

Se muestra en detalle la representación del hueco presente entre rotor y carcasa, Figura 4.12 y una vista 3D, Figura 4.11 de la aparición de hemólisis en el dispositivo.

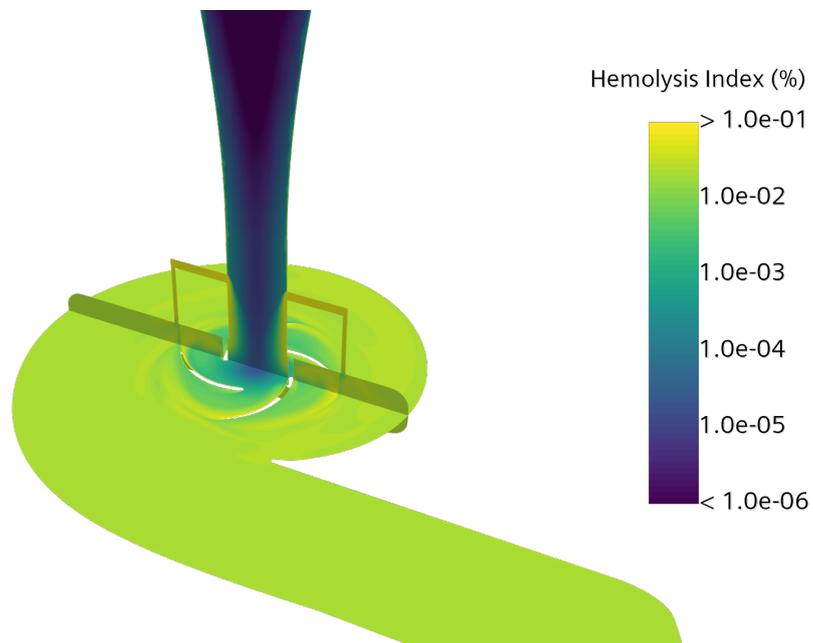


Figura 4.11: Representación 3D de la hemólisis para $\Omega = 6000 \text{ rpm}$ y $Q = 5 \text{ l/m}$

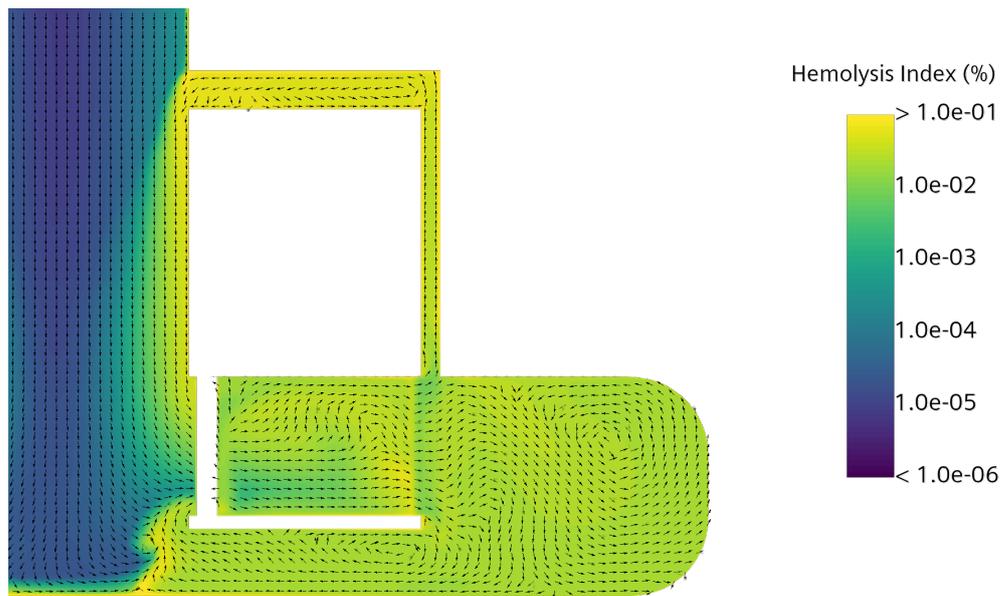


Figura 4.12: Representación detalle de la hemólisis y vectores de velocidad para $\Omega = 6000 \text{ rpm}$ y $Q = 5 \text{ l/m}$

En la Figura 4.11 se puede observar las regiones que más daño sanguíneo producen. Tal y como se ha desarrollado en teoría, las zona donde más hemólisis se produce es en la ranura entre carcasa y rotor, seguido de las paredes interiores del rotor y las zonas cercanas a los perfiles. En la voluta se puede observar un alto nivel de hemólisis debido a que el fluido que hay en esta zona ya ha pasado por el rotor y/o por los gaps, donde se ha producido hemólisis. Es decir, el nivel de hemólisis es alto aguas-abajo del rotor. Resulta interesante comparar esta imagen con la Figura 4.8 para comprobar la relación de los esfuerzos cortantes con la hemólisis, respectivamente. El valor de hemólisis que se tendrá en cuenta para representar los puntos de operación será aquél que se produzca en la salida de la voluta, puesto que es un indicador del nivel de hemólisis en la sangre tras pasar por el dispositivo. Analizando la distribución de hemólisis, Figura 4.11, junto con los vectores de velocidad, Figura 4.12, se puede observar cómo las zonas de recirculación y altos gradientes de velocidad coinciden con las zonas donde se genera más hemólisis.

Analizando en detalle la Figura 4.12 se puede observar que una zona clave en la producción de hemólisis es la holgura entre carcasa y rotor. Esto se debe a que la holgura presenta unas medidas muy reducidas, lo cual produce altos gradientes de velocidad debido al alto régimen de giro del rotor y la posición estática de la carcasa. Todo esto termina causando unas tensiones cortantes muy altas que son perjudiciales para la sangre.

Se representa en la Figura 4.13 la fracción volumétrica de hemólisis en el dispositivo, clasificados en región rotativa y estática. En esta figura se puede observar que la zona donde se encuentran los mayores niveles de hemólisis es en la región estática, a pesar de que la zona donde se producen los mayores niveles de esfuerzos cortantes es en la región rotatoria. El nivel de hemólisis en la voluta y aguas-abajo es muy alto debido a que el fluido ya ha atravesado todas las zonas donde se ha producido la hemólisis. Por ello, la sangre en estas zonas ya está dañada.

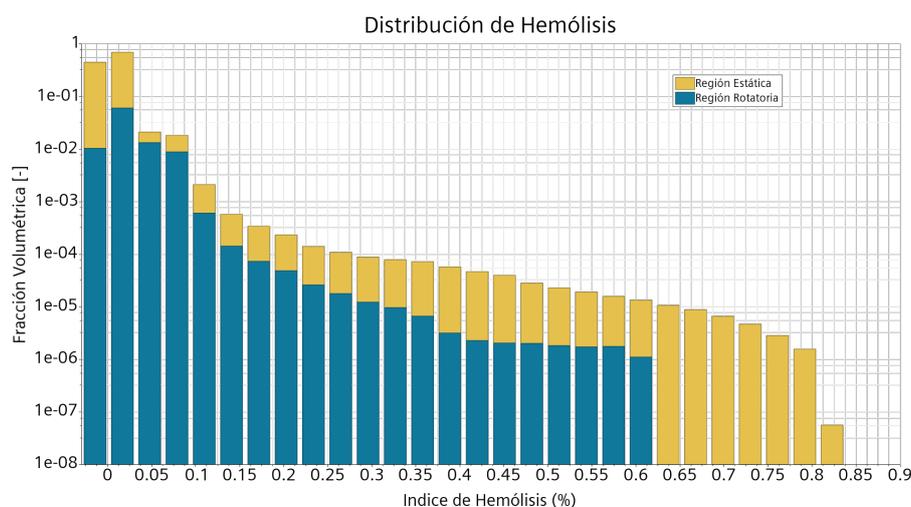


Figura 4.13: Fracción volumétrica de los valores de hemólisis

4.1.2. Análisis del mapa de operación

Como se ha desarrollado en la 2.1.2 *Curvas características*, se mostrarán los mapas de operación del HM3. En primer lugar, habrá que obtener las curvas características que recogen las prestaciones de la bomba en diferentes puntos de funcionamiento. Posteriormente se combinarán varias de estas curvas para una mejor representación, donde se visualizarán las curvas de iso-rendimientos y demás parámetros.

Para la obtención de los resultados expuestos en esta sección se, han simulado 20 puntos de funcionamiento. Para ello, se han variado tanto la velocidad de rotación y como el caudal entrante. Se exponen a continuación las curvas características de eficiencia, Figura 4.14a ; del salto de presiones obtenido, Figura 4.14b; y de la potencia necesaria para mover el rotor, Figura 4.14c; en función del caudal de sangre entrante y varias velocidades de rotación.

En primer lugar, en la Figura 4.14a, queda representada la curva característica de la eficiencia. En ella se observa que para cada régimen de funcionamiento existe un caudal óptimo donde la eficiencia es máxima. Además, la eficiencia máxima aumenta a medida que la velocidad de rotación aumenta. La existencia de un máximo en la eficiencia implica la existencia de un óptimo entre la energía aprovechada por el fluido, reflejada en el salto de presiones; y la potencia aplicada para mover el rotor. Los valores de eficiencia obtenidos reflejan que más de la mitad de la energía utilizada para mover el rotor no se ha utilizado para mover el fluido, sino que se ha perdido en forma de fricción y vorticidad.

La Figura 4.14b representa el salto de presiones obtenido para cada punto de operación simulado. Observando la imagen, se puede extraer que el salto de presiones aumenta a medida que se eleva el régimen de giro o al disminuir el caudal de sangre. Resulta interesante tener en cuenta que la pendiente aumenta en caudales altos y disminuye en los bajos. Interesan pendientes pronunciadas ya que la sensibilidad de variación del flujo debido a cambios en la presión arterial del paciente será menor. Ya que es preferible que el caudal no cambie excesivamente cuando la presión arterial varíe, puesto que se prefiere que $Q \sim 5l/m$.

