



UNIVERSIDAD
DE MÁLAGA



ESCUELA DE INGENIERÍAS INDUSTRIALES

Ingeniería Mecánica, Térmica y de Fluidos

Mecánica de Fluidos

TRABAJO FIN DE GRADO

DISEÑO DE UN MEZCLADOR AIRE-OXÍGENO PARA UN VENTILADOR MECÁNICO

Grado en

Ingeniería Mecánica

Autor: FERNANDO JOSÉ GUERRERO SMITH

Tutor: VÍCTOR FERNANDO MUÑOZ MARTINEZ

Cotutor: JOAQUÍN ORTEGA CASANOVA

MÁLAGA, octubre de 2024

RESUMEN

Las enfermedades respiratorias, son una de las principales causas de muerte y discapacidad al reducir los niveles de oxígeno en la sangre. Para contrarrestar este problema, se utiliza la terapia de oxígeno suplementario y la ventilación mecánica, que asisten o suplen la función pulmonar. El mezclador de aire y oxígeno es un componente clave de estos dispositivos, ya que asegura una mezcla ajustada a las necesidades del paciente.

El objetivo principal de este proyecto es desarrollar un prototipo de mezclador aire-oxígeno para su uso en sistemas de respiración asistida. Esto engloba la realización de un diseño, una etapa de fabricación y un posterior estudio de su funcionamiento. Para ello revisamos el estado del arte para identificar posibles modelos de mezcladores aire-oxígeno. Tras un análisis comparativo se selecciona el modelo más adecuado considerando aspectos técnicos y económicos. Posteriormente, se verifica su funcionamiento con ayuda de simulaciones en mecánica de fluidos computacional, apoyando a la siguiente etapa de diseño y fabricación. Finalmente, se analiza los resultados para determinar la viabilidad del diseño y para plantear futuras líneas de investigación junto a la posibilidad de publicar los hallazgos.

De las conclusiones obtenidas destacamos que, tras la fabricación, el diseño experimental y la ejecución de los ensayos, los resultados obtenidos fueron satisfactorios, ya que el prototipo es capaz de generar una mezcla estable de oxígeno. Además, garantiza la reproducibilidad de los resultados al generar mezclas idénticas en distintos intentos.

Este Trabajo de Fin de Grado en Ingeniería Mecánica se desarrolla dentro del proyecto Andalucía Respira, autorizado por la AEMPS y promovido por el IBIMA.

ABSTRACT

Respiratory diseases are one of the leading causes of death and disability as they reduce oxygen levels in the blood. To counteract this issue, supplemental oxygen therapy and mechanical ventilation are used to assist or replace lung function. The air-oxygen mixer is a key component of these devices, as it ensures a mixture tailored to the patient's needs.

The main objective of this project is to develop an air-oxygen mixer prototype for use in assisted breathing systems. This involves designing, manufacturing, and studying its performance. To achieve this, we reviewed the state of the art to identify potential air-oxygen mixer models. After a comparative analysis, the most suitable model was selected, considering technical and economic aspects. Subsequently, its functionality was verified using computational fluid dynamics simulations, which supported the next stage of design and manufacturing. Finally, the results were analyzed to determine the design's viability and to propose future research lines, along with the possibility of publishing the findings.

The conclusions highlighted that, after manufacturing, experimental design, and testing, the results were satisfactory as the prototype was able to generate a stable oxygen mixture. Moreover, it ensured the reproducibility of the results by producing identical mixtures across different trials.

This Final Degree Project in Mechanical Engineering was developed as part of the Andalucía Respira project, authorized by the AEMPS and promoted by IBIMA.

Índice

1	Introducción.....	12
1.1	Motivación.....	12
1.2	Objetivos.....	13
1.3	Metodología.....	13
1.4	Marco de realización.....	14
2	Estado de la cuestión	15
2.1	Enfermedades respiratorias.....	15
2.1.1	Tratamiento y diagnostico	16
2.2	Oxigenoterapia.....	18
2.2.1	Toxicidad pulmonar por oxígeno.....	19
2.3	Ventilación mecánica	21
2.4	Mezcladores de oxígeno	23
2.4.1	Mezcladores comerciales.....	23
2.4.2	Mezclador aire-O ₂ presurizado	27
2.4.3	Mezclador aire-O ₂ de presión ambiente	30
2.4.4	Mezclador de efecto Venturi.....	33
2.5	Propuestas de diseño.....	37
2.5.1	Propuesta mezclador aire-O ₂ presurizado.....	39
2.5.2	Propuesta mezclador de efecto Venturi	40
2.6	Evaluación de propuestas según su complejidad	40
3	Desarrollo del mezclador.....	41
3.1	Metodología.....	41
3.2	Comprobación de la propuesta.	41
3.2.1	Resultados aportados por artículo [1].....	41
3.2.2	Modelado de las simulaciones del artículo [1]	45
3.2.3	Resultados de las simulaciones basadas en artículo [1]	57
3.2.4	Comparativa y análisis de resultados	62
3.2.5	Verificaciones adicionales	64
3.3	Conclusiones de la propuesta.....	72
4	Implantación	73

4.1	Diseño del prototipo. Limitaciones de fabricación	73
4.2	Simulaciones del modelo y evaluación.....	75
4.2.1	Resultados simulaciones del prototipo	77
4.3	Etapa de fabricación.....	82
4.4	Etapa experimental	87
4.4.1	Diseño del experimento.....	87
4.4.2	Resultados	89
4.4.3	Análisis de resultados	100
5	Discusión	105
6	Conclusiones y líneas futuras	107
7	Bibliografía.....	109
ANEXO A. Introducción a la mecánica de fluidos computacional (CFD).....		112
1	Ecuaciones fundamentales de mecánica de fluidos.....	112
1.1	La derivada material y la divergencia de la velocidad.....	112
1.2	Ecuación de continuidad.....	113
1.3	Ecuación del momento.....	117
1.4	Ecuación de la energía	119
2	Introducción al método de volúmenes finitos.....	122
3	Introducción al modelado de la turbulencia	128
ANEXO B. Fundamentos teóricos. El efecto y tubo Venturi		135
1	Teorema de Bernoulli	135
1.1	Flujo incompresible	135
1.2	Flujo Compresible	136
1.3	Ecuación para uso práctico	138
2	Numero de Reynolds, perfil de velocidad y rugosidad.....	138
2.1	Numero de Reynolds	138
2.2	Perfil de velocidad	138
2.3	Rugosidad	139
ANEXO C. Planos piezas fabricadas		139

Listado de Figuras

Figura 1. Causas de defunción en el mundo. Fuente:[6]	16
Figura 2. Tiempo de fases según su exposición a dosis letales y subletales. Fuente: [12]	20
Figura 3. Estructura y componentes principales de un respirador. Fuente:[18]	21
Figura 4. Diagrama simplificado de los componentes de un mezclador Fuente:[3]	23
Figura 5: Dispositivo BioRespira. Fuente:[23]	24
Figura 6: Dispositivo Airvo 2. Fuente:[24]	25
Figura 7: Dispositivo MaxBlend 2. Fuente:[25]	25
Figura 8: Dispositivo TNI SoftFlow 50. Fuente: [26]	26
Figura 9: Dispositivo precisión flow vapootherm. Fuente:[27]	27
Figura 10. Dispositivo VentiMask. Fuente:[28].	27
Figura 11. Mezclador aire-oxígeno autocontrolado. Fuente [29].....	29
Figura 12. Mezclador aire-oxígeno de presión ambiente. Fuente:[31].	31
Figura 13. Principio Venturi en el mezclador. Fuente:[1]	33
Figura 14. Mezclador de efecto Venturi en CAD. Fuente:[1]	34
Figura 15. Sistema para ventana de entrada de aire variable. Fuente: [2]	35
Figura 16. Sistema para distancia entre orificios variable. Fuente: [2]	36
Figura 17. Válvula de diafragma en iris de variación de sección. Fuente: [2]	36
Figura 18. Resultados Artículo – Diámetro boquilla de entrada de O ₂ . Fuente: [1]	42
Figura 19. Resultados Artículo – Diámetro orificio de salida de la mezcla. Fuente: [1]	42
Figura 20. Resultados Artículo – Ventana de entrada de aire. Fuente: [1]	43
Figura 21. Resultados Artículo – Separación entre orificios. Fuente: [1]	44
Figura 22. Resultados Artículo – Efecto del caudal de O ₂ y temperatura. Fuente: [1]	45
Figura 23. Modelo CAD geometría de mezclador Venturi propuesto en artículo [1]	45
Figura 24. Volumen extraído del modelo CAD.....	46
Figura 25. Dominio fluido para simulaciones artículo.....	46
Figura 26. Mallado para simulaciones artículo	47
Figura 27. Refinado local de superficie en estrechamiento.....	48
Figura 28. Refinado local de superficie en orificio de salida de mezcla.....	48
Figura 29. Refinado por capas de inflación en paredes.....	48
Figura 30. Flujo másico de oxígeno a la salida de la mezcla (kg/s)	53
Figura 31. Fracción másica de O ₂ a la salida de la mezcla.....	53
Figura 32. Presión en el estrechamiento (Pa)	54
Figura 33. Magnitud de la velocidad a la salida de la mezcla (m/s)	54
Figura 34. Residuales de las ecuaciones de continuidad, velocidad, turbulencia y concentración de oxígeno.	54
Figura 35. Representación de la fracción másica de O ₂ por líneas de flujo para simulación artículo.....	56
Figura 36. Gráfica simulaciones (basadas en artículo [1]) – Experimento boquilla de entrada..	60
Figura 37. Gráfica simulaciones (basadas en artículo [1]) – Experimento orificio de salida.....	60
Figura 38. Gráfica simulaciones (basadas en artículo [1]) – Experimento área ventana	61

Figura 39. Gráfica simulaciones (basadas en artículo [1]) – Experimento distancia entre orificios	61
Figura 40. Dominio fluido para estudio de convergencia, caso simétrico	65
Figura 41. Estudio de convergencia para experimento boquilla de entrada	68
Figura 42. Simulación 2 – Experimento distancia entre orificios	71
Figura 43. Modelo CAD diseñado para fabricación.....	74
Figura 44. Vista seccionada del modelo CAD diseñado para fabricación.....	74
Figura 45. Representación de la fracción másica de O ₂ por líneas de flujo para simulación del prototipo	76
Figura 46. Gráfica simulaciones prototipo – Experimento boquilla de entrada.....	80
Figura 47. Gráfica simulaciones prototipo – Experimento orificio de salida.....	80
Figura 48. Gráfica simulaciones prototipo – Experimento distancia entre orificios	81
Figura 49. Recorte del cilindro de metacrilato mediante cinta automática	83
Figura 50. Taladrado mediante torno.....	83
Figura 51. Taladro cónico mediante torno para conexión entre orificios	84
Figura 52. Roscado manual mediante machuelo de 1/8”	84
Figura 53. Reducción de diámetro exterior mediante torneado	85
Figura 54. Piezas de salida de la mezcla	85
Figura 55. Piezas de entrada de oxígeno	86
Figura 56. Prototipos de mezclador Venturi	86
Figura 57. Montaje experimental	88
Figura 58. Montaje experimental de calibración de parámetros de entrada.....	90
Figura 59. Flujo calibrado de entrada de 15 L/min	90
Figura 60. Flujo calibrado de entrada de 25 L/min	91
Figura 61. Concentración de O ₂ para el caso 1_2_10 y flujo de 15 L/min	92
Figura 62. Flujo de mezcla aire-O ₂ a la salida para el caso 1_2_10 y flujo de 15 L/min.....	92
Figura 63. Gráfica resultados experimentales prototipo – Experimento boquilla de entrada	99
Figura 64. Gráfica resultados experimentales prototipo – Experimento orificio de salida	99
Figura 65. Gráfica resultados experimentales prototipo – Experimento distancia entre orificio.....	100
Figura 66. Volumen de control finito fijo en el espacio. Fuente: [34].....	114
Figura 67. Componente x de las fuerzas aplicadas a un elemento fluido infinitesimal. Fuente: [34].....	117
Figura 68. Trabajo realizado por las fuerzas superficiales en dirección x sobre el elemento fluido. Fuente: [34].....	119
Figura 69. Celda de volumen finito, i.....	124
Figura 70. Sistema algebraico del método de volúmenes finitos aplicado al dominio computacional	126
Figura 71. Desarrollo del flujo en una placa plana.....	130
Figura 72. Gráficas variables adimensionales $\ln(y^+)$ vs u^+	131
Figura 73. Representación de funciones de pared estándar, U^+ vs y^+	132
Figura 74. Representación de viscosidad efectiva de función estándar, v_w/v vs y^+	133

Figura 75. Representación de funciones de pared mejorada, U^+ vs y^+	133
Figura 76. Representación de viscosidad efectiva, función estándar, ν_w/ν vs y^+	134
Figura 77. Flujo convergente, caso fluido incompresible. Fuente:[40].....	136
Figura 78. Perfil de velocidad flujo laminar y turbulento. Fuente:[40].....	139

