

UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE NUEVO LEÓN

FACULTAD DE INGENIERÍA MECÁNICA Y ELÉCTRICA

DIVISIÓN DE ESTUDIOS DE POSGRADO



**Estudio del efecto de la modificación superficial
nanoestructurada de la aleación Ti-6Al-4V mediante
anodizado empleando dinámica de fluidos computacional
para su aplicación potencial en válvulas cardíacas
mecánicas.**

POR

Ing. Gerardo Manuel Garza López

T E S I S

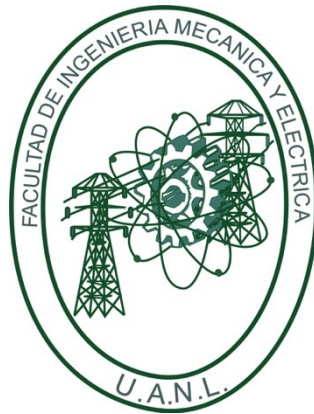
EN OPCIÓN AL GRADO DE MAESTRÍA EN CIENCIAS DE LA
INGENIERÍA CON ORIENTACIÓN EN NANOTECNOLOGÍA

Ciudad Universitaria, septiembre 2026

UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE NUEVO LEÓN

FACULTAD DE INGENIERÍA MECÁNICA Y ELÉCTRICA

DIVISIÓN DE ESTUDIOS DE POSGRADO



**Estudio del efecto de la modificación superficial
nanoestructurada de la aleación Ti-6Al-4V mediante
anodizado empleando dinámica de fluidos computacional
para su aplicación potencial en válvulas cardíacas
mecánicas.**

POR

Ing. Gerardo Manuel Garza López

T E S I S

**EN OPCIÓN AL GRADO DE MAESTRÍA EN CIENCIAS DE LA
INGENIERÍA CON ORIENTACIÓN EN NANOTECNOLOGÍA**

Ciudad Universitaria, septiembre 2026

UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE NUEVO LEÓN
Facultad de Ingeniería Mecánica y Eléctrica
Posgrado

Los miembros del Comité de Evaluación de Tesis recomendamos que la Tesis "Estudio del efecto de la modificación superficial nanoestructurada de la aleación Ti-6Al-4V mediante anodizado empleando dinámica de fluidos computacional para su aplicación potencial en válvulas cardíacas mecánicas", realizada por el estudiante Gerardo Manuel Garza López, con número de matrícula 1794196, sea aceptada para su defensa como requisito parcial para obtener el grado de Maestría en Ciencias de la Ingeniería con orientación en Nanotecnología.

El Comité de Evaluación de Tesis

Dr. Iván Eleazar Moreno Cortez
Director

Dr. Luis Arturo Reyes Osorio
Co-director

Dr. Luis Alberto López Pavón
Revisor

Dr. Mario Alberto Bello Gómez
Revisor

Dra. Diana Berenice Hernández Uresti
Revisor

Vo.Bo.


Dr. Azael Martínez de la Cruz
Secretario de Estudios de Posgrado

**SECRETARÍA DE
ESTUDIOS DE
POSGRADO**

Institución 190001
Programa 553511
Acta Núm. 4720

Ciudad Universitaria, a 14/07/2026

Revisión 1

Vigente a partir del 14 de Mayo 2026

DEDICATORIA

A mis padres y mi hermana, por estar siempre a mi lado, por su amor incondicional, por creer en mí en todo momento, y por brindarme siempre su apoyo, confianza y cariño.

Este logro también es suyo.

AGRADECIMIENTOS

A mi familia, por ser el apoyo constante que me ha acompañado a lo largo de toda mi vida.

A mi madre, por todo aquello que muchas veces ocurre en silencio y que, sin embargo, ha significado tanto para mí. Por estar siempre presente, por preocuparse por mi bienestar y por recibirme, sin importar la hora. Gracias por cada muestra de cuidado, por cada comida preparada, por cada preocupación y por hacerme sentir siempre acompañado. Tenerla como madre ha sido, sin duda, uno de los mayores privilegios de mi vida.

A mi padre, por su apoyo incondicional y por estar siempre dispuesto a ayudarme de todas las formas posibles. Por cada traslado a la universidad, a una estación del metro, a un laboratorio o a un centro de investigación; por facilitarme el camino tantas veces y por brindarme no solo apoyo económico, sino también la confianza, estabilidad y respaldo emocional necesarios para continuar persiguiendo mis metas.

A mi hermana, por acompañarme desde que éramos niños, por cuidarme, defenderme y confiar siempre en mí. Gracias por recordarme de lo que soy capaz, por impulsarme a perseguir mis sueños y por estar presente en cada etapa de mi vida. Saber que siempre he contado contigo ha sido una de las mayores certezas que he tenido.

Agradezco profundamente al Dr. Iván Eleazar Moreno Cortez y al Dr. Luis Arturo Reyes Osorio por su guía, paciencia, tiempo y dedicación durante el desarrollo de este trabajo. Sus conocimientos, experiencia y orientación fueron fundamentales para la realización de esta tesis y para mi formación profesional.

Asimismo, agradezco a todos los profesores que formaron parte de mi formación durante la maestría y que, a través de sus enseñanzas, contribuyeron a mi crecimiento académico y profesional. De manera especial, agradezco al Dr. Francisco Pérez por su constante disposición para ayudar, por su orientación y por el apoyo que siempre estuvo dispuesto a brindarme.

A Diana, Alan, Osvaldo, Frank, Vale y Luna, gracias por su amistad, sus consejos, por escucharme, acompañarme y compartir conmigo tantos momentos durante esta etapa. Su compañerismo hizo mucho más llevadero el camino, y me llevo de esta maestría no solo aprendizajes, sino también amistades que valoro profundamente.

Finalmente, a Johanna, por estar conmigo de una manera que difícilmente podría expresar en unas cuantas líneas. Gracias por creer en quien era y en lo que podía llegar a ser, incluso cuando yo mismo no estaba seguro de mis capacidades. Por escucharme, ayudarme, apoyarme y acompañarme en cada momento; por hacer que este camino se sintiera más ligero y más corto, y por todo el amor, cariño y dedicación que me has brindado. Una parte importante de este logro también existe gracias a ti.

Contenido

Índice de Tablas.....	7
Índice de Imágenes.....	7
Introducción.....	10
Capítulo 1. Antecedentes y Marco Teórico.....	13
1.1 Entorno cardiovascular.....	13
1.2 Enfermedades cardiovasculares y Valvulopatías (ECV).....	15
1.3 Válvulas cardíacas mecánicas: evolución de diseño y limitaciones actuales.....	18
1.4 Aleación Ti-6Al-4V.....	20
1.5 Propuesta.....	22
1.6 Técnica de modificación superficial vía anodizado.....	22
1.7 Fundamentos de CFD en hemodinámica.....	24
1.7.1 Modelado computacional del flujo sanguíneo.....	26
1.7.2 Estudios previos de CFD/FSI en válvulas y arterias.....	30
1.8 Justificación.....	33
Hipótesis.....	35
Objetivo General.....	35
Objetivos Específicos.....	35
Capítulo 2. Metodología.....	36
2.1 Modificación superficial del Ti-6Al-4V.....	36
2.1.1 Materiales y Equipo.....	36
2.1.2 Proceso de modificación superficial.....	36
2.1.2.1 Preparación de la muestra.....	36
2.1.2.2 Anodizado.....	37
2.1.2.3 Limpieza posterior al anodizado.....	37
2.2 Caracterización.....	38
2.2.1 Microscopía electrónica de barrido.....	38
2.2.2 Perfilómetro/Rugosímetro.....	39
2.2.3 Nanoindentación.....	39
2.2.4 Angulo de contacto.....	40
2.3 Simulación computacional.....	41

Capítulo 3. Resultados y Discusión.....	45
3.1 Caracterización morfológica y superficial.....	45
3.1.1 Micrografías SEM.....	45
3.1.2 Angulo de contacto.....	48
3.1.3 Perfilometría.....	50
3.1.4 Nanoindentación.....	51
3.2 Simulación Computacional CFD.....	54
3.2.1 Validación del modelo y caso base (ángulo 85°).....	54
3.2.1.1 Comparación de tipos de malla.....	54
3.2.1.2 Estudio de Independencia de Malla.....	55
3.2.1.3 Efecto de rugosidad superficial.....	56
3.2.1.4 Efecto del modelo de viscosidad.....	58
3.2.2 Resultados hemodinámicos a 85°.....	59
3.2.2.1 Ventana 0–40 Pa.....	59
3.2.2.2 Ventana 0–50 Pa.....	60
3.2.2.3 Ventana 0–100 Pa.....	61
3.2.2.4 Ventana 0–300 Pa.....	62
3.2.2.5 Distribución de Presiones y campos de velocidad.....	63
3.2.3 Resultados hemodinámicos en función del ángulo de apertura.....	67
Capítulo 4. Conclusiones.....	71
Referencias.....	73

Índice de Tablas

Tabla 1. Clasificación de los elementos estabilizadores, su efecto sobre el Ti y las propiedades resultantes.....	17
Tabla 2. Tabla de Parámetros.....	35
Tabla 3. Parámetros de discretización espacial de los niveles de refinamiento de malla para análisis de independencia.....	39
Tabla 4. Tabla comparativa entre modelos reológicos.....	40
Tabla 5. Parametros utilizados para las pruebas de anodizado.....	43
Tabla 6. Parámetros de rugosidad superficial medidos por Perfilometría.....	47
Tabla 7. Resultados de los ensayos de nanoindentación. Las variables reportadas son dureza plástica (HUpl), dureza de indentación (HIT), módulo de indentación (EIT), profundidad de indentación máxima (hmax).....	48
Tabla 8. Comparación del desempeño numérico y parámetros hemodinámicos para malla poliédrica y prismática.....	51
Tabla 9. Comparación del efecto de la rugosidad superficial sobre parámetros hemodinámicos (ángulo 85°, Power Law).....	53
Tabla 10. Comparación de resultados hemodinámicos entre modelos de viscosidad Power Law y Carreau.....	55
Tabla 11. Resultados hemodinámicos: efecto del ángulo, rugosidad y modelo reológico (85° y 65°).....	65
Tabla 12. Resultados hemodinámicos: efecto del ángulo, rugosidad y modelo reológico (45° y 25°).....	66

Índice de Imágenes

Figura 1. Datos de defunciones enlistadas por causa en el periodo de 2022-2024.....	7
Figura 2. Representación esquemática del sistema cardiovascular y su circulación sistémica y pulmonar (Miller, 2020 & Kroeker, C. G. 2018).....	10
Figura 3. Representación esquemática de la anatomía interna del corazón humano (Kroeker, C. G., 2018).....	11
Figura 4. Tasas de mortalidad por ECV estandarizadas por edad a nivel mundial (Chong et al., 2025).....	12
Figura 5. Proyección global de muertes por ECV (2025–2050). Se prevé un aumento de 20.5 a 35.6 millones de muertes anuales (Chong et al., 2025).....	13
Figura 6 Análisis de las cinco principales patologías de las ECV por entidad federativa, ambos sexos. México, 1990-2021 (Fajardo Dolci et al. 2023).....	15
Figura 7. Diagrama de Fases del Ti-6Al-4V (Ducato, A. et al, 2013).....	18
Figura 8. Microscopio Electrónico de Barrido marca FEI modelo Nova NanoSEM.....	35
Figura 9. Rugosímetro portátil marca Mitutoyo SJ-210.....	36
Figura 10. Equipo de nanoindentación marca Fischerscope HM2000 S.....	37

Figura 11. Equipo de medición del ángulo de contacto estático modelo DSA25B marca KRÜSS.....	38
Figura 12. Geometría del modelo computacional. a) Modelo CAD de la válvula mecánica St. Jude Medical. b) Diseño de la válvula mecánica acoplada en el entorno aórtico. c) Volumen de control del fluido.....	38
Figura 13. Micrografía SEM de nanotubos de TiO ₂ obtenidas mediante anodizado (parámetros: 15min, 18 V, 15s) y distribución de sus diámetros.....	42
Figura 14. Micrografía SEM de nanotubos de TiO ₂ obtenidas mediante anodizado (parámetros: 20min, 18 V, 15s) y distribución de sus diámetros.....	43
Figura 15. Micrografía SEM de nanotubos de TiO ₂ obtenidas mediante anodizado (parámetros: 25min, 18 V, 15s) y distribución de sus diámetros.....	43
Figura 16. Comparación de las mediciones de los ángulos de contacto con PBS en superficies de Ti-6Al-4V.....	45
Figura 17. Evolución del ángulo de contacto promedio a lo largo de las repeticiones de la medición para ambas superficies.....	45
Figura 18. Comparación de curvas carga–profundidad, obtenidas por nanoindentación en muestras pulidas y anodizadas bajo cargas máximas de 5, 10 y 15 mN (respectivamente). 48	
Figura 19. Gráfico de independencia de malla: convergencia de la solución evaluada a través de la presión en la entrada en función del número de elementos.....	52
Figura 20. Contornos de esfuerzos cortantes con un rango de 0 a 40 Pa para el caso de 85° de ángulo de apertura.....	56
Figura 21. Contornos de esfuerzos cortantes con un rango de 0 a 50 Pa para el caso de 85° de ángulo de apertura.....	57
Figura 22. Contornos de esfuerzos cortantes con un rango de 0 a 100 Pa para el caso de 85° de ángulo de apertura.....	58
Figura 23. Contornos de esfuerzos cortantes con un rango de 0 a 300 Pa para el caso de 85° de ángulo de apertura.....	59
Figura 24. Contornos de presión desde las vistas isométrica y lateral para el caso de 85° de ángulo de apertura.....	60
Figura 25. Contornos de presión desde la vista inferior para el caso de 85° de ángulo de apertura.....	61
Figura 26. Contornos de velocidad desde la vista lateral para el caso de 85° de ángulo de apertura.....	62
Figura 27. Contornos de velocidad desde la vista superior para el caso de 85° de ángulo de apertura.....	62
Figura 28. Líneas de corriente de velocidad para el caso de 85° de ángulo de apertura.....	63

Introducción

Se ha reportado que a nivel global las enfermedades cardiovasculares son una de las principales causas de mortalidad. De acuerdo con la Federación Mundial del Corazón, alrededor de 20.5 millones de personas mueren anualmente en el mundo por enfermedades cardiovasculares. Esto indica que alrededor del 33% de todas las muertes en el mundo son atribuibles a problemas cardiacos. En un periodo de 20 años la prevalencia de las enfermedades cardiovasculares (ECV) casi se ha duplicado, pasando de 271 millones en 1990 a 523 millones en 2019 [1].

Por otra parte, en México, con base a las estadísticas de la Secretaría de Salud, estas enfermedades representan aproximadamente el 25% de todas las muertes en el país. De acuerdo con las estadísticas de defunciones registradas del Instituto Nacional de Estadística y Geografía (INEGI), las enfermedades del corazón han sido la principal causa de muerte en México desde los últimos años (Figura 1). Además, reportan que en las últimas décadas ha habido un aumento en la prevalencia de factores de riesgo como la hipertensión, la diabetes y el sobrepeso, que contribuyen significativamente a la alta incidencia de enfermedades cardiovasculares en la población mexicana. Se estima que alrededor de 2.5 millones de personas en México padecen enfermedades cardiovasculares y cada año se diagnostican aproximadamente 200,000 nuevos casos [2].

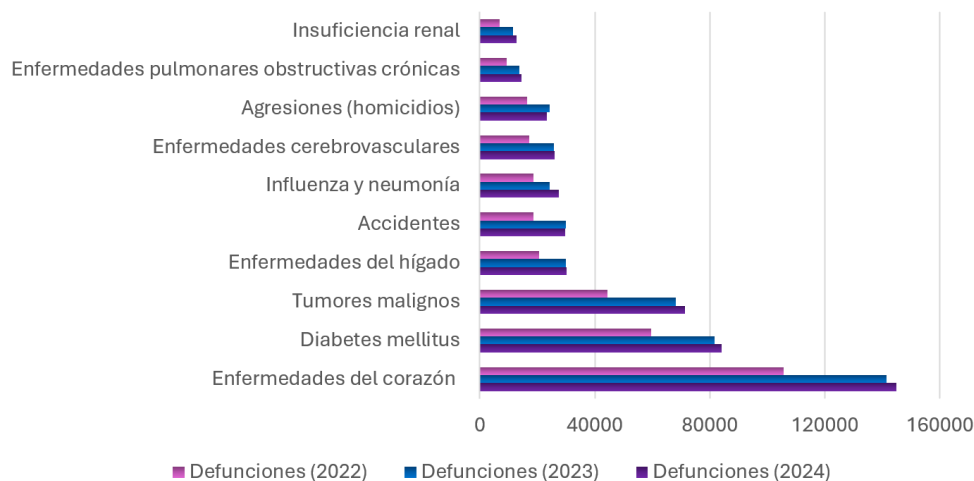


Figura 1. Datos de defunciones enlistadas por causa en el periodo de 2022-2024.

Dentro de las enfermedades cardiovasculares más comunes y de las principales causas de morbilidad y mortalidad cardiovascular que pueden llegar a afectar a los pacientes entran las valvulopatías o la cardiopatía valvular [3]. Las valvulopatías son enfermedades de las válvulas cardíacas, que afectan principalmente a la válvula mitral y a la válvula aórtica. Estas enfermedades consisten en regurgitaciones que se producen cuando la válvula no se cierra correctamente, permitiendo el flujo retrógrado a través de la válvula aórtica a la cavidad del ventrículo izquierdo del corazón y la estenosis también conocida como estrechamiento de la abertura de la válvula, que restringe el flujo sanguíneo anterógrado desde el corazón hacia la aorta [4,5]. A lo largo de los años, la válvula puede dañarse o deformarse, provocando estos problemas. Sin embargo, es posible que los síntomas sólo aparezcan cuando la enfermedad es grave. En esta fase avanzada, la valvulopatía aórtica conlleva un alto riesgo de complicaciones y mortalidad.

El fenómeno de la estenosis puede ser el resultado de una fatiga mecánica acumulada a lo largo del tiempo, que daña el tejido valvular y provoca fibrosis o calcificación, endureciendo la válvula y dificultando su correcto funcionamiento. De acuerdo con información oficial del IMSS, la incidencia de estenosis valvular aumenta a un ritmo de 1.5% anual en personas mayores de 70 años a nivel mundial. En 2017, 173,000 personas mayores de 65 años fueron afectadas por este padecimiento en México [7].

La estenosis aórtica es más común entre los adultos mayores, particularmente entre los 50 y 80 años. Un estudio prospectivo de base poblacional encontró que la incidencia de estenosis aórtica fue de 0.2% en individuos de cincuenta años, 1.3% de sesenta años, 3.9% de setenta años y 9.8% de ochenta años [8].

La insuficiencia valvular o regurgitación, por su parte, se produce por el envejecimiento de la válvula, que provoca su debilitamiento y calcificación, y la hipertensión arterial, entre otras [7]. Estas valvulopatías plantean retos significativos al sistema de salud y subrayan la importancia de la prevención y el tratamiento oportuno en el contexto de las enfermedades cardiovasculares en México y en el mundo. El Framingham Offspring Study informó que la regurgitación aórtica (RA) leve o más grave se producía en el 13% de los varones y en el 8,5% de las mujeres. Además, se estimó que la RA moderada o más grave afectaba a aproximadamente el 0,5% de toda la población estadounidense [9,10].

Los materiales utilizados tradicionalmente para sustituir válvulas pueden clasificarse en válvulas biológicas, que son fabricadas a partir de tejidos animales o tejidos de donantes humanos [5,6]. Válvulas poliméricas, que aún se encuentran en fase de investigación y no están disponibles de forma generalizada, pero los materiales sintéticos utilizados para dichas válvulas exhiben propiedades prometedoras. Por último, las válvulas mecánicas, que son fabricadas con materiales como el titanio o el carbón pirolítico y que están diseñadas para durar mucho tiempo. Sin embargo, los pacientes requieren un tratamiento anticoagulante de por vida para prevenir la formación de coágulos [11-14].

De esta manera, uno de los principales desafíos en el uso de válvulas mecánicas es la reducción del tratamiento anticoagulante, prevención de calcificaciones y la formación de trombos. Aquí es donde la modificación superficial, puede mejorar significativamente su rendimiento y durabilidad [15-18]. Los experimentos *in vivo* son esenciales para desarrollar modelos precisos para el diseño de prótesis. Sin embargo, estos experimentos pueden arrojar datos limitados debido al sofisticado equipo necesario, limitaciones presupuestarias y diversas normativas gubernamentales. Además, cada vez se presta más atención a reducir al mínimo la experimentación con animales en favor de métodos alternativos [19-21].

En este contexto, la dinámica de fluidos computacionales (CFD) ha emergido como una metodología alternativa más eficiente y rentable, permitiendo la simulación precisa de fenómenos físicos y químicos complejos. Gracias a diversos avances tecnológicos, algoritmos y validaciones empíricas, y al aumento en la capacidad computacional y la reducción de costos asociados a la experimentación física. En un ámbito biomédico, las simulaciones computacionales pueden mejorar la comprensión de sistemas fisiológicos, acelerar el diseño y la optimización de prótesis valvulares y dispositivos médicos y evaluar mecanismos subyacentes con una resolución espacial y temporal superior, evitando procedimientos invasivos y proporcionando simulaciones más realistas y estables [22-26].

Capítulo 1. Antecedentes y Marco Teórico

1.1 Entorno cardiovascular

El sistema cardiovascular (Figura 2) está conformado por dos principales elementos, el corazón y una amplia red de vasos sanguíneos que forman en un circuito cerrado [27]. Su función principal es bombear la sangre y garantizar el transporte de oxígeno, nutrientes, hormonas y metabolitos hacia los tejidos, así como la eliminación de dióxido de carbono y otros desechos metabólicos [27-28].