Finalmente, de la Figura 4.14c se extrae que para hacer girar el rotor a mayor velocidad y hacer

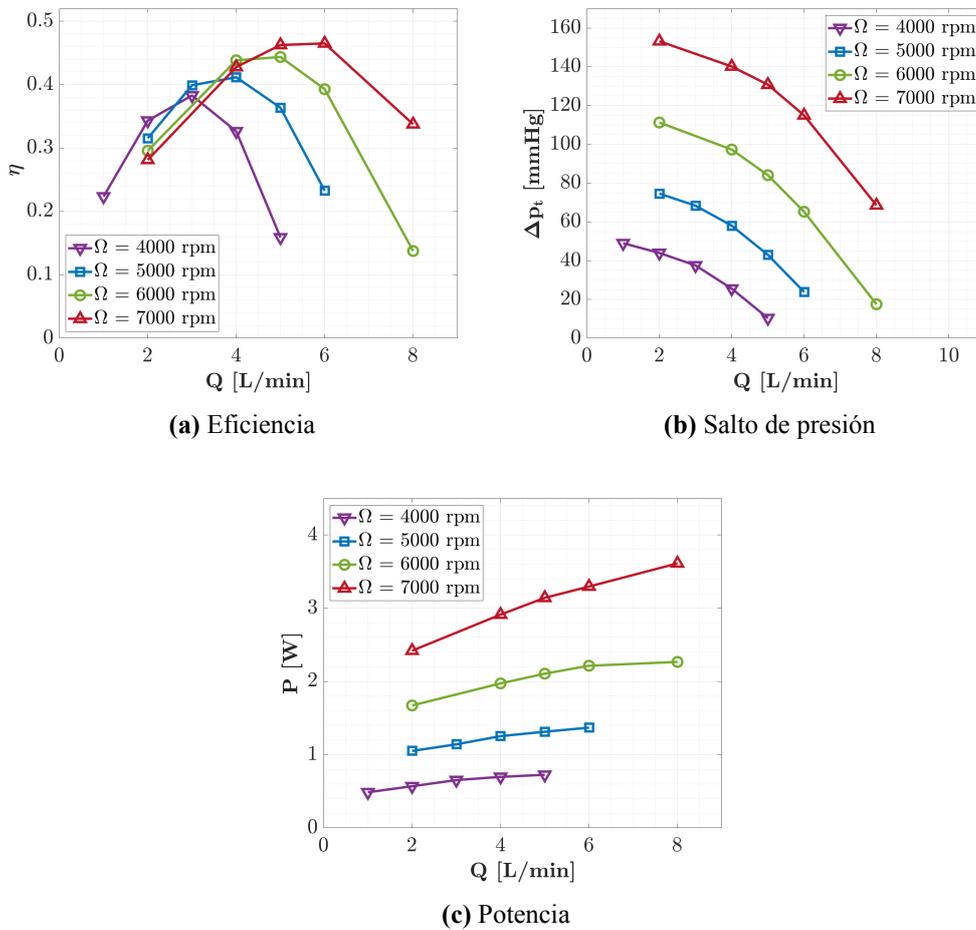


Figura 4.14: Curvas características de la bomba HM3: eficiencia, salto de presiones y potencia en función de las condiciones de operación (caudal y régimen de giro)

fluir más cantidad de sangre es necesario invertir más potencia en el dispositivo. Se puede observar que los parámetros presentan las mismas tendencias que se mostraron en teoría, Figura 2.3.

Resulta práctico representar varios de estos parámetros en una misma gráfica utilizando líneas de contornos. De esta forma, es posible representar líneas de iso-rendimiento e iso-régimen teniendo en cuenta los parámetros de salto de presiones y potencia. Estas representaciones se exponen en la Figura 4.15 y Figura 4.16, respectivamente.

El motivo principal de representar el mapa de operación de una bomba, como se muestra en la Figura 4.15, es conocer con facilidad dos de los parámetros más importantes, ΔP_t y η , al establecer unas condiciones de funcionamiento: Ω y Q . Pero, en el caso que se presenta en este estudio, el planteamiento resulta ser al revés. Gracias a este mapa, es posible averiguar cuál es la velocidad de rotación adecuada y su rendimiento si se le exige al dispositivo la presión arterial y el caudal de sangre que necesita el paciente para su supervivencia.

En condiciones normales, una persona de 70 kg necesita un $\Delta P_t = [80 - 120] \text{ mmHg}$ y un flujo de sangre en torno a 5 l/m [34]. La presión arterial requerida por el paciente es cambiante con el tiempo, el corazón puede adaptarse a estos requisitos a tiempo real y puede variar el rit-

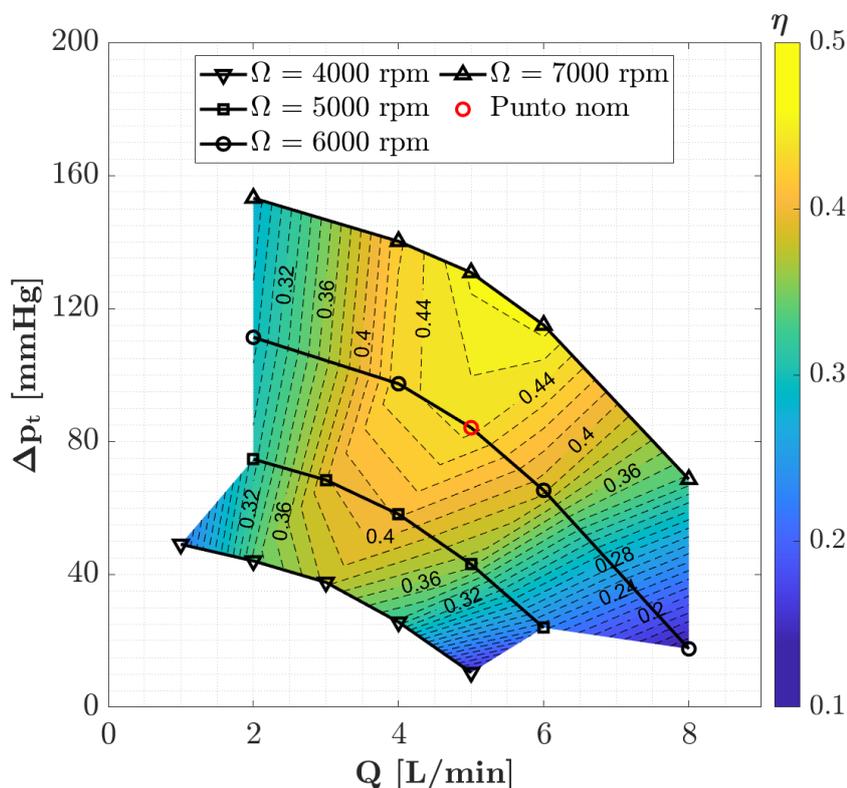


Figura 4.15: Mapa de operación de la bomba HM3 donde se relaciona el salto de presiones, la eficiencia y el punto de operación

mo de bombeo para conseguirlo. Sin embargo, este dispositivo no es capaz de este monitoreo y aplicación a tiempo real. Por tanto, cuando la presión arterial cambie, el rotor permanecerá en el mismo régimen y el caudal variará. Esto se traduce en una variación del rendimiento y, por tanto, la bomba trabajará en condiciones de fuera de diseño. Este es otro motivo para tener controlado las prestaciones del dispositivo en un amplio rango de puntos de operación. Teniendo en cuenta la Figura 4.15 y las condiciones que necesita el paciente, se establece que el **punto de operación nominal** para la bomba HM3 es $\Omega = 6000$ rpm y $Q = 5$ l/m (marcado en rojo en los mapas), y resultará importante tener estudiado los puntos de operación circundantes a este por las posibles variaciones que se puedan dar tanto por parte del cuerpo como por el propio dispositivo.

Se recogen en la Tabla 4.1 los valores de las principales prestaciones para el que se considera el punto nominal.

η [-]	ΔP_t [mmHg]	P [W]
0.441	84.261	2.108

Tabla 4.1: Valores de η , ΔP_t y P del punto nominal: $\Omega = 6000$ rpm y $Q = 5$ l/m

De la misma manera que se ha planteado con el mapa de operación del salto de presiones, se justifica la utilidad del mapa teniendo en cuenta la potencia utilizada. Sabiendo el caudal y el régimen de

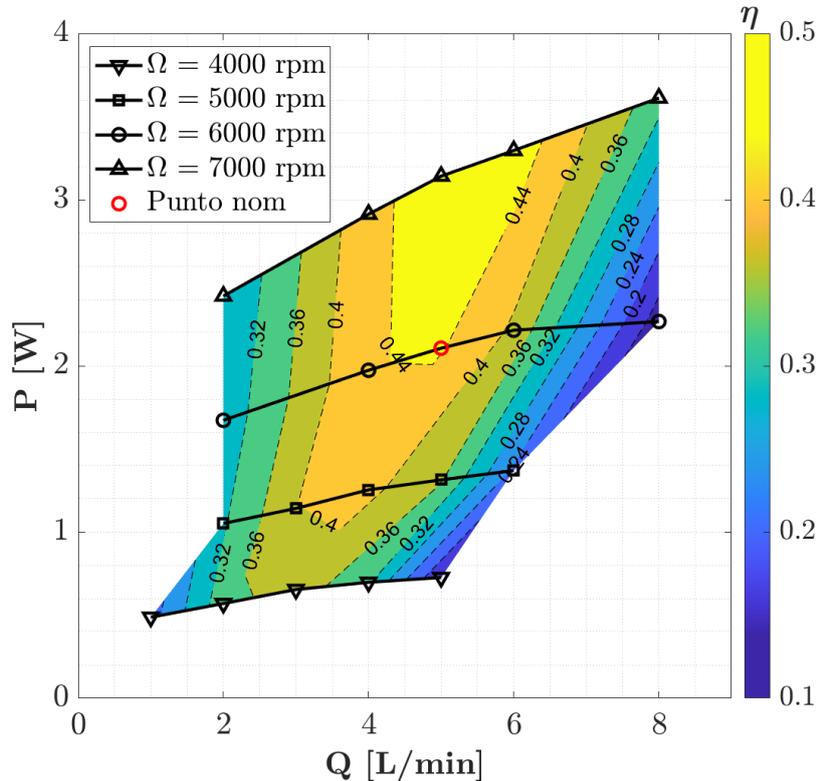


Figura 4.16: Mapa de operación de la bomba HM3 donde se relaciona la potencia aplicada, la eficiencia y el punto de operación

giro del punto de operación a establecer, será posible averiguar la potencia requerida por el rotor y el rendimiento del dispositivo.

Hemólisis

Se ha analizado la dependencia del daño sanguíneo producido con los diferentes puntos de operación. Se tratará de justificar el aumento o disminución del daño relacionándolo con los campos de velocidad y esfuerzos cortantes que aparecen al variar la velocidad de rotación y caudal. Se muestra el mapa de operación donde se relaciona el porcentaje de hemólisis resultante, el rendimiento y el punto de operación escogido, Figura 4.17; y la hemólisis, el salto de presiones y el punto de operación, Figura 4.18.

De la Figura 4.17 se extrae que los mayores valores de HI se encuentran para regímenes de giro altos y bajo caudal. No se va a entrar en detalle sobre el valor numérico del HI obtenido pues, como se ha explicado en teoría, estos solo se utilizan a modo de comparación entre casos o entre diferentes bombas.