Listado de Tablas

Tabla 1. Comparativa de modelos de mezcladores comerciales. Fuente: [23], [24], [25], [26], [27], [28]	37
Tabla 2. Resultados simulaciones (basadas en artículo) – Experimento boquilla de entrada	57
Tabla 3. Resultados simulaciones (basadas en artículo) – Experimento orificio de salida	57
Tabla 4. Resultados simulaciones (basadas en artículo) – Experimento área ventana, boquilla 0,5 mm	58
Tabla 5. Resultados simulaciones (basadas en artículo) – Experimento área ventana, boquilla 1 mm	58
Tabla 6. Resultados simulaciones (basadas en artículo) – Experimento distancia entre orificios, boquilla 0,5 mm	59
Tabla 7. Resultados simulaciones (basadas en artículo) – Experimento distancia entre orificios, boquilla 1mm	59
Tabla 8. Comparativa de resultados artículo [1] vs resultados simulaciones CFD	62
Tabla 9. Resultados estudio de convergencia – 1 millón de elementos. Flujo másico y FiO ₂	66
Tabla 10. Resultados estudio de convergencia – 1 millón de elementos. Valores últimos.....	66
Tabla 11. Resultados estudio de convergencia – 1 millón de elementos + Simetría. Flujo másico y FiO ₂	67
Tabla 12. Resultados estudio de convergencia – 1 millón de elementos. Valores últimos.....	67
Tabla 13. Resultados simulaciones experimento distancia entre orificios, boquilla 0,5 mm. Flujo másico y FiO ₂	69
Tabla 14. Resultados simulaciones experimento distancia entre orificios, boquilla 0,5 mm. Valores últimos.....	69
Tabla 15. Resultados simulaciones experimento distancia entre orificios, boquilla 0,5 mm. Flujo másico y FiO ₂	70
Tabla 16. Resultados simulaciones experimento distancia entre orificios, boquilla 1 mm. Valores últimos.....	70
Tabla 17. Resultados simulaciones prototipo - Experimento Boquilla de Entrada, Flujo 15 L/min.....	77
Tabla 18. Resultados simulaciones prototipo - Experimento Boquilla de Entrada, Flujo 25 L/min.....	77
Tabla 19. Resultados simulaciones prototipo – Experimento Orificio de Salida, Flujo 15 L/min.....	78
Tabla 20. Resultados simulaciones prototipo - Experimento Orificio de Salida, Flujo 25 L/min.....	78
Tabla 21. Resultados simulaciones prototipo - Experimento Distancia entre Orificios, Flujo 15 L/min.....	79
Tabla 22. Resultados simulaciones prototipo - Experimento Distancia entre Orificios, Flujo 25 L/min.....	79
Tabla 23. (Izquierda) Resultados configuración 1_2_10 – Experimento Boquilla de Entrada, Flujo 15 L/min.	93

Tabla 24. (Derecha) Resultados configuración 1_2_10 – Experimento Boquilla de Entrada, Flujo 25 L/min.....	93
Tabla 25. (Izquierda) Resultados configuración 2_2_10 – Experimento Boquilla de Entrada, Flujo 15 L/min.....	93
Tabla 26. (Derecha) Resultados configuración 2_2_10 – Experimento Boquilla de Entrada, Flujo 25 L/min.....	93
Tabla 27. (Izquierda) Resultados configuración 3_2_10 – Experimento Boquilla de Entrada, Flujo 15 L/min.....	94
Tabla 28. (Derecha) Resultados configuración 3_2_10 – Experimento Boquilla de Entrada, Flujo 25 L/min.....	94
Tabla 29. (Izquierda) Resultados configuración 1_2_10 – Experimento Orificio de Salida, Flujo 15 L/min.....	94
Tabla 30. (Derecha) Resultados configuración 1_2_10 – Experimento Orificio de Salida, Flujo 25 L/min.....	94
Tabla 31. (Izquierda) Resultados configuración 1_4_10 – Experimento Orificio de Salida, Flujo 15 L/min.....	95
Tabla 32. (Derecha) Resultados configuración 1_4_10 – Experimento Orificio de Salida, Flujo 25 L/min.....	95
Tabla 33. (Izquierda) Resultados configuración 1_6_10 – Experimento Orificio de Salida, Flujo 15 L/min.....	95
Tabla 34. (Derecha) Resultados configuración 1_6_10 – Experimento Orificio de Salida, Flujo 25 L/min.....	95
Tabla 35. (Izquierda) Resultados configuración 1_2_3 – Experimento Distancia entre Orificios, Flujo 15 L/min.....	96
Tabla 36. (Derecha) Resultados configuración 1_2_3 – Experimento Distancia entre Orificios, Flujo 25 L/min.....	96
Tabla 37. (Izquierda) Resultados configuración 1_2_10 – Experimento Distancia entre Orificios, Flujo 15 L/min.....	96
Tabla 38. (Derecha) Resultados configuración 1_2_10 – Experimento Distancia entre Orificios, Flujo 25 L/min.....	96
Tabla 39. (Izquierda) Resultados configuración 1_2_15 – Experimento Distancia entre Orificios, Flujo 15 L/min.....	97
Tabla 40. (Derecha) Resultados configuración 1_2_15 – Experimento Distancia entre Orificios, Flujo 25 L/min.....	97
Tabla 41. Resultados Experimento Boquilla de Entrada.....	97
Tabla 42. Resultados Experimento Orificio de Salida.....	98
Tabla 43. Resultados Experimento Distancia entre Orificios.....	98
Tabla 44. Comparativa Simulaciones Prototipo vs Resultados experimentales prototipo – Experimento Boquilla de Entrada.....	101
Tabla 45. Comparativa Simulaciones Prototipo vs Resultados experimentales prototipo – Experimento Orificio de Salida.....	102



Tabla 46. Comparativa Simulaciones Prototipo vs Resultados experimentales prototipo – Experimento Distancia entre Orificios.	103
Tabla 47. Características principales de modelos de turbulencia en Fluent	129
Tabla 48. Comparación τ_w real y computacional	131

1 Introducción

1.1 Motivación

Las enfermedades respiratorias son una de las principales causas de muerte y discapacidad en el mundo. Esto es debido a una alta exposición a agentes externos tóxicos, perjudiciales para la salud. Estas enfermedades, aunque desarrollen diferentes patologías y síntomas, tienen algo en común. Todas pueden causar niveles bajos de oxígeno en sangre, parámetro importantísimo para garantizar la supervivencia y la calidad de vida de los pacientes. Para controlar este parámetro existe la denominada terapia de oxígeno suplementario, fundamental en los tratamientos. Con ella se proporciona oxígeno de manera exógena a los pacientes con insuficiencia respiratoria para mantener los niveles adecuados de oxígeno en el cuerpo.

Otra práctica de gran importancia en la medicina es la ventilación mecánica. Esta asiste o suplente la función pulmonar cuando es inexistente o ineficaz. Gracias a ella, y a los dispositivos utilizados para llevarla a cabo es posible realizar intervenciones quirúrgicas y asistir a pacientes en estado crítico para brindarles garantías de supervivencia. El dispositivo utilizado para esto es el respirador, el cual se compone de diferentes componentes. Uno de los más cruciales es el mezclador ya que es el encargado de producir una mezcla saludable de aire y oxígeno.

Existen diferentes tipos de mezcladores de oxígeno en el mercado, y aunque comparten algunos detalles existe una variedad según el principio físico utilizado para proporcionar la mezcla. Todos ellos tienen en común un mismo objetivo, conseguir una mezcla con un porcentaje de oxígeno y de aire concreto, adaptado a los parámetros específicos del paciente. Una vez producida esta mezcla es posible llevar a cabo las prácticas anteriormente mencionadas, ventilación mecánica y la terapia de oxígeno suplementario. Debido a la importancia de estos dispositivos, el desarrollo de mezcladores es un tema estudiado en profundidad. No obstante, la búsqueda de soluciones innovadoras en este ámbito puede resultar en dispositivos más económicos y, por tanto, más accesibles para la población. Otras ventajas posibles serían, una posible mejora de funcionalidad, o una mayor portabilidad y adaptabilidad al entorno. Pudiendo ser utilizados no solo en centros médicos especializados sino en países en desarrollo, donde debido al alto coste de los dispositivos y a los pocos recursos, la disponibilidad de estos equipos y por tanto de las terapias asociadas es muy limitada. Esto permitirá una distribución más amplia y equitativa de estos dispositivos vitales, extendiendo así los beneficios de las terapias respiratorias a un espectro más amplio de la población.

1.2 Objetivos

El objetivo principal de este proyecto es desarrollar un prototipo de mezclador mecánico que pueda ser utilizado en el sector sanitario como parte del sistema de respiración asistida para pacientes. Para alcanzar este objetivo, se plantean los siguientes objetivos preliminares:

1. Diseñar un prototipo de mezclador aire-oxígeno.
2. Fabricar el prototipo.
3. Estudiar el funcionamiento del prototipo.

1.3 Metodología

Tomando como referencia el artículo de K. Mollazadeh-Moghaddam et al. [1] y la patente de los autores, T. F. Burke, A. Bellare, y K. Moghaddam [2], proponemos un modelo alternativo de mezclador aire-O₂ basado en el efecto Venturi. Este prototipo utilizará un flujo constante de O₂ que, al pasar por un tubo Venturi con estrechamientos y aperturas, generará succión de aire ambiente, resultando en una mezcla de ambos gases. Modificando las variables estudiadas en el artículo, es posible obtener un amplio rango de porcentajes de FiO₂ (fracción de oxígeno inspirado), justificando así el uso de mezcladores basados en este principio.

Para llevar a cabo esta propuesta, se debe diseñar un modelo que se adapte al flujo de O₂ y a la integración con otros dispositivos del entorno. Además, el diseño debe ajustarse a las herramientas disponibles para su fabricación y a sus limitaciones. Una vez fabricado, se realizarán experimentos sobre las variables de interés, así como la interacción entre ellas. Este estudio más extenso permitirá evaluar la viabilidad del modelo y continuar la investigación sobre los mezcladores Venturi.

Optamos por respaldar el proyecto con simulaciones mediante dinámica de fluidos computacional, la cual ofrece ventajas significativas sobre un enfoque exclusivamente experimental, tales como el ahorro de tiempo y reducción de costos al permitir ajustar parámetros sin necesidad de construir múltiples prototipos. Además, este método nos proporciona un análisis detallado de datos como patrones de mezcla, distribución de presiones y perfiles de velocidad. También permite la visualización de resultados en gráficos e imágenes, facilitando así la optimización del diseño antes de su fabricación. No obstante, dichas soluciones se deben validar en una etapa previa a la de fabricación.

En resumen, los diferentes pasos a desarrollar para completar el trabajo planteado son los siguientes:

1. Estudiar el estado del arte del trabajo y proponer posibles modelos de mezcladores para Aire-O₂.
2. Analizar y comparar las diferentes propuestas de diseño.
3. Seleccionar el modelo adecuado tras evaluar ventajas y desventajas junto con las diferentes limitaciones técnicas y presupuestarias.
4. Verificar el funcionamiento de la propuesta.

5. Diseñar y fabricar el prototipo.
6. Realizar pruebas para estudiar su funcionamiento.
7. Analizar resultados y obtener conclusiones acerca de la viabilidad del prototipo.
8. Estudiar posibles líneas futuras de investigación.
9. Estudiar la posibilidad de compartir los resultados en forma de artículo o patente.

1.4 Marco de realización

Este Trabajo de Fin de Grado en Ingeniería Mecánica se desarrolla en el marco del reconocido proyecto Andalucía Respira, autorizado por la Agencia Española de Medicamentos y Productos Sanitarios (AEMPS) y promovido por el Instituto de Investigación Biomédica de Málaga (IBIMA). Andalucía Respira es un innovador proyecto que ha creado el único respirador alternativo a los convencionales con marcado CE, destinado a situaciones críticas en las que la falta de respiradores convencionales compromete la vida de los pacientes, particularmente aquellos afectados por el Síndrome de Distrés Respiratorio Agudo.

Este proyecto se lleva a cabo en los Institutos Universitarios de Investigación de la Universidad de Málaga (UMA), que forman parte integral del sistema público español de investigación científica, desarrollo e innovación tecnológica (I+D+i). La UMA, en su afán por potenciar las actividades de I+D+i, apoya la creación de diversos tipos de institutos, incluyendo los emergentes, para fortalecer la transferencia de conocimiento y tecnología desde el ámbito académico al productivo. Este proyecto específico se centra en el diseño y desarrollo de un prototipo de mezclador mecánico para sistemas de respiración asistida, contribuyendo a la mejora de las soluciones respiratorias en el contexto de esta iniciativa, la cual surge a raíz de las complicaciones presentadas a la hora de hacer frente a la pandemia producida por la COVID-19.

2 Estado de la cuestión

2.1 Enfermedades respiratorias

En la actualidad, debido a la gran cantidad de agentes externos tóxicos, perjudiciales para nuestro sistema respiratorio como el humo del tabaco, microorganismos infecciosos y contaminantes en la atmósfera, las enfermedades respiratorias se han convertido en una de las principales causas de discapacidad y muerte en la sociedad [3]. Enfermedades tales como la fibrosis quística, la enfermedad pulmonar obstructiva crónica (EPOC) y las infecciones agudas del tracto respiratorio como la neumonía provocan una gran hospitalización de pacientes. Además de estas enfermedades existentes e investigadas en profundidad se detectan nuevas enfermedades a partir de mutación de virus. Un reciente ejemplo es la COVID-19 causada por el virus SARS-COV-2 que en el corto periodo de 2 años de pandemia causó la muerte de más de 6,9 millones de personas [4]. No obstante, antes de la reciente pandemia ya existían 3 enfermedades respiratorias que compartían el top 10 de enfermedades que causan más muertes mundialmente.

El EPOC mencionado anteriormente afecta a 300 millones de personas, un 4% de la población mundial y es la tercera causa más común de muerte, matando a 3,2 millones de individuos en el año 2017. La infección aguda del tracto respiratorio causa 2,4 millones de muertes anualmente, afectando sobre todo a países en desarrollo. Para ponerlo en perspectiva esta enfermedad causa más muertes que el VIH, la tuberculosis y la malaria juntas. También es destacable que es la principal causa de muerte entre las personas más vulnerables, es decir, en niños menores de 5 años y en adultos mayores de 65 años. Para niños menores de 5 años fue responsable de 650.000 muertes, sumando un total del 15% de las muertes en este grupo de edad. Para adultos mayores de 70 años la cifra aumenta a más de 1 millón de muertes. Otra enfermedad respiratoria que se podría catalogar coloquialmente como menos grave es el asma, pero esto no puede estar más lejos de la realidad ya que esta enfermedad crónica es la causante de 500.000 muertes al año. En países desarrollados es la principal razón de hospitalización en niños y acarrea problemas en el funcionamiento y desarrollo del sistema respiratorio. En 2019 la tuberculosis (TB) se convirtió en el agente infeccioso más letal del momento registrando 10 millones de nuevos casos de los cuales medio millón eran casos de TB resistente a la rifampicina, medicamento anti micobacteriano utilizado para combatir la TB. De estos casos, la TB fue responsable de fallecimiento de un total de 1,4 millones de personas. Por último, el cáncer de pulmón es el más peligroso ya que solo del 10 al 20% de las personas diagnosticadas de esta enfermedad superan los 5 años de vida incluso en países desarrollados donde existen grandes avances en tratamientos y diagnosis. Las muertes alcanzaron la cifra de 1,8 millones [5][6]. El número de defunciones de estas principales causas, entre otras, se representa en formato de gráfica en la Figura 1.