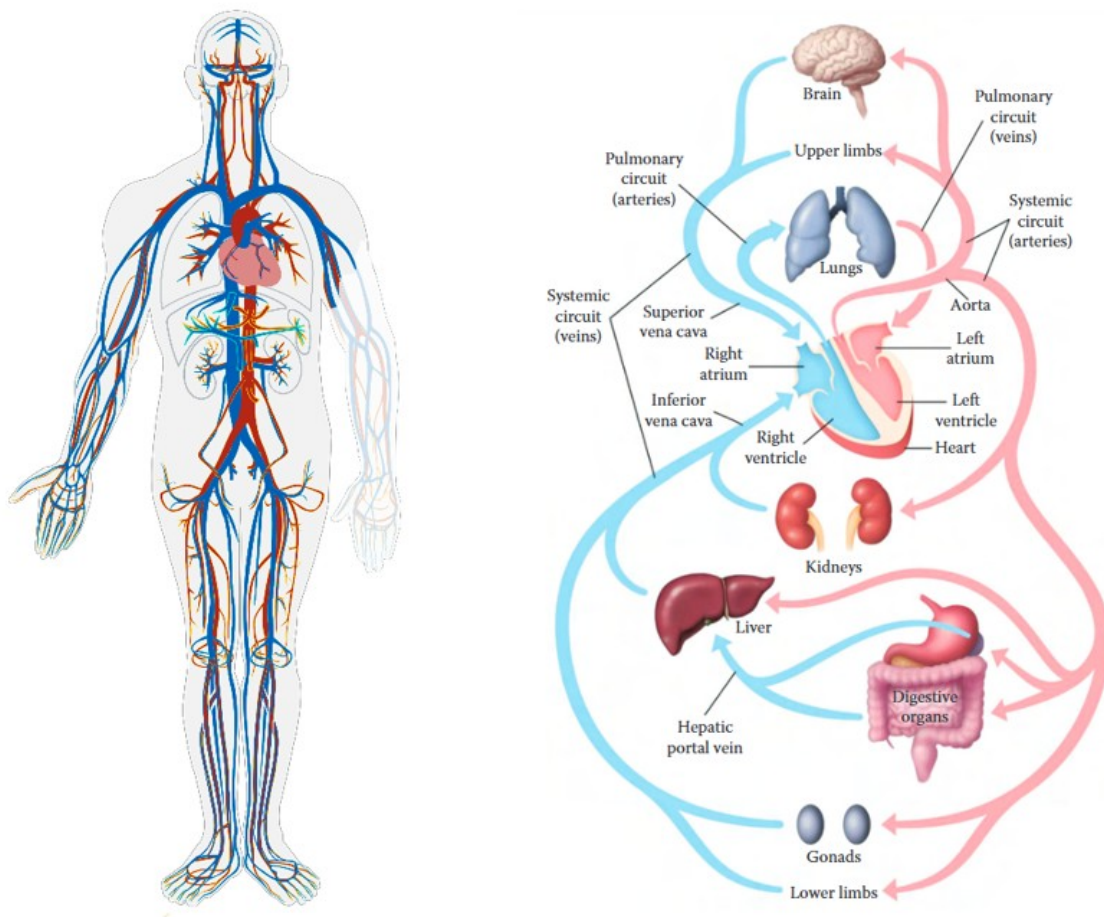


Figura 2. Representación esquemática del sistema cardiovascular y su circulación sistémica y pulmonar (Miller, 2020 & Kroeker, C. G. 2018).

El corazón humano (Figura 3) es un órgano muscular hueco con forma cónica, a una edad adulta el corazón llega a pesar entre 250 y 350 gr., se encuentra situado en el mediastino

torácico, posterior al esternón y ligeramente desviado hacia la izquierda. Este órgano se encarga de la circulación sanguínea en el cuerpo humano y está dividido en cuatro cavidades: dos aurículas de paredes delgadas que actúan como cámaras de recepción y dos ventrículos de paredes más gruesas responsables de la eyección sanguínea. Las válvulas cardíacas tricúspide, pulmonar, mitral y aórtica están formadas de repliegues de tejido conectivo recubiertos de endotelio y están encargadas de mantener el flujo unidireccional evitando el reflujo sanguíneo [27-30].

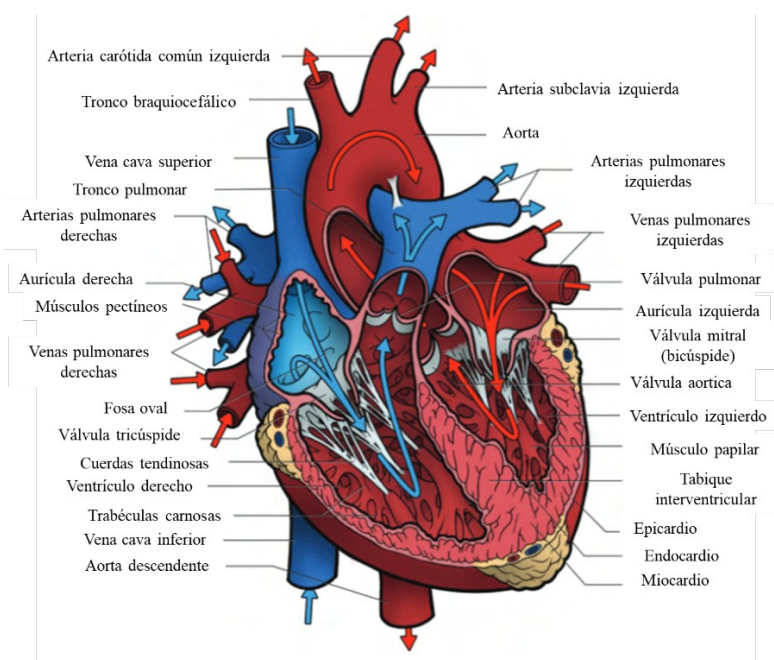


Figura 3. Representación esquemática de la anatomía interna del corazón humano (Kroeker, C. G., 2018).

El ciclo cardíaco está compuesto por dos fases principales conocidas como diástole y sístole. Durante la diástole ventricular, los ventrículos se relajan y las aurículas se contraen, permitiendo el llenado ventricular. En la sístole, los ventrículos se contraen y las aurículas se relajan, impulsando la sangre hacia la circulación pulmonar y sistémica. Este proceso ocurre de manera sincronizada en ambos lados del corazón y permite un ritmo normal de 60 a 90 latidos por minuto en reposo, con variaciones según la condición física del individuo [27, 30].

La aorta se origina en el ventrículo izquierdo, está formada por tres segmentos principales: ascendente, arco aórtico y descendente, que a su vez incluye la porción torácica y abdominal,

es considerada la arteria más grande, así como resistente del cuerpo humano, además posee una pared elástica compuesta por capas celulares, fibras de colágeno y músculo liso que le confieren resistencia y distensibilidad [28]. La elasticidad de la aorta modula el flujo pulsátil generado por la eyección ventricular, atenuando la presión conforme la sangre avanza hacia arterias y capilares. Con la edad, la rigidez arterial aumenta, acelerando la onda de pulso y contribuyendo al desarrollo de hipertensión y otras patologías cardiovasculares.

1.2 Enfermedades cardiovasculares y Valvulopatías (ECV)

Las ECV constituyen el mayor problema de salud pública en el mundo por su carga de mortalidad, discapacidad y costos (Figura 4). A escala global, los estudios basados en la carga mundial de enfermedades (Global Burden of Disease) proyectan que entre 2025 y 2050 los decesos por enfermedades cardiovasculares crecerán en un 73% aproximadamente por envejecimiento y crecimiento poblacional, aun cuando las tasas estandarizadas por edad de mortalidad y los años de vida ajustados por discapacidad desciendan por mejoras en prevención y tratamiento (Figura 5) [31].

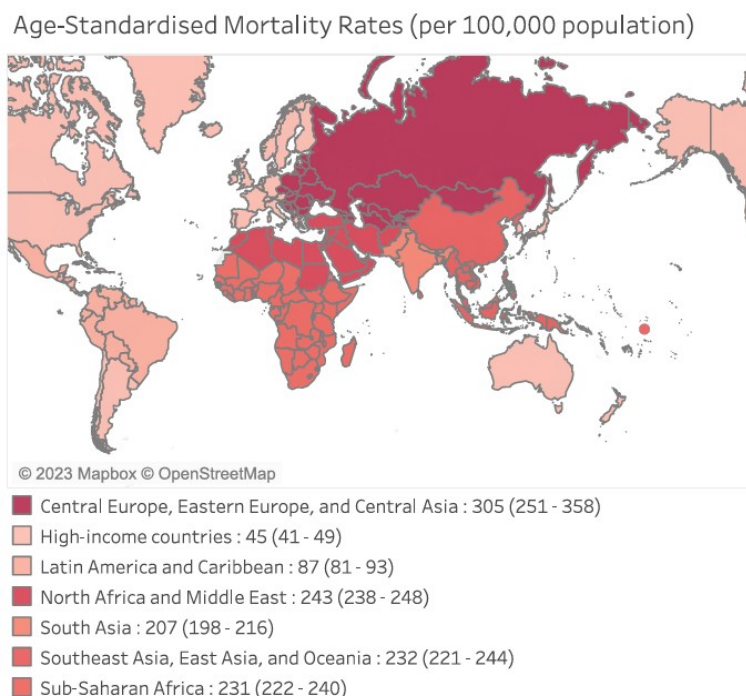


Figura 4. Tasas de mortalidad por ECV estandarizadas por edad a nivel mundial (Chong et al., 2025).

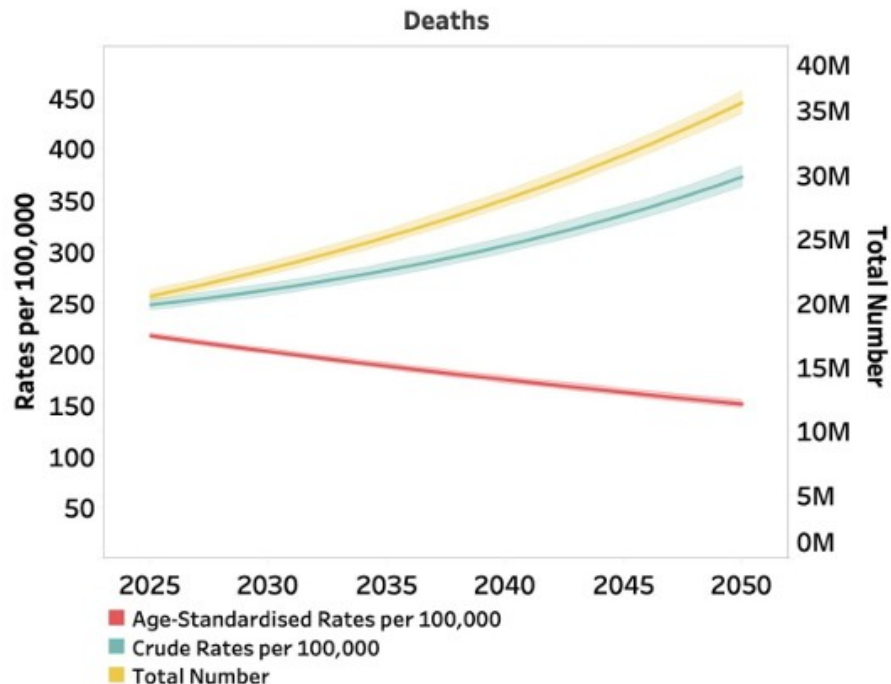


Figura 5. Proyección global de muertes por ECV (2025–2050). Se prevé un aumento de 20.5 a 35.6 millones de muertes anuales (Chong et al., 2025).

Asimismo, las ECV que más afectan a la población mundial son la cardiopatía isquémica y la enfermedad cerebrovascular (ictus isquémico y hemorrágico), ambas responsables de la mayor proporción de muertes y discapacidad asociadas al sistema cardiovascular. Aunque las valvulopatías no se encuentran entre las dos primeras causas de ECV, han sido descritas como la "próxima epidemia cardíaca" debido a su fuerte asociación con la edad y el rápido envejecimiento de las poblaciones a nivel mundial [32].

La estenosis aórtica es la enfermedad valvular más frecuente en hospitales de segundo y tercer nivel, representando el 34% del total de valvulopatías [33]. En los países de alto ingreso, la estenosis aórtica es el principal contribuyente a la mortalidad por valvulopatías, y en Estados Unidos de América representa el 45% de todas las muertes por valvulopatías como causa subyacente, y ha impulsado la mayor parte del aumento en el número total de muertes por ECV en las últimas tres décadas [31-35].

La regurgitación mitral es la forma más prevalente de valvulopatía moderada o grave en los países desarrollados. Su prevalencia es alta, se observó en el 88% de los hombres y el 92% de las mujeres, aunque en la mayoría de los casos era trivial [33,35]. Se espera que su prevalencia aumente debido a la asociación con la edad y la insuficiencia cardíaca [35].

En México se refleja el mismo patrón observado a nivel global, donde las ECV constituyen la principal causa de mortalidad y discapacidad. Los análisis recientes revelan diversas tendencias relacionadas con la edad, el sexo y la ubicación geográfica de la población. Entre 1990 y 2021 se registró un incremento en la mortalidad de las seis principales ECV [36]. El grupo de adultos mayores de 80 años fue el más afectado, mostrando un marcado aumento en la mortalidad, lo que continúa representando un grave problema de salud pública. Si bien la incidencia de defunciones comienza a incrementarse a partir de los 45 años, la mayor carga se concentró en los individuos mayores de 65 años, quienes representaron aproximadamente el 77.26% de las muertes reportadas en las estadísticas preliminares de 2022 [36-38].

Las diferencias por sexo también son notables. Entre 1990 y 2019, la proporción de muertes cardiovasculares en mujeres mostró una ligera tendencia descendente, al pasar de 15.2% a 13.9%, mientras que en los hombres se observó un incremento de 12.6% a 14.7%. Cabe destacar que en 2011 y 2012 la mortalidad por ECV presentó un repunte en ambos sexos, alcanzando un 13.5% [37].

En cuanto a la distribución geográfica (Figura 6), los estados con mayores tasas de mortalidad por ECV se concentran principalmente en el norte del país, con la excepción de Yucatán. Entre los estados más afectados se encuentran Nuevo León, Sonora, Tamaulipas, Baja California, Coahuila, Chihuahua, Durango, Sinaloa, Baja California Sur y Yucatán. En contraste, Tlaxcala reportó la menor mortalidad [38]. Estas disparidades regionales podrían explicarse por diferencias en el acceso a información, servicios de salud y atención médica adecuada y oportuna [37-38].

Por último, el incremento de las ECV en México se encuentra estrechamente relacionado con la creciente prevalencia de factores de riesgo cardiometabólicos, entre los cuales destacan el sobrepeso y la obesidad, cuya presencia se ha incrementado en todas las edades y en ambos sexos durante el periodo de estudio [36-38].

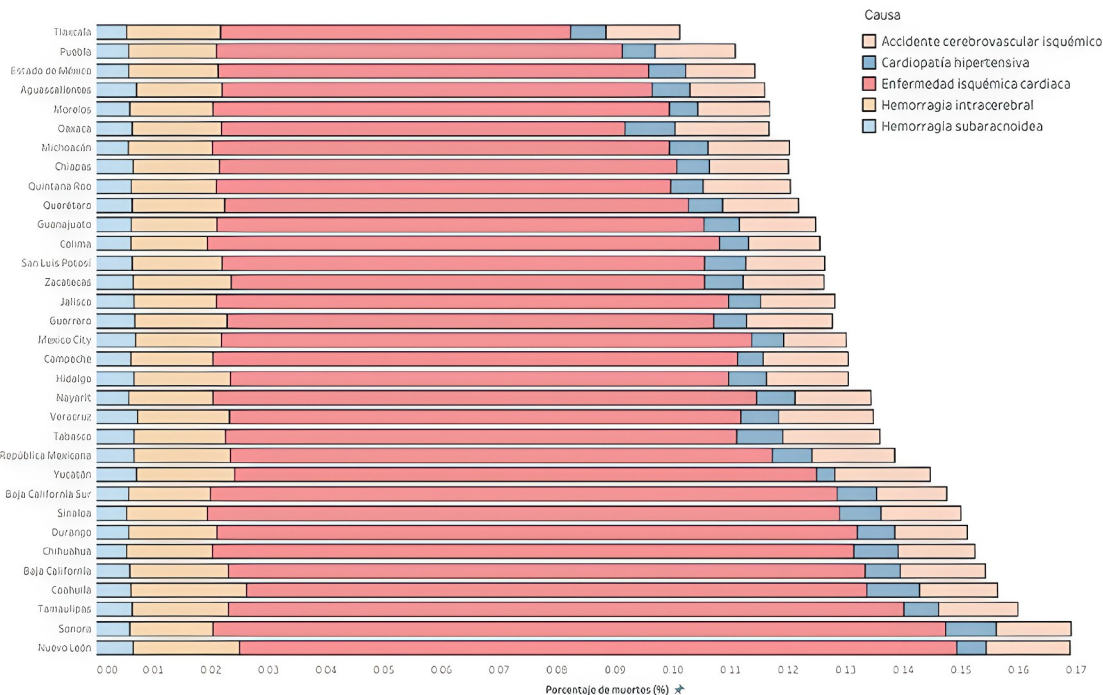


Figura 6 Análisis de las cinco principales patologías de las ECV por entidad federativa, ambos sexos. México, 1990-2021 (Fajardo Dolci et al. 2023).

1.3 Válvulas cardíacas mecánicas: evolución de diseño y limitaciones actuales

El reemplazo valvular mediante prótesis mecánicas ha sido la alternativa más efectiva desde la década de 1950, con casi tres millones de implantes a nivel mundial hasta 2009 y una proyección de 290,000 procedimientos anuales que se triplicará para 2050 [39-40]. La primera generación de válvulas mecánicas (1952-1960s) incluía diseños de bola enjaulada (Hufnagel, 1952; Starr-Edwards, 1962) y disco enjaulado, caracterizados por perfiles de flujo altamente turbulentos, elevados gradientes de presión transvalvular y zonas de estancamiento que favorecían la trombogénesis [41-44]. Aunque la introducción del carbono pirolítico por Bokros y Gott en 1966 mejoró sustancialmente la biocompatibilidad y resistencia al desgaste [45-46], las válvulas de disco pivotante desarrolladas en los años 70 (Björk-Shiley, Medtronic-Hall) continuaron presentando regiones de alto esfuerzo cortante turbulento y, en algunos casos, fallas estructurales críticas como fracturas del vástago [47-48].

La introducción de la válvula bivalva St. Jude Medical representó una mejora sustancial en términos de simetría de flujo, reducción de gradientes de velocidad y marcó un cambio paradigmático en el diseño de prótesis mecánicas [49]. Este dispositivo incorpora dos valvas semicirculares (oclusores) que, al abrirse, generan tres orificios de flujo: uno central rectangular y dos laterales semicirculares. La válvula St. Jude Medical se consolidó como uno de los estándares clínicos debido a su geometría optimizada, apertura angular controlada y desempeño hemodinámico reproducible. Sin embargo, incluso en estos diseños más avanzados, persisten zonas críticas de alto esfuerzo cortante en las regiones de bisagra y detrás de las valvas en posición abierta. Estas limitaciones hemodinámicas inherentes al diseño bivalvo continúan siendo un factor relevante en la trombogénesis inducida por el dispositivo y requieren anticoagulación oral permanente.

Aunque modelos más recientes, como la válvula On-X, han intentado aproximarse a un comportamiento más fisiológico mediante modificaciones geométricas menores, como cambios en los ángulos de apertura, perfiles de valva mejorados, e incluso en relaciones longitud-diámetro más fisiológicas, logrando mejoras en el perfil de flujo central [50-56], ninguna válvula mecánica comercial ha resuelto completamente el problema fundamental relacionada con la interacción sangre-material y los patrones locales de esfuerzo cortante. Estas regiones continúan asociándose con fenómenos de activación plaquetaria, hemólisis y trombogénesis inducida por el dispositivo, lo que obliga al uso permanente de terapia anticoagulante. Los desarrollos más recientes, como la válvula TRIFLO (2023, tres valvas poliméricas en estructura de titanio), buscan combinar durabilidad mecánica con reducción del requerimiento anticoagulante, pero su eficacia clínica a largo plazo aún no está validada [57-58]. En consecuencia, a pesar de los avances geométricos y materiales alcanzados en las últimas décadas, ninguna válvula mecánica comercial ha eliminado completamente el compromiso entre durabilidad estructural y hemocompatibilidad.

1.4 Aleación Ti-6Al-4V

El titanio es un metal ligero cuya estructura cristalina determina en gran medida sus propiedades y desempeño. A temperatura ambiente su microestructura presenta una ordenación cristaliza en red hexagonal compacta, conocida como fase α [59-60]. Al aumentar la temperatura y alcanzar el punto de transición β , cercano a los 883 °C, su estructura se transforma a cúbica centrada en el cuerpo, conocida como fase β , mientras que su fusión ocurre alrededor de 1678 °C [59-60]. Esta capacidad de transición entre fases junto con la incorporación de distintos elementos de aleación hace posible clasificar a las aleaciones de titanio en varios grupos (Tabla 1) [59-63].

Tabla 1. Clasificación de los elementos estabilizadores, su efecto sobre el Ti y las propiedades resultantes.

Tipo de estabilizador	Elementos comunes	Efecto sobre el Ti	Propiedades resultantes
Fase α	Al, O, N, C	Aumentan temperatura de transición ($\alpha \rightarrow \beta$ (T_β)). Favorece la formación de microestructuras fase α . Mantienen estructura HCP.	Mayor resistencia a la corrosión, buena estabilidad térmica, menor respuesta a tratamientos térmicos. Aplicaciones aeroespaciales, ambientes corrosivos
Fase β	V, Mo, Nb, Ta, Fe, Cr, Mn, W, Si, Ni, Co, H	Reducen T_β , promueven la fase β ; pueden retener β estable a temperatura ambiente, favorecen estructura BCC	Mejor ductilidad, capacidad de endurecimiento y mejor respuesta a tratamientos térmicos.
Fase $\alpha+\beta$	Combinación de las fases anteriores	Permite la coexistencia controlada de microestructuras de ambas fases α y β .	Equilibrio entre resistencia mecánica, tenacidad a la fractura, resistencia al desgaste.

Entre las aleaciones $\alpha+\beta$, la aleación Ti-6Al-4V (Figura 7) se consolidó desde mediados del siglo XX como la aleación predilecta en aplicaciones biomédicas debido a sus propiedades naturales derivada de la formación espontánea de una película pasiva de TiO_2 [60]. Desde la perspectiva electroquímica, esta capa pasiva confiere una resistencia a la corrosión superior a la de aceros inoxidable y Co-Cr [61-64].

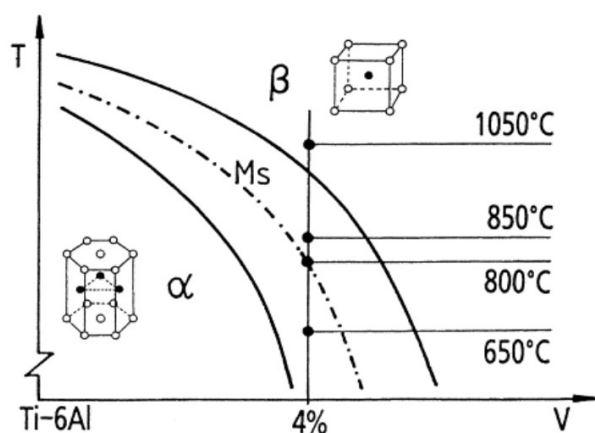


Figura 7. Diagrama de Fases del Ti-6Al-4V (Ducato, A. et al, 2013).

Desafortunadamente, la aleación Ti-6Al-4V, aunque ampliamente utilizada en implantes, presenta limitaciones importantes en condiciones fisiológicas prolongadas [61]. Su elevado coeficiente de fricción, la liberación continua de iones citotóxicos como Al y V, y la baja bioactividad de su capa de óxido nativa pueden inducir inflamación, reacciones adversas y una osteointegración deficiente, contribuyendo potencialmente a fallas clínicas a largo plazo. Para superar estas complicaciones sin comprometer la integridad del volumen, se han impulsado el desarrollo de técnicas de modificación superficial, para ajustar la química y topografía superficial, desde tratamientos hidrotérmicos, sol-gel, arenado hasta deposiciones físicas y químicas en fase vapor y, de manera destacada, el anodizado [59-63].