En cuanto a la Figura 4.18 lo más relevante a mencionar es que los valores mínimos de HI casi coinciden con los valores máximos de eficiencia. Esto se debe a que en los puntos de operación en los que se obtiene un alto rendimiento presentan un campo fluido con pocas recirculaciones. Se analiza este efecto desde el punto de vista de la variación de caudal y del régimen de giro.

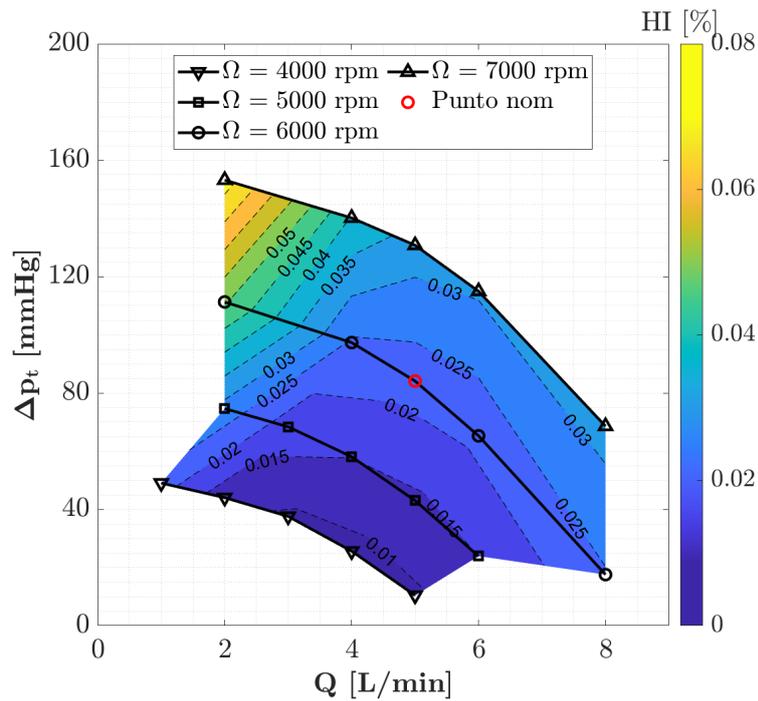


Figura 4.17: Mapa de operación de la bomba HM3 donde se relaciona la la hemólisis, el salto de presiones y el punto de operación

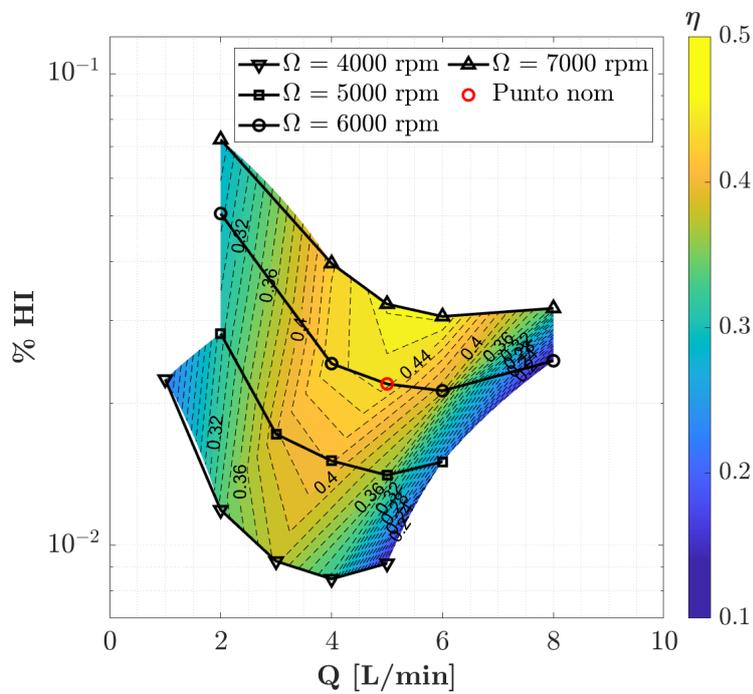


Figura 4.18: Mapa de operación de la bomba HM3 donde se relaciona la hemólisis, la eficiencia y el punto de operación

Cuando disminuye el flujo sanguíneo, Q , aparece un mayor número de recirculaciones y, además, más grandes. Como resultado, el tiempo que la sangre permanece en circulación se incrementa, lo que implica una mayor exposición de la sangre a los esfuerzos cortantes. Además, la zona en la que se producen estos esfuerzos causados por el gradiente de velocidades en la frontera de la recirculación también aumenta, aumentando así el daño sanguíneo producido. Se puede observar lo comentado comparando la Figura 4.20, correspondiente a $\Omega = 6000 \text{ rpm}$ y $Q = 5 \text{ l/m}$; con la Figura 4.21, correspondiente a $\Omega = 6000 \text{ rpm}$ y $Q = 2$.

Por otro lado se tiene el régimen de giro, Ω . Cuando este aumenta, los gradientes de velocidad provocados por la condición de no deslizamiento en la pared incrementan con él. Un mayor gradiente de velocidad provoca mayores esfuerzos cortantes y, por tanto, mayores valores del HI. Además, aumentar este parámetro manteniendo el caudal produce un aumento de la zona de baja velocidad aguas-abajo de los perfiles, provocando así un incremento del daño sanguíneo. Se puede observar lo comentado comparando la Figura 4.20, correspondiente a $\Omega = 6000 \text{ rpm}$ y $Q = 5 \text{ l/m}$; con la Figura 4.22, correspondiente a $\Omega = 7000 \text{ rpm}$ y $Q = 5$.

Fuerza vertical

Se ha calculado la fuerza vertical que soporta el rotor durante su funcionamiento debido a la hemodinámica. Se ha realizado este estudio debido a la situación de levitación en la que se encuentra el rotor. Conocer estas fuerzas podría ser útil para simular el posible movimiento de vibración al que podría estar sometido. Se intuye que se tratará de un movimiento de vibración por estar envuelto en el campo electromagnético, pues al trasladarse el rotor durante su funcionamiento soportará una fuerza que lo posicione en su posición natural. Se representa en la Figura 4.19 la fuerza vertical a la que está sometido el rotor dependiendo del punto de operación simulado.

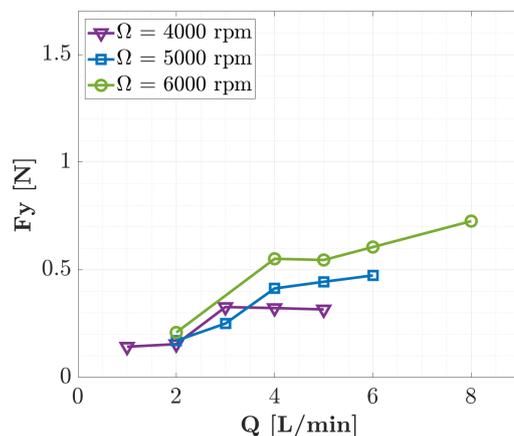
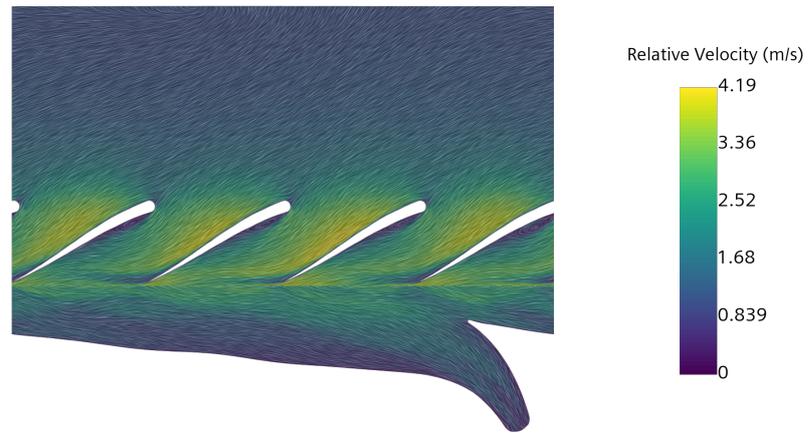
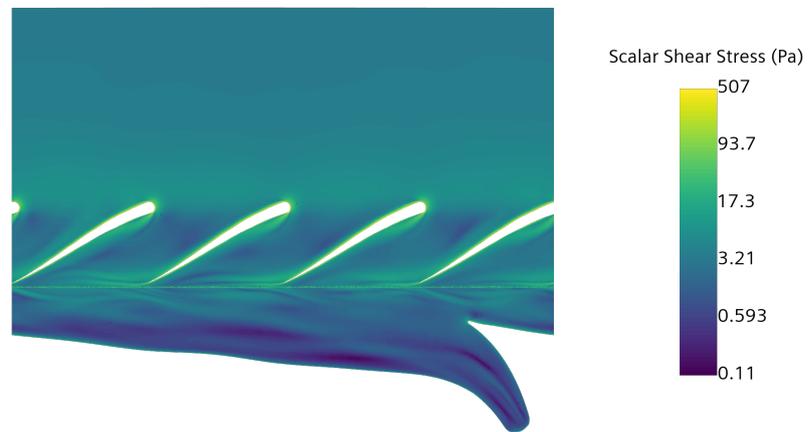


Figura 4.19: Fuerza vertical soportada por el rotor debido a la hemodinámica

De la Figura 4.19, se extrae que la fuerza vertical soportada por el rotor aumenta a medida que se aumenta el régimen de giro. Se observa, además, un mínimo para cada uno de los regímenes estudiados.