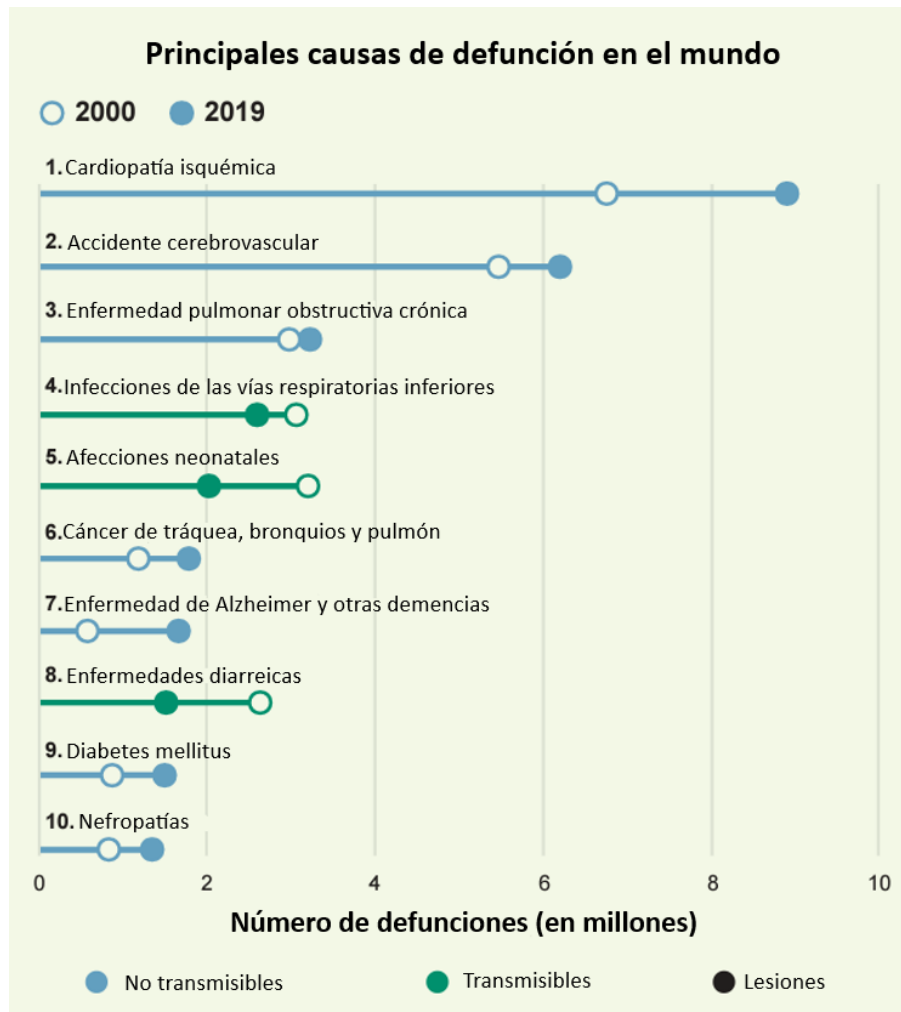


Figura 1. Causas de defunción en el mundo. Fuente:[6]
Traducción: Fernando Guerrero.

2.1.1 Tratamiento y diagnóstico

La aparición de estas enfermedades en el top de las principales causas de defunción en el mundo hace más que evidente la necesidad de intentar prevenir al máximo nuevos casos. Para prevenir nuevos casos de EPOC lo principal es eliminar el consumo de tabaco y controlar la exposición a aires contaminados por el uso de combustibles fósiles o por sustancias tóxicas. También hay que hacer énfasis en un cuidado adecuado en la infancia respetando el calendario de vacunas y tratando eficazmente infecciones del tracto respiratorio para prevenir de esta manera la aparición de EPOC en la edad adulta. En enfermedades como el asma, la causa es desconocida, por tanto, no existe una estrategia efectiva para la prevención primaria. No obstante, evitar el tabaco durante el embarazo junto a una dieta mediterránea en la infancia está asociada a una menor tasa de asma. El cáncer de pulmón debería ser una enfermedad poco común, ya que la mayoría de sus factores de riesgo son modificables. El más significativo es el consumo de tabaco. En las enfermedades descritas anteriormente, el tabaco toma un papel crucial en su aparición. Es

por tanto evidente que eliminar el consumo de tabaco es necesario para conseguir un trabajo de prevención óptimo de patologías respiratorias. Diferentes enfoques como la subida de impuestos por la compra del producto, las advertencias en los paquetes de tabaco y la campaña de educación sobre los riesgos son utilizados para regular su consumo. Sin embargo, a pesar de estos esfuerzos el número de fumadores activos sigue siendo muy alto. La OMS estima que 1,3 mil millones de personas son fumadores activos, 8 millones de ellos mueren anualmente por causas evitables relacionadas directamente con el consumo de tabaco.

En otras enfermedades respiratorias como la tuberculosis o la neumonía, limitar el consumo de tabaco no es una medida efectiva para prevenir su aparición ya que son causadas por interacciones huésped-patógeno en donde una bacteria, virus o hongo interacciona con un organismo vivo para desarrollar una enfermedad. En el caso de la tuberculosis, la bacteria *mycobacterium tuberculosis* actúa como patógeno y afecta a los pulmones del huésped. Dentro de las medidas de prevención contra la TB está la rápida identificación de las personas con TB pulmonar contagiosa y un correcto tratamiento con antibióticos para reducir el avance de la enfermedad y la transmisión. Otra medida es la vacunación con el bacilo de Calmette-Guérin [BCG] el cual demostró una gran eficacia en la prevención de la enfermedad [7]. Otra enfermedad causada por interacciones huésped patógeno es la neumonía, la cual puede ser tanto por infección vírica o bacterias. Gracias a las acciones de prevención con los programas de vacunación, la mejora de las condiciones de vida y el control del virus de inmunodeficiencia humana (VIH) las bacterias han disminuido como causa de la neumonía. Antiguamente el *Streptococcus pneumoniae* era globalmente la causa más habitual de contraer una infección respiratoria inferior, no obstante, gracias a la vacuna conjugada contra el neumococo se redujeron sustancialmente los casos de neumonía por estas bacterias. En la actualidad, el virus respiratorio sincitial y la gripe son los mayores causantes de infecciones en el tracto respiratorio y siguen siendo una amenaza para la población al propagarse rápidamente debido a su facilidad de transmisión [6].

A la hora de tratar con estas enfermedades es esencial un diagnóstico correcto, para el asma o la EPOC, la espirometría es esencial. Se trata de una prueba medica no invasiva en la que mediante la cuantificación de los volúmenes y flujos respiratorios se detecta obstrucción con alta sensibilidad. De esta manera, podemos clasificar su gravedad y posible respuesta a tratamientos [8]. Los tratamientos más comunes para estos casos son el uso de medicamentos broncodilatadores y corticosteroides inhalados, con los cuales se pueden disminuir la gravedad y frecuencia de los síntomas, así como un rápido alivio de los síntomas en una crisis de la enfermedad. Para enfermedades del tipo huésped-patógeno sigue siendo crucial un diagnóstico efectivo capaz de distinguir agentes infecciosos bacterianos y virales. La mayoría de las infecciones bacterianas se tratan con antibióticos mientras que las virales son autolimitadas y solo requieren cuidados de apoyo. Para el cuidado del cáncer de pulmón, es necesario un equipo multidisciplinario capaz de asegurar tratamientos efectivos y rentables. La tomografía axial computarizada (TAC) es un procedimiento capaz de captar imágenes detalladas de regiones internas del cuerpo y aunque ha revolucionado la estadificación del cáncer de pulmón, su disponibilidad es limitada. Los tratamientos más utilizados son la cirugía o terapias de ablación junto a la radioterapia, quimioterapia e inmunoterapia.

Todas estas enfermedades respiratorias pueden causar niveles bajos de oxígeno en la sangre, esto supone un riesgo para la supervivencia y calidad de vida de los pacientes [6]. Por lo tanto, las terapias de oxígeno suplementario se vuelven esenciales en los tratamientos.

2.2 Oxigenoterapia

La oxigenoterapia, que implica proporcionar oxígeno suplementario a pacientes con insuficiencia respiratoria, es esencial para mantener niveles adecuados de oxígeno en el cuerpo y prevenir o tratar los síntomas de hipoxemia [9]. Se define como hipoxemia a la situación en la cual la presión arterial de oxígeno (PaO₂) del paciente es menor a 60mmHg. Esta presión corresponde a una saturación de oxígeno en sangre (SpO₂) de 90% cuando la fracción inspirada de oxígeno ambiental es del 21%. El oxígeno en nuestro cuerpo se transporta en un 97% unido a la hemoglobina en la sangre, el resto disuelto en el plasma y dentro de las células. Cada gramo de hemoglobina libera en torno a 1,3 mililitros de oxígeno, que equivalen a unos 20 mililitros de O₂ cada 100 mililitros de sangre cuando la saturación es del 100%. Sin embargo, hay diversos factores, como el efecto Bohr, que pueden influir en la forma en que la hemoglobina se une y libera el oxígeno. Por ejemplo, aumentando la presión parcial de oxígeno se facilita la unión del oxígeno a la hemoglobina y promueve la liberación de dióxido de carbono. Por lo tanto, en el caso contrario cuando la presión de oxígeno en la sangre arterial es inferior a 60 mmHg, la afinidad de la hemoglobina por el oxígeno disminuye pudiendo desencadenar en una situación de hipoxia. Corregir este desequilibrio es esencial para garantizar el funcionamiento adecuado de los tejidos en nuestro cuerpo. Otras posibles causas de hipoxemia conocidas serían:

1. Por una baja presión atmosférica que disminuya la presión de O₂ del aire inspirado (PiO₂), o por respirar gases tóxicos.
2. Hipoventilación alveolar, como en la alteración del centro respiratorio o en la falla respiratoria tipo 2.
3. Alteración en la difusión a nivel de la membrana alveolo - capilar.
4. Alteración de la relación ventilación - perfusión.
5. Aumento del cortocircuito intrapulmonar.

En el momento que el cuerpo entra en un estado de hipoxemia, son activados unos mecanismos para compensar la falta de O₂. No obstante, estos mecanismos suelen acarrear un agotamiento ventilatorio y un mayor estrés miocárdico ya que debido a la situación de hipoxia se aumentan las demandas del trabajo cardíaco. Estos mecanismos compensatorios pueden ser de los siguientes tipos:

1. Ventilatorio: Incremento de la ventilación alveolar a expensas del volumen minuto.
2. Cardiovascular: Incremento del gasto cardíaco mediante el aumento de la frecuencia cardíaca.
3. Hematológico: Poliglobulia, cantidad excesiva de glóbulos rojos.
4. Metabólico: Ante acidemia, mediante activación del eje renina-angiotensina-aldosterona.

Es por ello necesaria una terapia de oxígeno que supla la demanda inspiratoria del paciente y lo mantengan en una situación segura, al margen de mecanismos de compensación perjudiciales a largo plazo. El principal objetivo de la oxigenoterapia será entonces el lograr una PaO₂ mayor a 60mmHg o una SpO₂ mayor del 90%. También se requiere tener la capacidad de aportar O₂ en flujos variables para aquellos casos de insuficiencia más aguda. Esto logrará compensar de manera precisa la demanda inspiratoria del paciente y aliviar el aumento del trabajo respiratorio [10].

Existen dos sistemas de administración de oxígeno, el sistema de bajo flujo es el más común en las terapias de oxígeno y se utilizan para tratar casos de hipoxemia leve. No se conoce con exactitud la FiO₂ suministrada, ya que, al no suplir la cantidad de gas requerida por el paciente en su totalidad, entran en juego otros factores como la frecuencia respiratoria. Los dispositivos más usados que utilizan el sistema de bajo flujo son: la cánula nasal, la mascarilla facial y las máscaras de reinhalación parcial y de no reinhalación. En los sistemas de alto flujo, este sí es suficiente para satisfacer las demandas respiratorias del paciente, haciendo posible el control de la FiO₂ suministrada. La mascarilla Venturi es el dispositivo más utilizado que suelen conseguir FiO₂ fijas entre el 24% y el 50% [11].

2.2.1 Toxicidad pulmonar por oxígeno

Aunque la terapia de oxígeno resulta fundamental en el tratamiento de muchas enfermedades y aumenta en gran medida las posibilidades de supervivencia de los pacientes, se ha demostrado que la exposición a altas concentraciones de oxígeno causa alteraciones en el tracto respiratorio en humanos. Los cambios morfológicos ocurren en los pulmones en respuesta a la toxicidad pulmonar por oxígeno y ocurren en secuencia. Podemos distinguir entre casos de dosis de oxígeno letales y dosis subletales.

Considerando una dosis letal la secuencia empieza con una fase de iniciación en la cual durante 24 a 72 horas no aparece ninguna evidencia de cambios morfológicos. Esta etapa acaba pronto con la entrada de la fase inflamatoria donde empiezan a aparecer modificaciones. La acumulación de elementos inflamatorios en sangre produce una acumulación de líquido alrededor de los capilares. Esto resulta en alteraciones sutiles en la estructura de las células que conforman el endotelio capilar y en un aumento del número de plaquetas. Esto activa el reclutamiento de neutrófilos. Este rápido reclutamiento de neutrófilos se asocia a un rápido aumento de la gravedad de la lesión. Después de la etapa inflamatoria empieza a ocurrir una destrucción del endotelio capilar pulmonar. Este daño hace que disminuya la cantidad total de estas células y la superficie de los vasos sanguíneos, lo que sugiere que una parte importante de la red de vasos sanguíneos en los pulmones se destruye por completo.