1.5 Propuesta

Dado que las limitaciones hemodinámicas de las válvulas mecánicas actuales están relacionadas tanto con la geometría del dispositivo como con la interacción entre el material y el flujo sanguíneo, y considerando las propiedades favorables de la aleación Ti-6Al-4V como material estructural biomédico, el presente trabajo propone evaluar el efecto de la modificación superficial nanoestructurada de Ti-6Al-4V mediante anodizado electroquímico sobre el comportamiento hemodinámico en aplicaciones de válvulas cardíacas mecánicas. Esta aproximación busca generar una capa de óxido de titanio (TiO_2) con morfología nanoestructurada (nanotubos) que modifique controladamente parámetros como la mojabilidad, energía superficial, así como la rugosidad y topografía a escala micrométrica y nanométrica. De esta manera se estaría influyendo en parámetros hemodinámicos críticos como los esfuerzos cortantes en las paredes (WSS), sin comprometer las propiedades mecánicas estructurales del sustrato metálico, ni alterar la geometría probada de diseños existentes de válvulas cardíacas mecánicas. Por este motivo, la válvula mecánica St. Jude Medical fue seleccionada como modelo geométrico para el presente estudio, debido a su amplia validación clínica y uso extendido como referencia en investigaciones experimentales y computacionales. La evaluación del efecto hemodinámico de esta modificación se realizará mediante simulaciones CFD bajo condiciones de flujo estacionario representativas de diferentes fases del ciclo cardíaco. El enfoque integra caracterización experimental de las propiedades mecánicas, morfológicas y de rugosidad de la superficie anodizada con modelado numérico del flujo sanguíneo, permitiendo establecer relaciones cuantitativas entre modificación superficial y comportamiento hemodinámico. En consecuencia, el presente trabajo propone integrar la modificación superficial mediante anodizado de la aleación Ti-6Al-4V con el análisis hemodinámico computacional de una válvula mecánica tipo St. Jude Medical, con el fin de evaluar el impacto potencial de dichas modificaciones en los parámetros de interés clínico.

1.6 Técnica de modificación superficial vía anodizado

El anodizado es un proceso electroquímico mediante el cual se hace crecer de forma controlada una película de óxido sobre materiales metálicos, así como se muestra en la Figura 8. En este procedimiento, la pieza metálica actúa como ánodo en una celda electrolítica,

donde al aplicar un potencial o una corriente externa constante, las reacciones de electrodo junto con la difusión iónica impulsada por el campo promueven la formación de una película. Típicamente se utiliza Ti como ánodo, Pt como cátodo y, en ocasiones, un electrodo de referencia de Ag o de AgCl [59-63].

En la interfase metal-óxido se producen especies Ti^{4+} , mientras que en la interfase óxido-electrolito el agua se disocia en O^{2-}/H^+ . El balance global de formación de TiO_2 en ambas fronteras de la película (ecuaciones 1-4) se describe químicamente como:



dado que el óxido presenta mayor resistividad que el sustrato y el electrolito, la caída de potencial se concentra a través de la película [61-62]. Mientras el campo eléctrico mantenga el transporte iónico, el espesor del óxido continuará creciendo [61], en primera aproximación, una relación casi lineal con el voltaje aplicado.

Las propiedades y la morfología del óxido resultante dependen de parámetros del proceso como el potencial, la composición y el pH del electrolito, así como la temperatura y el tiempo de exposición a la técnica. Los medios ácidos, por ejemplo, H_3PO_4 o H_2SO_4 , favorecen la formación de capas más gruesas que las películas generadas por los hidróxidos y se emplean con frecuencia para obtener estructuras porosas a altos voltajes. El control de la temperatura ayuda a uniformar la disolución asistida por el campo y a evitar la disolución completa del óxido. A voltajes inferiores al umbral de ruptura dieléctrica se obtienen películas finas y compactas; si el voltaje supera ese umbral emergen descargas de micro arco que inducen chispas locales, temperaturas elevadas y en algunos casos, fusión puntual [59-62].

En electrólitos con fluoruros coexisten dos procesos acoplados: (I) oxidación y engrosamiento del TiO_2 por migración de Ti^{4+} y O^{2-} , (II) disolución química del óxido por la formación de complejos del Ti^{4+} con F^- , que genera especies solubles $[TiF_6]^{2-}$ [60]. El balance entre crecimiento y disolución define el régimen morfológico, capas más compactas si el F^-

es bajo y películas nanoporosas o nanotubulares a concentraciones intermedias o altas, y cuando ambos ritmos se igualan se alcanza un espesor máximo estable, aunque las nanoestructuras sigan profundizándose hacia el metal [60-61].

La selección del electrolito, su concentración y pH, así como el voltaje y el tiempo, permiten ajustar el espesor, el diámetro y el espaciado entre poros, así como la química superficial. Medios básicos basados en NH_4F y agua favorecen nanotubos más largos, mientras que temperaturas y viscosidades del medio modulan el intercambio iónico y la duración del proceso incrementa el espesor del óxido a la vez que adelgaza las paredes de los nanotubos a tiempos prolongados [61].

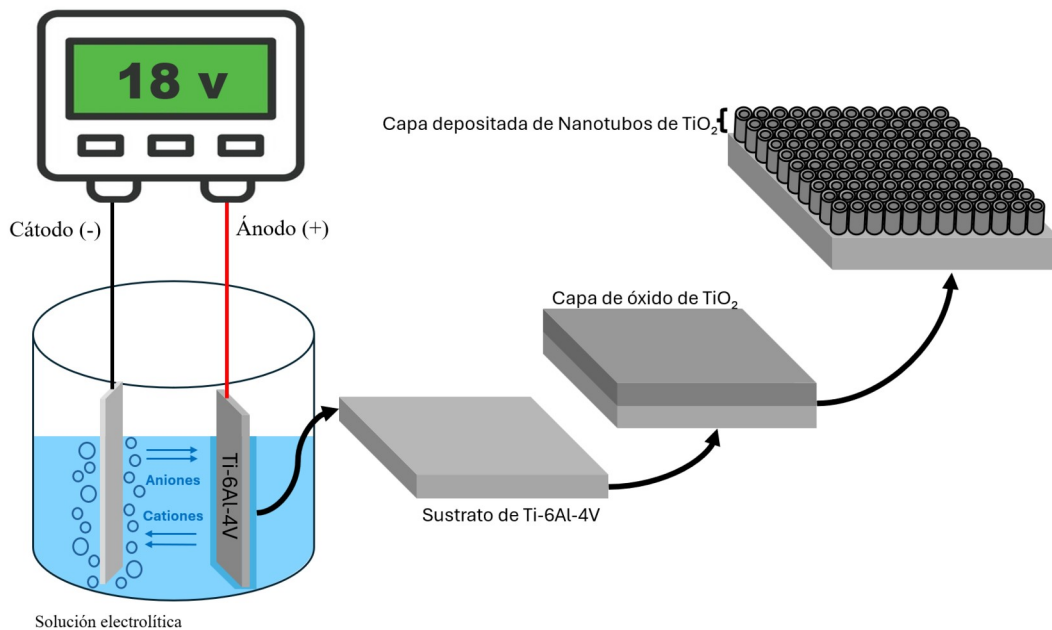


Figura 8. Esquema representativo del mecanismo de formación autoorganizado de nanotubos de TiO_2 mediante anodizado electroquímico.

1.7 Fundamentos de CFD en hemodinámica

La hemodinámica computacional (HDC) es un campo de estudio que describe el comportamiento de los fluidos mediante las ecuaciones de Navier-Stokes (Ecuaciones 5-7) utilizando programas de simulación por computadora para modelar el flujo sanguíneo en el

sistema cardiovascular, tanto en arterias naturales como en dispositivos prostéticos o biomédicos [65-67]. Este campo de estudio surge como una conexión entre ingeniería, matemáticas y medicina haciendo uso de herramientas como la imagenología médica, reconstrucción geométrica, CFD y mecánica de sólidos para FSI es posible apoyar el análisis fisiológico, el diseño y la optimización de dispositivos biomédicos [66].

Las ecuaciones gobernantes del comportamiento de los fluidos son descritas mediante las siguientes ecuaciones:

- Ecuación de Navier-Stokes en su forma tridimensional cartesiana para fluidos incompresibles

$$\frac{\partial u_i}{\partial t} + u_j \frac{\partial u_i}{\partial x_j} = -\frac{1}{\rho} \frac{\partial p}{\partial x_i} + \frac{\mu}{\rho} \left(\frac{\partial^2 u_i}{\partial x_i \partial x_j} + \frac{1}{3} \frac{\partial^2 u_j}{\partial x_i \partial x_j} \right)$$

- Ecuación de conservación de la cantidad de movimiento:

$$\frac{\partial}{\partial x} (\rho \vec{v}) + \nabla (\rho \vec{v} \vec{v}) = \nabla (\dot{\tau}) - \nabla P + \rho g + \vec{F} \quad (\text{Ecuación 5})$$

donde:

$\frac{\partial}{\partial x} (\rho \vec{v})$ = Tasa de cambio del momento lineal por unidad de volumen en el tiempo

$\nabla (\rho \vec{v} \vec{v})$ = transporte de momento lineal por convección

ρ = Densidad de la sangre

$\vec{v}$ = Vector de la velocidad

$\nabla (\dot{\tau})$ = Divergencia del tensor de esfuerzos viscosos

$\dot{\tau}$ = Tensor de esfuerzos

P = Presión

g = Constante de gravedad

$\vec{F}$ = Fuerzas externas adicionales

- Ecuación de continuidad para un flujo incompresible:

$$\nabla \cdot u = 0 \quad (\text{Ecuación 6})$$

donde:

u = vector de velocidad

∇ = operador de divergencia

- Ecuación de conservación de la masa:

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} + \nabla \cdot (\rho \vec{v}) = S_m \quad (\text{Ecuación 7})$$

donde:

S_m = fase continua desde la segunda fase dispersa

1.7.1 Modelado computacional del flujo sanguíneo

La sangre es un fluido biológico compuesto por células sanguíneas, también llamadas elementos formes, que representan entre el 40 y el 55 % de su volumen total. Entre ellas, la gran mayoría corresponden a eritrocitos (≈ 99.3 %), mientras que los leucocitos y plaquetas representan menos del 1%. Todas estas células sanguíneas se encuentran suspendidas en plasma, que constituye entre el 45 y el 60 % de toda la sangre y está formado principalmente por agua [65-67].

Las propiedades físicas fundamentales de la sangre que determinan su comportamiento hemodinámico son la densidad y la viscosidad. La densidad de la sangre a 37 °C es de aproximadamente 1060 kg·m⁻³, influida principalmente por el volumen de eritrocitos, y solo de manera marginal por otros solutos plasmáticos. A modo de comparación, la densidad del agua a 20 °C es de 998 kg·m⁻³, y la del aire a condiciones estándar es de 1.22 kg·m⁻³. Por otra parte, la viscosidad describe la resistencia de un fluido a fluir bajo esfuerzos cortantes, es decir, la fricción interna entre sus partículas. Los fluidos homogéneos, tales como el agua,

que mantiene constante esta propiedad bajo esfuerzos cortantes o cambios de velocidad, se les conoce como conocidos fluidos newtonianos [65-68].

En el caso de la sangre, esta exhibe propiedades reológicas complejas que difieren del comportamiento newtoniano, la viscosidad varía con la tasa de deformación debido a la deformabilidad y dinámica de los eritrocitos, especialmente en regímenes de flujo pulsátil y en presencia de hematocrito elevado o proteínas plasmáticas, lo que la convierte en un fluido no newtoniano. Además, el flujo sanguíneo cardiovascular es inherentemente no estacionario debido al bombeo cardíaco pulsátil. En estudios hemodinámicos simplificados se suele asumir un valor constante promedio de $3.2 \times 10^{-3} \text{ Pa}\cdot\text{s}$. Sin embargo, estudios comparativos han demostrado que asumir un modelo newtoniano puede conducir a una subestimación de parámetros hemodinámicos relevantes [65-78].

Entre los modelos no-newtonianos más utilizados se encuentran el modelo de Ley de Potencia (Ecuación 8), que hace uso de 2 términos, un índice de consistencia del flujo (δ) y un índice de comportamiento del flujo (n) para modelar la viscosidad dependiente del esfuerzo cortante; y el modelo de Carreau (Ecuación 9) que este utiliza hasta cinco términos, tales como el tiempo de relajación (λ), índices de potencia n y a , y valores asintóticos de viscosidad efectiva μ_0 y μ_∞ [69-76].

- La ecuación de Ley de potencia se expresa como:

$$\mu(\dot{\gamma}) = \delta \dot{\gamma}^{n-1} \quad (\text{Ecuación 8})$$

donde:

δ = índice de consistencia del flujo

$\dot{\gamma}$ = índice de comportamiento del flujo

- Ecuación de Carreau se expresa como:

$$\mu(\dot{\gamma}) = \mu_\infty + (\mu_0 - \mu_\infty) \left[1 + (\lambda \dot{\gamma})^2 \right]^{\frac{n-1}{2}} \quad (\text{Ecuación 9})$$

donde:

μ_{∞} - viscosidad newtoniana para valores de rapidez de deformación altos

μ_0 - viscosidad newtoniana a valores de rapidez de deformación bajos

n – Parametro del modelo de ley de potencias

$\dot{\gamma}$ – Rapidez de deformación

λ – Constante de tiempo

El número de Reynolds (Re) describe la relación entre las fuerzas inerciales y las fuerzas viscosas presentes en un flujo. Este parámetro adimensional se utiliza para diferenciar los regímenes de flujo como laminares o turbulentos. Sin embargo, la formulación clásica asume que el comportamiento newtoniano de los fluidos, por lo que resulta insuficiente para caracterizar adecuadamente el flujo sanguíneo. Debido a esto es necesario utilizar una versión del número de Reynolds adaptada al comportamiento reológico del fluido no newtonianos.

Se ha demostrado que la sangre puede modelarse mediante la ley de potencias (Ostwald-de Waele) [79]. De esta forma, adaptando este enfoque, la viscosidad deja de ser constante y depende de la tasa de corte. Para este tipo de fluidos, Metzner y Reed propusieron una forma generalizada del número de Reynolds, conocida como $Re_{gen\ PL}$, que tiene en cuenta explícitamente el comportamiento reológico del fluido:

$$Re_{gen\ PL} = \frac{\rho D^n v^{2-n}}{K \left(\frac{3n+1}{4n} \right)^n 8^{n-1}} \quad (\text{Ecuación 10})$$

donde:

- ρ = Densidad del fluido (1060 kg/m³)

- v = Velocidad del flujo (0.05 m/s a 0.5 m/s)

- D = Diámetro de la tubería (0.0235 m)

- n = Índice de potencia (0.4851)

- K = Índice de consistencia (0.2073 kg·sⁿ/m²)

$$\left(\frac{3n+1}{4n}\right)^n = \left(\frac{3(0.4851)+1}{4(0.4851)}\right)^{0.4851} \approx 1.121$$

$$8^{n-1} = 8^{0.4851-1} \approx 0.343$$

$$D^n = D^{0.4851} \approx 0.162$$

Con ello el prefactor queda:

$$\text{Re}_{gen PL} \approx 2,154.58 \, v^{1.5149}$$

Resultados considerando un rango de velocidad de 0.25 a 1 m/s:

- Para $v=0.25$ m/s: $\text{RegenPL} \approx 265$
- Para $v=0.5$ m/s: $\text{RegenPL} \approx 755$
- Para $v=0.75$ m/s: $\text{RegenPL} \approx 1,395$
- Para $v=1$ m/s: $\text{RegenPL} \approx 2,155$

Esta formulación permite establecer criterios de similitud dinámica y transición del régimen de flujo en sistemas donde el fluido tiene una viscosidad no constante, como es el caso de la sangre. Por lo tanto, el uso del modelo de ley de potencias y el número de Reynolds generalizado se justifica y es necesario para describir adecuadamente el comportamiento hemodinámico en conductos arteriales o protésicos donde se analiza el flujo sanguíneo.

La elección de los rangos de velocidad para la simulación se basó en valores reportados experimental y computacionalmente en la literatura para la aorta ascendente de sujetos sanos. Estudios demostraron que la velocidad sistólica máxima en la aorta ascendente alcanza valores cercanos a 1.0–1.2 m/s, mientras que la velocidad media durante el ciclo cardíaco se mantiene alrededor de 0.3–0.4 m/s. Investigaciones más recientes utilizando técnicas de imagen no invasivas, como la resonancia magnética de flujo 4D, confirman estos hallazgos, reportando picos sistólicos de 0.9 ± 0.2 m/s y velocidades medias en el rango de 0.35–0.45 m/s en adultos jóvenes y de mediana edad sin patología cardiovascular [80-83].

Los modelos multifásicos reconocen que la sangre es una suspensión densa de células y plaquetas dominada por glóbulos rojos. En estos modelos, la sangre se representa como un sistema de dos fases: una fase continua (plasma) y una fase discreta (glóbulos rojos).

Los modelos multifásicos han demostrado diferencias comparados con los modelos monofásicos, particularmente en la predicción de:

- Acumulación de partículas en curvaturas internas de arterias
- Distribución de hematocrito local
- Patrones de flujo secundario

Sin embargo, para este trabajo no se adoptó un modelo multifásico, ya que ninguno de los aspectos mencionados forma parte de los objetivos de análisis. En su lugar, se consideró suficiente emplear un modelo monofásico con comportamiento no newtoniano, el cual captura adecuadamente las propiedades reológicas de la sangre sin incrementar innecesariamente el costo computacional ni la complejidad del modelo numérico [76-78].

1.7.2 Estudios previos de CFD/FSI en válvulas y arterias

En la investigación de De Vita *et al.* (2016) realizaron una comparación detallada entre modelos de fluido sanguíneo newtoniano vs. no newtoniano a través de una válvula mecánica aórtica de doble valva con FSI acoplado. En su investigación utilizaron el modelo de Carreau-Yasuda y así capturar el comportamiento no newtoniano de la sangre. Demostraron que, aunque el gradiente de presión y la dinámica valvular global de apertura/cierre se mantuvieron similares entre ambos modelos el índice de hemólisis es aproximadamente un 20% mayor en el modelo no newtoniano y que en gran parte del ciclo cardíaco la tasa de corte en la raíz aórtica no es lo bastante alta como para asumir viscosidad constante. Esto sugiere que el comportamiento no newtoniano de la sangre puede tener efectos significativos en el daño celular, especialmente en regiones de bajo esfuerzo cortante donde la viscosidad efectiva es mayor.

Por otro lado, Nejad *et al.* (2018) realizaron un estudio arterial que mostró avances paralelos en la comprensión de la FSI y efectos reológicos. Este estudio investigó el flujo pulsátil no newtoniano en arterias con estenosis, considerando efectos viscoelásticos de la pared arterial y enfermedades como aterosclerosis y policitemia. Su modelo FSI con formulación Arbitrario

Lagrangiano-Euleriano (ALE) demostró que la severidad de la estenosis amplifica dramáticamente la velocidad pico, el gradiente de velocidad y los WSS máximo cuando se incrementa la estenosis de 25% a 75%. El comportamiento viscoelástico de la pared fue modelado mediante el modelo de Maxwell generalizado, mostrando una reducción del 21.7% en desplazamientos radiales comparado con paredes puramente elásticas en estenosis severa.

Además, Sigüenza *et al.* (2018) establecieron una metodología importante al combinar validación experimental con simulaciones FSI de alta fidelidad para válvulas aórticas. Su estudio utilizó el método de frontera inmersa espesa para simular una válvula aórtica de tres valvas flexible bajo condiciones pulsátiles, empleando simulaciones de grandes escalas de turbulencia y validación experimental mediante velocimetría por imágenes de partículas. El trabajo demostró que las simulaciones FSI pueden capturar la dinámica valvular global, incluyendo la apertura, cierre y formación de estructuras tipo vórtice, aunque se observaron discrepancias en la dinámica individual de las valvas debido a asimetrías experimentales. Este estudio destacó la capacidad de las simulaciones para analizar múltiples ciclos cardíacos (24 ciclos), permitiendo la caracterización de la transición a turbulencia después del pico sistólico.

Qiao *et al.* (2019) acoplaron un modelado bifásico no newtoniano utilizando el modelo de Carreau-Yasuda con FSI bidireccional en disección aórtica, representando la sangre como un fluido bifásico, siendo la fase plasmática continua con una suspensión de glóbulos rojos como fase discreta. Esta aproximación capturó fenómenos que los modelos monofásicos no pueden reproducir, incluyendo redistribución local del hematocrito y cambios en el índice de oscilación del esfuerzo cortante debido a la capacidad elástica para deformarse o expandirse en respuesta a un cambio de presión por parte de la aorta. El modelo bifásico mostró depleción de glóbulos rojos en zonas de recirculación del lumen falso. Las condiciones de salida utilizaron modelos Windkessel de tres elementos calibrados para representar la impedancia vascular distal.

En el trabajo presentado por Sadipour *et al.* (2020) se estudiaron los efectos de la deformabilidad de la pared aórtica y la calcificación del anillo en el rendimiento hemodinámico de válvulas On-X implantadas. Mediante simulaciones FSI con acoplamiento bidireccional con el método ALE, su estudio demostró que la flexibilidad de la aorta causa

variaciones de hasta 7% en la velocidad máxima del fluido y 20% en la energía cinética turbulenta. La calcificación del anillo valvular, se modelaron a partir de la variación del módulo de Young, esto mostró efectos intermedios entre paredes rígidas y flexibles. Sus resultados destacan la importancia de considerar las propiedades mecánicas de los tejidos circundantes en este tipo de simulaciones de válvulas protésicas. El modelo geométrico detallado de la válvula On-X se desarrolló mediante medición de coordenadas tridimensionales, proporcionando una representación precisa de la geometría valvular real.

El estudio de Liu *et al.* (2021) proporcionó una evaluación comparativa entre modelos newtonianos y no newtonianos en estenosis intracraneal. Las geometrías utilizadas fueron a partir de imágenes de pacientes reales, reconstruidas de angiografía por tomografía computarizada, se demostró que, aunque las diferencias en distribución de presión y relación de presión traslacional son despreciables entre ambos modelos, las diferencias en WSS son considerables en regiones de bajo esfuerzo cortante, especialmente durante la diástole tardía. Los modelos no newtonianos utilizados, como el modelo de Casson y Carreau-Yasuda mostraron diferencias relativas de hasta 40% en WSS mínimo comparado con el modelo newtoniano. Esto destaca la importancia de considerar modelos no newtonianos en estudios donde el WSS es crítico para la evaluación clínica.

El trabajo de Ghanbari *et al.* (2022) se enfocó en el rediseño de válvulas protésicas para su optimización mediante análisis FSI paramétrico. Esta investigación evaluó los efectos de la curvatura e inclinación de las valvas en el área de apertura valvular y las tensiones máximas. Realizaron simulaciones 2D preliminares seguidas de análisis 3D completos, de igual manera, se desarrolló un diseño híbrido con curvatura parabólica en el centro y perfil lineal en las regiones periféricas. Los resultados demostraron mejoras significativas en el área de apertura y reducción de tensiones comparado con diseños publicados previamente. El estudio utilizó el modelo de turbulencia de grandes remolinos (Large eddy simulation, LES) para capturar con precisión los patrones de flujo transitorio.