(a) Velocidad relativa

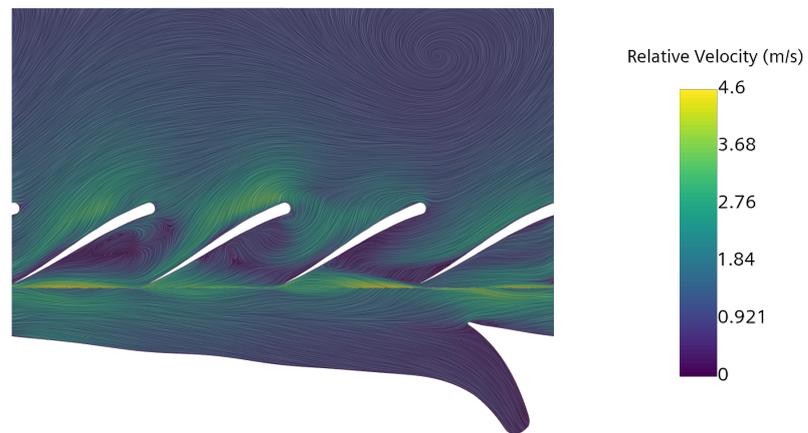


(b) Escalar del esfuerzo cortante

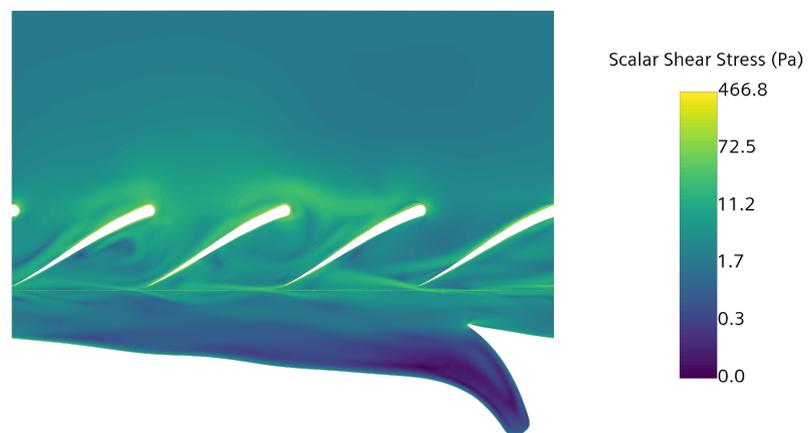


(c) Índice de Hemólisis

Figura 4.20: Representación *blade to blade* de la velocidad relativa, esfuerzo cortante y hemólisis en el punto nominal de operación: $\Omega = 6000 \text{ rpm}$ y $Q = 5 \text{ l/m}$



(a) Velocidad relativa

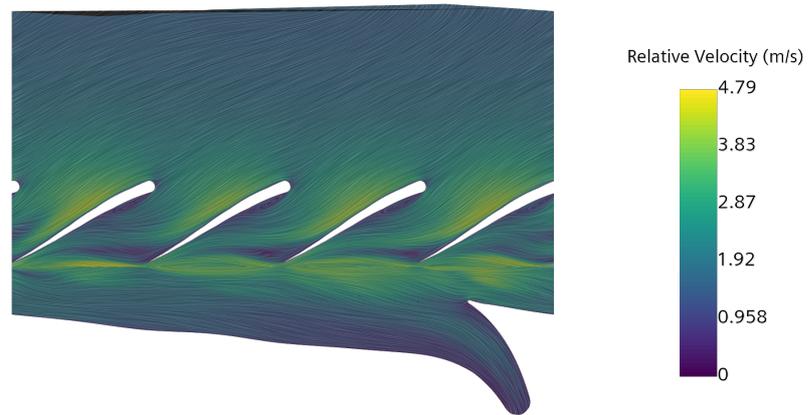


(b) Escalar del esfuerzo cortante

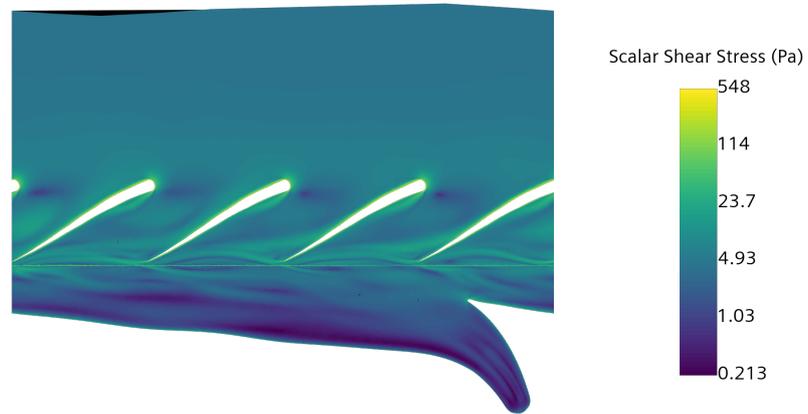


(c) Índice de Hemólisis

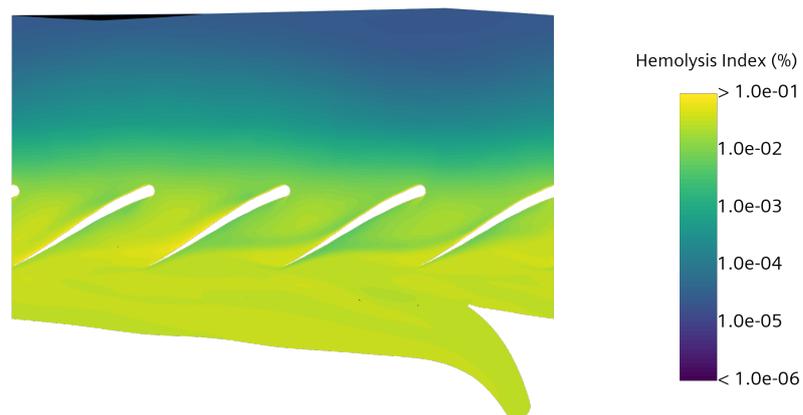
Figura 4.21: Representación *blade to blade* de la velocidad relativa, esfuerzo cortante y hemólisis en un punto de bajo caudal: $\Omega = 6000 \text{ rpm}$ y $Q = 2 \text{ l/m}$



(a) Velocidad relativa



(b) Escalar del esfuerzo cortante



(c) Índice de Hemólisis

Figura 4.22: Representación *blade to blade* de la velocidad relativa, esfuerzo cortante y hemólisis en un punto de bajo caudal: $\Omega = 7000 \text{ rpm}$ y $Q = 5 \text{ l/m}$

Análisis adimensional

En este apartado se va a estudiar la influencia del Reynolds en las prestaciones mediante un estudio adimensional. Las adimensionalizaciones y la definición del Reynolds utilizadas se encuentran en el apartado 2.1.2 *Variables de diseño y adimensionales*. A través de este estudio, se averiguará si los puntos de operación estudiados se encuentran en régimen laminar, turbulento o en transición de un régimen a otro.

En la Figura 4.14 se muestran las representaciones del salto de presión, el rendimiento, la potencia y la fuerza vertical soportada, adimensionalizadas en función del caudal adimensionalizado para diferentes Reynolds.

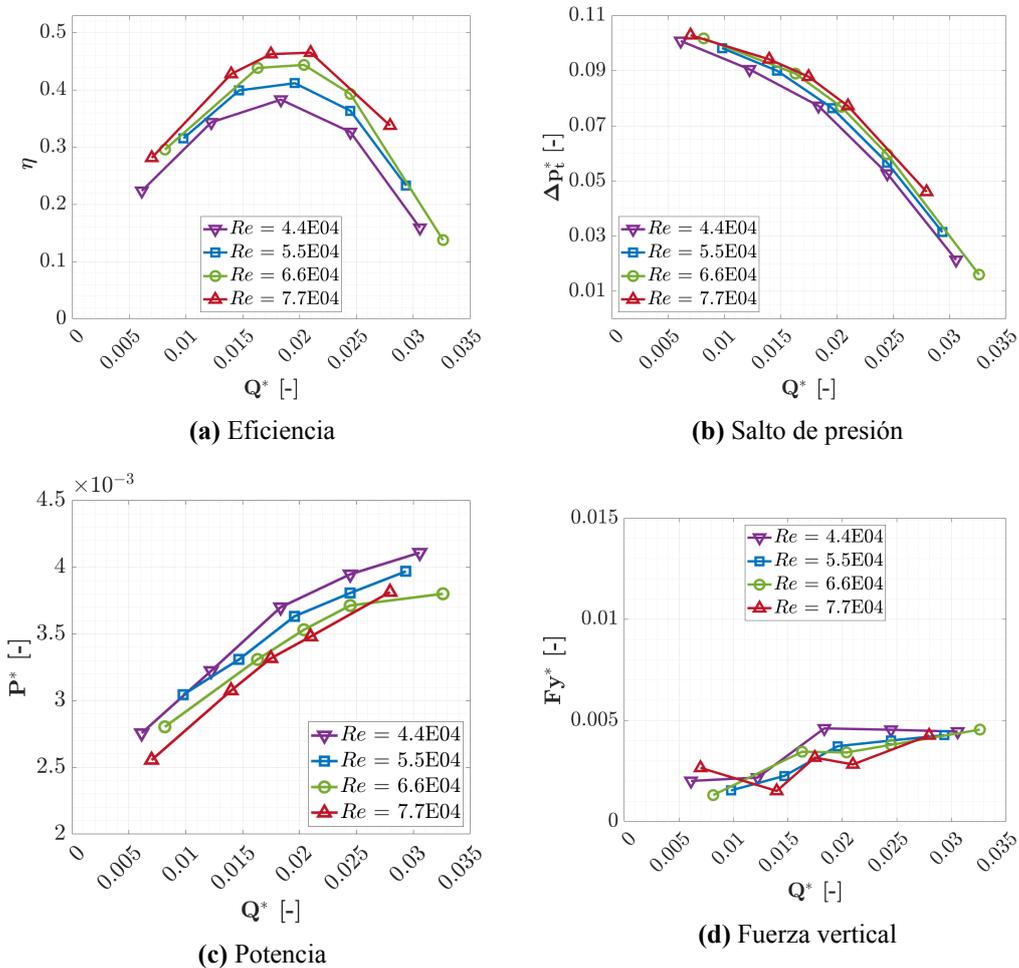


Figura 4.23: Curvas características de la bomba HM3: eficiencia, salto de presiones y potencia y fuerza vertical adimensionalizadas en función de las condiciones de operación del caudal adimensional y el número de Reynolds

Observando las gráficas de la Figura 4.23 en su conjunto, se puede considerar que las curvas de operación adimensionales presentan cierta dependencia con el Reynolds. El número de Reynolds en el que la turbulencia a partir del cual se considera que la turbulencia está desarrollada es del

orden de 10^5 . Observando los números de Reynolds en los que trabaja la bomba y las tendencias de las curvas adimensionales, se concluye que el dispositivo trabaja en un rango de operación donde el fluido se encuentra en un régimen de transición de laminar a turbulento.

El Re presenta estos valores debido al pequeño tamaño de la bomba y la alta viscosidad del fluido. Resulta entonces interesante tener en cuenta que si se decidiese aumentar el diámetro del rotor o la viscosidad de la sangre disminuyese debido a la variación de la concentración de hematocritos, el Re aumentaría, llegando así a eliminar la dependencia de las prestaciones o al menos, suavizarla.

4.1.3. Análisis de una simulación transitoria

Se analiza a continuación la simulación transitoria realizada. Como para su realización es necesario partir de un estacionario ya resuelto, se ha utilizado el campo fluido del punto de operación $\Omega = 6000 \text{ rpm}$ y $Q = 5 \text{ l/m}$. Debido a esto, se comparan los resultados obtenidos de la última revolución del rotor con los resultados estacionarios obtenidos en este punto de operación. Se mostrará además la media de los parámetros transitorios. La configuración de la simulación transitoria se describió en el apartado 2.3.1 Metodología.