Si consideramos una dosis subletal existen al igual que con dosis letales una fase de iniciación e inflamatoria muy parecida, seguidamente la fase destructiva es parecida solo que la destrucción de las células ocurre más lentamente. Esto da pie a otras dos fases, una fase proliferativa en la cual los principales compartimentos del septo alveolar reaccionan con una respuesta de proliferación celular para atenuar la fase destructiva. Finalmente entra la fase

fibrótica en la cual se aumenta la acumulación de colágeno en el tejido pulmonar, se aumenta el grosor del espacio intersticial alveolar (tejido alrededor de los alveolos) y aumenta el número de células intersticiales [12]. En la Figura 2, se puede apreciar el tiempo y evolución de las diferentes fases según la exposición a distintas dosis.

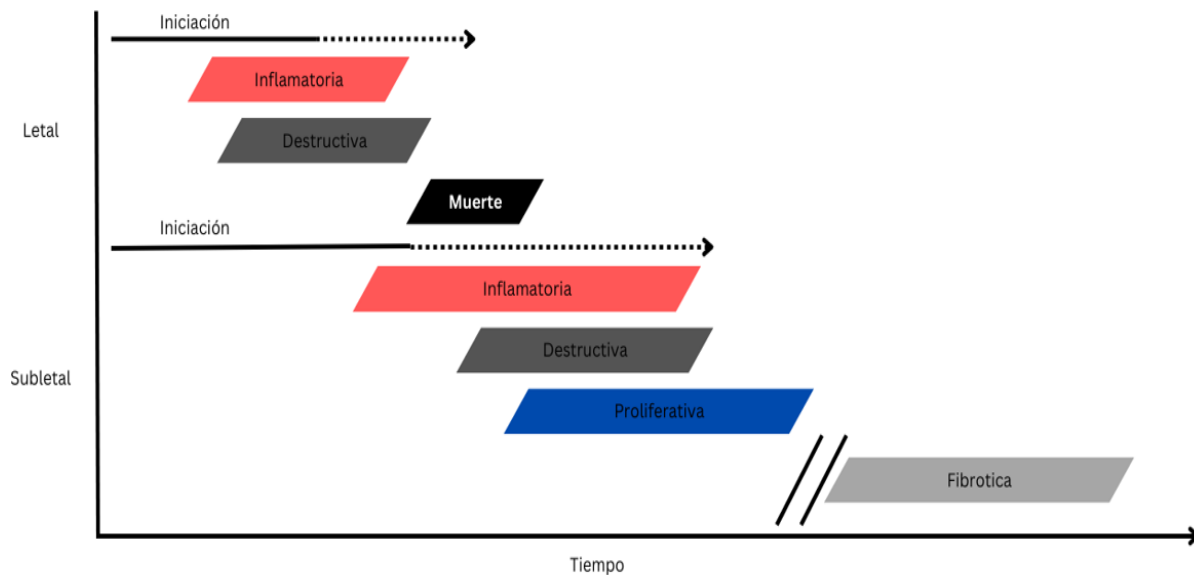


Figura 2. Tiempo de fases según su exposición a dosis letales y subletales.
Fuente: [12], Elaborado: Fernando Guerrero.

Se puede concluir que el oxígeno en altas concentraciones es muy tóxico y puede causar situaciones fatales. En situaciones controladas médicamente no debería ser perjudicial, no obstante estudios demuestran que el uso excesivo de oxígeno no mejora el pronóstico en enfermos críticos y que la hiperoxemia (incremento anormal de oxígeno en tejidos y órganos) se asocia a una mayor mortalidad. El aporte excesivo de oxígeno puede deteriorar el intercambio gaseoso al incrementar el estrés oxidativo y la inflamación.

Varios estudios confirman el hecho de que la hiperoxemia puede ser tan peligrosa como la hipoxemia. En [13] se demostró que una alta FiO₂ para ambos casos de PaO₂ bajo y alto en las primeras 24 horas después de la admisión, están asociadas con la mortalidad de los pacientes UCI. Otro ejemplo es el estudio [14], el cual se tuvo que interrumpir antes de lo previsto tras comprobar un exceso de mortalidad hospitalaria en los enfermos hiperoxémicos. En un último estudio, enfermos con insuficiencia respiratoria aguda grave fueron tratados con oxigenoterapia, no obstante, se aplicó una FiO₂ algo excesiva. Los resultados obtenidos tras 5 días de exposición fueron de mayor mortalidad, un incremento de días con ventilación mecánica y una mayor estancia hospitalaria [15].

Podemos concluir que la suministración de oxígeno debe realizarse mediante un control clínico exhaustivo donde se controle la dosis, el sistema de administración, la duración del aporte y el control de la respuesta. El oxígeno ha de ser considerado como un fármaco más y su

regulación deberá ser pautada correctamente, prestando especial atención a la implementación de dispositivos automáticos de flujo de oxígeno que, aunque suponen una mejora para la morbilidad (tasa de muertes por enfermedad en una población y tiempo determinado) no podrá igualarse a un control clínico [16].

2.3 Ventilación mecánica

La ventilación mecánica es una práctica terapéutica utilizada en la medicina para asistir o suplir la función pulmonar del paciente cuando esta sea inexistente o ineficaz para la vida. Existen dos métodos posibles para llevar a cabo este tratamiento, la ventilación invasiva y la no invasiva. La ventilación invasiva es utilizada en pacientes que no pueden respirar por sí mismos y necesitan la inserción de un tubo endotraqueal para permitir el intercambio de gases. En cambio, la ventilación no invasiva se utiliza en pacientes conscientes por lo que se hace uso de máscaras faciales o nasales que asisten el proceso natural de respiración [17].

Tras un correcto diagnóstico y selección del tratamiento es de vital importancia que el aporte de oxígeno sea de la manera más precisa posible. Para ello el respirador debe ser capaz de analizar todas las variables que determinan el patrón de respiración y ajustar su funcionamiento en tiempo real. Los ventiladores modernos logran este objetivo mediante la combinación de tecnología avanzada en actuadores, sensores y electrónica digital, junto con algoritmos de procesamiento de datos altamente sofisticados. La Figura 3 muestra la estructura y componentes principales de un respirador.

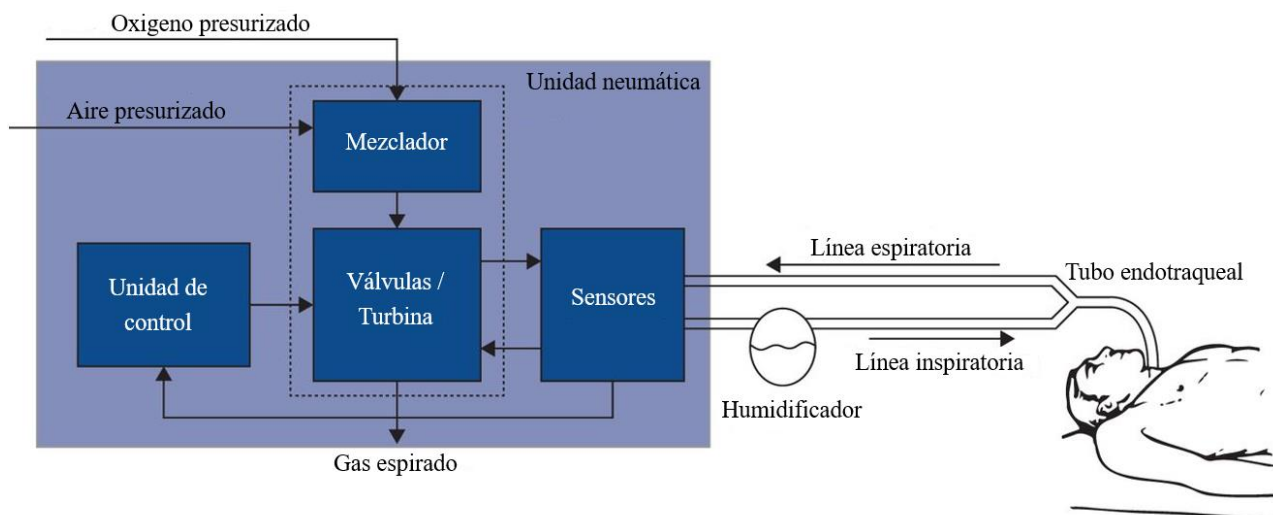


Figura 3. Estructura y componentes principales de un respirador.
Fuente:[18], Traducido: Fernando Guerrero.

El sistema neumático se encarga de generar la presión necesaria para superar la carga en oposición de sistema respiratorio del paciente, y facilitar la respiración. Los sensores miden valores de flujo, presión y FiO₂ en tiempo real para ajustar la señal de control de los actuadores válvulas y turbinas que se aseguran el correcto flujo del aire en una única dirección. Aunque los sensores de presión modernos producen mediciones estables y precisas, en el estudio [19] se

demuestra como el control de algunas funciones básicas como la entrega de un volumen de aire inspirado (V_T) concreto y la presurización en ventilación con presión de soporte (PSV) no consiguen valores exactos y por tanto no concuerdan con los valores sugeridos por el dispositivo. Los medidores de flujo también capaces de aportar datos de volumen deben garantizar un amplio rango de mediciones, alta precisión y estabilidad junto a una buena resistencia a los cambios en la composición y temperatura del gas ya que están expuestos a cambios de humedad al colocarse en serie con el paciente en el circuito de respiración. Los enfoques más comunes para medir el flujo incluyen sensores de orificio variable, neumotacógrafos o anemómetros de hilo caliente [18]. El mezclador aire oxígeno genera la mezcla con una concentración específica de oxígeno según lo recomendado por el equipo médico. Esta mezcla podrá ser generada de forma automática ajustando los parámetros de concentración y flujo si el dispositivo de mezclador usado admite la incorporación de una unidad de control. Esta unidad procesa los datos del sistema aportados por el equipo de sensores y va ajustando los actuadores para conseguir los niveles deseados de flujo y oxígeno [3].

Otro dispositivo de vital importancia para la salud del paciente es el humidificador. Para ponernos en contexto, las vías respiratorias calientan el aire hasta temperatura corporal y lo humidifican hasta que se satura completamente con vapor de agua. Las vías respiratorias superiores proporcionan el 75% del calor y la humedad suministrados a los alvéolos. Cuando a un paciente se le está practicando ventilación mecánica invasiva estas vías respiratorias superiores son eludidas por una vía aérea artificial, por lo tanto, es necesario humedecer el aire de entrada. En la respiración normal, la humedad óptima requerida es de 44mg de agua por litro, lo que es equivalente a un 100% de humedad relativa a 37°C. Con el uso de humidificadores podemos prevenir la hipotermia, la alteración del epitelio de las vías respiratorias, el broncoespasmo y la atelectasia, y para mantener las secreciones de las vías respiratorias diluidas. En casos graves, las secreciones espesas de las vías respiratorias pueden obstruir la vía aérea artificial u obstruir las vías respiratorias inferiores. Disponemos principalmente de dos sistemas de humidificación en el uso de ventilación mecánica. El humidificador activo con calefacción (HH) aumenta el contenido de calor y vapor de agua del gas inspirado mientras que los HME operan de manera pasiva almacenando el calor y la humedad del gas exhalado del paciente y liberándolo al gas inhalado [20].

Finalmente, es cierto que la ventilación mecánica salva vidas, pero también está asociada con complicaciones graves, y más aún cuando los pacientes suelen tener un alto riesgo de compromiso pulmonar y/o cardíaco. Las posibles razones de estas complicaciones pueden ser debido a los efectos mecánicos directos de las presiones intratorácicas generadas por el ventilador, a la inflamación alveolar y sistémica, o a la estimulación neural. La ventilación con presión positiva tiene efectos hemodinámicos a través de las interacciones corazón-pulmón, es decir, una presión intratorácica alta afecta negativamente a la función ventricular consiguiendo una mala circulación de la sangre hacia los pulmones. Otros efectos adversos de esta práctica es la aparición o empeoramiento de una lesión pulmonar, conocida como lesión pulmonar inducida por el ventilador (VILI). Por último, una vez finalizada la terapia aparecen efectos negativos a largo plazo, en primer lugar, aparece la atrofia por desuso del diafragma y de los músculos respiratorios,

así como importantes consecuencias para la salud física, cognitivo y mental tras un periodo extenso de intubación o estancia en UCI [21].

2.4 Mezcladores de oxígeno

Un componente crucial del respirador es el mezclador de oxígeno, al ser el encargado de producir la mezcla requerida de la manera más optima posible. Este apartado describirá el funcionamiento de los distintos tipos de mezcladores construidos hasta la fecha y servirá como estado del arte del presente trabajo.

En primer lugar, detallaremos de manera simplificada los componentes básicos del mezclador, así como su función. El mezclador tiene 4 partes diferenciadas (ver la Figura 4, donde se muestra un diagrama de bloques con los diferentes componentes del mezclador). La primera de estas partes serían las entradas respectivas de aire y oxígeno, que incluyen filtros para prevenir contaminación, y válvulas antirretorno, que aseguran el flujo de aire en una única dirección; Después estarían el bypass y alarma, donde se comprueba la diferencia de presión entre los dos gases de entrada y, si supera un límite establecido se activa la alarma y se desvía el flujo de gas en su totalidad hacia la salida para proteger el sistema. Si todo esta correcto entramos en la etapa de equilibrio, en esta etapa existen dos cámaras en secuencia utilizadas para igualar la presión de ambos gases y asegurar una correcta mezcla. Por último, ambos gases pasan al mezclador en donde habitualmente se mezclan por medio de una válvula proporcional capaz de modular la cantidad de flujo de aire y oxígeno en el punto de mezcla de gases. Normalmente, la válvula se gradúa manualmente, pero existe la opción de controlarla automáticamente [3].