Los trabajos recientes de Laha *et al.* (2024) introdujeron una metodología basada en hidrodinámica de partículas suavizadas (HPS) para simular válvulas cardíacas nativas y mecánicas. Utilizaron un enfoque lagrangiano que permitió el seguimiento natural de interfaces móviles y la estimación directa de parámetros hemodinámicos como el esfuerzo

cortante parietal. La validación contra métodos tradicionales de volúmenes finitos y datos de resonancia magnética 4D confirmó la precisión del método HPS, destacando su potencial para estudios específicos de pacientes. El estudio logró identificar alteraciones hemodinámicas significativas asociadas con las prótesis mecánicas, incluyendo patrones de flujo no fisiológicos y zonas de alto esfuerzo cortante. Sin embargo, es necesario mencionar que algunos parámetros utilizados fueron asumidos, como el modelo de fluido Newtoniano y un número de Reynolds bastante elevada ($Re=7000$).

El trabajo de Amponsah *et al.* (2024) estudió los efectos de la viscosidad sanguínea en la cavitación de válvulas mecánicas trivalva mediante FSI avanzado. Su modelo incorporó el modelo de Carreau-Yasuda para la viscosidad dependiente del esfuerzo cortante y demostró que la cavitación ocurre a presiones tan bajas como 4.5 Pa, significativamente menores que los rangos previamente reportados de 15-20 Pa. El estudio identificó velocidades de fuga de alta velocidad hasta 11 m/s durante el cierre valvular y formación significativa de burbujas de vapor con fracción volumétrica máxima de 0.953.

Los esfuerzos de validación experimental han sido cruciales para establecer la credibilidad de las simulaciones CFD y FSI. El trabajo de Arminio *et al.* (2024) proporcionó una revisión narrativa comprehensiva del papel de la simulación FSI en válvulas mecánicas aórticas a lo largo del ciclo de vida del producto. Su análisis demostró cómo las simulaciones FSI pueden complementar o sustituir parcialmente ensayos in vitro definidos por ISO 5840-2021, especialmente en hidrodinámica pulsátil, área efectiva del orificio (EOA) y fracción de regurgitación. El trabajo también destacó la creciente aceptación regulatoria de métodos computacionales, incluyendo marcos de credibilidad ASME VV40-2018 y guías FDA 2023 para verificación, validación y cuantificación de incertidumbre.

1.8 Justificación

A pesar de décadas de desarrollo en el diseño de válvulas cardíacas mecánicas, la trombogenicidad asociada a estos dispositivos sigue siendo el principal desafío clínico no resuelto. Las estrategias actuales para mitigar este problema se han enfocado casi exclusivamente en optimizaciones geométricas del dispositivo, logrando mejoras incrementales, pero sin eliminar la necesidad de anticoagulación permanente y sus riesgos asociados. La modificación superficial de biomateriales mediante técnicas de

nanoestructuración, particularmente el anodizado electroquímico de aleaciones de titanio, ha demostrado en otros contextos biomédicos, como en implantes ortopédicos y/o dentales, mejorar significativamente la biocompatibilidad. Sin embargo, su aplicación y evaluación sistemática en el contexto de válvulas cardíacas mecánicas ha sido limitada, y el efecto de la rugosidad superficial nanoestructurada sobre parámetros hemodinámicos locales como el WSS no ha sido caracterizado mediante herramientas computacionales robustas.

En este contexto, la presente investigación se justifica desde múltiples perspectivas complementarias. Desde el punto de vista de la relevancia clínica, la posibilidad de reducir la trombogenicidad mediante modificación superficial sin alterar geometrías validadas clínicamente representa una estrategia complementaria que podría traducirse en reducción de dosis anticoagulantes y mejor calidad de vida para los pacientes. Desde la perspectiva científica, aunque existen estudios sobre el efecto de rugosidad macroscópica, en acabados de mecanizado o pulidos, en flujo sanguíneo, el efecto específico de nanoestructuras generadas por anodizado sobre distribuciones locales de WSS en geometrías valvulares complejas no ha sido cuantificado mediante CFD con modelos de turbulencia y reología no newtoniana apropiados, lo que representa un vacío importante en el conocimiento actual. La viabilidad técnica de esta aproximación está respaldada por el hecho de que la aleación Ti-6Al-4V es ampliamente utilizada en dispositivos cardiovasculares y el anodizado es un proceso escalable industrialmente, lo que hace que los resultados de esta investigación tengan potencial traslacional directo. Finalmente, desde el punto de vista metodológico, la combinación de caracterización experimental con simulación computacional CFD, permite establecer relaciones cuantitativas entre propiedades superficiales medibles y comportamiento hemodinámico predicho, generando conocimiento fundamental para el diseño informado de superficies hemocompatibles. Por estas razones, el presente trabajo contribuye al desarrollo de estrategias de modificación superficial basadas en evidencia computacional y experimental para mejorar el desempeño de válvulas cardíacas mecánicas, complementando las aproximaciones tradicionales centradas únicamente en diseño geométrico.

Hipótesis

La simulación mediante dinámica de fluidos computacionales (CFD) servirá como una herramienta útil para evaluar la respuesta dinámica del flujo sanguíneo y el efecto de la rugosidad de la superficie nanoestructurada de la aleación Ti-6Al-4V modificada por anodizado dando como respuesta un comportamiento hemodinámico mejorado para su potencial aplicación en válvulas cardíacas mecánicas.

Objetivo General

Desarrollar una simulación computacional del flujo sanguíneo considerando adecuadamente sus condiciones fisiológicas de contorno mediante CFD en ANSYS Fluent, así como las propiedades superficiales obtenidas mediante caracterización mecánica de la capa nanoestructurada generada por anodización sobre la aleación Ti-6Al-4V, con el objetivo de estudiar el comportamiento hemodinámico.

Objetivos Específicos

1. Modificar superficialmente una lámina de Ti-6Al-4V mediante anodización, con el objetivo de formar una película delgada de TiO_2 .
2. Caracterizar las propiedades mecánicas de la superficie del material utilizando nanoindentación.
3. Caracterizar las propiedades superficiales del material para evaluar los cambios en la rugosidad mediante perfilometría.
4. Realizar simulación computacional del flujo sanguíneo teniendo en cuenta adecuadamente las condiciones fisiológicas de contorno como los modelos de viscosidad y el tipo de fluido, que son esenciales para modelar con precisión el comportamiento del flujo sanguíneo.
5. Dar de alta las condiciones frontera de la simulación mecánica estructural con los datos experimentales de la caracterización mecánica de la aleación anodizada y sin anodizar, así como los resultados de presiones, esfuerzos y velocidades de la simulación del fluido computacional.
6. Determinar y analizar los esfuerzos cortantes y deformaciones de la válvula mecánica.

7. Comparar resultados obtenidos de la simulación con datos experimentales de la aleación anodizada y sin anodizar para ver el impacto de las propiedades mecánicas de la superficie nanoestructurada en el comportamiento del flujo sanguíneo.
8. Comparar resultados de la simulación realizada con resultados publicados en la literatura.

Capítulo 2. Metodología

2.1 Modificación superficial del Ti-6Al-4V

2.1.1 Materiales y Equipo

El material de estudio se obtuvo de placas de la aleación de titanio grado 5 (Ti-6Al-4V), utilizadas como sustrato principal, junto con sulfato de amonio $((\text{NH}_4)_2\text{SO}_4)$, Sigma-Aldrich), fluoruro de amonio (NH_4F , Sigma-Aldrich) y agua desionizada (CTR) como componentes de la solución electrolítica.

Se utilizó una cortadora de precisión marca Struers equipada con un sistema de enfriamiento por agua y discos abrasivos de carburo de silicio para realizar el corte de las placas. El proceso de anodizado se llevó a cabo utilizando una fuente de poder de corriente directa BK Precision 9110, con capacidad de 100 W y rango múltiple de operación (60 V/5 A). Posteriormente, las muestras fueron sometidas a un procedimiento de limpieza por ultrasonido utilizando un equipo Ultrasonic Cleaner marca VWR, modelo 97043-960, con una frecuencia de operación de 35 kHz.

2.1.2 Proceso de modificación superficial

2.1.2.1 Preparación de la muestra

Se llevó a cabo un proceso de desbaste empleando lijas de SiC con el objetivo de eliminar irregularidades iniciales, la capa de óxido natural del material y proporcionar un acabado uniforme que permitiera una correcta adhesión del tratamiento posterior. Para ello, se utilizaron papeles de esmerilado de carburo de silicio en diferentes granulometrías, aplicados de manera progresiva con el fin de disminuir paulatinamente la rugosidad de la superficie.

Se inició el proceso con un desbaste empleando un papel de lija de SiC de grano P#800, que permitió remover las capas superficiales más gruesas y corregir defectos iniciales. Posteriormente, se empleó un papel de grano P#2400, con el cual se redujeron las marcas

producidas en la etapa previa, logrando una superficie más homogénea y con menor irregularidad. Finalmente, se utilizó un papel de grano P#4000, correspondiente a una granulometría fina de aproximadamente 5 μm , que proporcionó un acabado superficial pulido y adecuado para el tratamiento de anodizado posterior.

Durante el proceso de pulido, las muestras fueron rotadas en ángulos de 90° entre cada cambio de papel abrasivo con el fin de asegurar una remoción uniforme de material y evitar la persistencia de rayados en direcciones específicas. Asimismo, se aplicó agua desionizada como lubricante durante el lijado para reducir la generación de calor, minimizar el desgaste prematuro del abrasivo y evitar daños térmicos en la superficie del titanio.

2.1.2.2 Anodizado

El anodizado es un proceso electroquímico de oxidación controlada que se aplica a materiales metálicos como el titanio y sus aleaciones con el fin de generar una capa superficial de óxido con propiedades funcionales específicas. En este procedimiento, la pieza metálica actúa como ánodo en una celda electrolítica, donde bajo la aplicación de un voltaje externo se promueve la formación de una película de óxido en la superficie. Mediante el ajuste de parámetros como voltaje, densidad de corriente, electrolito y tiempo de tratamiento, es posible inducir la formación de nanoestructuras bien definidas, tales como nanotubos de dióxido de titanio (TiO_2).

La etapa de anodizado se realizó en un vaso de precipitado donde se encontraba un electrolito de sulfato con fluoruro de amonio y agua desionizada, la muestra de titanio actuó como ánodo y una lámina de platino en forma de rejilla como cátodo. Durante el anodizado se variaron los parámetros de tiempo y voltaje aplicado (Tabla 2), con el objetivo de estudiar su influencia directa en la morfología final de los nanotubos. La variación de voltaje permitió controlar el diámetro interno y externo de las nanoestructuras, mientras que el tiempo de exposición influyó en la longitud de los nanotubos formados o el espesor de la película depositada.

2.1.2.3 Limpieza posterior al anodizado

Una vez concluido el proceso de anodizado, las muestras fueron enjuagadas con agua desionizada con el fin de eliminar restos de la solución electrolítica y evitar contaminaciones superficiales. Posteriormente, se sometieron a un proceso de limpieza por ultrasonido en un

recipiente con agua desionizada para propiciar el desprendimiento de partículas que pudieran haberse encontrado adheridas o incrustadas en la estructura de los nanotubos de dióxido de titanio.

El tiempo de exposición al ultrasonido se consideró como una variable experimental, dado que este parámetro puede influir directamente en la remoción de impurezas, pero también en la integridad de la nanoestructura formada. Un tiempo insuficiente podría dejar residuos que afecten la pureza superficial, mientras que un tiempo excesivo podría dañar o colapsar parcialmente los nanotubos.

Tabla 2. Tabla de Parámetros

Prueba	Anodizado (min)	Volts (V)	Ultrasonido (s)
1	15	18	15
2	20	18	15
3	25	18	15

2.2 Caracterización

2.2.1 Microscopía electrónica de barrido.

La microscopía electrónica de barrido se empleó para analizar la morfología superficial de las muestras anodizadas a distintas magnificaciones. Las observaciones se realizaron en un microscopio FEI, modelo Nova NanoSEM 200 (Figura 9), las placas de aleación de titanio se montaron sobre cinta de carbono de doble cara. A través de las micrografías obtenidas desde vista superior y transversal, fue posible observar la distribución, la homogeneidad y la organización de las nanoestructuras formadas tras el proceso de anodizado. Se analizó la distribución de diámetros de los nanotubos y al espesor del recubrimiento generado sobre la superficie de titanio. Esto permitió establecer una relación entre los parámetros de síntesis y las características estructurales obtenidas.



Figura 9. Microscopio Electrónico de Barrido marca FEI modelo Nova NanoSEM

2.2.2 Perfilómetro/Rugosímetro

Para caracterizar la topografía superficial de las placas pulidas y anodizadas, se empleó un rugosímetro Mitutoyo SJ-210 (Figura 10). A cada muestra se le realizaron dos mediciones independientes, una en dirección longitudinal y otra en dirección transversal, con el fin de obtener una evaluación más completa de la rugosidad superficial. Este procedimiento permitió registrar los perfiles de picos y valles en ambos ejes y determinar parámetros cuantitativos de rugosidad, utilizados posteriormente para comparar las diferencias morfológicas entre las superficies anodizadas y pulidas e introducir estos datos como parámetros en simulaciones posteriores.



Figura 10. Rugosímetro portátil marca Mitutoyo SJ-210.

2.2.3 Nanoindentación

La caracterización mecánica superficial de esta técnica permitió evaluar propiedades locales como la dureza, el módulo de elasticidad y la respuesta frente a la deformación plástica, a partir de las curvas de carga/desplazamiento obtenidas. Estos parámetros permiten comprender la resistencia mecánica del recubrimiento generado en la superficie anodizada.

Las pruebas se llevaron a cabo en un equipo Fischerscope HM2000 S (Figura 11), asistido por el software WIN-HCU, que permitió recopilar y analizar los datos de cada ensayo de manera automatizada. Previo al uso, se realizó un protocolo de limpieza del nanoindentador: primero se higienizó la punta con toallitas Kimtech humedecidas en isopropanol, y posteriormente se efectuó un pulido ligero empleando una pieza de acrílico, siguiendo el procedimiento estándar del software para garantizar la eliminación de impurezas.

Para la preparación de las muestras, se montaron con la cara anodizada orientada hacia el indentador y se fijaron cuidadosamente con el sistema de sujeción del equipo, el cual asegura un contacto firme y estable sin dañar el material. Una vez estabilizado el montaje, se aplicaron cargas controladas con el indentador de diamante, registrando la profundidad de penetración en función del tiempo y de la fuerza aplicada.



Figura 11. Equipo de nanoindentación marca Fischerscope HM2000 S.

2.2.4 Angulo de contacto

La humectabilidad de la superficie anodizada se evaluó a través de la medición del ángulo de contacto estático (Water Contact Angle, WCA). Para ello, se empleó un analizador de ángulo de contacto DSA25B, KRÜSS (Figura 12), equipado con base de montaje, sistema de cámara de alta resolución y el software integrado ADVANCE, el cual permitió registrar imágenes precisas de la gota y realizar el análisis automatizado del ángulo de contacto. El procedimiento consistió en depositar cuidadosamente una microgota de agua desionizada sobre la superficie de la muestra y capturar su perfil mediante el sistema óptico del equipo. A partir de la geometría de la gota, el software calculó el ángulo de contacto, parámetro que

refleja la interacción entre el líquido y el sólido. Este valor permitió diferenciar superficies hidrofílicas ($< 90^\circ$) de hidrofóbicas ($> 90^\circ$), lo cual constituye un indicador indirecto de la energía libre superficial del material.



Figura 12. Equipo de medición del ángulo de contacto estático modelo DSA25B marca KRÜSS.

2.3 Simulación computacional

El modelo CAD original de la válvula mecánica empleada en las simulaciones fue adaptado y preprocesado para cumplir con las condiciones necesarias de la simulación (Figura 13), dicho modelo fue seleccionado debido a que cuenta con las dimensiones adecuadas de la válvula aórtica y fue importado a ANSYS para su posterior análisis.

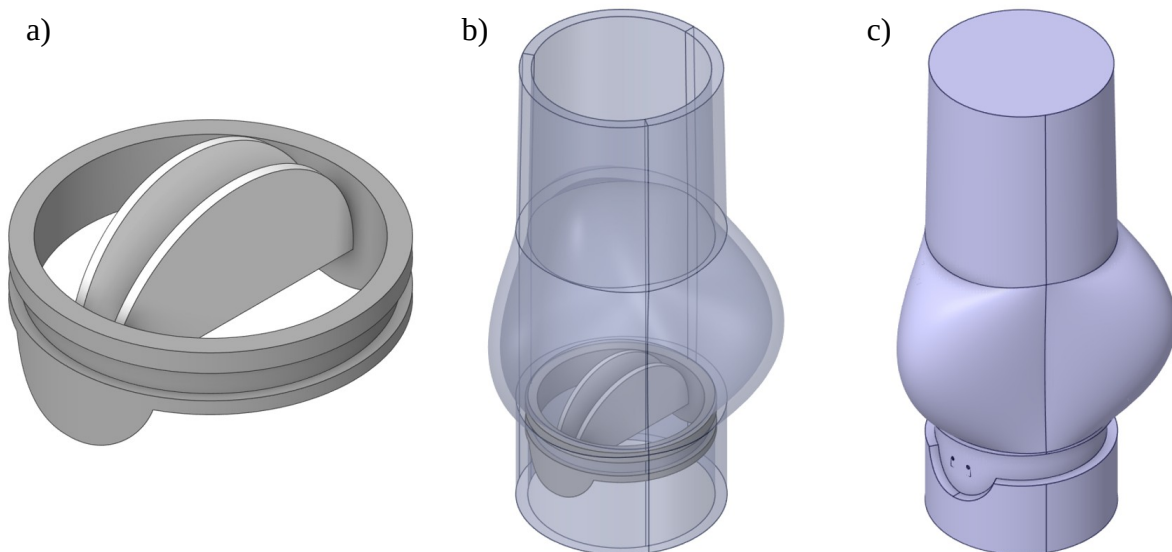


Figura 13. Geometría del modelo computacional. a) Modelo CAD de la válvula mecánica St. Jude Medical. b) Diseño de la válvula mecánica acoplada en el entorno aórtico. c) Volumen de control del fluido.

Para la segmentación y discretización de la geometría se utilizó un mallado basado en el método *body sizing*, con un tamaño característico inicial de $5e^{-4}$ m. La malla preliminar generada contó con 97,950 celdas, 524,681 caras, y 383,408 nodos. Con el fin de garantizar la independencia de los resultados respecto al tamaño de la malla, se realizaron pruebas adicionales con diferentes niveles de refinamiento (Tabla 3), comparando resultados como la velocidad máxima y los esfuerzos cortantes en regiones críticas de la válvula. A partir de estas pruebas se seleccionó la malla con 711,321 celdas, 4,592,144 caras, y 3,787,097 nodos.

Tabla 3. Parámetros de discretización espacial de los niveles de refinamiento de malla para análisis de independencia

Numero de celdas	Numero de Caras	Numero de Nodos
97,950	524,681	383,408
199,769	1,245,387	1,010,690
319,515	1,996,603	1,623,678
392,810	2,529,582	2,087,631
711,321	4,592,144	3,787,097
1,473,811	9,662,688	8,026,728
1,954,468	12,830,355	10,653,154

La simulación del flujo sanguíneo se formuló como un caso estacionario de régimen permanente sin avance temporal, con el objetivo de reducir el costo computacional y el tiempo de ejecución. En lugar de resolver la dinámica explícita de apertura y cierre de la válvula, se impusieron ángulos de apertura discretos de la válvula y condiciones de velocidad representativas del campo hemodinámico. El cálculo numérico se realizó en ANSYS Fluent con solucionador basado en presión, formulación de velocidad absoluta y acoplamiento presión-velocidad mínimos cuadrados basados en celdas (Least Squares Cell-Based). La turbulencia se modeló con RANS $k-\omega$ SST por su robustez cerca de paredes y en zonas de separación. La sangre se consideró un fluido no newtoniano con densidad $\rho = 1060 \text{ kg}\cdot\text{m}^{-3}$ y viscosidad efectiva descrita por la ley de potencia.

Para simular el comportamiento no newtoniano de la sangre en ANSYS Fluent, se habilitó la configuración «*turbulence-expert*» en la consola Fluent y se compararon los modelos «*non-Newtonian Power Law*» y «*Carreau*» para la viscosidad. Los parámetros seleccionados para ambos modelos se redactan en la tabla 4. Estos valores se adaptaron basándose en estudios previos [84-85].

Tabla 4. Tabla comparativa entre modelos reológicos

Modelo reológico	Parámetro	Símbolo	Valor	Unidades
Ley de Potencia (Power Law)	Índice de consistencia	k	0.2073	kg·s ⁿ /m ²
	Índice de Ley de potencia	n	0.4851	–
	Viscosidad mínima	$\mu_{\min}$	0.00125	kg/(m·s)
	Viscosidad máxima	$\mu_{\max}$	0.003	kg/(m·s)
Carreau	Viscosidad de corte cero	μ_0	0.056	kg/(m·s)
	Viscosidad de corte infinito	μ_{∞}	0.0035	kg/(m·s)
	Constante de tiempo	λ	3.313	s
	Índice de Ley de potencia	n	0.3568	–

A partir de los resultados de la perfilometría, el parámetro de rugosidad superficial Rz se adaptó mediante un algoritmo sencillo que permitió relacionar los valores medidos con la rugosidad equivalente tipo arena *sand-grain roughness*, requerida por el software ANSYS

para la definición de condiciones de pared en el anillo de la válvula mecánica. De esta forma se utilizaron los parámetros $k_s=1.69\times 10^{-7}$ m para el titanio pulido y $k_s=6.6\times 10^{-7}$ m para el titanio anodizado. Para la discretización espacial se utilizó gradiente basado en celdas (least-squares cell-based) y esquemas de segundo orden en presión y momento. La inicialización fue híbrida y cada caso se ejecutó hasta 2 000 iteraciones (o convergencia previa según los residuales y la estabilización de magnitudes integrales).

Capítulo 3. Resultados y Discusión

3.1 Caracterización morfológica y superficial

3.1.1 Micrografías SEM

En este apartado se presentan los resultados obtenidos del análisis superficial mediante microscopía electrónica de barrido. En las diferentes muestras de estudio se presentan diversas variaciones, como la formación, tamaño y distribución de los poros en la capa de óxido, generando diferentes distribuciones morfológicas apreciables entre las muestras. Las micrografías SEM en vista superior muestran, en los tres casos, la formación de una capa continua y homogénea de nanotubos sobre la superficie de la aleación. En todas las muestras se observa una distribución relativamente uniforme de nanotubos y sin evidencias de colapso estructural o defectos macroscópicos. En la Figura 14 se observa una distribución ligeramente más heterogénea, con variaciones locales en el empaquetamiento de los nanotubos. Por su parte, en la Figura 15, se presenta una organización más uniforme y una separación más consistente entre nanotubos, mientras que en la Figura 16, se aprecian dominios locales con un mayor grado de ordenamiento y una menor separación entre nanotubos. Debido a que el análisis se realizó únicamente a partir de micrografías en vista superior, estas diferencias son de carácter cualitativo y no permiten establecer conclusiones cuantitativas adicionales sobre el espesor de la capa generada, la longitud de los nanotubos, ni su evolución a lo largo del eje normal a la superficie. Para ello, sería necesario complementar el estudio con imágenes de sección transversal o técnicas de mayor resolución. Posteriormente, se realizó un análisis estadístico de la distribución de diámetros de los nanotubos a partir de mediciones individuales obtenidas mediante ImageJ, de las cuales se construyeron histogramas de frecuencia en Origin. Con el fin de cuantificar el diámetro promedio y la dispersión de los datos, las distribuciones experimentales fueron ajustadas mediante funciones gaussianas. El análisis estadístico de diámetros promedios revela valores muy cercanos entre muestras (58, 60 y 64 nm respectivamente), lo que indica que las condiciones de anodizado empleadas generan nanotubos con dimensiones comparables (Tabla 5). A pesar de las similitudes en el diámetro promedio, se identifican diferencias sutiles en el grado de ordenamiento superficial.