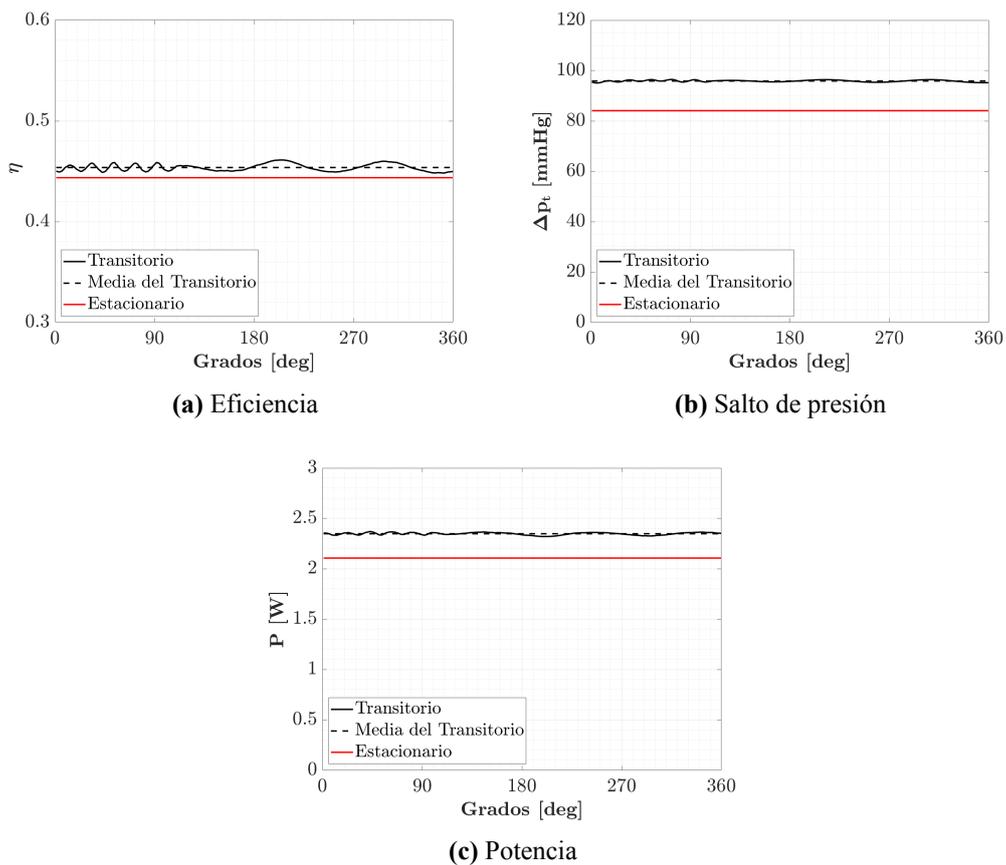


Figura 4.24: Evolución temporal de las variables de eficiencia, salto de presiones y potencia en estacionario y transitorio

Se recogen en una tabla los resultados estacionarios obtenidos, así como la media de los datos

transitorios y la desviación típica para η , ΔP_t y P .

Parámetro	Valor estacionario	Media transitorio	Desviación típica transitorio	Error
η [-]	0.443	0.453	0.0036	2.2 %
ΔP_t [mmHg]	84.086	95.872	0.3554	12 %
P [W]	2.106	2.347	0.0123	10 %

Tabla 4.2: Comparación numérica de las variables de eficiencia, salto de presiones y potencia en estacionario y transitorio para $\Omega = 6000 \text{ rpm}$ y $Q = 5 \text{ l/m}$

Para considerar la simulación transitoria como válida, se procede a mostrar la distribución volumétrica del número de Courant. Este parámetro se trata de un número adimensional que evalúa la convergencia de los *solvers* empleados en la simulación. Se calcula mediante el cociente del paso temporal utilizado y el tiempo de residencia del fluido en un volumen fluido:

$$C = \frac{\Delta t \cdot u}{\Delta x} \quad (4.1)$$

siendo: C el número de Courant, Δt el paso temporal, Δx la longitud de la celda y u la velocidad del fluido.

El número de Courant se utiliza para limitar el paso temporal utilizado. Para ello, se suele limitar este parámetro a un valor no mayor que la unidad, para así asegurar que el fluido no atraviesa más de una celda en cada paso temporal. Como se puede observar en la Figura 4.25, la gran mayoría de los volúmenes finitos se encuentran por debajo de este límite. Únicamente un 0,06 % se encuentra por encima de 1, dando por válido el paso temporal utilizado.

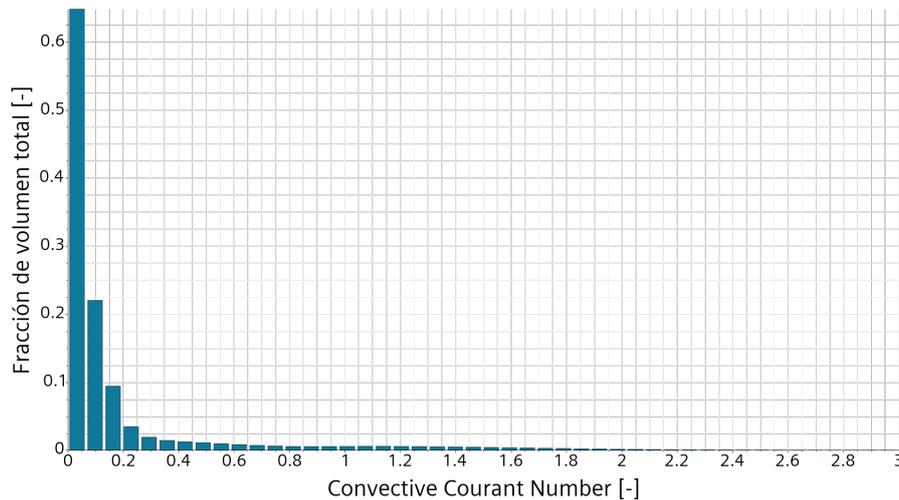


Figura 4.25: Distribución volumétrica del número de Courant en la malla de la simulación transitoria

La decisión de realizar los estudios de este trabajo con simulaciones estacionarias reside en el coste computacional necesario para realizar una simulación transitoria. Para realizar la simulación

transitoria de esta sección, se ha necesitado 198 horas de cálculo y 98 procesadores, mientras que para una estacionaria, 18 horas y 24 procesadores. Expuesto esto, resulta inviable realizar este TFM con simulaciones transitorias debido a falta de tiempo y de recursos por parte del autor.

4.1.4. Validación de los resultados

Se procede a validar los resultados del estudio estacionario mediante la comparación con datos experimentales. Los resultados experimentales han sido proporcionados por el Instituto CMT y se representan junto con los resultados obtenidos en la Figura 4.26.

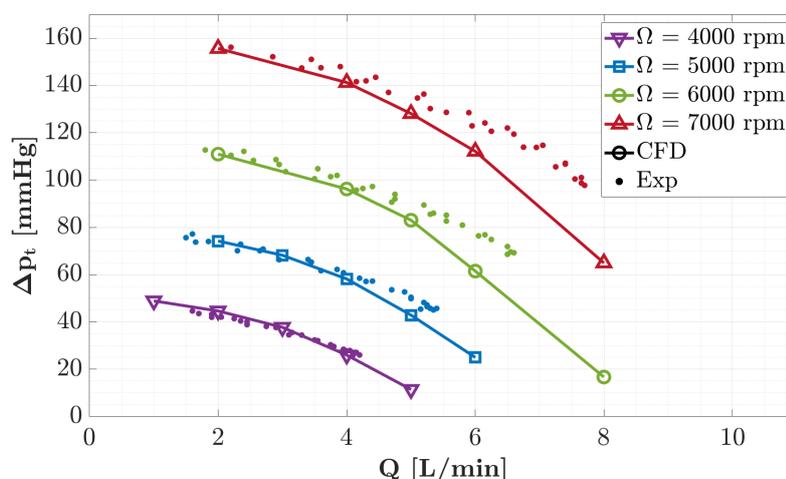


Figura 4.26: Comparación del salto de presiones en función del caudal obtenido mediante mediciones experimentales con los obtenidos mediante CFD para diferentes velocidades de rotación

En la Figura 4.26 se puede observar que los resultados obtenidos se ajustan perfectamente para los regímenes de rotación más bajos. Este ajuste, a medida que se incrementa la velocidad de rotación, va incrementando su error para valores de caudal altos. Por otro lado, a alto régimen, los resultados obtenidos a bajo flujo siguen ajustándose a los datos experimentales. Se concluye que los resultados obtenidos se consideran válidos para tenerlos en cuenta en este estudio.

4.2. Prestaciones del HM3 según la posición vertical del rotor

El interés de estudiar la bomba HM3 en este trabajo reside en conocer la influencia de la posición vertical en sus prestaciones. Debido a la levitación del rotor, es lógico pensar que existen vibraciones durante su funcionamiento. Estas vibraciones implican un aumento y disminución de los *gaps* y, como se ha demostrado en el artículo *Antonio Gil et al* [1], el tamaño de estos influyen en las prestaciones de la bomba HVAD. Resulta entonces interesante conocer la influencia de estos canales secundarios en las prestaciones y en la hemocompatibilidad de la bomba HM3.

Para este estudio, se ha realizado un barrido de simulaciones estacionarias variando la posición vertical del rotor. La malla *overset* ha sido de gran utilidad, pues no ha sido necesario volver a crear la malla para realizar este desplazamiento, aumentando así la eficiencia del flujo de trabajo.

El hueco superior establecido por diseño presenta una longitud de 1 mm . Se desplazará el rotor de tal forma que se simularán *gaps* de: $0,25$, $0,5$, $1,5$ y 2 mm ; para una velocidad de rotación de 6000 rpm y caudales de: 2 , 4 , 5 , 6 y 8 l/m .