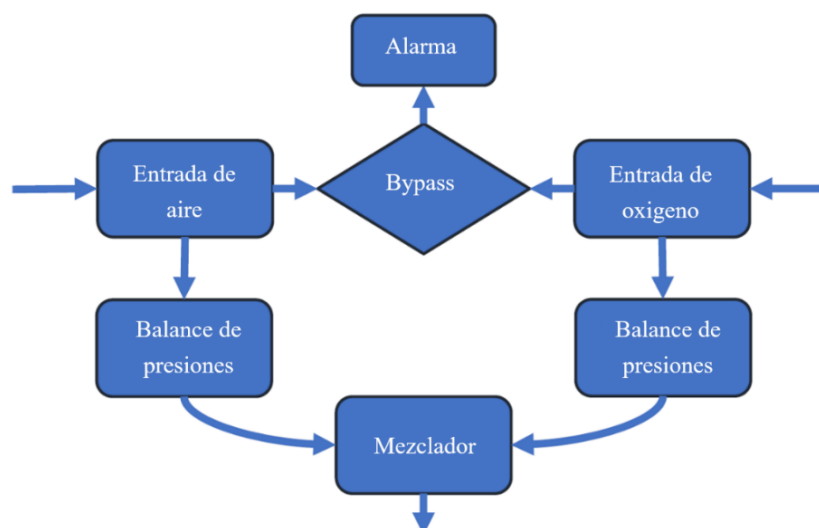


Figura 4. Diagrama simplificado de los componentes de un mezclador.
Fuente:[3] , Traducido: Fernando Guerrero.

2.4.1 Mezcladores comerciales

Los autores M. L. Vega and L. Pisani, [22] describen la terapia no invasiva de alto flujo nasal de oxígeno (NHF) y continúan detallando acerca de los dispositivos comerciales utilizados para llevar a cabo terapias de oxígeno. Indican que para lograr estas terapias es necesario un

dispositivo generador de flujo que puede ser de 3 tipos diferentes: generadores de flujo integrado, que funcionan con una turbina; sistema de arrastre, que utilizan el efecto Venturi; o sistemas de aire y O₂ presurizado. Algunos ejemplos de modelos comerciales en los que su funcionamiento se basan en alguna de las técnicas anteriores son los siguientes:

1. **BioRespira:** Generador de flujo integrado, incluye una turbina capaz de generar altos flujos a partir de aire ambiente mezclado con oxígeno medicinal (ver Figura 5). Garantiza un FiO₂ fijo incluso con cambios de flujo y ajustable desde el 21% al 100%. El rango del flujo va desde 10L/min hasta 120L/min en incrementos de 5 L/min. Este amplio rango de flujo permite realizar terapias combinadas de CPAP (flujos mayores de 60L/min) y NHF (flujos menores de 60L/min) [23].



Figura 5: Dispositivo BioRespira. Fuente:[23]

2. **Airvo 2:** Generador de flujo integrado con humidificador incorporado (ver Figura 6). Suministra gases de alto flujo calentado y humidificado a los pacientes. Temperatura ajustable y flujo entre 2L/min hasta los 60 L/min. Capaz de ajustar concentraciones de O₂ entre el 21% y el 100% de manera ajena al flujo. Utiliza un tubo de respiración calentado con cables calefactores para evitar la condensación hasta en un 93%. Utilizado para terapias de alto flujo nasal NHF [24].



Figura 6: Dispositivo Airvo 2. Fuente:[24]

3. **Maxblend 2:** Mezclador aire-O₂ en donde se introducen fuentes separadas de aire y oxígeno presurizado, y se mezclan mediante una válvula de precisión. Permite control preciso del FiO₂ y del flujo total de salida (ver Figura 7). Proporciona tasas de flujo hasta los 70L/m y una FiO₂ ajustable desde el 21% al 100%. Mezclador equipado con monitor, caudalímetro, sensor de O₂ y sistema de alarma [25].



Figura 7: Dispositivo MaxBlend 2. Fuente:[25]

4. **TNI softFlow 50:** Generador de flujo integrado, que incluye una turbina capaz de generar flujo de 10-60 L/min en pasos de 0,5 L/min y una FiO₂ de hasta el 100% (ver Figura 8). Humidificación calentada del gas respiratorio hasta la nariz del paciente para mejorar la comodidad del tratamiento y ayudar a la eliminación de la mucosidad. Filtro bacteriano/viral entre el dispositivo y el paciente, en lugar de entre el dispositivo y el aire ambiente, para reducir el riesgo de contaminación cruzada [26].



Figura 8: Dispositivo TNI SoftFlow 50. Fuente: [26]

5. **Precision Flow Vapotherm:** funciona con un mezclador de gas electrónico y requiere suministro de aire y oxígeno presurizado, permitiendo al dispositivo usar un FiO₂ entre el 21% y el 100% ajeno al flujo, ajustable en incrementos del 1% (ver Figura 9). El rango de flujo del dispositivo varía desde 1L/min hasta los 40L/min. Garantiza la uniformidad de la temperatura entre 33°C – 39°C (ajustables en incrementos de 1°C) para reducir la posibilidad de condensación. Tiene un circuito especialmente diseñado para combinar NHF con óxido nítrico, así como mezclas de gas acondicionado de helio-oxígeno (Heliox) [27].



Figura 9: Dispositivo precisión flow vapootherm. Fuente:[27]

6. **VentiMask:** Dispositivo para mezcla de aire ambiente y O₂ mediante el efecto Venturi donde se utiliza una selección de 6 barriles distintos que proporcionan una concentración fija de O₂ (ver Figura 10). La concentración de oxígeno varía desde el 24% hasta el 60% y el flujo mínimo para cada caso serían 2 L/min o 15L/min respectivamente [28].

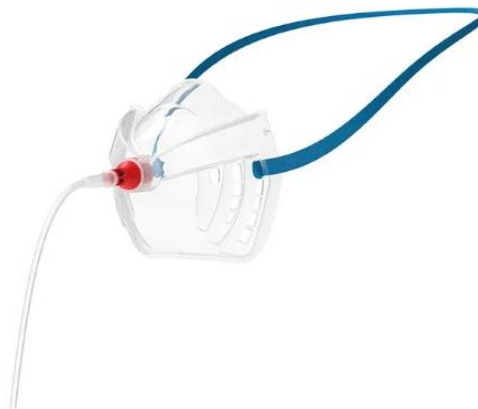


Figura 10. Dispositivo VentiMask. Fuente:[28].

2.4.2 Mezclador aire-O₂ presurizado

Teniendo una idea de los diferentes dispositivos comercializados para llevar a cabo terapias de oxígeno junto a sus principios de funcionamiento podemos indagar más a fondo en el diseño de estos para elaborar un prototipo capaz de conseguir prestaciones similares.

En la patente desarrollada por R. B. Caso and I. Quam [29], se desarrolla un mezclador controlado automáticamente para solventar el problema que acarrear los mezcladores manuales (ver Figura 11). Los mezcladores manuales utilizan un método de trabajo impreciso y ordinario que podría desencadenar en pacientes recibiendo mezclas inadecuadas para su patología. Por ejemplo, un paciente hiperventilando estaría en peligro de sufrir un efecto adverso de la terapia con oxígeno ya que incrementar la oxigenación puede conducir a un menor esfuerzo respiratorio. Dicho de otro modo, el oxígeno actuaría como un depresor respiratorio y produciría un incremento en la presión parcial del dióxido de carbono en la sangre arterial, contribuyendo al problema de hipoxia en el paciente.

La patente explica que muchos mezcladores del momento utilizan dosis preestablecidas de concentraciones de oxígeno dentro de las cuales no entran todos los pacientes. Cataloga estos modelos de mezcladores como “blender centric” que se podría traducir como “centrado en el mezclador” es decir, están diseñados para producir un porcentaje predecible de oxígeno según lo seleccionado manualmente en la ruleta de mando. La patente describe su invento con el término “patient centric” traducido sería “centrado en el paciente” debido a que el mezclador produce un porcentaje de oxígeno el cual está controlado automáticamente según los requerimientos del paciente. Para administrar la cantidad indicada por el tratamiento para cada paciente es necesario monitorizar gases en sangre arterial, saturación de oxígeno y la corrección de la dosis de oxígeno. Saturación de oxígeno puede ser evaluada por SaO₂ o bien SpO₂. SaO₂ es la saturación de oxígeno en sangre arterial mientras que SpO₂ es la saturación de oxígeno determinado por un oxímetro de pulso. Una saturación de oxígeno normal a nivel del mar se encuentra entre el 94%-98% por lo que el dispositivo normalmente se programará para una saturación del 96% basado en el bucle realimentado de SpO₂.

En el invento se utilizará un oxímetro de pulso para monitorizar el nivel de SpO₂, el oxímetro funciona midiendo la absorción de luz roja e infrarroja de la sangre. La sangre oxigenada absorbe luz a 660nm (luz roja) mientras que sangre desoxigenada absorbe luz preferentemente a 940 nm (infrarrojos). Debido a esto consta de 2 emisores de luz roja e infrarroja y dos sensores que miden la cantidad de luz que atraviesa el tejido. La absorción relativa de luz por la oxihemoglobina (hemoglobina funcionante, aquella que acepta y transporta oxígeno) y desoxihemoglobina (hemoglobina reducida, aquella que no transporta oxígeno) es procesada por el dispositivo y reporta un nivel de saturación de oxígeno. El sensor de flujo utilizado tiene como nombre comercial MEMS Flow Chip de OMRON INC y se compone de dos termopilas a cada lado de un elemento calentador usadas para medir las desviaciones de calor causadas por el flujo del gas. Una fina capa de película aislante protege el chip del sensor de la exposición del gas. Cuando hay un flujo presente, la temperatura del lado del calentador que enfrenta a la entrada de flujo se enfría y calienta el lado contrario del calentador. La diferencia de temperatura aparece como un voltaje diferencial entre las dos termopilas, el cual es proporcional a la velocidad de flujo de masa.

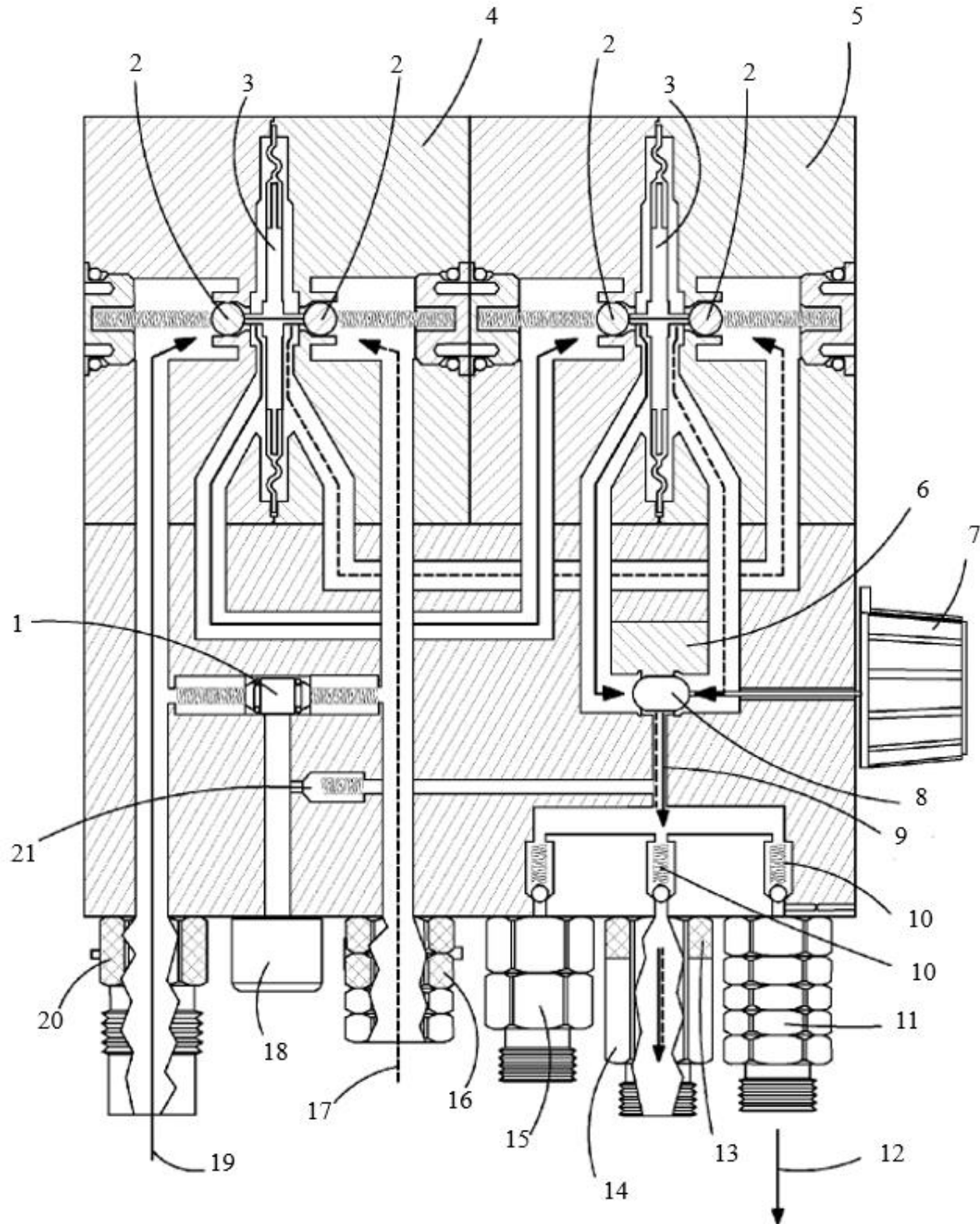


Figura 11. Mezclador aire-oxígeno autocontrolado. Fuente [29]. Elaboración: Fernando Guerrero.