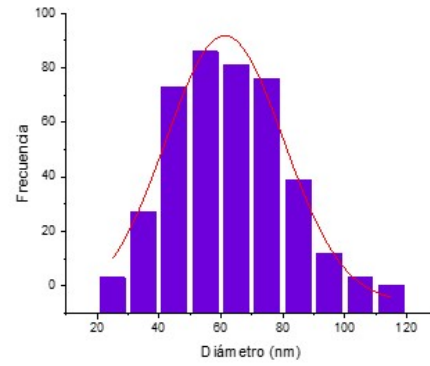
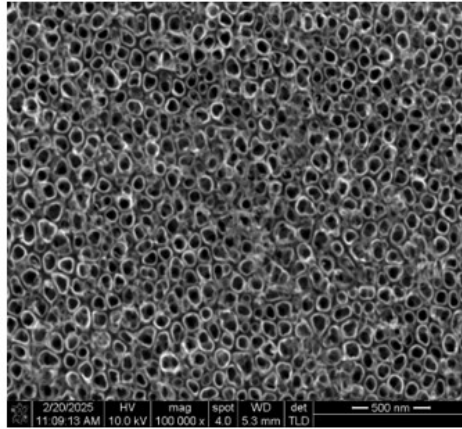


Figura 14. Micrografía SEM de nanotubos de TiO_2 obtenidas mediante anodizado (parámetros: 15min, 18 V, 15s) y distribución de sus diámetros.

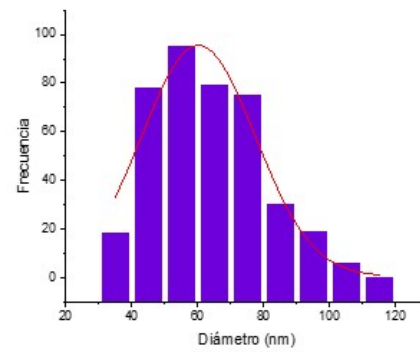
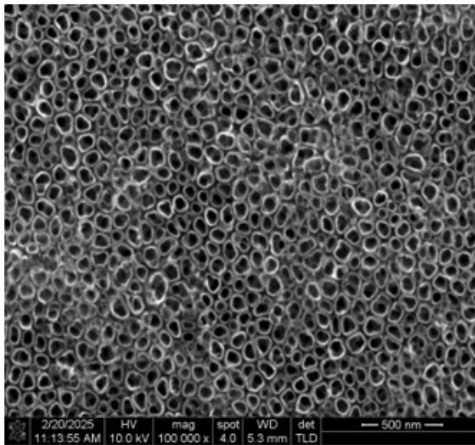


Figura 15. Micrografía SEM de nanotubos de TiO_2 obtenidas mediante anodizado (parámetros: 20min, 18 V, 15s) y distribución de sus diámetros.

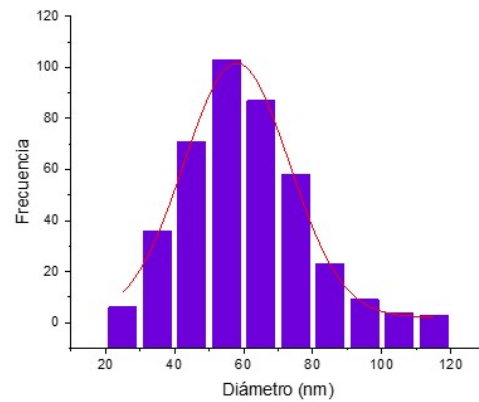
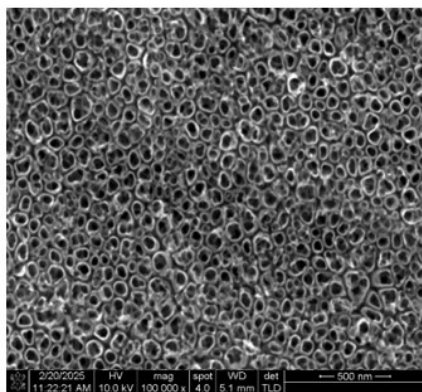


Figura 16. Micrografía SEM de nanotubos de TiO_2 obtenidas mediante anodizado (parámetros: 25min, 18 V, 15s) y distribución de sus diámetros.

Tabla 5. Parametros utilizados para las pruebas de anodizado.

Numero de Prueba	Tiempo de anodizado (min)	Voltaje (V)	Tiempo de limpieza por Ultrasonido (s)	Diámetro promedio de los Nanotubos TiO₂ (nm)	Figura
1	15	18	15	58.79	14
2	20	18	15	60.2	15
3	25	18	15	64.79	16

Los diámetros promedio de los nanotubos obtenidos en este trabajo, comprendidos entre aproximadamente 58 y 64 nm, se encuentran dentro del rango típicamente reportado en la literatura para nanotubos de TiO₂ sintetizados mediante anodizado electroquímico bajo condiciones comparables. Estudios fundamentales, como los de Macak *et al.* y Dikova *et al.*, han demostrado que el voltaje aplicado es el parámetro dominante en la determinación del diámetro de los nanotubos, mientras que el tiempo de anodizado influye principalmente en el crecimiento longitudinal de la capa [84,85]. En este sentido, los tiempos relativamente cortos empleados en este trabajo (15–25 min) corresponden a un régimen temprano a intermedio de crecimiento, lo que explica la obtención de diámetros menores en comparación con estudios realizados a voltajes más elevados y tiempos prolongados, como el reportado por Sarraf *et al.* [86]. No obstante, la morfología observada y la distribución de diámetros son consistentes con los mecanismos de “auto-organización” descritos en la literatura, confirmando que el proceso de anodizado fue efectivo bajo las condiciones empleadas.

3.1.2 Angulo de contacto

En la Figura 17 se muestra la comparación de las mediciones de los ángulos de contacto mediante las imágenes obtenidas de las gotas depositadas sobre la superficie pulida y anodizada. La Figura 18 presenta la evolución del ángulo de contacto promedio a lo largo de las repeticiones de la medición para ambas superficies.

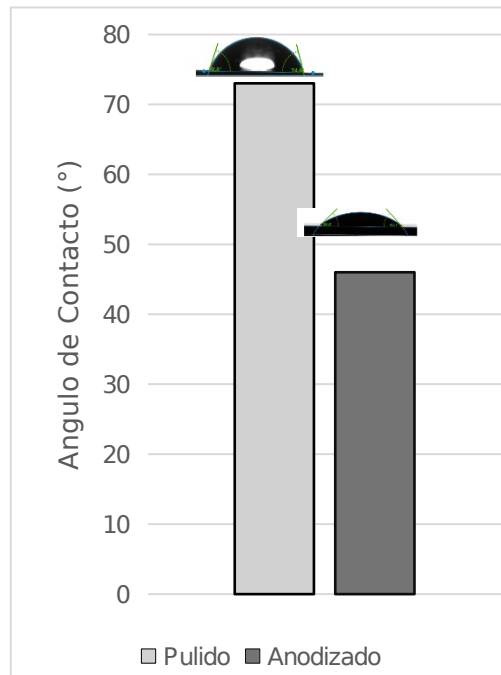


Figura 17. Comparación de las mediciones de los ángulos de contacto con PBS en superficies de Ti-6Al-4V.

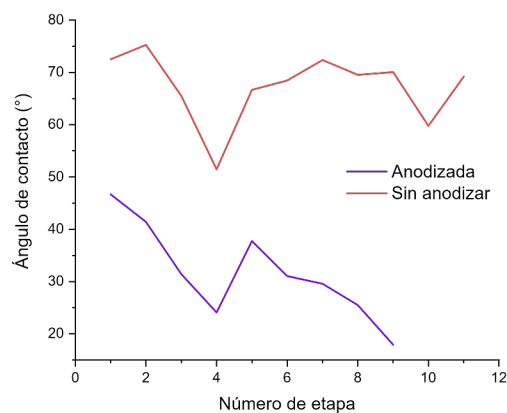


Figura 18. Evolución del ángulo de contacto promedio a lo largo de las repeticiones de la medición para ambas superficies.

Las mediciones de ángulo de contacto estático en PBS evidenciaron una disminución marcada y significativa del ángulo de contacto tras el anodizado, pasando de un rango moderadamente hidrofílico en la superficie pulida ($\approx 65\text{--}75^\circ$) a valores significativamente menores en la superficie anodizada ($\approx 45\text{--}15^\circ$), indicando un incremento sustancial en la mojabilidad y, por ende, sugiere un aumento en el componente polar de la energía libre superficial. Este comportamiento es consistente con lo reportado para superficies de Ti/Ti-6Al-4V con capas nanotubulares de TiO_2 obtenidas por anodizado, donde la nanoestructura y la química superficial favorecen ángulos de contacto más bajos [86,87]. Este fenómeno puede explicarse por la combinación del incremento de la rugosidad efectiva a escala nanométrica debido a la presencia de nanotubos y la naturaleza química del TiO_2 , que favorece la formación de enlaces con moléculas polares como el agua.

Desde un enfoque biomédico, la mojabilidad es relevante porque la interacción inicial de la sangre o el tejido con el material está mediada por la adsorción de una capa de proteínas y fuerzas de hidratación, procesos que dependen de las características superficiales del material [86-89]. De esta manera, el aumento de la mojabilidad superficial indica la presencia de una superficie más hidrofílica, tendiendo a favorecer la adsorción proteica de una forma más uniforme y a reducir la activación plaquetaria inicial en contacto con la sangre. En el contexto de válvulas cardíacas mecánicas, esta característica podría contribuir a una interacción sangre-material más favorable, mitigando potencialmente fenómenos trombogénicos asociados a superficies metálicas convencionales. Asimismo, la combinación de una topografía nanoestructurada y una mayor energía superficial podría influir en la respuesta hemocompatible global del dispositivo. No obstante, para vincular directamente estos resultados con indicadores hemocompatibles (como la activación plaquetaria o trombogenicidad) se requieren pruebas específicas, por lo que en este trabajo la interpretación se limita a la evidencia de una modificación clara de la mojabilidad superficial inducida por la capa nanotubular. La correlación observada entre la morfología de los nanotubos de TiO_2 y la reducción del ángulo de contacto sugiere que el control preciso de los parámetros de anodizado constituye una herramienta efectiva para ajustar las propiedades superficiales del Ti-6Al-4V sin modificar su composición volumétrica ni comprometer su integridad mecánica.

3.1.3 Perfilometría

Los valores de rugosidad obtenidos mediante perfilometría se presentan en la Tabla 6, donde se comparan las mediciones realizadas en dirección longitudinal y transversal para la muestra pulida y la muestra anodizada. Se analizaron los parámetros de Rz (correspondiente a la distancia entre el punto más alto y el más bajo del perfil en la longitud de evaluación). En la muestra pulida, los valores de Rz varían entre 0.173 μm en la dirección longitudinal y 0.796 μm en la transversal, lo que indica que la superficie presenta una textura anisotrópica, con una ligera direccionalidad en las huellas del proceso de pulido mecánico. Por otro lado, la muestra anodizada presenta valores de Rz = 0.695 μm en la dirección longitudinal y 0.669 μm en la transversal, evidenciando una superficie más uniforme y con menor diferencia entre direcciones, producto de la formación de la capa de óxido.

Tabla 6. Parámetros de rugosidad superficial medidos por Perfilometría.

Medición	Pulida (μm)		Anodizada (μm)	
	Longitudinal	Transversal	Longitudinal	Transversal
Ra	0.130	0.134	0.113	0.105
Rz	0.173	0.796	0.695	0.669
Rp	0.303	0.331	0.294	0.312
Rv	0.427	0.465	0.401	0.357

En general, se evaluó la rugosidad superficial con el objetivo de cuantificar el cambio topográfico inducido por anodizado y definir un parámetro de entrada para las condiciones de frontera de rugosidad en CFD. Los valores de rugosidad muestran que el proceso de anodizado no incrementa de forma significativa la rugosidad a escala micrométrica, sino que modifica la morfología de la superficie, sustituyendo la textura direccional del pulido por estructuras más isotrópicas.

En la literatura, se ha reportado que tratamientos por anodizado en aleaciones de titanio pueden modificar la rugosidad a escala micrométrica de la superficie, y que los parámetros de anodizado controlan la morfología. En un estudio realizado por Gao et al., reportaron que llegaron a desplazar los valores de Ra desde aproximadamente 100 nm en superficies pulidas

hasta rangos de 200-600 nm tras el anodizado, dependiendo del tiempo de tratamiento. Aunque la topografía descrita en dicho estudio corresponde a superficies micro-porosas y no a nanotubos bien definidos, sus resultados confirman que el anodizado en Ti-6Al-4V es capaz de alterar la rugosidad efectiva [91]. Por otro lado, Ponsonnet et al. demostraron que, en aleaciones a base de titanio, los parámetros de la rugosidad como Ra, Rz, Rp y Rmax medidos por perfilometría capturan rasgos topográficos relevantes para la interacción de la superficie con el medio biológico, aun en ausencia de tratamientos de anodizado [89]. En estudios más recientes, Zhao et al. analizaron superficies de Ti-6Al-4V macro-, micro- y nano-estructuradas, incluyendo capas nanotubulares obtenidas por anodizado, y reportaron valores de Ra y Rz, evidenciando que la rugosidad medida depende fuertemente de la escala de observación y del método de caracterización. Aunque las rugosidades reportadas en ese trabajo son mayores debido a la presencia de macro-y micro-estructuras asociadas a procesos como manufactura aditiva [88]. De forma adicional, Radtke et al. demostraron que es posible formar nanotubos de TiO₂ sobre Ti-6Al-4V a voltajes relativamente bajos (3–20 V), y que pequeñas variaciones en los parámetros de anodizado conducen a cambios apreciables en la morfología superficial, lo que sugiere que incluso bajo condiciones, como las empleadas en este trabajo, la topografía superficial puede modificarse de forma significativa [92].

3.1.4 Nanoindentación

Los ensayos de nanoindentación revelaron diferencias significativas en las propiedades mecánicas entre la aleación Ti-6Al-4V pulida y la modificada mediante anodizado. Los resultados se resumen en la Tabla 7. Las curvas obtenidas de carga–profundidad se presentan en la Figura 19 para cargas máximas de 5, 10 y 15 mN.

Tabla 7. Resultados de los ensayos de nanoindentación. Las variables reportadas son dureza plástica (HUpI), dureza de indentación (HIT), módulo de indentación (EIT), profundidad de indentación máxima (hmax).

Muestra	Carga (mN)	HUpI (N/mm²)	HIT (N/mm²)	EIT (GPa)	hmax (μm)
Pulida	5	4,335.9	4,570.9	125.08	0.225
Pulida	10	1,530.2	1,668.6	69.18	0.418
Pulida	15	3,385.2	3,649.5	122.8	0.427
Anodizada	5	617.1	701.6	70.3	0.518
Anodizada	10	898.9	1,017.1	85.3	0.620
Anodizada	15	891.8	1,010.5	90.61	0.771

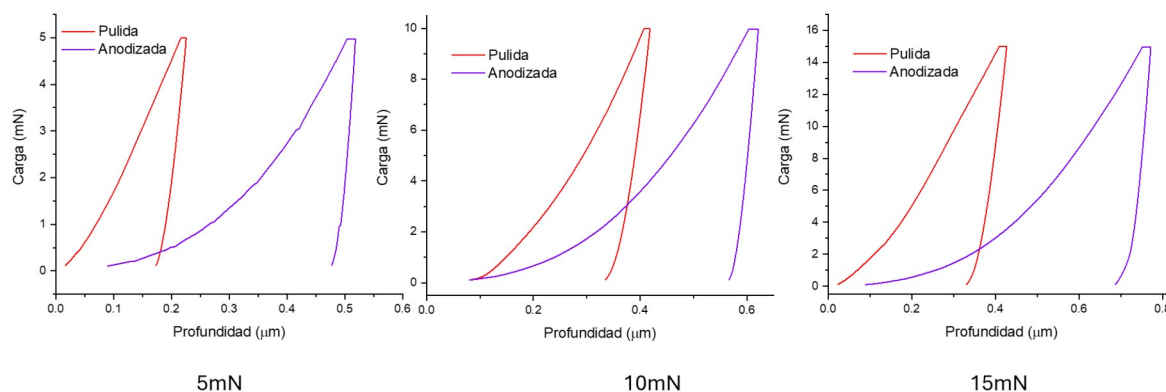


Figura 19. Comparación de curvas carga–profundidad, obtenidas por nanoindentación en muestras pulidas y anodizadas bajo cargas máximas de 5, 10 y 15 mN (respectivamente).

En un panorama general, los resultados sintetizados en la Tabla 7 evidencian que las muestras anodizadas presentan mayores profundidades de penetración en comparación con las superficies pulidas, lo que indica una reducción significativa en la dureza de indentación de la superficie tras el proceso de anodizado. Para la muestra pulida, la dureza promedio fue de $3,296.3 \pm 1480 \text{ N/mm}^2$ (equivalente a 3.30 GPa), mientras que para la anodizada fue de $909.7 \pm 177 \text{ N/mm}^2$ (equivalente a 0.91 GPa), representando una disminución del 72.4%. Esta disminución está directamente relacionada con la formación de la capa de óxido de titanio nanoestructurada, que disminuye su densidad efectiva y a la respuesta mecánica combinada de la capa anodizada y el sustrato. La morfología de nanotubos observada en las imágenes SEM introduce además una porosidad estructural que reduce aún más la resistencia a la penetración. El espesor de la capa de aproximadamente 10 μm , determinado en trabajos paralelos por publicar de nuestro grupo de investigación con condiciones similares de anodizado, ha demostrado ser suficiente para que el indentador interactúe predominantemente con el óxido y no con el sustrato metálico subyacente, especialmente a cargas de 5 y 10 mN.

El módulo elástico presenta un comportamiento más complejo. Para la muestra pulida, el módulo promedio fue de $105.7 \pm 32.2 \text{ GPa}$, mientras que para la anodizada fue de $82.1 \pm 10.4 \text{ GPa}$, una reducción del 22.3%. Para la muestra anodizada, las profundidades de penetración son consistentemente mayores (0.518-0.771 μm) comparadas con la pulida

(0.225-0.427 μm), lo cual es congruente con la menor dureza de la capa de óxido. Ambas muestras presentan un comportamiento esperado donde la profundidad de penetración aumenta progresivamente con la carga aplicada, reflejando el comportamiento inversamente proporcional entre dureza y profundidad de indentación según el modelo de Oliver-Pharr [93].

La mayor profundidad de penetración en la muestra anodizada a todas las cargas evaluadas confirma que la capa de TiO_2 nanoestructurada es el material evaluado durante la nanoindentación. Para las cargas de 5 y 10 mN, las profundidades, 0.518 y 0.620 μm respectivamente, representan aproximadamente el 5-6% del espesor total de la capa ($\sim 10 \mu\text{m}$), lo cual esta dentro de la regla empírica del 10% comúnmente aplicada para minimizar efectos del sustrato. A 15mN, la penetración alcanza los 0.771 μm ($\sim 7.7\%$ del espesor), el cual todavía se considera aceptable pero acercándose al límite donde podría comenzar a percibirse la influencia del sustrato metálico subyacente más duro.

En la literatura Kaczmarek et al. reportaron la dureza en películas nanocristalinas de TiO_2 obtenidas por pulverización reactiva con magnetron de alta energía, con valores dentro del rango de $\sim 3.5\text{--}14.3 \text{ GPa}$ y módulos de $\sim 115\text{--}167 \text{ GPa}$ [94]. En cambio, en el caso del Ti-6Al-4V sin tratamiento superficial, Sefer et al. reportaron valores promedio de dureza de $6.7 \pm 0.7 \text{ GPa}$ para la fase α del material base, con variaciones entre 4.9 y 8.1 GPa atribuibles a la orientación cristalográfica y a la anisotropía inherente de la estructura hexagonal compacta del titanio [95]. Estos valores son superiores a los obtenidos en la muestra pulida del presente trabajo, lo cual puede relacionarse con diferencias en microestructura, profundidad efectiva de indentación y posible contribución de la fase β . En estudios más recientes, Arkuzs et al. mostraron la sensibilidad de propiedades mecánicas a la geometría de los nanotubos, en nanotubos hexagonales, al incrementar el tamaño característico se observa una reducción tanto en dureza como en módulo, evidenciando que la arquitectura del óxido controla la respuesta mecánica medida por indentación [96]. Finalmente, Negrescu et al. demostraron que cuando el óxido presenta una morfología nanotubular, la respuesta mecánica disminuye, reportaron en capas de nanotubos de TiO_2 una dureza del orden de $\sim 0.5\text{--}1.0 \text{ GPa}$ y un módulo de $\sim 10\text{--}20 \text{ GPa}$ si se consideran desplazamientos pequeños ($\leq 80 \text{ nm}$) para minimizar la influencia del sustrato [97]. Esta escala es comparable con la dureza promedio

obtenida en la muestra anodizada del presente estudio (~ 0.91 GPa), asociando esta disminución con la nanoestructura nanotubular de la película depositada.

3.2 Simulación Computacional CFD

3.2.1 Validación del modelo y caso base (ángulo 85°)

3.2.1.1 Comparación de tipos de malla

Para el primer análisis comparativo se evaluaron dos tipos de malla diferentes, una prismática (prism) y una poliédrica (poly), generadas en ANSYS Meshing. Para cada tipo de malla se registró el número total de celdas, nodos y caras. Ambos modelos se resolvieron bajo las mismas condiciones de contorno, esquema numérico (SimpleC, con el gradiente Least Squares Cell Based), modelo de turbulencia $k-\omega$ SST y flujo estacionario de sangre no newtoniana (Modelo de viscosidad de Ley de Potencia), rugosidad en la pared interna del anillo de la válvula mecánica ($0.654 \mu\text{m}$), ángulo de apertura de las valvas de la válvula mecánica (85°) y numero de iteraciones (2,000).

Como variables de comparación se seleccionaron los parámetros hemodinámicos de interés reportado como definiciones en Ansys Fluent, se reportaron los promedios ponderados por área (Area Weighted Average - AWA) de la presión en la entrada (Pinlet), velocidad media del flujo en la salida (Vel-Outlet-awa), y los esfuerzos cortantes promedio por área (WSS-awa) y máximos (WSS-max) en la pared del anillo y la aorta, así como el flujo másico del sistema (Mass-Flow-Rate). En la Tabla 8 se presentan los datos representativos de la malla utilizada, así como la configuración del tiempo total de simulación en cada caso y los resultados de las simulaciones.