Se muestra a continuación las curvas características de η , ΔP_t , P y RHI en función de la posición del rotor:

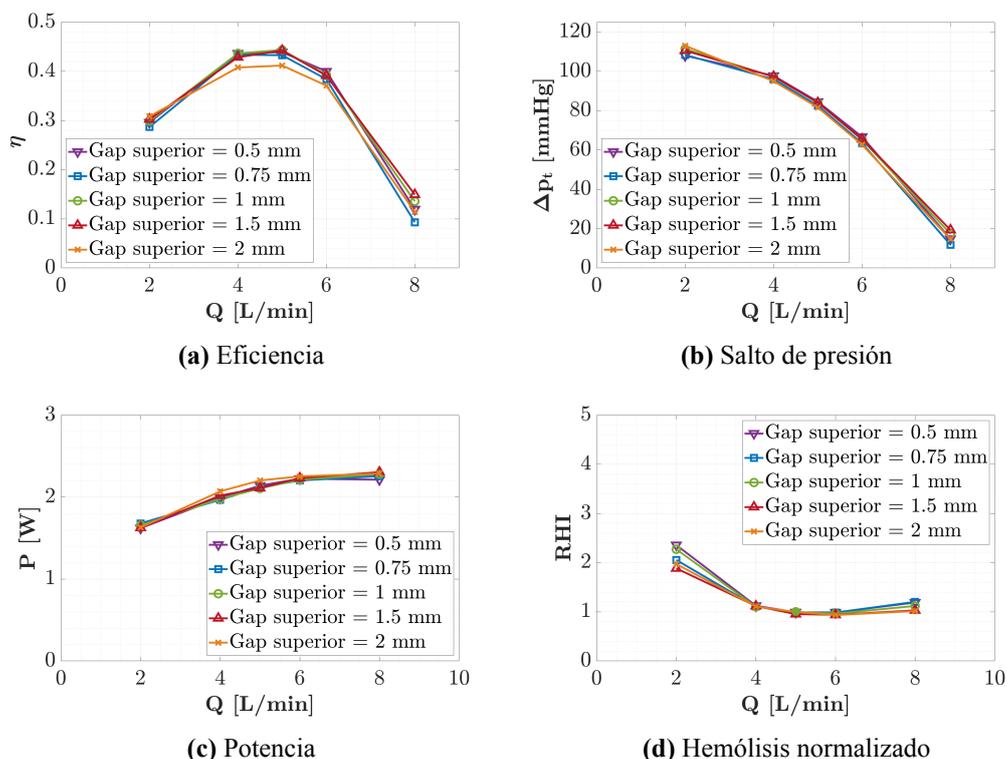


Figura 4.27: Curvas características de la bomba HM3: eficiencia, salto de presiones y eficiencia adimensional en función de las condiciones de operación del caudal adimensional y *gap* superior

Como se puede comprobar en la Figura 4.27, las curvas características apenas varían con la posición del rotor. Se puede observar que existen ciertas diferencias respecto a otras posiciones en algunos puntos de operación. Esto se debe a que, pese a estar convergida la simulación, el resultado no es totalmente asintótico. La tendencia sí es asintótica pero los valores oscilan en las últimas iteraciones, en estos casos se ha realizado una media de los últimos cientos de iteraciones. Esto suele pasar cuando las condiciones de operación son desfavorables, como pueden ser las situaciones de alto y bajo flujo.

Para tratar de averiguar por qué es despreciable la influencia de la variación de tamaño de estos canales secundarios, se ha procedido a calcular el flujo másico que fluye por el *gap* superior para las diferentes alturas y caudales. En la Figura 4.28 se muestran los resultados obtenidos.

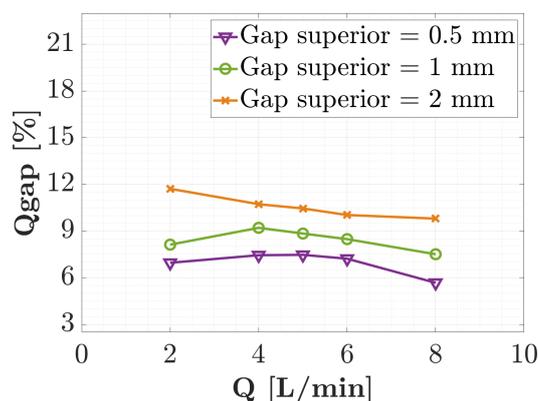


Figura 4.28: Flujo de sangre por el hueco entre carcasa y rotor para diferentes posiciones del rotor y caudal

De la Figura 4.28, se extrae que, en efecto, en todos los puntos de operación se produce un retorno del flujo al interior del rotor, como se mostró en la Figura 4.5, y no se trataba de un caso aislado. La tendencia que se observa es un aumento de este flujo a medida que el *gap* aumenta. En una turbomáquina, lo más común es que existan pérdidas de flujo por estos *gaps*. Sin embargo, gracias al diseño del HM3, este fenómeno no se traduce en pérdidas de punta de pala, debido a que el sentido del flujo a través de las holguras es el contrario al que cabría esperar: fluye desde aguas-abajo del rotor hacia aguas-arriba de éste, asegurando así que todo el flujo pase por los álabes aumentando su presión. Por lo tanto, se trata de un aspecto positivo para las prestaciones de la bomba, ya que el flujo que pasa por el *gap* no se corresponde con flujo de pérdidas. Si se tiene en cuenta los diferentes parámetros que conforman el rendimiento, Ecuación 2.7, se estaría hablando de que presenta un rendimiento volumétrico igual a 1, pues no existen pérdidas y por ello $Q_L = 0$, Ecuación 2.4. El retorno de flujo por estos canales secundarios se justifica con la existencia de una diferencia de presiones entre la voluta y el interior del rotor, observable en la Figura 4.7. Esto produce una succión en los *gaps* que impide que exista flujo de sangre sin pasar por el rotor, asegurando que no haya prácticamente flujo sin haber aumentado su energía.

Se muestra en la Figura 4.29 y en la Figura 4.30 la diferencia de los campos de velocidad para diferentes alturas.

Se concluye así que la influencia de la posición del rotor en las prestaciones y en el daño sanguíneo es prácticamente despreciable, pues el hecho de que el fluido retorne por los *gaps* asegura que toda la sangre pase a través de los perfiles, asegurando así el aumento de energía de todo el caudal.

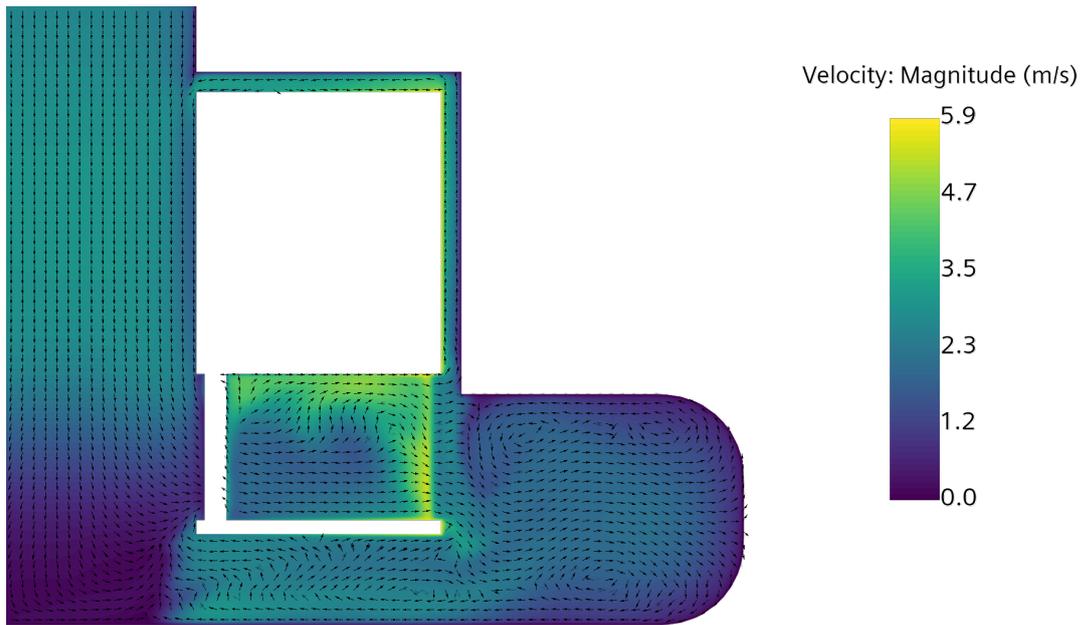


Figura 4.29: Representación de la velocidad en la sección vertical del rotor para $\Omega = 6000 \text{ rpm}$, $Q = 5 \text{ l/m}$ y $0,5 \text{ mm}$ de *gap* superior

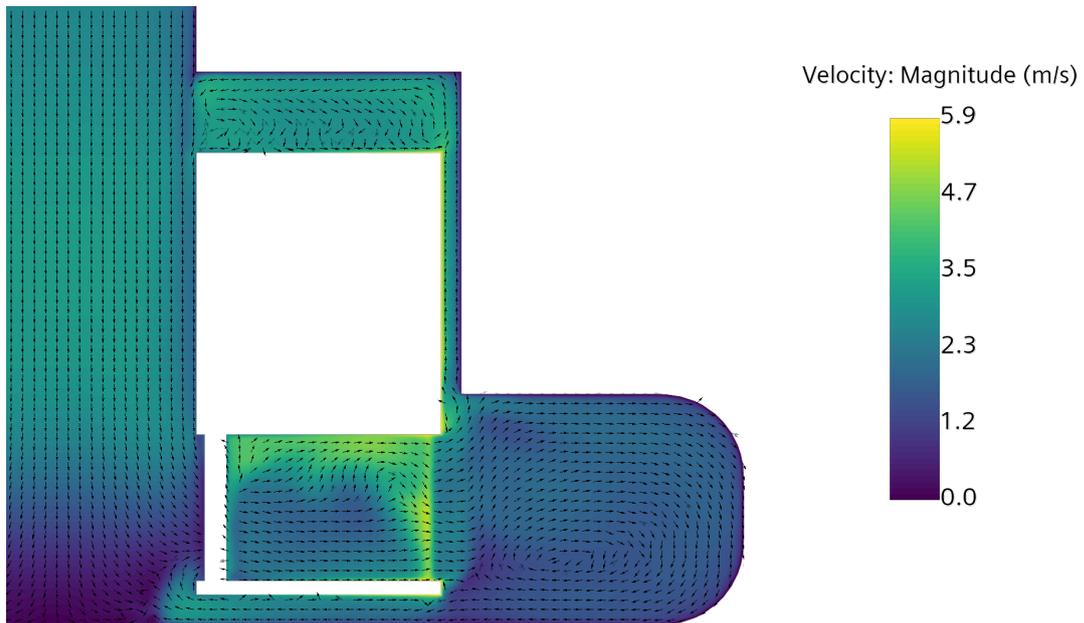


Figura 4.30: Representación de la velocidad en la sección vertical del rotor para $\Omega = 6000 \text{ rpm}$, $Q = 5 \text{ l/m}$ y 2 mm de *gap* superior

Capítulo 5

Conclusiones

En esta última sección se exponen las conclusiones alcanzadas en función de los resultados obtenidos. Posteriormente, se expondrán algunas posibles líneas futuras para continuar con este proyecto.

5.1. Conclusiones generales

Desde un inicio, el objetivo de este trabajo residió en conocer y analizar el funcionamiento del dispositivo de asistencia cardíaca HeartMate 3, realizando un especial enfoque en la influencia de la posición vertical del rotor en sus prestaciones y en su hemocompatibilidad. Para ello, este problema se ha planteado desde **3 enfoques: el CFD, las turbomáquinas y el sanitario**. Las simulaciones CFD permiten obtener el campo fluido de la bomba que, junto con la teoría de turbomáquinas, permiten obtener las prestaciones del dispositivo. El enfoque sanitario permite modelizar el daño sanguíneo producido por la bomba y considerarlo en el análisis de los resultados.