(1) Sistema de alarma, dos válvulas de asiento. (2) Válvula de retención. (3) Regulador de presión. (4) Primer módulo de igualación de presiones. (5) Segundo módulo de igualación de presiones. (6) Microcontrolador. (7) mando de control manual. (8) Válvula de mezcla electrónica. (9) Conducto de salida. (10) Bolas de retención bypass. (11) Puerto de salida. (12) Flujo de salida. (13) Sensor de flujo de gas. (14) Salida de mezcla de aire-O₂. (15) Puerto de salida. (16) Sensor de O₂. (17) Entrada de O₂. (18) Alarma. (19) Flujo de aire medicinal. (20) Sensor de flujo. (21) Bypass entrada salida.

Lo esencial para el funcionamiento del dispositivo es igualar las presiones del aire y el oxígeno presurizado por lo que se añaden dos dispositivos de balance de presiones. No obstante, antes de este paso a la entrada del suministro existe una alarma la cual se activa si falla la entrada de flujo. En caso de que una de las presiones de entrada sea 20PSI o más baja que la otra se abrirá el flujo del gas de mayor presión a la alarma y a la derivación. Esta derivación comunica directamente con la salida del aire para permitir el suministro ininterrumpido, aunque erróneo, por lo que la alarma seguirá sonando hasta que la diferencia de presiones a la entrada del mezclador se encuentre en un rango de 6PSI. En el dispositivo de balance de presiones existen “duckbill check valves”, actúan como válvulas antirretornos y previenen la entrada de impurezas. Al entrar el aire, si el lado de oxígeno tiene una presión más alta que el aire médico, el diafragma será empujado de tal manera que permita que fluya más aire, al mismo tiempo que el pasador en el lado de oxígeno se aleja de la bola de retención, permitiendo que el resorte empuje la bola de retención hacia el asiento, disminuyendo así el flujo de oxígeno. el aumento del flujo de aire médico aumentará la presión, empujando el diafragma hacia atrás hacia el lado del oxígeno. A medida que el diafragma se mueve hacia atrás, la bola de retención se moverá y disminuirá el flujo de aire médico, mientras que el pasador en el otro lado del diafragma empujará la bola de retención de oxígeno hacia atrás, aumentando así el flujo de oxígeno. Este proceso de mover el diafragma hacia atrás y adelante para equilibrar las dos presiones continúa mientras exista cualquier diferencia de presión de entrada. Los gases pasan a un segundo dispositivo de igualación de presión que aseguran que estas sean lo más parecidas ante de pasar por la válvula electrónica de mezcla.

Se pueden escoger diferentes tipos de válvula para la mezcla de los gases, aquellas usadas en el control automático de aire, gases y otros fluidos compresibles. Estas pueden ser de movimiento del husillo lineal o rotatorio. Para aquellas válvulas lineales se podrá hacer uso de válvulas de globo, válvulas de diafragma, y válvulas de compuerta. Para aquellas válvulas rotativas se podrá hacer uso de válvulas de bolas, válvulas de mariposa y las válvulas de macho.

2.4.3 Mezclador aire-O₂ de presión ambiente

Otra opción es la presentada por los autores D. W. Guillaume et al, [30] y D. DeVries [31], se trata de un mezclador de gas en donde un sistema proporcional mantiene una mezcla precisa de aire atmosférico y oxígeno presurizado, en un amplio rango de flujo, manteniendo una caída de presión muy pequeña (ver Figura 12). Incluye válvulas de asiento configurados entre sí de manera que una proporción constante de flujo de gas pasa a través de cada una de las válvulas a medida que los émbolos se desplazan axialmente. El flujo de oxígeno es controlado ajustando adecuadamente el área de la válvula de oxígeno.

El sistema utilizado es mediante un doble émbolo en el que el movimiento de los émbolos en la misma dirección abre o cierra simultáneamente dos asientos de válvula, a diferencia de los sistemas de doble émbolo convencionales en los que el movimiento de los émbolos cierra un asiento de válvula mientras abre el otro asiento de válvula. El diseño del émbolo/asiento de válvula funciona de tal forma que mantiene una proporción constante de gases en un amplio rango de demanda de flujo. De esta manera, la concentración deseada de oxígeno no varía a lo largo de

la entrega de una respiración. La caída de presión máxima es de aproximadamente 35 mm de H₂O, lo que hace que este mezclador sea utilizable con una mayor variedad de ventiladores para el hogar. También gracias a la baja caída de presión es posible que el mezclador suministre el amplio rango de flujo demandado por los ventiladores para el cuidado en el hogar sin sobrecargar en exceso la entrada del ventilador.

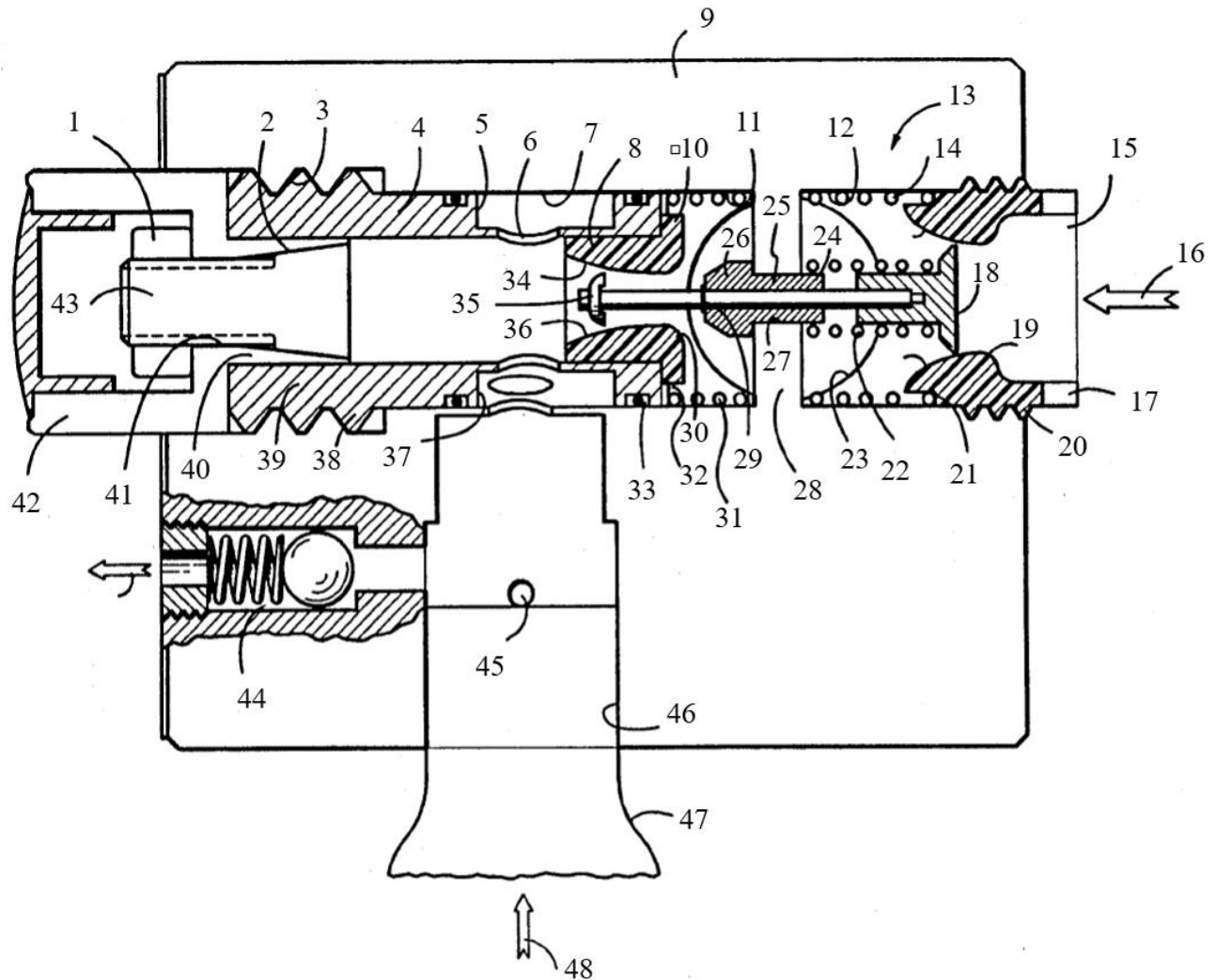


Figura 12. Mezclador aire-oxígeno de presión ambiente. Fuente:[31]. Elaboración: Fernando Guerrero.

- (1) Tuerca. (2) Extremo cónico del perno. (3) Cavity cilíndrica. (4) Tercer segmento tubular. (5) Paso anular. (6) Ranura. (7) Cavity cilíndrica. (8) Segundo segmento tubular. (9) Mezclador. (10) Brida. (11) Cámara izquierda. (12) Cámara derecha. (13) Dispositivo dosificador de gas. (14) Muelle. (15) Puerto de entrada de aire. (16) Flujo de aire ambiente. (17) Segmento tubular. (18) Compuerta de aire. (19) Extremo derecho asiento de válvula. (20) Roscas exteriores. (21) Área empotrada. (22) Muelle. (23) Puerto de salida de gas. (24) Extremo derecho maguito. (25) Manguito tubular. (26) Extremo izquierdo manguito. (27) Agujero. (28) Pared. (29) Eje. (30) Extremo derecho asiento de válvula. (31) Muelle. (32) Espacio axial. (33) Primer extremo del segmento. (34) Asiento de válvula. (35) Válvula de paso de O₂. (36) Extremo izquierdo asiento de válvula. (37) Paso anular. (38) Roscas de doble paso. (39) Extremo izquierdo del segmento. (40) Extremo cónico del perno. (41) Agujero. (42) Mando. (43) Perno. (44) Válvula de alivio. (45) Entrada de oxígeno. (46) Puerto para bolsa acumuladora. (47) Bolsa acumuladora. (48) Flujo de O₂.

El funcionamiento es el siguiente, un reductor de presión reduce la presión de un primer gas presurizado a una presión sustancialmente ambiente. Una válvula de asiento se coloca en comunicación con el gas procedente del reductor de presión. El émbolo coopera con el asiento de válvula para controlar el flujo del primer gas a través de la válvula. De manera similar, una válvula de asiento para el aire se coloca en comunicación con el aire ambiente, de la misma manera el émbolo coopera con el asiento de válvula para controlar el flujo de aire a través de esta válvula. El movimiento de la válvula de aire se controla en relación con el movimiento de la válvula de gas. Los asientos de la válvula de aire y de la válvula de gas se configuran en relación con sus respectivos émbolos de manera que el movimiento de los émbolos en relación con sus respectivos asientos de válvula mantenga una proporción constante entre el aire y el gas. Por lo tanto, las válvulas se abren simultáneamente a medida que los émbolos se mueven en una primera dirección a lo largo del eje del émbolo, y las válvulas se cierran simultáneamente a medida que el émbolo se mueve en la dirección opuesta. Uno de los asientos de válvula es ajustable en posición en relación con su respectivo émbolo para permitir que la proporción de gases se determine selectivamente. Gracias a que las válvulas están relacionadas se controla el área de flujo a través de las válvulas para limitar la caída de presión a la vez que se mantiene la proporción constante de flujo de los gases.

Seguidamente, existe una cámara de mezcla que se coloca tras las válvulas para conseguir una mezcla homogénea. Un mando de control externo es conectado al asiento de válvula ajustable para permitir al usuario determinar la proporción de gases mediante una escala que muestra las distintas concentraciones de oxígeno disponible. Este mando facilita el uso eliminando la necesidad de calcular continuamente la variación del volumen minuto del ventilador y sin necesidad de consultar gráficos o ecuaciones externas para realizar los cálculos.

El objetivo del invento descrito será conseguir un dispositivo capaz de ajustarse para garantizar la precisión de la mezcla en un amplio rango de flujo e imponer la mínima presión en todo el sistema. A partir de datos empíricos establecen que el rango de flujo requerido es entre 5-160 litros por minuto y que la ratio máxima para caída de presión es de 7:1. Es decir, el invento no puede exceder una relación de caída de presión de 7:1 sobre un rango de flujo de 32:1. Para ello, el invento se basa en una configuración de válvula de asiento de sección variable, en donde dos válvulas de asiento controlan simultáneamente el flujo de oxígeno y aire. La clave del sistema está en incrementar simultáneamente ambas secciones de flujo de aire y oxígeno para limitar la caída de presión mientras se mantiene constante la ratio de áreas aire/oxígeno. De esta manera manteniendo la concentración de oxígeno constante. En el prototipo los dos cabezales de las válvulas están unidas por un eje rígido siendo el cabezal del aire el mayor de los dos. Cuando existe una diferencia de presión que acciona el mezclador, la diferencia de presión para las válvulas es la misma, pero al tener diferentes áreas las fuerzas son desiguales. Esto resulta en un sistema neumático que ajusta las secciones de flujo/posición de los cabezales según la demanda de flujo total. Tras la construcción y prueba del prototipo creado los resultados fueron satisfactorios al cumplir los márgenes previstos [30].

2.4.4 Mezclador de efecto Venturi

En el artículo de K. Mollazadeh-Moghaddam et al. [1] se presenta la creación de un mezclador de bajo coste para aquellas zonas del mundo con recursos más limitados. Los mezcladores más comunes son dispositivos de válvula que mezclan oxígeno y aire comprimidos de fuentes individuales. Sin embargo, el aire comprimido es difícil de encontrar en entornos con pocos recursos y este tipo de mezcladores son caros. Otros tipos de mezcladores de válvula utilizan bombas para mezclar, como como en los dispositivos Pumani y Diamedica Baby CPAP. Aunque estos dispositivos no requieren aire comprimido, la dependencia de la electricidad ininterrumpida y el coste son limitaciones importantes. El mezclador desarrollado trabaja gracias al efecto Venturi y es capaz de proporcionar concentraciones de oxígeno en un rango del 30% al 100%. El mezclador consiste en una boquilla de entrada de O₂, una cámara de arrastre de aire y un orificio de salida de la mezcla (ver Figura 13 y Figura 14). En primer lugar, se establecen las condiciones de diseño y fabricación iniciales. Las condiciones de diseño iniciales son las siguientes:

1. Sección rectangular de 7mm × 9mm.
2. Longitud de 73mm.
3. Boquilla de entrada de O₂ de 0,6mm.
4. Orificio de salida de mezcla de 2mm.
5. Área de la ventana de entrada de aire de 4,5mm × 15mm = 135mm².
6. Distancia entre boquilla y orificio de 10mm.