Tabla 8. Comparación del desempeño numérico y parámetros hemodinámicos para malla poliédrica y prismática.

Malla	Poly	Prism
No. Celdas	711,321	3,579,700
No. Caras	4,592,144	7,280,685
No. Nodos	3,787,097	668,685
WSS-ring-awa (Pa)	17.43	15.45
WSS-aorta-awa (Pa)	9.93	10.17
WSS-ring-max (Pa)	152.65	193.17
WSS-aorta-max (Pa)	473.64	468.31

Pinlet (Pa)	627.21	641.99
Vel-Outlet-awa (m/s)	1.0807	1.0816
Mass-Flow-Rate (Kg/s)	-9.69E-05	2.08E-05
Tiempo de simulación	01:31:20	02:39:17

De igual manera, se aprecian diferencias menores en los parámetros evaluados, lo que indica que el modelo se encuentra dentro del rango de independencia de malla. La malla poliédrica se seleccionó para el resto de las simulaciones, debido a que ofreció una mejor estabilidad numérica, menor tiempo de convergencia y una distribución más uniforme del esfuerzo cortante sobre las superficies de interés.

3.2.1.2 Estudio de Independencia de Malla

Una vez determinado que la malla poliédrica ofrecía el mejor desempeño numérico, se procedió a realizar un estudio de independencia de malla mediante refinamiento progresivo. Se generaron 8 distintos casos de mallas con tamaños comprendidos entre 9.8×10^4 y 1.95×10^6 celdas (Tabla 9), manteniendo constantes las condiciones físicas y numéricas del caso previo, así como los parámetros hemodinámicos de interés, con el fin de determinar la sensibilidad del modelo al tamaño de la malla. Los resultados mostrados en la Figura 20 evidencian que las mallas de baja resolución producen variaciones importantes en la predicción de la presión y del esfuerzo cortante; sin embargo, a partir de aproximadamente 7×10^5 elementos los valores se estabilizan con diferencias menores al 1–2 % entre refinamientos sucesivos. Por lo tanto, dicho comportamiento confirma que el modelo entra en un régimen de independencia de malla, al proporcionar resultados suficientemente precisos con un tiempo de simulación razonable. Por lo que esta resolución se adoptó para el resto de las simulaciones al ofrecer un equilibrio adecuado entre precisión y costo computacional.

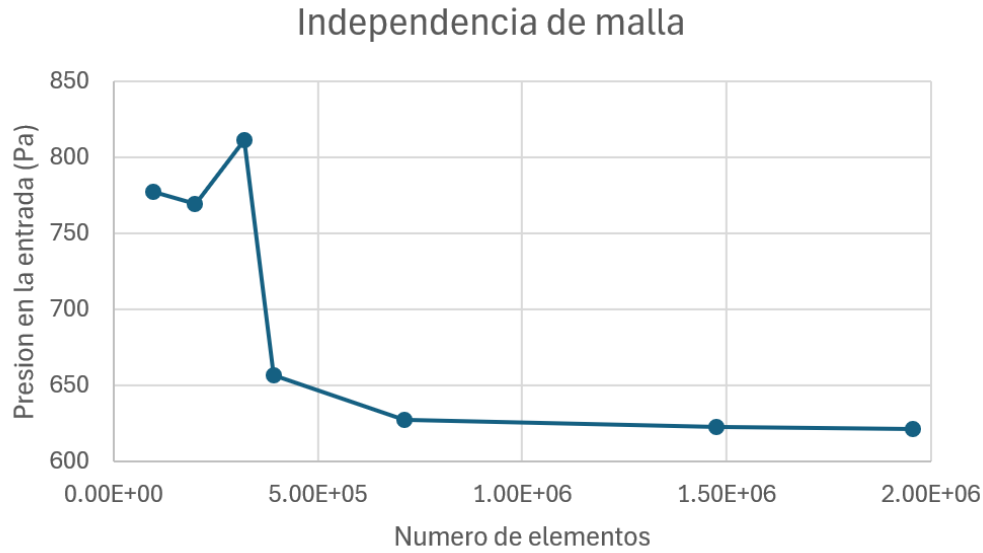


Figura 20. Gráfico de independencia de malla: convergencia de la solución evaluada a través de la presión en la entrada en función del número de elementos.

3.2.1.3 Efecto de rugosidad superficial

Posteriormente se realizaron pruebas comparativas para la rugosidad utilizando la malla poliédrica seleccionada (711,321 celdas, 4,592,144 caras, 3,787,097 nodos), las condiciones de contorno anteriormente mencionadas, esquema numérico, modelo de turbulencia, modelo de viscosidad de Ley de Potencia y ángulo de apertura se mantuvieron iguales que en las pruebas previas, para este análisis las rugosidades reales obtenidas para la placa pulida ya convertidas a la rugosidad equivalente de tamaño de grano fueron, 0.169 y 0.778 μm y el número de iteraciones fue reducido a 1,000 dado que la convergencia numérica de la simulación se alcanzaba de manera estable entre las 300 y 500 iteraciones.

Tabla 9. Comparación del efecto de la rugosidad superficial sobre parámetros hemodinámicos (ángulo 85°, Power Law).

Rugosidad (μm)	0.169	0.778
WSS-ring-awa (Pa)	17.48	17.44
WSS-aorta-awa (Pa)	9.9	9.88
WSS-ring-max (Pa)	156.98	153.76
WSS-aorta-max (Pa)	474.67	474.54
Pinlet (Pa)	621.22	620.88
Vel-Outlet-awa (m/s)	1.0809	1.0809
Mass-Flow-Rate (Kg/s)	7.39E-05	1.01E-04
Tiempo de Simulación	00:42:57	0044:36

Los resultados se resumen en la Tabla 9, donde se observa que las variaciones en los parámetros hidrodinámicos fueron mínimas al incrementar la rugosidad. El esfuerzo cortante promedio en el anillo disminuyó apenas de 17.49 Pa a 17.44 Pa (−0.3 %), mientras que el máximo esfuerzo cortante pasó de 156.98 Pa a 153.77 Pa (−2 %). En la región de la aorta, los valores promedio y máximos de WSS se mantuvieron prácticamente constantes (diferencias inferiores al 0.05 %), al igual que la presión en la entrada y la velocidad promedio en la salida. De igual forma, al comparar estos resultados con la simulación de la malla poliédrica anterior (Tabla 8), se observa que las diferencias entre los parámetros hidrodinámicos también se mantienen con variaciones mínimas que se encuentran dentro del rango de error de los cálculos numéricos.

El esfuerzo cortante promedio sobre el anillo (WSS-ring-awa) y la aorta (WSS-aorta-awa) se mantienen prácticamente constantes, con variaciones menores al 0.5 %, lo que indica que la distribución de esfuerzos no se ve afectada de manera significativa por cambios en la rugosidad superficial dentro del rango analizado. El WSS máximo en el anillo muestra un ligero incremento del orden del 2–3 %, lo cual podría atribuirse a fluctuaciones locales en la resolución de la malla más que a efectos físicos de rugosidad. Así mismo, la presión en la entrada (Pinlet) varía menos de un 1 %, manteniendo el mismo gradiente de presión global, y la velocidad promedio de salida se conserva en torno a 1.08 m/s, confirmando la estabilidad del flujo. En cuanto al flujo másico, las pequeñas diferencias observadas se deben principalmente a variaciones numéricas y de redondeo en el método de integración, más que a un cambio en la física del flujo.

Este comportamiento indica que, dentro del rango de rugosidades evaluadas, el flujo no presenta una sensibilidad significativa a las variaciones topográficas de la pared, por lo que el régimen es dominado por los efectos geométricos globales y las condiciones de contorno, más que por las microirregularidades superficiales. Asimismo, la diferencia marginal en el flujo másico (de 7.39×10^{-5} a 1.01×10^{-4} kg/s) podría asociarse a pequeñas fluctuaciones numéricas propias del refinamiento espacial y temporal, sin implicar un cambio físico relevante.

3.2.1.4 Efecto del modelo de viscosidad

El tercer análisis comparativo se centró en evaluar la influencia del modelo de viscosidad no newtoniana (modelo de Ley de Potencia vs modelo de Carreau) sobre las variables hemodinámicas obtenidas. Para ello, se mantuvieron constantes la malla poliédrica, el modelo de turbulencia SST $k-\omega$, el esquema numérico SimpleC, la rugosidad equivalente utilizada en el primer escenario y un total de 1000 iteraciones. Los resultados se compararon con la primera simulación poliédrica, la comparación de modelos se presenta en la Tabla 10, donde se observan diferencias significativas en el tiempo de la simulación entre ambos modelos, asimismo, se aprecia que el esfuerzo cortante promedio en el anillo (WSS-ring-awa) aumentó de 17.44 Pa a 20.92 Pa, lo que representa un incremento del 20 %. De forma similar, el esfuerzo cortante promedio en la aorta pasó de 9.93 Pa a 11.32 Pa (+14 %). El esfuerzo cortante máximo mostró un cambio aún más notable, de 152.66 Pa a 205.86 Pa, equivalente a un incremento del 35 %, mientras que el valor máximo en la aorta se elevó de 473.64 Pa a 684.21 Pa (+44 %).

Tabla 10. Comparación de resultados hemodinámicos entre modelos de viscosidad Power Law y Carreau.

Modelo de viscosidad	Ley de Potencia	Carreau
WSS-ring-awa (Pa)	17.43	20.92
WSS-aorta-awa (Pa)	9.93	11.32
WSS-ring-max (Pa)	152.65	205.86
WSS-aorta-max (Pa)	473.64	684.21
Pinlet (Pa)	627.21	662.12
Vel-Outlet-awa (m/s)	1.0807	1.0802
Mass-Flow-Rate (Kg/s)	-9.69E-05	-6.27E-05
Tiempo simulación	01:31:20	00:41:44

Estos resultados indican que el modelo reológico utilizado ejerce una influencia directa sobre la predicción de los esfuerzos cortantes, particularmente en las regiones de alta velocidad y gradiente de cizalla. El modelo de Carreau, al describir una transición más suave entre los regímenes de baja y alta viscosidad, tiende a reducir la viscosidad efectiva en las zonas de mayor velocidad, resultando en valores de esfuerzo cortante más altos. Por otro lado, el aumento de la presión en la entrada (Pinlet) de 627.22 Pa a 662.13 Pa (+5.6 %) confirma que este modelo predice una mayor pérdida de carga global, coherente con una respuesta reológica más sensible al gradiente de velocidad. A pesar de ello, la velocidad promedio en la salida se mantuvo prácticamente constante (~ 1.08 m/s), lo cual sugiere que las diferencias

se concentran principalmente en el comportamiento local del flujo más que en el régimen general. El flujo másico presentó un ligero incremento en magnitud desde (-9.69×10^{-5}) hasta (-6.27×10^{-5}) kg/s, dentro del margen esperado por diferencias numéricas y ajustes en el cálculo de la viscosidad local. De esta manera, se confirma que el modelo de Carreau es el modelo reológico de viscosidad más adecuado para la aplicación final de este estudio, dado a que describe de forma más realista el comportamiento reológico de la sangre en un amplio rango de tasas de deformación, particularmente en las regiones de alta cizalla características del flujo a través de válvulas cardíacas mecánicas.

3.2.2 Resultados hemodinámicos a 85°

Con el fin de evitar la pérdida de contraste causada por picos locales de esfuerzo cortante, los contornos de WSS fueron representados mediante cuatro ventanas de visualización distintas: 0–40, 0–50, 0–100 y 0–300 Pa (Figuras 21-24). Esta estrategia de segmentación permitió analizar simultáneamente el comportamiento global de la cizalla sobre la superficie y la localización de regiones de alta intensidad asociadas a bordes geométricos y zonas de impacto del flujo.

Esta estrategia permitió capturar tanto las zonas de bajo esfuerzo como los picos localizados sin saturación de la escala cromática

3.2.2.1 Ventana 0–40 Pa

En la Figura 21 se muestra la ventana de 0–40 Pa donde se observa la distribución global de WSS sobre las superficies del anillo valvular y la aorta ascendente. Las regiones de menor esfuerzo cortante (tonos azules, <10 Pa) se localizan principalmente en las zonas laterales del seno valvular, las esquinas del anillo y las zonas inmediatamente posteriores a las valvas en posición abierta, donde el flujo experimenta separación y formación de estructuras de tipo vórtice. La mayor parte de la superficie sólida opera dentro de un régimen de cizalla moderada. El orificio central de la válvula presenta valores intermedios en el rango de 20–30 Pa (tonos verdes-amarillos), mientras que las superficies de las valvas muestran gradientes pronunciados con transiciones de 5–10 Pa en las regiones de flujo separado a 30–40 Pa en las zonas de contacto directo con el chorro central. En la aorta ascendente, la mayor parte de la superficie exhibe valores entre 5–15 Pa,

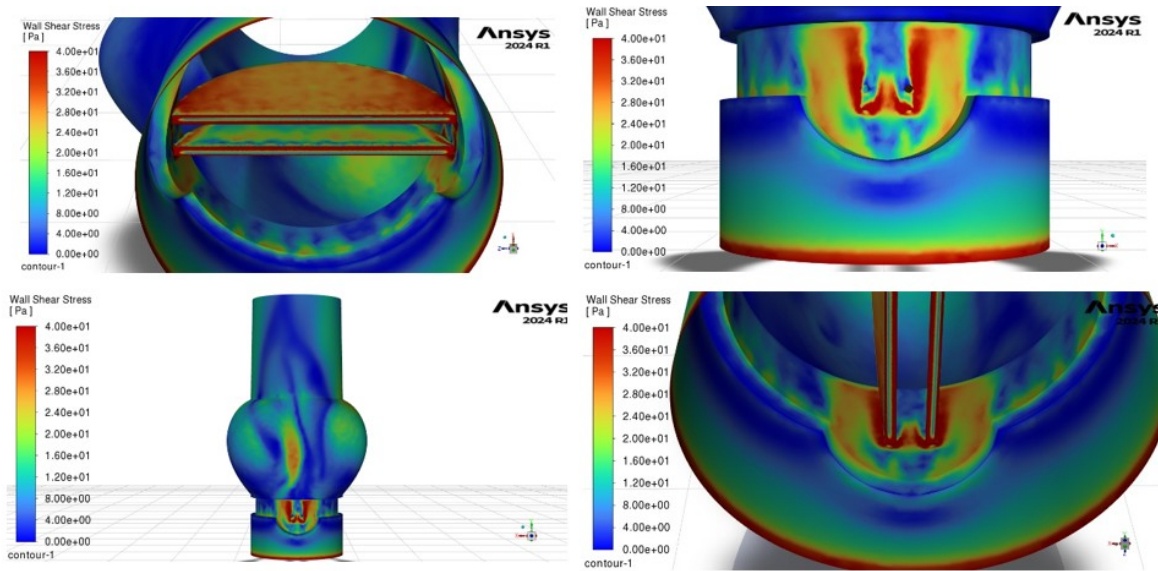


Figura 21. Contornos de esfuerzos cortantes con un rango de 0 a 40 Pa para el caso de 85° de ángulo de apertura.

3.2.2.2 Ventana 0–50 Pa

Al ampliar la escala hasta 50 Pa (Figura 22), se observa con mayor claridad las regiones de transición de la cizalla en los bordes inferiores de las valvas y en la región de impacto central sobre el anillo. Se distinguen franjas longitudinales de mayor esfuerzo en las aristas de las valvas, particularmente en las esquinas donde convergen con el anillo, presentan valores entre 35-50 Pa (tonos naranjas). Mientras que las paredes laterales mantienen valores moderados. La distribución en los senos de las valvas permanece en el rango bajo (<15 Pa), confirmando que la aceleración del flujo a través del orificio central constituye la principal fuente de incremento local del esfuerzo cortante. En la región aórtica, se aprecia una franja de WSS elevado (40-50 Pa), así como la persistencia de zonas de flujo recirculatorio independientemente de la escala de visualización.

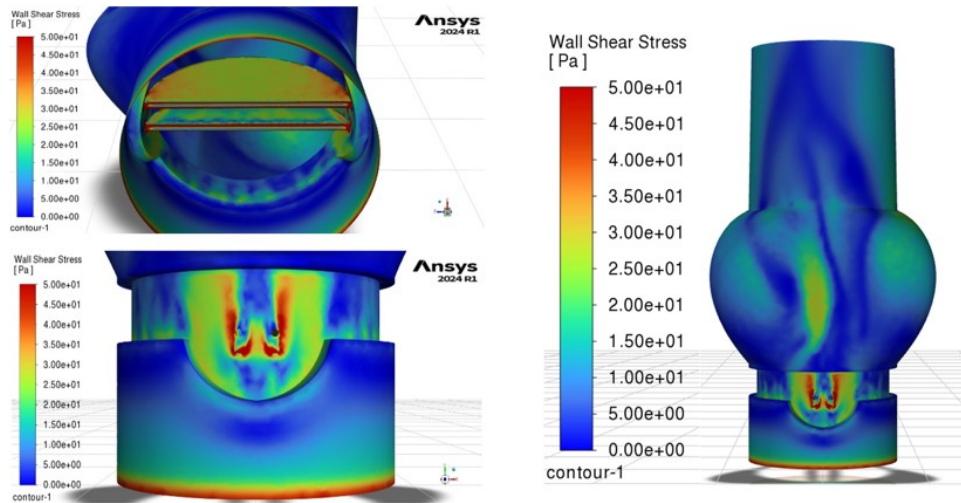


Figura 22. Contornos de esfuerzos cortantes con un rango de 0 a 50 Pa para el caso de 85° de ángulo de apertura.

3.2.2.3 Ventana 0–100 Pa

La ventana de 0–100 Pa (Figura 23) revela de manera más nítida y evidente la concentración de zonas de alto esfuerzo cortante que saturaban las escalas previas. Las áreas más hemodinámicamente activas que se identifican son los bordes afilados de las valvas, donde el WSS alcanza valores entre 80–100 Pa en franjas estrechas correspondientes a las aristas de contacto con el flujo, y las zonas adyacentes de menor cizalla, lo cual refleja la fuerte variación espacial del campo de velocidades en la salida de la válvula. A esta escala, la mayor parte de la superficie continúa operando por debajo de 40–50 Pa, mientras que los valores superiores se restringen a regiones geométricamente críticas.

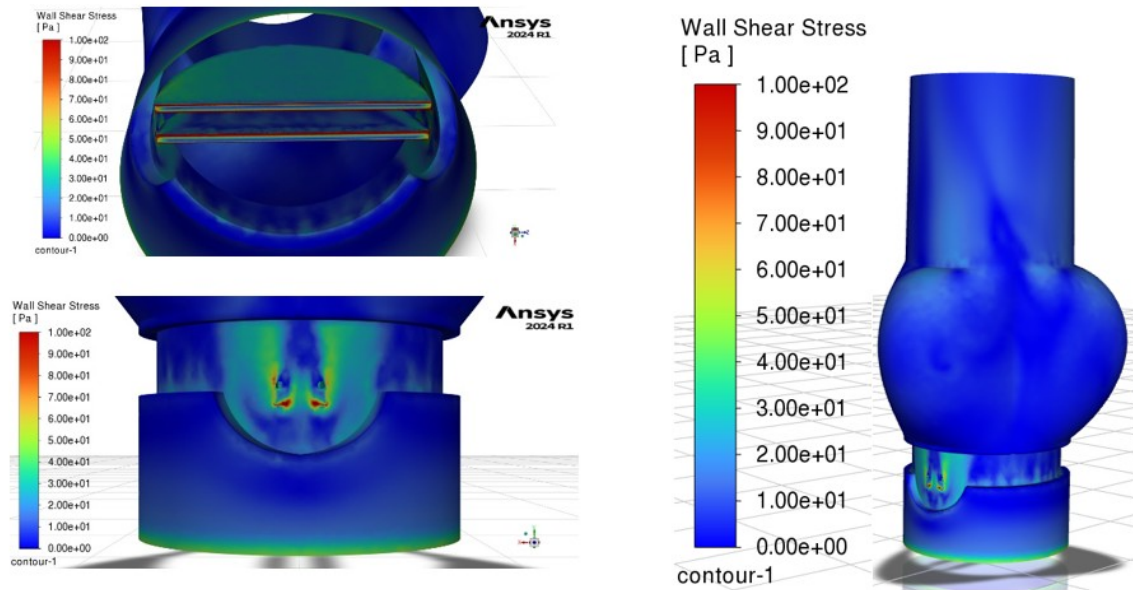


Figura 23. Contornos de esfuerzos cortantes con un rango de 0 a 100 Pa para el caso de 85° de ángulo de apertura.

3.2.2.4 Ventana 0–300 Pa

El rango de valores completo de 0-300 Pa (Figura 24), aísla los picos extremos de WSS localizados en el sistema. Se observan dos puntos críticos con valores máximos, el más crucial concentrado exclusivamente en el filo de las valvas en contacto con el flujo de alta velocidad, alcanzando valores entre 150-300 Pa, visibles como franjas rojas, mientras que la otra zona crítica se encuentra en la zona media del anillo, cerca del área de las bisagras donde impacta el chorro acelerado registrando valores entre 120-180 Pa. Estas regiones de alta intensidad representan una sección espacial limitada, lo que explica la diferencia significativa entre los valores promedio ponderados por área y los valores máximos reportados. Esta visualización confirma que los máximos no representan un comportamiento generalizado del sistema, sino fenómenos altamente localizados, apareciendo como puntos o líneas delgadas en el campo de visualización, mientras que la vasta mayoría de la superficie permanece en el rango de 10-50 Pa (tonos azul-verde en esta escala expandida).

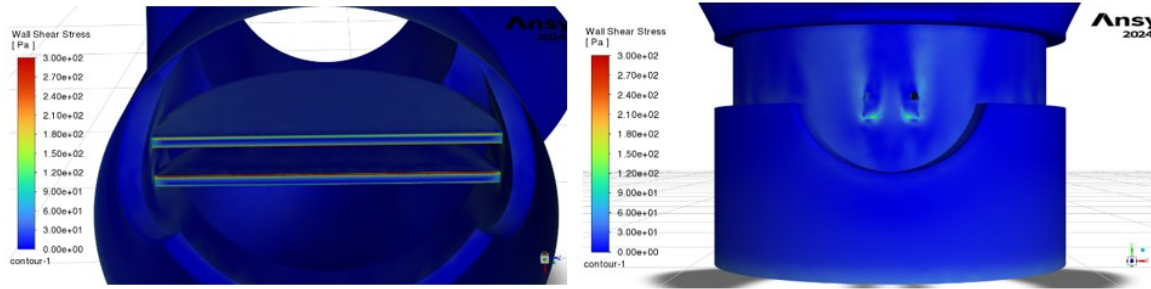


Figura 24. Contornos de esfuerzos cortantes con un rango de 0 a 300 Pa para el caso de 85° de ángulo de apertura.