Se ha considerado para la realización de las simulaciones una malla de tipo *overset*. La simulación es tridimensional y la sangre se considera como un fluido incompresible y newtoniana, pues $\dot{\gamma} > 100$ en la mayor parte del dominio. Se trata de una simulación RANS que considera la turbulencia con el modelo $k - \omega SST$ y utiliza un *solver* acoplado. Para las simulaciones estacionarias se ha simulado el movimiento rotor mediante la técnica MRF, mientras que para la transitoria se ha utilizado el *sliding mesh*. Se ha considerado que todas las simulaciones de los estudios realizados sean estacionarias debido a limitaciones que existen en cuanto a los recursos computacionales disponibles.

Tras analizar las **curvas características** obtenidas, Figura 4.14, se ha concluido que para cada velocidad de rotación existe un caudal óptimo que obtiene la máxima eficiencia, la cual aumenta con la velocidad de giro. En cuanto al incremento de presión obtenido, este aumenta con la velocidad angular y disminuye a medida que se aumenta el caudal. Finalmente, comentar que la potencia necesaria para el funcionamiento de la bomba aumenta con las revoluciones de giro y el caudal.

Es posible representar esta información a través de los llamados **mapas de operación**, donde se representa la relación entre 4 variables determinadas. Con la ayuda de estos mapas, se es capaz de averiguar las condiciones necesarias y las prestaciones resultantes para cualquier punto de operación de la bomba con facilidad. Teniendo en cuenta que el cuerpo humano necesita en torno a $5 l/m$ de sangre y una presión arterial en torno a $100 mmHg$, se concluye que de los puntos de

operación simulados el punto que cumple con las condiciones es $\Omega = 6000$ $Q = 5$ l/m, Figura 4.15. Este punto, al que se le llamará **punto de operación nominal**, consigue una $\eta = 0,441$, un $\Delta P_t = 84,261$ mmHg y se necesitan 2,108 W de potencia para llevarlo a cabo.

Se ha comprobado a través del análisis de las diferentes escenas del rotor las **causas que provocan la hemólisis**:

- En el límite de las zonas de recirculación existen gradientes de velocidad que provocan altos niveles de esfuerzos cortantes y, por tanto, de hemólisis. Al disminuir el flujo, las recirculaciones aumentan de tamaño y, con ellos, la zona donde se produce la hemólisis.
- En las paredes del rotor aparecen gradientes de velocidad causados por la condición de no deslizamiento y son fuente de daño sanguíneo. Por tanto, al aumentar la velocidad del rotor aumentan los gradientes en la pared y se alcanza una mayor aparición de hemólisis.
- Debido a estas consideraciones, se comprueba que la zona donde más hemólisis se produce es en la holgura entre carcasa y rotor, donde se dan esfuerzos cortantes elevados; y en el rotor, donde hay gradientes de velocidad significativos; dando lugar a altos niveles de hemólisis aguas-abajo del rotor, Figura 4.12.

Los resultados del análisis adimensional, Figura 4.23 concluyen que las **prestaciones de la bomba** presentan **cierta dependencia con el Reynolds**. Esto es debido a que la bomba trabaja en un orden ligeramente inferior a 10^5 Re . Se considera que el fluido está entre un régimen laminar y turbulento, y por tanto, la turbulencia no se encuentra totalmente estabilizada.

La **validación de los resultados** con medidas experimentales, Figura 4.26 concluye que los datos obtenidos en las simulaciones del rotor en su posición natural se pueden considerar como válidos.

Se llega así a uno de los puntos principales de este proyecto: el análisis de la influencia de la posición vertical del rotor en las prestaciones y en la hemólisis de la bomba HM3. Los resultados obtenidos, Figura 4.27, señalan que **la posición vertical del rotor no influye en las prestaciones y en el daño sanguíneo producido**. Es cierto que un **aumento del gap superior** consigue un **mayor flujo secundario** a través de él, Figura 4.28. Sin embargo, al **no existir pérdidas de flujo**, sino todo lo contrario, un reflujo de sangre al interior del rotor, se asegura que la **totalidad de la sangre pase a través de las palas y aumente su energía**. Este fenómeno se produce gracias al diseño de la voluta y del rotor, pues se alcanza una distribución de presión que consigue un efecto de succión tanto en el *gap* entre rotor y carcasa como en *gap* existente debajo del rotor, Figura 4.7.

5.2. Líneas futuras

Se proponen a continuación futuras líneas de investigación que podrían llevarse a cabo para continuar este proyecto.

- Modelizar el campo magnético en el que está sumergido el rotor como un muelle. De esta forma se trataría de realizar una simulación de interacción solido-fluido transitoria de la bomba. Se permitirían los grados de libertad de desplazamiento vertical y de rotación del rotor. La finalidad sería observar los efectos transitorios causados por el movimiento vertical del rotor durante su funcionamiento.

- Recrear la bomba mediante impresión 3D y realizar ensayos experimentales. La finalidad sería poder disponer de un modelo propio del CMT y poder realizar más variedad de medidas experimentales.

Capítulo 6

Pliego de condiciones y presupuesto

En este capítulo se presentan las condiciones en las que se ha realizado este trabajo y el presupuesto necesario para llevarlo a cabo.

6.1. Pliego de condiciones

6.1.1. Condiciones técnicas

En cuanto a las condiciones técnicas necesarias para la realización de este proyecto se presenta el hardware y el software empleados. El hardware utilizado se trata de un ordenador portátil con las siguientes características:

- **Marca:** Lenovo.
- **Modelo:** IdeaPad Gaming3 5^o generación.
- **Sistema Operativo:** Windows 11
- **Procesador:** AMD Ryzen 7 5800H (8 núcleos / 16 subprocesos, frecuencia desde 3.2GHz hasta 4.4GHz, 4MB L2 / 16MB L3).
- **Memoria RAM:** 16GB (2 x 8GB) SO-DIMM DDR4 3200 MHz.
- **Almacenamiento:** 512GB SSD M.2 2280 PCIe 3.0x4 NVMe.
- **Tarjeta gráfica:** NVIDIA GeForce RTX 3050 Ti 4GB GDDR6, Boost Clock 1485 / 1597.5MHz, TGP 85W.
- **Batería:** Integrada, 45Wh.
- **Pantalla:** Resolución FHD de 15.6" con 60 Hx tipo IPS.
- **Ratón:** Estandar.
- **Disco duro externo:** WD My Passport Ultra de 1 TB (2.5", USB 3.0).

Además, se ha hecho uso del supercomputador del Instituto CMT.

En cuanto al *software*, lo conforman los programas informáticos de cálculo numérico, de procesamiento y edición de texto. El programa utilizado para realizar las simulaciones CFD es *StarCCM+* de *SIEMENS*, proporcionado por el CMT. Se han utilizado las versiones *17.06.007-R8* y *17.02.008-R8*. Para el procesamiento de datos se ha utilizado el software *MATLAB R2021b* con licencia de estudiante proporcionada por la UPV. Además, se ha utilizado durante la realización del trabajo *Excel* con la licencia de estudiante proporcionada por la UPV. Finalmente, se ha utilizado el programa de edición de texto *online Overleaf* para la realización de la memoria. Generando así archivos PDF mediante programación con \LaTeX . Para acceder al supercomputador del Instituto CMT se ha utilizado el programa MobaXterm.

6.1.2. Condiciones del puesto de trabajo

Es esencial considerar los potenciales riesgos a los que el autor se expone al llevar a cabo un proyecto como este, ya que pueden tener un impacto tanto en el progreso de la actividad como en la salud del individuo. Estos son:

- **Seguridad:** Contactos eléctricos.
- **Higiene industrial:** Iluminación, ruido, temperatura, etc.
- **Ergonomía:** Fatiga visual y postura de trabajo.

El Real Decreto 488/1997 del 14 de Abril recopila los requisitos mínimos necesarios para garantizar la salud y seguridad del autor que realiza labores que involucran el uso de equipos con pantallas de visualización. A continuación, se resumen las condiciones mínimas del puesto de trabajo, en conformidad con dicho decreto, tomando en consideración los posibles riesgos asociados:

- **Equipo:** debe considerarse ciertas variables como la luminosidad de la pantalla y la posición de la misma.
- **Periféricos:** teclado y ratón independiente para aumentar la comodidad del usuario. Un monitor externo facilita la visión y reduce la fatiga visual.
- **Mesa:** debe tener dimensiones suficientes para la colocación del equipo y del material, además debe ser estable.
- **Asiento:** debe ser apropiada para largos periodos de tiempo así como libertad de movimientos. Se debe poder regular la altura y ajustar el respaldo.
- **Entorno de trabajo:** debe cumplir con los requisitos de espacio, iluminación, límite de ruido, rango de humedad, calor y emisiones.

6.2. Presupuesto

Se presenta en esta sección un presupuesto para la realización de este proyecto. Para ello, se tendrá en cuenta la mano de obra y el equipo necesario para la realización de las tareas. Posteriormente se

tendrán en cuenta los gastos generales, los beneficios de la empresa y el Impuesto de Valor Añadido (IVA).

6.2.1. Coste de personal

El coste de personal es el correspondiente al autor de este trabajo, el tutor y una doctorando. El coste es proporcional a las horas dedicadas al proyecto por parte del autor, donde se recogen las horas de realización de los diferentes estudios mostrados como la redacción de la memoria del Trabajo de Fin de Master. Teniendo en cuenta que la Estancia en Centro de Investigación computan como 13,5 créditos y el TFM como otros 13,5, hacen un total de 27 créditos. Según el Plan Bolonia cada crédito son 30 horas de trabajo, por lo que en total se corresponden a 810 horas invertidas. Estas horas se desglosan de la siguiente manera:

- **Aprendizaje:** 120 horas
- **Preproceso:** 400 horas
- **Postproceso:** 210 horas
- **Redacción de memoria:** 80 horas

En la Tabla 6.1 se muestra el coste de cada trabajador y el total de la mano de obra. Se considera un sueldo de 13.7€/h para el autor, 18.28€/h para la doctorando y un sueldo de 30.82€/h para el tutor.

Concepto	Tiempo [h]	Sueldo [€/h]	Valor [€]
Autor	810	13.70	11 097.00
Doctoranda	50	18.28	914.00
Tutor	25	30.82	770.50
Total			12 781.50

Tabla 6.1: Coste de mano de obra

De esta forma, se obtiene que el presupuesto para la mano de obra suma un total de **DOCE MIL SETECIENTOS OCHENTA Y UN EUROS CON CINCUENTA CÉNTIMOS(12 781.5 €)**

6.2.2. Coste de equipo informático

Otro de los costes del proyecto son los equipos informáticos y los *softwares* utilizados.