Para la fabricación se utilizó polipropileno, el cual se inyectó en un molde a 240°C y se dejó enfriar a temperatura ambiente.

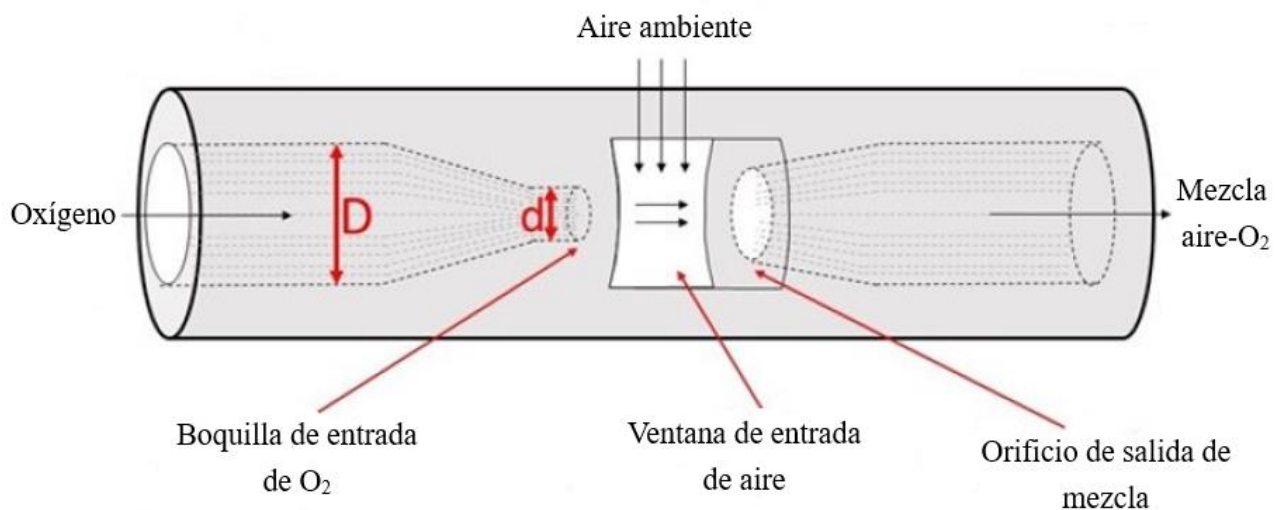


Figura 13. Principio Venturi en el mezclador. Fuente:[1]

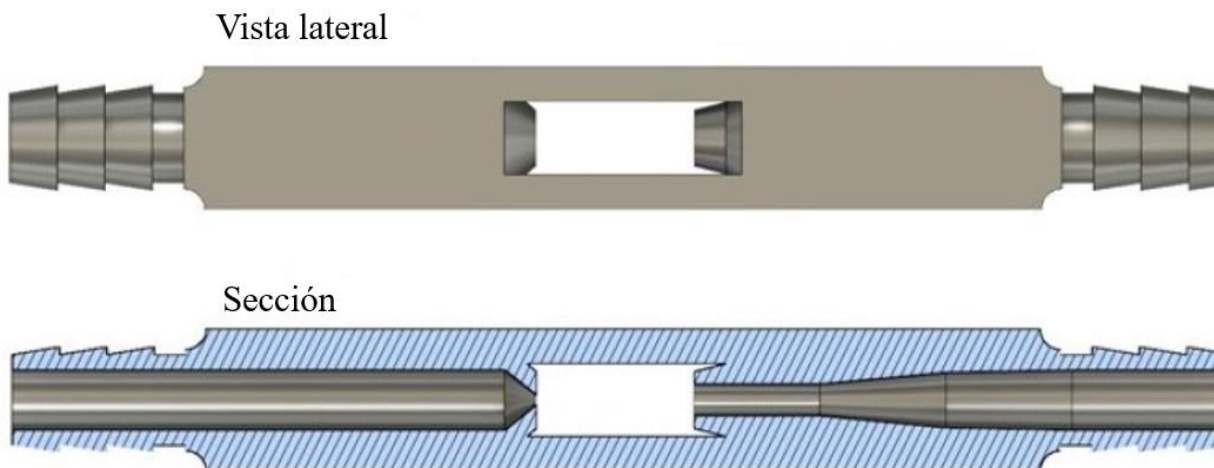


Figura 14. Mezclador de efecto Venturi en CAD. Fuente:[1]

Una vez establecidos los parámetros de diseño se plantea evaluar en que grado afectan el cambio de estas variables de diseño en la mezcla producida. Los factores geométricos que afectan a la concentración de O₂ de la mezcla serán los siguientes:

1. Diámetro de la boquilla de entrada de O₂.
2. Diámetro del orificio de entrada de la mezcla aire-O₂.
3. Sección de las ventanas de entrada de aire.
4. Distancia entre la boquilla y el orificio.

Para evaluar estos factores se va variando un parámetro mientras el resto se mantiene constante. Los resultados obtenidos fueron los siguientes, al incrementar el diámetro de boquilla de salida de O₂ los porcentajes de FiO₂ aumentaron linealmente. Al incrementar el diámetro de orificio de salida de la mezcla decreció los porcentajes de FiO₂. Al incrementar el porcentaje de reducción de la ventana de aire vemos un incremento de FiO₂ exponencial. Por último, al decrementar la distancia entre la boquilla y el orificio se consigue un incremento en el porcentaje de FiO₂. Los resultados geométricos anteriores fueron de ayuda para confirmar el funcionamiento correcto del mezclador.

Otras variables no geométricas que pueden afectar en el proceso son, la temperatura y el flujo de oxígeno. Para el efecto de la temperatura se observó que FiO₂ incrementaba con la temperatura sobre todo en aquellos en donde la boquilla es algo mayor, pero por lo general es una variación muy leve y prácticamente despreciable. En el efecto del flujo de O₂, incrementos de este parámetro generan una mayor caída de presión que succiona una mayor cantidad de aire y decremente la concentración de O₂ en la mezcla. No obstante, una vez el flujo sobrepasa el 1L/min las concentraciones de O₂ empiezan a incrementar lentamente con subidas del flujo.

En la patente de los autores, T. F. Burke, A. Bellare, y K. Moghaddam [2], desarrolla un mezclador de aire-O₂ basado en el principio Venturi. Explica como los mezcladores de este tipo pueden diseñarse con geometría fija para conseguir una mezcla única para cada mezclador. Por tanto, los parámetros geométricos de estos mezcladores determinan la cantidad de oxígeno en la mezcla producida. Esto es viable, pero conlleva una enorme desventaja ya que si el paciente necesita una cantidad diferente de oxígeno el flujo de oxígeno tendrá que ser detenido y el dispositivo mezclador intercambiado antes de reanudar su funcionamiento. Como es de esperar, este tiempo de espera en el intercambio de mezcladores puede afectar negativamente en la salud del paciente al interrumpir el suministro de la mezcla. También, se convierte en una práctica incómoda para el personal sanitario ya que el cambio de mezclador para cada configuración distinta de O₂ requiere formación y tiempo. En esta patente se divulgan distintas opciones para que estos mezcladores de aire ambiente y oxígeno sean ajustables y puedan cambiar sus variables geométricas.

El mezclador ajustable consta de dos componentes, aquella destinada a la entrada de oxígeno y aquella destinada a la salida de la mezcla. Gracias a esto, ambas piezas pueden atornillarse, deslizarse o roscarse entre ellas para bloquear nuevas posiciones que generen una nueva distancia entre ambos orificios (ver Figura 16). Mediante la incorporación de una pieza que actúe como collarín se podrá controlar diferentes grados de apertura de la ventana de arrastre de aire y por tanto la cantidad de aire agregado a la mezcla (ver Figura 15). También hace referencia a varios métodos para ajustar el tamaño de la boquilla de entrada de oxígeno. Uno de ellos sería utilizando un material flexible y un collar o cinturón que se ajusta a la región de la boquilla de entrada de oxígeno, el collar podrá apretarse en mayor o menor medida para reducir el diámetro de la boquilla. Otra opción sería mediante la incorporación de una válvula de diafragma en iris mediante la cual se pueda variar los orificios del invento (ver Figura 17).

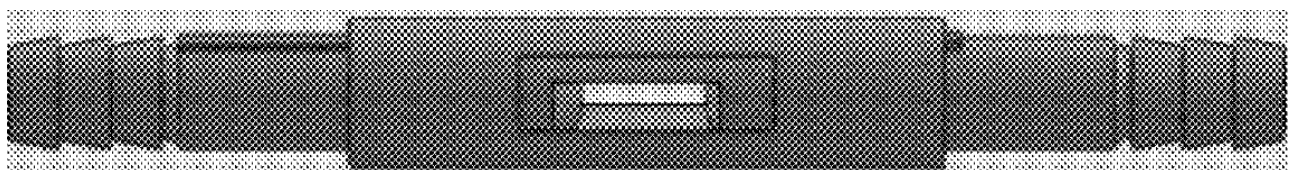


Figura 15. Sistema para ventana de entrada de aire variable. Fuente: [2]

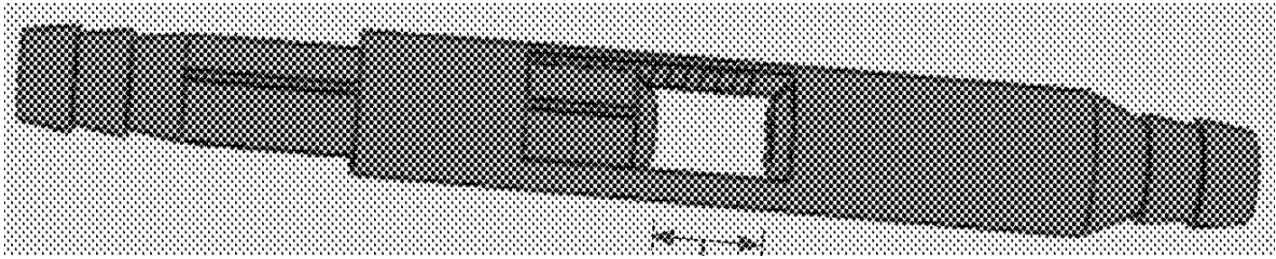


Figura 16. Sistema para distancia entre orificios variable. Fuente: [2]

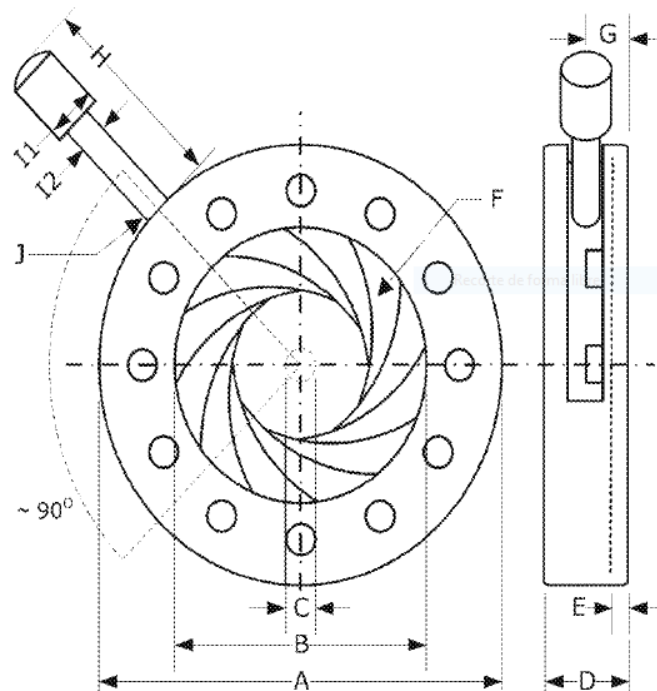


Figura 17. Válvula de diafragma en iris de variación de sección. Fuente: [2]

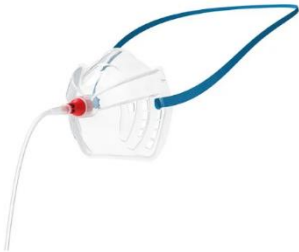
Hasta este punto llegan los artículos y patentes más relevantes sobre el desarrollo de mezcladores mecánicos, otros artículos e incluso algunos de los mencionados en la presente memoria indagan más acerca del control y automatización de los dispositivos. No obstante, al no ser objeto del presente TFG este tema no es desarrollado y es centrado exclusivamente en el diseño y funcionamiento mecánico de los mezcladores.

2.5 Propuestas de diseño

Según lo estudiado en el estado del arte podemos plantear distintas propuestas para el desarrollo del prototipo. Haciendo referencia a los modelos comerciales se concluye que utilizan distintos principios de funcionamiento tales como los generadores de flujo por turbina, sistemas de efecto Venturi o mezcladores de aire-oxígeno presurizado. Antes de realizar una propuesta sería conveniente comparar los distintos mezcladores existentes, poniendo en consideración las ventajas y especificaciones técnicas de cada uno. De esta manera escoger según limitaciones técnicas y presupuestarias un modelo de prototipo lo más completo posible. Sin embargo, es importante tener en cuenta que nuestra investigación puede verse limitada por la disponibilidad de información. Muchas de las patentes y detalles técnicos de los modelos comerciales pueden no estar disponibles públicamente debido a restricciones de propiedad intelectual y confidencialidad empresarial. Por lo tanto, es fundamental aprovechar al máximo las fuentes de información accesibles, presentadas en el estado del arte y utilizarlas como base para nuestras propuestas de diseño. En la tabla siguiente encontramos las características principales de los modelos comerciales.