3.2.2.5 Distribución de Presiones y campos de velocidad

La distribución de contornos de presión para el ángulo de apertura de 85° (Figuras 25 y 26) muestran una distribución característica de flujo a través de una restricción geométrica. Mostrando un valor máximo aproximado de 1135 Pa localizado en la región de entrada y en las zonas inmediatamente anteriores a las valvas. A medida que el flujo se aproxima al plano de la válvula, se observa una disminución gradual de la presión, con valores en el rango de 600-800 Pa. En el plano valvular, en los orificios central y laterales de la válvula, así como en las zonas de separación de flujo detrás de las valvas, la presión cae abruptamente a valores cercanos a 27-30 Pa (tonos verdes-azules) exhibiendo un comportamiento típico de conversión de energía de presión en energía cinética según el principio de Bernoulli. Las zonas de mayor presión coinciden espacialmente con las regiones de desaceleración y estancamiento relativo del flujo, mientras que las regiones posteriores al paso del chorro presentan un descenso progresivo de presión asociado a la recuperación parcial del campo de velocidades. Los senos de las valvas presentan una ligera coloración verdosa, representativa de presiones negativas, relativas a la referencia, en el rango de -250 a -525 Pa, indicativas de zonas de recirculación de baja energía.

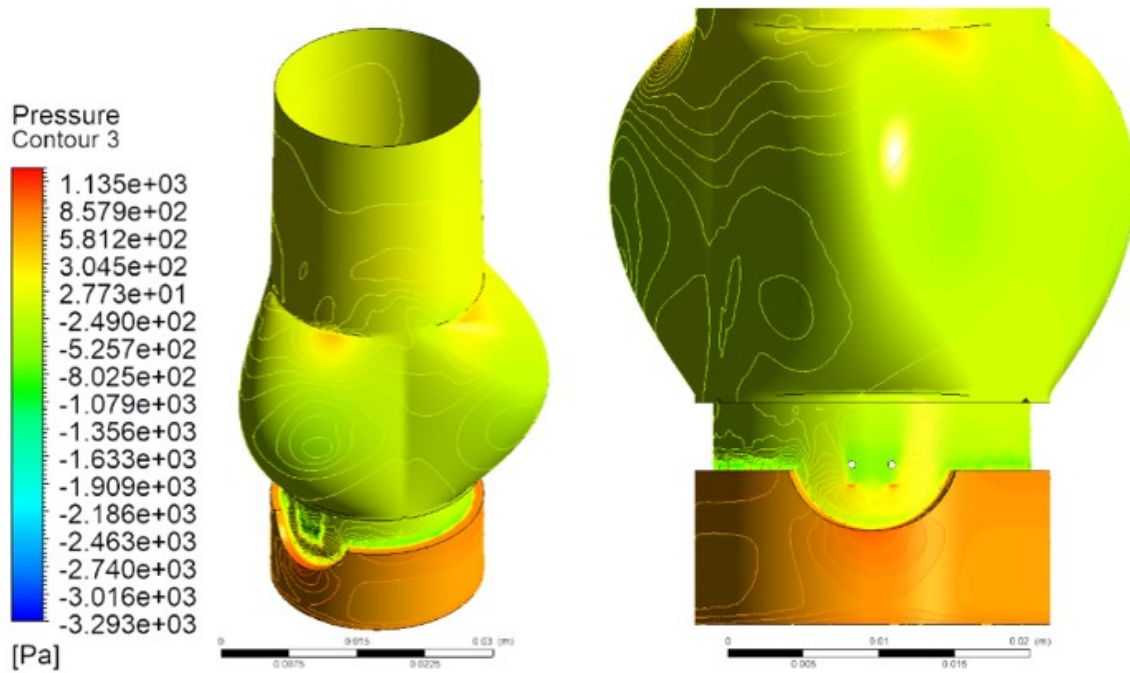


Figura 25. Contornos de presión desde las vistas isométrica y lateral para el caso de 85° de ángulo de apertura.

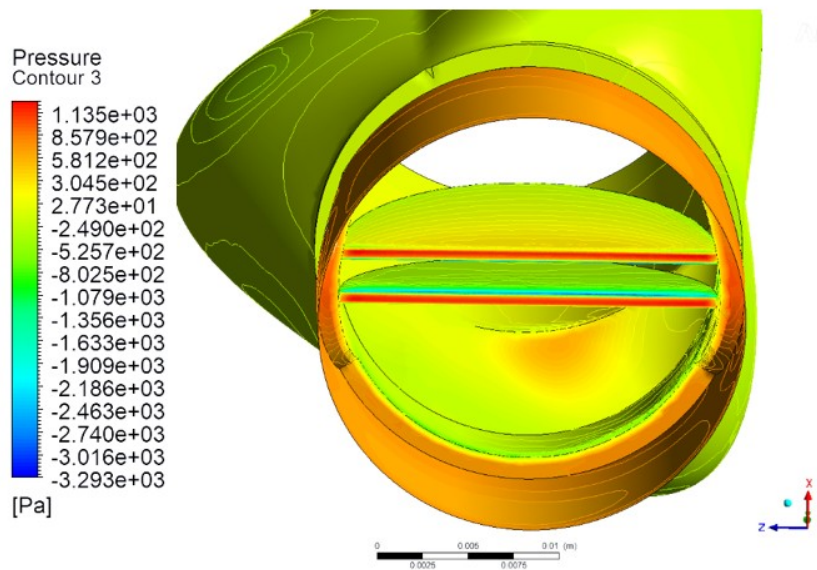


Figura 26. Contornos de presión desde la vista inferior para el caso de 85° de ángulo de apertura.

El campo de velocidades mostrados en la Figura 27, presenta una distribución altamente heterogénea característica del flujo a través de válvulas bivalvas, evidenciando la formación de un chorro central altamente acelerado entre las valvas abiertas, alcanzando velocidades máximas del orden de 2.35 m/s. Este chorro presenta una sección relativamente estrecha en

la región de salida inmediata, seguido de una expansión progresiva hacia la aorta ascendente. Los chorros laterales, correspondientes a los orificios semicirculares entre las valvas y el anillo, exhiben velocidades ligeramente menores (1.5-1.8 m/s) y una dispersión más rápida. En el plano de corte longitudinal, se observa un perfil de velocidad relativamente uniforme en las paredes laterales del seno mostrando velocidades en el rango de 0.4-1.0 m/s, velocidades significativamente menores. Esta configuración confirma que la reducción geométrica del área efectiva de paso constituye el principal mecanismo de aceleración del flujo en esta configuración.

En la vista transversal mostrado en la Figura 28, se aprecia la simetría bilateral con los tres flujos claramente definidos, la sección central rectangular flanqueado por dos secciones laterales semicirculares. En los senos de las valvas, las velocidades son mínimas (<0.2 m/s), con vectores de velocidad que indican movimiento recirculatorio de baja intensidad. La región posterior a las valvas también exhibe velocidades reducidas.

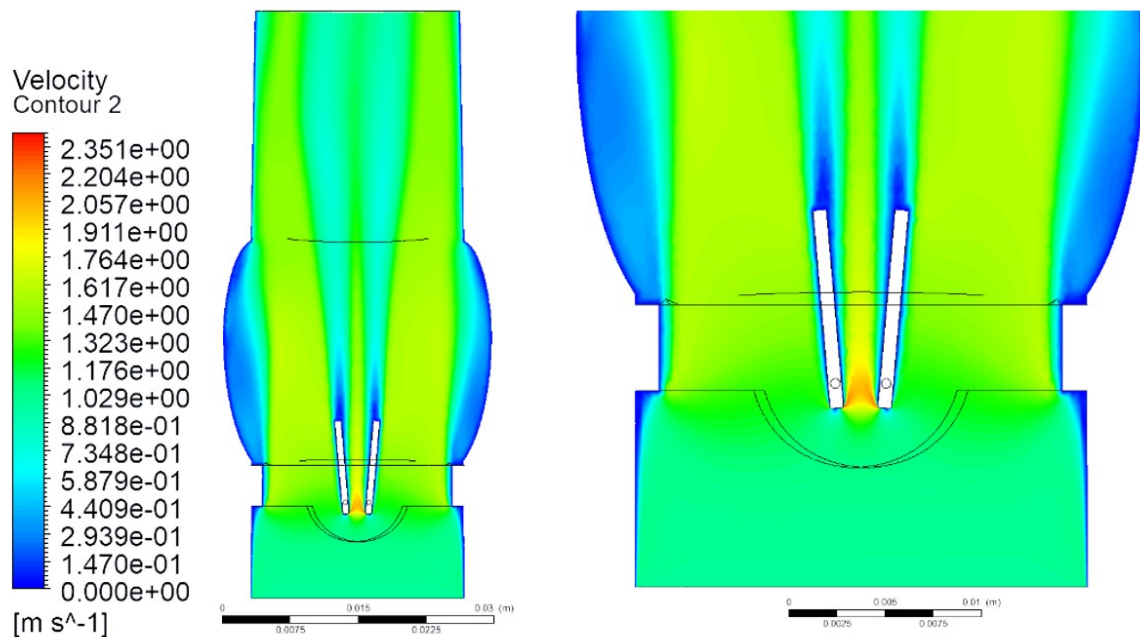


Figura 27. Contornos de velocidad desde la vista lateral para el caso de 85° de ángulo de apertura.

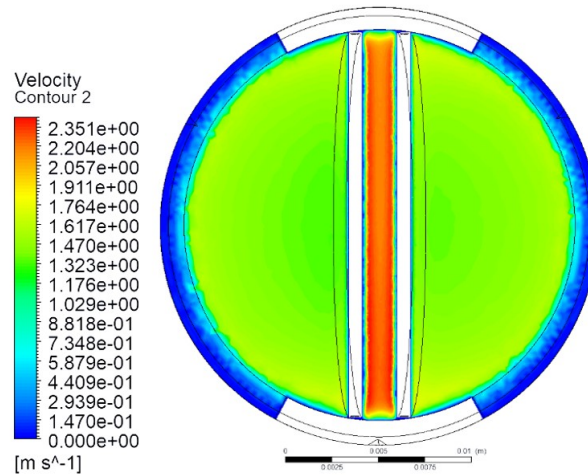


Figura 28. Contornos de velocidad desde la vista superior para el caso de 85° de ángulo de apertura.

Las líneas de corriente, mostradas en la Figura 29, exhiben un patrón de flujo predominantemente axial en la región central, acompañado de estructuras tipo vortex en los senos laterales. Estas estructuras recirculantes se originan por la interacción entre el chorro central, el ángulo de apertura de las valvas y las paredes curvas del seno, generando trayectorias helicoidales y zonas de reorientación del flujo. La presencia de estos vórtices confirma la naturaleza tridimensional del campo de velocidades, incluso bajo condiciones de simulación estacionaria. En zonas posteriores a la válvula, las líneas de corriente muestran dos comportamientos distintos, comenzando con un flujo central directo que mantiene su dirección hasta la salida del dominio, líneas periféricas que exhiben una ligera expansión radial al entrar en la aorta ascendente y se observan vórtices bien definidos en cada uno de los tres senos de las valvas. Estos vórtices aparecen confinados dentro de las cavidades de los senos, con interacción limitada con el flujo principal.

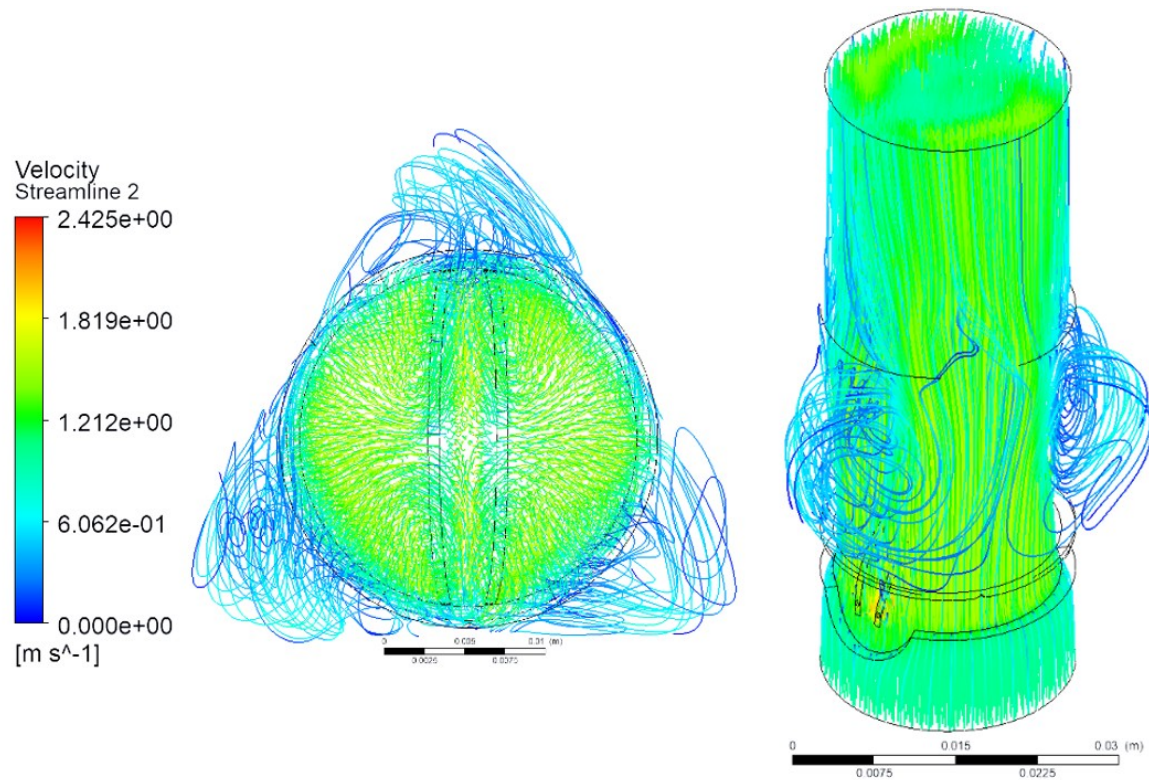


Figura 29. Líneas de corriente de velocidad para el caso de 85° de ángulo de apertura.

3.2.3 Resultados hemodinámicos en función del ángulo de apertura

Los resultados de las simulaciones para el resto de los tres ángulos de apertura se reportan en las tablas 11 y 12, en estas tablas se evidencia una relación no lineal entre el área efectiva de paso y la respuesta hemodinámica del sistema. se puede apreciar que a pesar de haberse reducido progresivamente la velocidad de entrada para cada caso ($0.75 \rightarrow 0.5 \rightarrow 0.25$ m/s), los gradientes de presión y los esfuerzos cortantes aumentaron de manera consistente al disminuir el ángulo de apertura, lo que confirma que el efecto geométrico domina sobre las condiciones cinemáticas impuestas. El WSS promedio en el anillo se incrementó aproximadamente de 25 Pa (65°) a 39–49 Pa (45°) y hasta 58–76 Pa (25°), mientras que los máximos locales mostraron incrementos más pronunciados, superando los 800 Pa en el escenario más restrictivo.

En contraste, la rugosidad superficial dentro del rango evaluado se mantuvo sin mostrar modificación o influencia alguna en la respuesta hemodinámica, manteniendo variaciones menores al 3 %. Asimismo, el modelo de Carreau mostró una tendencia consistente a predecir mayores esfuerzos cortantes y gradientes de presión, particularmente en configuraciones de mayor restricción geométrica, lo que resalta la importancia de la formulación reológica en regímenes de alto gradiente de cizalla. El efecto del modelo de viscosidad escala con la severidad de la restricción: a 85°, Carreau predice +20% WSS respecto a Power Law; a 65°, +21%; a 45°, +26%; y a 25°, +32%. Esta divergencia creciente confirma que la elección del modelo reológico es crítica para evaluar configuraciones de alto flujo o de alta restricción, mientras que su influencia es moderada en condiciones de apertura amplia. La rugosidad superficial mantuvo un efecto marginal menor al 3% en todos los ángulos evaluados.

Tabla 11. Resultados hemodinámicos: efecto del ángulo, rugosidad y modelo reológico (85° y 65°)

WSS- aorta-max (Pa)	Pinlet (Pa)	Vel-Outlet- awa (m/s)	Mass- Flow-Rate (mL/s)	Tiempo de simulación
684.21	662.12	1.0802	-6.27E-05	00:41:44
683.92	650.90	1.0802	2.40E-05	00:37:26
684.36	660.56	1.0803	-8.71E-05	00:34:47
461.98	1,446.8	0.8301	1.04E-05	00:45:38
722.02	1,487.4	0.8269	1.16E-04	00:39:53
461.19	1,432.5	0.831	5.59E-05	00:34:35
738.64	1,533.7	0.8283	-2.10E-04	00:43:49
462.12	1,455.0	0.8308	1.16E-05	00:32:47
729.32	1,500.2	0.8236	-1.50E-04	00:36:05

Rugosidad (μm)	Angulo ($^{\circ}$)	Modelo	WSS-ring- awa (Pa)	WSS- aorta-awa (Pa)	WSS-ring- max (Pa)
0.669	85	Carreau	20.92	11.32	205.86
0.778	85	Carreau	20.91	11.306	206.77
0.169	85	Carreau	20.95	11.302	207.65
0.669	65	Power Γ_{aw}	25.13	15.43	155.15
0.669	65	Carreau	30.36	17.65	227.304
0.778	65	Power Γ_{aw}	25.12	15.41	155.26
0.778	65	Carreau	30.44	18.25	234.56
0.169	65	Power Γ_{aw}	25.17	15.53	156.80
0.169	65	Carreau	30.45	17.82	232.32

Tabla 12. Resultados hemodinámicos: efecto del ángulo, rugosidad y modelo reológico (45° y 25°).

WSS- aorta-max (Pa)	Pinlet (Pa)	Vel-Outlet- awa (m/s)	Mass- Flow-Rate (m^3/s)	Tiempo de simulación
1,127.22	4,626.04	0.5767	-8.87E-04	00:33:28
1,423.62	4,768.43	0.5918	3.01E-04	00:40:12
1,144.42	4,645.55	0.5745	-4.19E-04	00:40:12
1,279.75	4,810.87	0.5767	4.30E-05	00:39:32
1,119.50	4,618.11	0.5888	8.56E-04	00:38:47
1,429.65	4,775.29	0.5938	3.23E-06	00:42:58
1,029.01	8,315.54	0.2777	1.72E-05	00:46:10
1,719.56	8,701.51	0.2809	4.03E-05	00:48:44
1,041.59	8,310.81	0.2735	-4.65E-05	00:49:38
1,728.33	8,698.65	0.28005	4.73E-05	00:31:22
1,045.83	8287.73	0.2748	-8.21E-05	00:29:57
1,738.95	8,702.69	0.2811	7.33E-05	00:30:48

Rugosidad (μm)	Angulo ($^{\circ}$)	Modelo	WSS-ring- awa (Pa)	WSS- aorta-awa	WSS-ring- max (Pa)
0.669	45	Power	39.25	21.69	333.13
0.669	45	Carreau	49.57	25.87	543.88
0.778	45	Power	39.31	21.78	330.69
0.778	45	Carreau	49.65	25.94	534.94
0.169	45	Power	39.303	21.71	336.29
0.169	45	Carreau	49.803	25.49	561.83
0.669	25	Power	58.07	7.47	487.96
0.669	25	Carreau	76.58	10.24	834.29
0.778	25	Power	58.135	7.2	482.93
0.778	25	Carreau	76.53	10.14	831.48
0.169	25	Power	58.38	7.3	499.5
0.169	25	Carreau	76.77	10.24	846.34

Capítulo 4. Conclusiones

En el presente trabajo se empleó simulación computacional mediante Dinámica de Fluidos Computacional (CFD) como herramienta para analizar el efecto de la modificación superficial nanoestructurada de la aleación de Ti-6Al-4V, obtenida mediante anodizado, sobre el comportamiento hemodinámico de una válvula cardíaca mecánica bivalva. El modelo numérico fue validado mediante un estudio de independencia de malla y comparaciones entre distintas configuraciones, lo que permitió seleccionar una malla poliédrica con un balance adecuado entre precisión y costo computacional, garantizando estabilidad numérica y consistencia global de la solución. Los resultados mostraron que, dentro del rango de rugosidades micrométricas evaluado ($0.169\text{--}0.778\text{ }\mu\text{m}$), las variaciones en los principales parámetros hemodinámicos evaluados, tales como gradiente de presión, velocidad media de salida y esfuerzos cortantes promedio y máximos en el anillo y la aorta, fueron inferiores al 3 %. Esto indica que, bajo las condiciones de flujo estacionario consideradas, la respuesta hemodinámica está dominada por factores macroscópicos como el ángulo de apertura de las valvas y el modelo reológico de la sangre, más que por variaciones topográficas superficiales en el rango analizado. En contraste, el modelo de viscosidad influyó de manera significativa en la predicción de los esfuerzos cortantes, particularmente en las regiones de mayor gradiente de velocidad. El modelo de Carreau predijo valores superiores de WSS y mayores pérdidas de carga en comparación con la Ley de Potencia, evidenciando la sensibilidad del sistema a la formulación reológica empleada.

Asimismo, la reducción progresiva del ángulo de apertura incrementó de forma consistente los gradientes de presión y los esfuerzos cortantes, confirmando que la geometría efectiva de apertura constituye el principal determinante del comportamiento hemodinámico global.

De esta manera, y a partir de estos resultados obtenidos, la hipótesis planteada no pudo confirmarse en términos de una mejora hemodinámica atribuible exclusivamente a la rugosidad dentro del rango estudiado. No obstante, el estudio demuestra que la simulación CFD sí constituye una herramienta útil y robusta para cuantificar la influencia relativa de variables geométricas, reológicas y superficiales, así como para identificar los factores dominantes en la respuesta del sistema. Como trabajo futuro, se recomienda incorporar simulaciones transitorias bajo condiciones pulsátiles, análisis dinámico explícito del fluido,

modelos multifásicos que represente a la sangre como un fluido no newtoniano bifásico, descrito como una suspensión de glóbulos rojos en un medio plasmático y análisis acoplados de interacción fluido-estructura (FSI), esto permitiría evaluar de manera más integral la interacción entre el flujo sanguíneo y la superficie del material, la respuesta mecánica del dispositivo a lo largo del ciclo cardíaco, la evolución temporal del flujo sanguíneo, y capturar fenómenos que no pueden ser descritos adecuadamente mediante modelos monofásicos. Además, se recomienda ampliar el conjunto de indicadores hemodinámicos considerados, incorporando métricas asociadas al daño hemático y a la trombogenicidad. Asimismo, se recomienda realizar una caracterización más detallada de la superficie del material mediante técnicas de mayor resolución, como la microscopía de fuerza atómica (AFM), con el fin de obtener parámetros topográficos más precisos que permitan una representación más realista de la rugosidad en los modelos numéricos. De igual manera, sería pertinente explorar de manera sistemática el rango de valores de las variables experimentales involucradas en el proceso de anodizado, evaluando escenarios más drásticos, como el incremento del tiempo de anodizado manteniendo constante el voltaje aplicado o bien el aumento del voltaje (manteniéndolo constante durante el proceso) conservando los tiempos de anodizado previamente establecidos. Estas variaciones permitirían analizar su efecto directo sobre el espesor de la película formada y el diámetro de los nanotubos, parámetros que influyen directamente en la morfología y topografía de la superficie del material.