El equipo que se ha utilizado para la realización del proyecto es un ordenador portátil LENOVO IdeaPad Gaming3, cuyo valor de compra fue de 800 €. Teniendo en cuenta que se compró el equipo hace 2 años y asumiendo una amortización del 20 %, el coste de amortización es $CA_{portatil} = 320$ €.

En cuanto al *software* utilizado, el que más coste presenta es *StarCCM+*. Se asume un coste por hora de las usadas de 5€/h. Se considera que se ha utilizado este software un número de 730 horas. Las distintas licencias requeridas para los diferentes *softwares* y su total se resumen en la Tabla 6.2.

Concepto	Valor [€]
StarCCM+	3 650
MATLAB	0
Microsoft Office	120
L ^A T _E X	0
MobaXterm	0
Portatil	320
Total	4 090

Tabla 6.2: Coste de soporte computacional

El coste del soporte computacional es de **CUATRO MIL NOVENTA EUROS (4 090€)**.

6.2.3. Presupuesto total del proyecto

El presupuesto total del proyecto queda representado en la siguiente tabla:

Concepto	Valor [€]]
Coste de personal	12 781.50
Coste computacional	4 090.00
Gastos generales (14 %)	2 362.01
IVA (21 %)	4 039.03
Total	23 272.54

Tabla 6.3: Coste total

El coste total del proyecto es de **VEINTITRÉS MIL DOSCIENTOS SETENTA Y DOS EUROS CON CINCUENTA Y CUATRO CÉNTIMOS (23 272.54 €)**.

Bibliografía

- [1] Antonio Gil et al. “CFD analysis of the HVAD’s hemodynamic performance and blood damage with insight into gap clearance”. En: *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology* 21.4 (mayo de 2022), págs. 1201-1215. DOI: 10.1007/s10237-022-01585-2. URL: <https://doi.org/10.1007/s10237-022-01585-2>.
- [2] Antonio Gil et al. “Hemocompatibility and hemodynamic comparison of two centrifugal LVADs: HVAD and HeartMate3”. En: *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology* 22.3 (ene. de 2023), págs. 871-883. DOI: 10.1007/s10237-022-01686-y. URL: <https://doi.org/10.1007/s10237-022-01686-y>.
- [3] *Teoría de Turbomáquinas*. PoliformaT: Publicaciones MUIA UPV. 2022.
- [4] Frank M. White. *Fluid Mechanics*. https://docs.google.com/file/d/0B9JtpWUzKcwkNC110C1mQ0NzZj/edit?pli=1&resourcekey=0-gIejpPKjXV_c5gbRUjwG1w. 2011.
- [5] *Bomba de membrana*. (https://es.wikipedia.org/wiki/Bomba_de_membrana).
- [6] Borja Martínez Corzo. *Desarrollo de un modelo CFD 3D para un dispositivo de asistencia ventricular izquierda*. Trabajo Fin de Master ETSID. 2021.
- [7] Salvador de las Heras. *Fluidos, bombas e instalaciones hidráulicas*. La factoria de Recursos Docents de la UPC, 2011, pág. 415. ISBN: 978-84-7653-893-7.
- [8] *Cardiovascular diseases (CVDs)*. [https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/cardiovascular-diseases-\(cvds\)](https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/cardiovascular-diseases-(cvds)). Último acceso: 29/05/2023. 2021.
- [9] *INE: Defunciones según la Causa de Muerte 2017*. <https://ine.es>. Último acceso: 29/05/2023. 2017.
- [10] *Qué es la enfermedad cardiovascular*. <https://medlineplus.gov/>. Último acceso: 29/05/2023. 2022.
- [11] Katharine H. Fraser et al. “The use of computational fluid dynamics in the development of ventricular assist devices”. En: *Medical Engineering & Physics* 33.3 (abr. de 2011), págs. 263-280. DOI: 10.1016/j.medengphy.2010.10.014. URL: <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2010.10.014>.
- [12] Jeffrey A. LaRose et al. “Design Concepts and Principle of Operation of the HeartWare Ventricular Assist System”. En: *ASAIO Journal* 56.4 (jul. de 2010), págs. 285-289. DOI: 10.1097/mat.0b013e3181dfbab5. URL: <https://doi.org/10.1097/mat.0b013e3181dfbab5>.
- [13] Daniel Timms. “A review of clinical ventricular assist devices”. En: *Medical Engineering & Physics* 33.9 (nov. de 2011), págs. 1041-1047. DOI: 10.1016/j.medengphy.2011.04.010. URL: <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2011.04.010>.

- [14] Pablo Motta. *Heartmate 3 Review*. <https://www2.ccasociety.org/newsletters/2020summer/HM3.html>.
- [15] *Dispositivo de asistencia ventricular*. <https://www.mayoclinic.org/es-es/tests-procedures/ventricular-assist-device/about/pac-20384529>. Último acceso: 29/05/2023. 2022.
- [16] *The past, present and future of the device keeping alive Carew, thousands of HF patients*. <https://www.heart.org>. Último acceso: 29/05/2023. 2018.
- [17] Eric A. Rose et al. “Long-Term Use of a Left Ventricular Assist Device for End-Stage Heart Failure”. En: *New England Journal of Medicine* 345.20 (nov. de 2001), págs. 1435-1443. DOI: 10.1056/nejmoa012175. URL: <https://doi.org/10.1056/nejmoa012175>.
- [18] Edo Y Birati, Mariell Jessup y and. “Left Ventricular Assist Devices in the Management of Heart Failure”. En: *Cardiac Failure Review* 1.1 (2015), pág. 25. DOI: 10.15420/cfr.2015.01.01.25. URL: <https://doi.org/10.15420/cfr.2015.01.01.25>.
- [19] L. Wiegmann et al. “Blood Pump Design Variations and Their Influence on Hydraulic Performance and Indicators of Hemocompatibility”. En: *Annals of Biomedical Engineering* 46.3 (nov. de 2017), págs. 417-428. DOI: 10.1007/s10439-017-1951-0. URL: <https://doi.org/10.1007/s10439-017-1951-0>.
- [20] Carlo R. Bartoli et al. “Clinical and In Vitro Evidence That Subclinical Hemolysis Contributes to LVAD Thrombosis”. En: *The Annals of Thoracic Surgery* 105.3 (mar. de 2018), págs. 807-814. DOI: 10.1016/j.athoracsur.2017.05.060. URL: <https://doi.org/10.1016/j.athoracsur.2017.05.060>.
- [21] M. Ertan Taskin et al. “Evaluation of Eulerian and Lagrangian Models for Hemolysis Estimation”. En: *ASAIO Journal* 58.4 (jul. de 2012), págs. 363-372. DOI: 10.1097/mat.0b013e318254833b. URL: <https://doi.org/10.1097/mat.0b013e318254833b>.
- [22] M. Giersiepen et al. “Estimation of Shear Stress-related Blood Damage in Heart Valve Prostheses - in Vitro Comparison of 25 Aortic Valves”. En: *The International Journal of Artificial Organs* 13.5 (mayo de 1990), págs. 300-306. DOI: 10.1177/039139889001300507. URL: <https://doi.org/10.1177/039139889001300507>.
- [23] Elie Nader et al. “Blood Rheology: Key Parameters, Impact on Blood Flow, Role in Sickle Cell Disease and Effects of Exercise”. En: *Frontiers in Physiology* 10 (oct. de 2019). DOI: 10.3389/fphys.2019.01329. URL: <https://doi.org/10.3389/fphys.2019.01329>.
- [24] G. Mach. *A Non-Newtonian Model for Blood Flow behind a Flow Diverting Stent*. (<https://www.comsol.com/paper/a-non-newtonian-model-for-blood-flow-behind-a-flow-diverting-stent-40601>).
- [25] *Teoría de Turbulencia*. PoliformaT: Publicaciones MUIA UPV. 2022.
- [26] Siemens Digital Industries Software. *Simcenter STAR-CCM+ Documentation Version 2022.1.1, theory guide*. <https://plm.sw.siemens.com/en-US/simcenter/fluids-thermal-simulation/star-ccm/>. 2022.
- [27] Jiri Blazek. En: *Computational Fluid Dynamics: Principles and Applications*. Elsevier, 2015. DOI: 10.1016/b978-0-08-099995-1.09986-3. URL: <https://doi.org/10.1016/b978-0-08-099995-1.09986-3>.

- [28] Alejandro Alonzo-García, Claudia del Carmen Gutiérrez-Torres y José Alfredo Jiménez-Bernal. “Computational Fluid Dynamics in Turbulent Flow Applications”. En: *Numerical Simulation - From Brain Imaging to Turbulent Flows*. InTech, ago. de 2016. DOI: 10.5772/63831. URL: <https://doi.org/10.5772/63831>.
- [29] H K Versteeg y W Malalasekera. *An Introduction to Computational Fluid Dynamics*. Pearson Education Limited, 2007, pág. 517. ISBN: 978-0-13-127498-3.
- [30] John Southard. *Introduction to Fluid Motions and Sediment Transport*. (<https://LibreTexts.org>).
- [31] John Southard. *Ley de la Pared*. (https://hmong.es/wiki/Law_of_the_wall).
- [32] Rajatwalia. *Navier-Stokes Equation in Moving Reference Frame (MRF)*. <https://cfdisraelblog.wordpress.com/2021/09/22/navier-stokes-equation-in-moving-reference-frame-mrf/>. 2022.
- [33] Applied CAx. *Introduction to Overset Mesh in STAR CCM*. <https://www.appliedcax.com/resources/star-ccm-resources/introduction-to-overset-mesh-in-simcenter-star-ccm>. 2022.
- [34] Guyton AC. *Textbook of Medical Physiology*. 1983.

Parte I

Anexos

Anexo A

Relación del trabajo con los Objetivos de Desarrollo Sostenible de la agenda 2030

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 ecosistemas terrestres.				X
ODS 16. Paz, justicia e instituciones sólidas.				X
ODS 17. Alianzas para lograr objetivos.	X			

Debido a que este proyecto se trata de un análisis de las prestaciones y daño sanguíneo producido de una dispositivo de asistencia cardíaca de última generación se considera que los Objetivos de Desarrollos Sostenibles que se tratan son:

- **ODS 3: Salud y bienestar.** Conocer mejor el dispositivo ayuda a realizar diseños más seguros del mismo.
- **ODS 9: Industria, innovación e infraestructuras.** Conocer mejor el dispositivo de último

modelo ayuda a desarrollar mejores diseños del mismo.

- **ODS 17: Alianzas para lograr objetivos.** Se ha trabajado junto con el Hospital Universitario y Politécnico de La Fé para la toma de medidas experimentales por parte del Instituto CMT.