Referencias

- [1] *World Heart Observatory | Global Cardiovascular Health Insights*. (2024, 13 noviembre). World Heart Observatory. <https://world-heart-federation.org/world-heart-observatory/>
- [2] *De Salud, S. (s. f.). 490. Cada año, 220 mil personas fallecen debido a enfermedades del corazón. gob.mx.* <https://www.gob.mx/salud/prensa/490-cada-ano-220-mil-personas-fallecen-debido-a-enfermedades-del-corazon#:~:text=En%20M%C3%A9xico%2C%20cerca%20de%20220,elevado%20y%20diabetes%20no%20controlada>.
- [3] *Santangelo, G., Bursi, F., Faggiano, A., Moscardelli, S., Simeoli, P. S., Guazzi, M., ... & Faggiano, P. (2023). The global burden of valvular heart disease: from clinical epidemiology to management. Journal of Clinical Medicine, 12(6), 2178.*
- [4] *Lilly, L. S. (2012). Pathophysiology of heart disease: a collaborative project of medical students and faculty. Lippincott Williams & Wilkins.*
- [5] *Brandt, R. R., & Pibarot, P. Prosthetic heart valves: Part 4—Complications and dysfunction, pregnancy.*
- [6] *Salcianu, I. A., Bratu, A. M., Bratu, I. C., & Parvu, S. (2024). Biomaterials used in heart valve substitution. Medicine and materials, 4(1), 43-50.*
- [7] *Reduce IMSS 86% la mortalidad en pacientes con enfermedad cardíaca a través de implante de válvulas percutáneas | Sitio Web «Acercando el IMSS al Ciudadano».* (s. f.). <https://www.imss.gob.mx/prensa/archivo/201701/004#:~:text=La%20estenosis%20a%C3%B3rtica%20cr%C3%ADtica%20es,puede%20pasar%20desapercibida%20durante%20a%C3%Blos>
- [8] *Wenn, P., & Zeltser, R. (2023, 9 enero). Aortic valve disease. StatPearls - NCBI Bookshelf.* <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK542205/#article-17749.s1>
- [9] *Pinto, R. A. C. (s. f.). Epidemiology of aortic valve stenosis (AS) and of aortic valve incompetence (AI): is the prevalence of AS/AI similar in different parts of the world?* <https://www.escardio.org/Journals/E-Journal-of-Cardiology-Practice/Volume-18/epidemiology-of-aortic-valve-stenosis-as-and-of-aortic-valve-incompetence-ai>
- [10] *Coffey, S., Cairns, B. J., & Iung, B. (2016). The modern epidemiology of heart valve disease. Heart, 102(1), 75-85.*
- [11] *Taghizadeh, B., Ghavami, L., Derakhshankhah, H., Zangene, E., Razmi, M., Jaymand, M., ... & Izadi, Z. (2020). Biomaterials in valvular heart diseases. Frontiers in Bioengineering and Biotechnology, 8, 529244.*
- [12] *Kheradvar, A., Groves, E. M., Goergen, C. J., Alavi, S. H., Tranquillo, R., Simmons, C. A., ... & Canic, S. (2015). Emerging trends in heart valve engineering: Part II. Novel and standard technologies for aortic valve replacement. Annals of biomedical engineering, 43, 844-857.*

- [13] Oveissi, F., Naficy, S., Lee, A., Winlaw, D. S., & Dehghani, F. (2020). *Materials and manufacturing perspectives in engineering heart valves: a review. Materials Today Bio*, 5, 100038
- [14] K., Kachel, M., Castillero, E., Xue, Y., Kalfa, D., Ferrari, G., & George, I. (2023). *Polymeric prosthetic heart valves: A review of current technologies and future directions. Frontiers in Cardiovascular Medicine*, 10, 1137827.
- [15] Kulkarni, M., Mazare, A., Schmuki, P., Iglič, A., & Seifalian, A. (2014). *Biomaterial surface modification of titanium and titanium alloys for medical applications. Nanomedicine*, 11(615), 111.
- [16] Zhang, L. C., Chen, L. Y., & Wang, L. (2020). *Surface modification of titanium and titanium alloys: technologies, developments, and future interests. Advanced Engineering Materials*, 22(5), 1901258.
- [17] Liu, X., Chu, P. K., & Ding, C. (2004). *Surface modification of titanium, titanium alloys, and related materials for biomedical applications. Materials Science and Engineering: R: Reports*, 47(3-4), 49-121.
- [18] Yousefi, S., Borna, H., Shirvan, A. R., Wen, C., & Nouri, A. (2024). *Surface modification of mechanical heart valves: a review. European Polymer Journal*, 205, 112726.
- [19] Kiani, A. K., Pheby, D., Henahan, G., Brown, R., Sieving, P., Sykora, P., ... & INTERNATIONAL BIOETHICS STUDY GROUP. (2022). *Ethical considerations regarding animal experimentation. Journal of preventive medicine and hygiene*, 63(2 Suppl 3), E255.
- [20] Fernandes, M. R., & Pedroso, A. R. (2017). *Animal experimentation: A look into ethics, welfare and alternative methods. Revista da Associação Medica Brasileira*, 63, 923-928.
- [21] Lewis, D. I. (2019). *Animal experimentation: implementation and application of the 3Rs. Emerging Topics in Life Sciences*, 3(6), 675-679.
- [22] Zakaria, M. S., Ismail, F., Tamagawa, M., Aziz, A. F. A., Wiriadidjaja, S., Basri, A. A., & Ahmad, K. A. (2017). *Review of numerical methods for simulation of mechanical heart valves and the potential for blood clotting. Medical & biological engineering & computing*, 55, 1519-1548.
- [23] *Dinámica de fluidos computacional. (s. f.). Instituto de Ingeniería, UNAM. <http://www2.iingen.unam.mx/es-mx/Publicaciones/GacetaElectronica/Enero-Febrero2018/Paginas/Dinamicadefluidos.aspx>*
- [24] Chandran, K. B. (2010). *Role of computational simulations in heart valve dynamics and design of valvular prostheses. Cardiovascular engineering and technology*, 1, 18-38.
- [25] Zakerzadeh, R., Hsu, M. C., & Sacks, M. S. (2017). *Computational methods for the aortic heart valve and its replacements. Expert review of medical devices*, 14(11), 849-866.

- [26] Abbas, S. S., Nasif, M. S., & Al-Waked, R. (2022). *State-of-the-art numerical fluid–structure interaction methods for aortic and mitral heart valves simulations: A review. Simulation*, 98(1), 3-34.
- [27] Singh, V. (2014). *Cardiovascular system. Elsevier Health Sciences*.
- [28] Kroeker, C. G. (2018). *Cardiovascular system: anatomy and physiology. Cardiovascular Mechanics*, 2(5), 1.
- [29] Westaby, S., Karp, R. B., Blackstone, E. H., & Bishop, S. P. (1984). *Adult human valve dimensions and their surgical significance. The American journal of cardiology*, 53(4), 552-556.
- [30] Tu, J., Inthavong, K., & Wong, K. K. L. (2015). *Computational hemodynamics –theory, modelling and applications. Springer*.
- [31] Chong, B., Jayabaskaran, J., Jauhari, S. M., Chan, S. P., Goh, R., Kueh, M. T. W., ... & Chan, M. Y. (2025). *Global burden of cardiovascular diseases: projections from 2025 to 2050. European journal of preventive cardiology*, 32(11), 1001-1015.
- [32] d'Arcy, J. L., Prendergast, B. D., Chambers, J. B., Ray, S. G., & Bridgewater, B. (2011). *Valvular heart disease: the next cardiac epidemic. Heart*, 97(2), 91-93.
- [33] Coffey, S., Cairns, B. J., & Iung, B. (2016). *The modern epidemiology of heart valve disease. Heart*, 102(1), 75-85.
- [34] Timmis, A., Aboyans, V., Vardas, P., Townsend, N., Torbica, A., Kavousi, M., ... & Weidinger, F. (2024). *European society of cardiology: the 2023 atlas of cardiovascular disease statistics. European Heart Journal*, 45(38), 4019-4062.
- [35] Santangelo, G., Bursi, F., Faggiano, A., Moscardelli, S., Simeoli, P. S., Guazzi, M., ... & Faggiano, P. (2023). *The global burden of valvular heart disease: from clinical epidemiology to management. Journal of clinical medicine*, 12(6), 2178.
- [36] Fajardo Dolci, G. E., Anda, V. D., Félix, J., Ortiz-Vázquez, P., & Olaiz-Fernández, G. (2023). *La carga de enfermedades cardiovasculares en México, 1990-2021. Un resumen del estudio Global Burden of Disease 2021. Gaceta médica de México*, 159(6), 574-581.
- [37] Dávila-Cervantes, C. A. (2020). *Cardiovascular disease in Mexico 1990–2017: Secondary data analysis from the global burden of disease study. International Journal of Public Health*, 65(5), 661-671.
- [38] Mendoza-Herrera, K., Pedroza-Tobías, A., Hernández-Alcaraz, C., Avila-Burgos, L., Aguilar-Salinas, C. A., & Barquera, S. (2019). *Attributable burden and expenditure of cardiovascular diseases and associated risk factors in Mexico and other selected mega-countries. International journal of environmental research and public health*, 16(20), 4041.
- [39] Yacoub, M. H., & Takkenberg, J. J. M. (2005). *Will heart valve tissue engineering change the world?. Nature clinical practice cardiovascular medicine*, 2(2), 60-61.

- [40] Dasi, L. P., Simon, H. A., Sucosky, P., & Yoganathan, A. P. (2009). *Fluid mechanics of artificial heart valves. Clinical and experimental pharmacology and physiology*, 36(2), 225-237.
- [41] BS, D., & AW, F. (1956). *Treatment of aortic insufficiency by the Hufnagel valve with four illustrative cases. Postgraduate Medical Journal*, 32(371), 438-443.
- [42] Cervantes, J. (2003). *Fiftieth anniversary of the first aortic valve prosthesis implantation. Langenbeck's Archives of Surgery*, 388(5), 366-367.
- [43] Matthews, A. M. (1998). *The development of the Starr-Edwards heart valve. Texas Heart Institute Journal*, 25(4), 282.
- [44] Milano, A., Bortolotti, U., Mazzucco, A., Mossuto, E., Testolin, L., Thiene, G., & Gallucci, V. (1992). *Heart valve replacement with the Sorin tilting-disc prosthesis: a 10-year experience. The Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery*, 103(2), 267-275.
- [45] Bokros, J. C., Gott, V. L., La Grange, L. D., Fadall, A. M., Vos, K. D., & Ramos, M. D. (1969). *Correlations between blood compatibility and heparin adsorptivity for an impermeable isotropic pyrolytic carbon. Journal of biomedical materials research*, 3(3), 497-528.
- [46] Bokros, J. C. (1989). *Carbon in prosthetic heart valves. The Annals of Thoracic Surgery*, 48(3 Suppl), S49-50.
- [47] Blot, W. J., Ibrahim, M. A., Ivey, T. D., Acheson, D. E., Brookmeyer, R., Weyman, A., ... & Harrison, D. (2005). *Twenty-five-year experience with the Björk-Shiley convexoconcave heart valve: a continuing clinical concern. Circulation*, 111(21), 2850-2857.
- [48] Antunes, M. J. (2015). *Requiem for a good mechanical heart valve: Farewell to the Medtronic Hall valve. The Journal of thoracic and cardiovascular surgery*, 149(6), 1492-1494.
- [49] Emery, R. W., & Nicoloff, D. M. (1979). *St. Jude Medical cardiac valve prosthesis: in vitro studies. The Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery*, 78(2), 269-276.
- [50] Evangelista, R. A. A., Pires, A. L. R., & Nogueira, B. V. (2025). *A chronological history of heart valve prostheses to offer perspectives of their limitations. Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, 13, 1533421.
- [51] Gott, V. L., Alejo, D. E., & Cameron, D. E. (2003). *Mechanical heart valves: 50 years of evolution. The Annals of thoracic surgery*, 76(6), S2230-S2239.
- [52] Sharif, H., Pillai, R., & Caes, F. (1996). *Valve replacement with the ATS open pivot bileaflet prosthesis. Eur J Cardio-thorac Surg*, 10, 660-665.
- [53] Moidl, R., Simon, P., & Wolner, E. (2002). *The On-X prosthetic heart valve at five years. The Annals of thoracic surgery*, 74(4), 1312-1317.
- [54] Chaudhary, R., Garg, J., Krishnamoorthy, P., Shah, N., Feldman, B. A., Martinez, M. W., & Freudenberg, R. (2017). *On-X valve: the next generation aortic valve. Cardiology in review*, 25(2), 77-83.

- [55] Karkar, A. M., Castresana, M. R., Odo, N., & Agarwal, S. (2015). Anticoagulation dilemma in a high-risk patient with On-X valves. *Annals of Cardiac Anaesthesia*, 18(2), 257-260.
- [56] Carrel, T., Vogt, P. R., Obrist, D., & Schaff, H. (2023). Evolving technology: the TRIFLO tri-leaflet mechanical valve without oral anticoagulation: a potential major innovation in valve surgery. *Frontiers in cardiovascular medicine*, 10, 1220633.
- [57] Langenaeken, T., De Meester, P., Verbrugghe, P., Rega, F., Lamberigts, M., Van Hecke, M., ... & Meuris, B. (2023). In vivo performance of a tri-leaflet mechanical heart valve prosthesis in an ovine model. *Interdisciplinary cardiovascular and thoracic surgery*, 37(2), ivad142.
- [58] Haydar, H. J., Al-Deen, J., AbidAli, A. K., & Mahmoud, A. A. (2021, August). Improved performance of Ti6Al4V alloy in Biomedical applications-Review. In *Journal of Physics: Conference Series* (Vol. 1973, No. 1, p. 012146). IOP Publishing.
- [59] İzmir, M., & Ercan, B. (2019). Anodization of titanium alloys for orthopedic applications. *Frontiers of Chemical Science and Engineering*, 13(1), 28-45.
- [60] Yao, C., & Webster, T. J. (2006). Anodization: a promising nano-modification technique of titanium implants for orthopedic applications. *Journal of nanoscience and nanotechnology*, 6(9-10), 2682-2692.
- [61] Webster, T. J., & Yao, C. (2016). Anodization: a promising nano modification technique of titanium-based implants for orthopedic applications. *Surgical Tools and Medical Devices*, 55-79.
- [62] Minagar, S., Berndt, C. C., Wang, J., Ivanova, E., & Wen, C. (2012). A review of the application of anodization for the fabrication of nanotubes on metal implant surfaces. *Acta biomaterialia*, 8(8), 2875-2888.
- [63] Vera, M. L., Rosenberger, M. R., Schvezov, C. E., & Ares, A. E. (2015). Wear resistance of anodic titanium dioxide films produced on Ti-6Al-4V alloy. *Nanomaterials and Nanotechnology*, 5, 6.
- [64] Hoeijmakers, M. J. M. M. (2021). Analysis of aortic-valve blood flow using computational fluid dynamics.
- [65] Labrosse, M. R., & Kadem, L. (2018). *Experimental Methods in Cardiovascular Mechanics* (pp. 91-128). CRC press.
- [66] Tu, J., Inthavong, K., & Wong, K. K. L. (2015). *Computational hemodynamics –theory, modelling and applications*. Springer.
- [67] Marques, P. F., Oliveira, M. E. C., Franca, A. S., & Pinotti, M. (2003). Modeling and simulation of pulsatile blood flow with a physiologic wave pattern. *Artificial organs*, 27(5), 478-485.
- [68] Liu, X., Fan, Y., Deng, X., & Zhan, F. (2011). Effect of non-Newtonian and pulsatile blood flow on mass transport in the human aorta. *Journal of biomechanics*, 44(6), 1123-1131.

- [69] Nadeem, S., Akbar, N. S., Hendi, A. A., & Hayat, T. (2011). Power law fluid model for blood flow through a tapered artery with a stenosis. *Applied Mathematics and Computation*, 217(17), 7108-7116.
- [70] Ismail, Z., Abdullah, I., Mustapha, N., & Amin, N. (2008). A power-law model of blood flow through a tapered overlapping stenosed artery. *Applied Mathematics and Computation*, 195(2), 669-680.
- [71] Nasrin, R., Hossain, A., & Zahan, I. (2020). Blood flow analysis inside a stenotic artery using power-law fluid model. *RDMS*, 13, 1-10.
- [72] Pérez-Trejo, L., Sánchez, A. F. M., & Mercado, A. P. (2010). Determinación de la viscosidad de fluidos newtonianos y no newtonianos (una revisión del viscosímetro de Couette). *Latin-American Journal of Physics Education*, 4(1), 36.
- [73] Lynch, S., Nama, N., & Figueroa, C. A. (2022). Effects of non-Newtonian viscosity on arterial and venous flow and transport. *Scientific Reports*, 12(1), 20568.
- [74] Thondapu, V., Shishikura, D., Dijkstra, J., Zhu, S. J., Revalor, E., Serruys, P. W., ... & Barlis, P. (2022). Non-Newtonian endothelial shear stress simulation: Does it matter?. *Frontiers in Cardiovascular Medicine*, 9, 835270.
- [75] Athani, A., Ghazali, N. N. N., Badruddin, I. A., Usmani, A. Y., Kamangar, S., Anqi, A. E., & Ahammad, N. A. (2021). Two-phase non-Newtonian pulsatile blood flow simulations in a rigid and flexible patient-specific left coronary artery (LCA) exhibiting multi-stenosis. *Applied Sciences*, 11(23), 11361.
- [76] Bourantas, G. C., Skouras, E. D., Loukopoulos, V. C., Burganos, V. N., & Nikiforidis, G. C. (2011, October). Two-phase blood flow modeling and mass transport in the human aorta. In *2011 10th International Workshop on Biomedical Engineering* (pp. 1-4). IEEE.
- [77] Medvedev, A. E. (2013). Two-phase blood-flow model. *Russian Journal of Biomechanics*, 17(4), 18-32.
- [78] Madlener, K., Frey, B., & Ciezki, H. K. (2009). Generalized Reynolds number for non-Newtonian fluids. *Progress in propulsion physics*, 1, 237-250.
- [79] Mowat, D. H. R., Haites, N. E., & Rawles, J. M. (1983). Aortic blood velocity measurement in healthy adults using a simple ultrasound technique. *Cardiovascular research*, 17(2), 75-80.
- [80] Garcia, J., van Der Palen, R. L., Bollache, E., Jarvis, K., Rose, M. J., Barker, A. J., ... & Markl, M. (2018). Distribution of blood flow velocity in the normal aorta: effect of age and gender. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 47(2), 487-498.
- [81] Gabe, I. T., GAULT, J. H., ROSS JR, J. O. H. N., MASON, D. T., MILLS, C. J., SCHILLINGFORD, J. P., & Braunwald, E. U. G. E. N. E. (1969). Measurement of instantaneous blood flow velocity and pressure in conscious man with a catheter-tip velocity probe. *Circulation*, 40(5), 603-614.
- [82] Schafstedde, M., Jarmatz, L., Brüning, J., Hüllebrand, M., Nordmeyer, S., Harloff, A., & Hennemuth, A. (2023). Population-based reference values for 4D flow

MRI derived aortic blood flow parameters. Physiological measurement, 44(3), 035003.

- [83] Imtiaz, N., & Siam, T. (2023). *Analysis of blood flow in human brain vessels for Newtonian and non-Newtonian blood properties. CFD Lett*, 10.
- [84] Macak, J. M., Hildebrand, H., Marten-Jahns, U., & Schmuki, P. (2008). *Mechanistic aspects and growth of large diameter self-organized TiO₂ nanotubes. Journal of Electroanalytical Chemistry*, 621(2), 254-266.
- [85] Dikova, T. D., Hahm, M. G., Hashim, D. P., Narayanan, N. T., Vajtai, R., & Ajayan, P. M. (2014). *Mechanism of TiO₂ nanotubes formation on the surface of pure Ti and Ti-6Al-4V alloy. Advanced Materials Research*, 939, 655-662.
- [86] Sarraf, M., Razak, A. B., Crum, R., Gámez, C., Ramirez, B., Kasim, N. H. B. A., ... & Basirun, W. J. (2017). *Adhesion measurement of highly-ordered TiO₂ nanotubes on Ti-6Al-4V alloy. Processing and Application of Ceramics*, 11(4), 311-321.
- [87] Shin, D. H., Shokuhfar, T., Choi, C. K., Lee, S. H., & Friedrich, C. (2011). *Wettability changes of TiO₂ nanotube surfaces. Nanotechnology*, 22(31), 315704.
- [88] Zhao, D. P., Tang, J. C., Nie, H. M., Zhang, Y., Chen, Y. K., Zhang, X., ... & Yan, M. (2018). *Macro-micron-nano-featured surface topography of Ti-6Al-4V alloy for biomedical applications. Rare Metals*, 37(12), 1055-1063.
- [89] Ponsonnet, L., Reybier, K., Jaffrezic, N., Comte, V., Lagneau, C., Lissac, M., & Martelet, C. (2003). *Relationship between surface properties (roughness, wettability) of titanium and titanium alloys and cell behaviour. Materials Science and Engineering: C*, 23(4), 551-560.
- [90] Sarraf, M., Zalnezhad, E., Bushroa, A. R., Hamouda, A. M. S., Rafieerad, A. R., & Nasiri-Tabrizi, B. (2015). *Effect of microstructural evolution on wettability and tribological behavior of TiO₂ nanotubular arrays coated on Ti-6Al-4V. Ceramics International*, 41(6), 7952-7962.
- [91] Gao, Y., Sun, Y., & Guo, D. (2014). *Facile fabrication of superhydrophobic surfaces with low roughness on Ti-6Al-4V substrates via anodization. Applied surface science*, 314, 754-759.
- [92] Radtke, A., Topolski, A., Jędrzejewski, T., Kozak, W., Sadowska, B., Więckowska-Szakiel, M., ... & Piszczek, P. (2017). *The bioactivity and photocatalytic properties of titania nanotube coatings produced with the use of the low-potential anodization of Ti6Al4V alloy surface. Nanomaterials*, 7(8), 197.
- [93] Pharr, G. M., & Oliver, W. C. (1992). *Measurement of thin film mechanical properties using nanoindentation. Mrs Bulletin*, 17(7), 28-33.
- [94] Kaczmarek, D., Domaradzki, J., Wojcieszak, D., Prociow, E., Mazur, M., Placido, F., & Lapp, S. (2012). *Hardness of nanocrystalline TiO₂ thin films. Journal of Nano Research*, 18, 195-200.
- [95] Sefer, B., Roa, J. J., Mateo, A., Pederson, R., & Antti, M. L. (2016, May). *Evaluation of the Bulk and Alpha-Case Layer Properties in Ti-6Al-4V at Micro-And*

Nano-Metric Length Scale. In Proceedings of the 13th World Conference on Titanium (pp. 1619-1624). Hoboken, NJ, USA: John Wiley & Sons, Inc..

- [96] Arkusz, K., Jędrzejewska, A., Siwak, P., & Jurczyk, M. (2024). *Electrochemical and Mechanical Properties of Hexagonal Titanium Dioxide Nanotubes Formed by Sonoelectrochemical Anodization. Materials, 17(9), 2138.*
- [97] Negrescu, A. M., Ionascu, I., Necula, M. G., Tudor, N., Kamaleev, M., Zarnescu, O., ... & Cimpean, A. (2025). *Lateral spacing of TiO₂ nanotube coatings modulates in vivo early new bone formation. Biomimetics, 10(2), 81.*