Tabla 1. Comparativa de modelos de mezcladores comerciales. Elaboración: Fernando Guerrero. Fuente: [23], [24], [25], [26], [27], [28]

Modelos Comerciales	Imagen	Características
BioRespira de Italian Biomedical Devices Fuente:[22], [23]		- Funcionamiento: Generador de flujo integrado por turbina. - FiO₂ independiente del flujo. - Rango de FiO₂ desde el 21% hasta el 100%. - Rango de flujo desde 10 L/min hasta 120 L/min. - Sistema de O₂ a alta o baja presión. - Humidificador externo genérico. - Terapias: NHF y CPAP.
Airvo 2 de Fisher & Paykel Healthcare Fuente: [22], [24]		- Funcionamiento: Generador de flujo integrado por turbina. - FiO₂ dependiente del flujo. - Rango de FiO₂ desde el 21% hasta el 100%. - Rango de flujo desde 2 L/min hasta 60 L/min. - Sistema de O₂ a baja presión hasta 30L/min. - Humidificador incorporado. - Terapias NHF.

Maxblend 2 de Maxtec Fuente:[22], [25]		- Funcionamiento: Mezclador aire-O₂. - FiO₂ independiente del flujo. - Rango de FiO₂ desde el 21% hasta el 100%. - Rango de flujo hasta 70 L/min. - Sistema de O₂ y aire presurizado. - Humidificador externo genérico. - Terapias NHF.
TNI SoftFlow 50 de Massimo Fuente:[22], [26]		- Funcionamiento: Generador de flujo integrado por turbina. - FiO₂ dependiente del flujo. - Rango de FiO₂ desde el 21% hasta el 100%. - Rango de flujo desde 10L/min hasta 60 L/min. - Sistema de O₂ de baja presión. - Humidificador incorporado. - Terapias NHF.
Precision Flow de Vapotherm Fuente:[22], [27]		- Funcionamiento: Mezclador aire-O₂. - FiO₂ independiente del flujo. - Rango de FiO₂ desde el 21% hasta el 100%. - Rango de flujo desde 1 L/min hasta 40L/min. - Sistema de O₂ y aire presurizado. - Humidificador incorporado. - Terapias NHF y heliox.
VentiMask de Flexicare Fuente:[28]		- Funcionamiento: Mezclador de efecto Venturi. - FiO₂ fijos según barril Venturi utilizado. - Rango de FiO₂ desde el 24% hasta el 60%. - Flujo mínimo de 2 L/min para un FiO₂ del 24% y de 15L/min para un FiO₂ del 60%. - Sistema de O₂ y aire presurizado. - Humidificador externo genérico. - Terapias NHF.

Al comparar los datos de la tabla, se puede concluir que la mayoría de los modelos comparten características comunes. Estas incluyen un amplio rango de concentraciones de oxígeno inspirado (FiO₂), que varía desde el 21% hasta el 100% en todos los casos, excepto en el modelo de efecto Venturi, VentiMask, que ofrece un rango de FiO₂ fijo. Todos los modelos

están diseñados principalmente para proporcionar terapias de alto flujo (NHF), entre otras aplicaciones clínicas. Además, incorporan sistemas de humidificación propios o son compatibles con humidificadores externos, lo que contribuye a prevenir irritación e infecciones de las vías respiratorias. Cabe destacar que, para su correcto funcionamiento, todos los modelos requieren un sistema de suministro de oxígeno, y en algunos casos, uno de aire comprimido.

2.5.1 Propuesta mezclador aire-O₂ presurizado

Al proponer prototipos de mezcladores, contamos con diversas opciones basadas en su principio de funcionamiento. Sin embargo, debido a la limitada disponibilidad de información sobre el diseño y funcionamiento de los modelos de generador de flujo por turbina, existe la obligación de considerar nuevas alternativas. En este sentido, nuestra primera propuesta se basa en la patente desarrollada por R. B. Caso and I. Quam [29], se trata de un sistema de aire-O₂ presurizado, donde la cantidad de oxígeno suministrada al paciente se ajusta de manera continua en función de sus requerimientos, monitorizando la saturación de oxígeno en sangre a través de un dispositivo como un oxímetro de pulso o equivalentes.

En el interior del dispositivo se colocará un sistema de alarma integrado. El sistema de alarma consistirá en dos válvulas de asiento que en caso de que la diferencia entre las presiones de entrada sea superior a un valor establecido (alrededor de 20PSI) permitirá el flujo del gas de mayor presión a la alarma y a la derivación. Tanto los acelerómetros como los sensores de presión pueden ser utilizados para activar la alarma. La CPU bien utilizaría los sensores de presión para comprobar la diferencia de presiones o el acelerómetro para detectar un impacto y mandar una señal de activación a la alarma. Los dos dispositivos de balance de presiones se colocarán uno tras otro y funcionarán conforme a lo explicado en el apartado 2.4.2. Seguidamente se utilizará una válvula de mezcla electrónica, esta podrá ser distinto tipo siempre y cuando pueda ser controlada de manera manual y automática para la mezcla de fluidos compresibles.

Finalmente, es necesario mencionar algunas especificaciones adicionales que, aunque no formen parte del objetivo planteado para este Trabajo de Fin de Grado son esenciales para el control automatizado del dispositivo y el funcionamiento completo de la propuesta. El mezclador estará equipado con sensores de oxígeno en la entrada, un sensor de flujo de gas para el aire presurizado en la entrada y otro sensor de flujo de gas para la mezcla generada en la salida. Contará con una placa base equipada con múltiples unidades de procesamiento, una interfaz de entrada digital, una pantalla y sistemas de alimentación mediante batería o de conexión a la corriente. Para el control de los niveles de oxígeno, la unidad central de procesamiento (CPU) recibirá datos de los sensores de acelerómetro, oxígeno y flujo que, junto a los datos de entrada, procesará los datos y enviará señales a los actuadores. Los datos procesados se mostrarán en pantalla, apareciendo el SpO₂ actual, el objetivo de SpO₂ y el porcentaje de oxígeno establecido.

2.5.2 Propuesta mezclador de efecto Venturi

Tomando como referencia el artículo de K. Mollazadeh-Moghaddam et al. [1] y la patente de los autores, T. F. Burke, A. Bellare, y K. Moghaddam [2], podemos presentar otra alternativa de modelo. A grandes rasgos, la propuesta consistirá en desarrollar un prototipo de mezclador aire-O₂ el cual funcione gracias al efecto Venturi. Para ello un flujo constante de O₂ atravesará el tubo Venturi, donde gracias a un estrechamiento y unas aperturas en el tubo se generará una succión del aire ambiente, dando como resultado una mezcla de ambos gases a la salida del dispositivo. Basándonos en el artículo donde se estudian las variables que afectan a la mezcla, deducimos que mediante la modificación de estas variables es posible conseguir un rango muy amplio de porcentajes de FiO₂ justificando de este modo los mezcladores basados en este principio.

Para llevar a cabo esta propuesta habrá que diseñar un modelo que se adapte a las condiciones de funcionamiento, como el flujo de O₂, y a la integración con los demás dispositivos de nuestro entorno. Adicionalmente, el diseño tendrá que ajustarse a las herramientas disponibles para su fabricación, así como las distintas limitaciones asociadas. Tras su fabricación, se podrán realizar diferentes experimentos sobre las variables de interés. En el artículo referente al tubo Venturi, estas variables son estudiadas de manera independiente, no abordando el estudio de la interacción de estas variables entre sí, el cual puede ser bastante relevante. Realizando un estudio más extenso sobre las condiciones de funcionamiento, junto con las variables geométricas y sus interacciones se podrá concluir acerca de la viabilidad del modelo, así como continuar con la investigación acerca de los mezcladores Venturi.

2.6 Evaluación de propuestas según su complejidad

La propuesta indicada en el apartado 2.5.1 del mezclador de aire-O₂ presurizado se descarta como posible prototipo debido a su complejidad excesiva. La inclusión de múltiples dispositivos especializados junto con una implantación compleja de los mismos hace que sea poco realista para un solo Trabajo de Fin de Grado. Además, al añadir estos componentes especializados se sobrepasan las limitaciones presupuestarias y de tiempo para un proyecto académico, haciendo que esta propuesta sea poco factible.

En su lugar, se optará por la propuesta presentada en el apartado 2.5.2, sobre el mezclador de efecto Venturi. Esta propuesta es más adecuada ya que contiene un desafío técnico y científico más apropiado para un Trabajo de Fin de Grado. Se sustenta en una sólida revisión de la literatura y busca una comprensión más profunda de las variables que afectan a la mezcla de oxígeno y aire ambiente, así como de sus interacciones, avanzando en este campo. Además, el proyecto no solo se limita a la investigación teórica, sino que se completa con la creación de un prototipo basado en estos principios.

3 Desarrollo del mezclador

3.1 Metodología

Se opta por respaldar el proyecto con simulaciones en dinámica de fluidos computacional. El uso de la simulación ofrece numerosas ventajas frente a un enfoque exclusivamente experimental. En primer lugar, permite ahorrar tiempo, ya que las pruebas virtuales son más rápidas y menos complejas de desarrollar. También, gracias a la flexibilidad de la simulación, es posible ajustar parámetros geométricos y operativos sin incurrir en elevados costos asociados con la construcción de múltiples prototipos.

Además, gracias a un análisis detallado de los datos facilitados por la simulación, como patrones de mezcla, distribución de presiones, perfiles de velocidad y fenómenos turbulentos, conseguimos una profunda comprensión del flujo en cada caso. Esta gran cantidad de datos proporcionados por la simulación posibilita iterar el diseño de forma continua para optimizarlo, facilitando el proceso de diseño antes de proceder con la fabricación.

Asimismo, la simulación permite ensayar el prototipo bajo condiciones extremas de presión y temperatura, que serían peligrosas o difíciles de reproducir experimentalmente. Mediante esta práctica, es posible anticipar escenarios de falla y evaluar la seguridad sin riesgos reales. Finalmente, la capacidad de visualizar los resultados en gráficos e imágenes facilita el entendimiento del flujo y mejora la comunicación entre los ingenieros, permitiendo una colaboración más efectiva.

En conjunto, estas ventajas hacen que la simulación CFD sea una herramienta excepcional para el desarrollo rápido, rentable y preciso de nuestro prototipo de mezclador aire y oxígeno. Por este motivo, escogemos iniciar las investigaciones mediante simulaciones que nos permitirán comprender en profundidad el comportamiento del flujo en cada caso. Esto nos ayudará a optimizar el proceso de diseño del prototipo antes de su etapa de fabricación y experimentación. Una vez completadas las simulaciones, plantearemos la etapa de fabricación y diseñaremos el experimento a llevar a cabo.

3.2 Comprobación de la propuesta.

Una vez seleccionada la propuesta adecuada para su desarrollo, se comprobará su viabilidad. Para ello, se hará referencia a la literatura existente, presentada en el apartado 2.4. Los resultados expuestos en estos estudios serán analizados y validados mediante simulaciones en dinámica de fluidos computacional. Esto no solo nos garantiza partir de una base correcta y previamente estudiada, sino que también nos ayuda a ajustar la configuración de las simulaciones para problemas que involucran la mezcla de varias especies, como aire y oxígeno en nuestro caso.

3.2.1 Resultados aportados por artículo [1]

En primer lugar, presentaremos los resultados aportados por el artículo de Mollazadeh-Moghaddam et al [1], los cuales son los más relevantes para la propuesta de tubo Venturi. Los

experimentos planteados, estudian las diferentes variables que podrían afectar a la concentración de oxígeno a la salida (FiO_2). Estas variables pueden ser geométricas como el diámetro de la boquilla de entrada de oxígeno, el diámetro del orificio de salida de mezcla, la ventana de entrada de aire y la distancia entre orificios (consultar Figura 13 para mayor compresión), o de proceso, el caudal de oxígeno en la entrada y la temperatura. El objetivo de presentar gráficamente los resultados aportados por el artículo es estudiar que casos son convenientes para reproducir en las simulaciones. Asimismo, una vez realizadas las simulaciones se podrán realizar las comparaciones pertinentes entre ambos resultados. A continuación, se presentan los resultados de los experimentos aportados por el artículo [1].

Diámetro boquilla de entrada de O₂

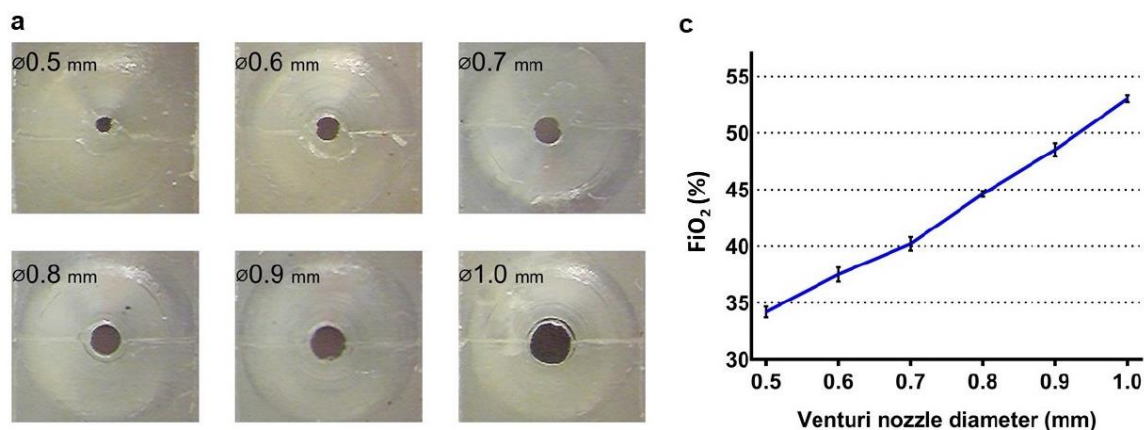


Figura 18. Resultados Artículo – Diámetro boquilla de entrada de O₂. Fuente: [1]

En este primer experimento (ver Figura 18), se mantuvieron constantes todas las variables excepto el diámetro de la boquilla de entrada de O₂. Observamos que, a medida que aumentaba el diámetro, también lo hacía la concentración de oxígeno en la mezcla final. La tendencia registrada es prácticamente lineal y el porcentaje de FiO_2 varía alrededor de un 20%. Este experimento resulta particularmente interesante para el estudio debido a su tendencia clara y fácil de interpretar.

Diámetro orificio de salida de la mezcla

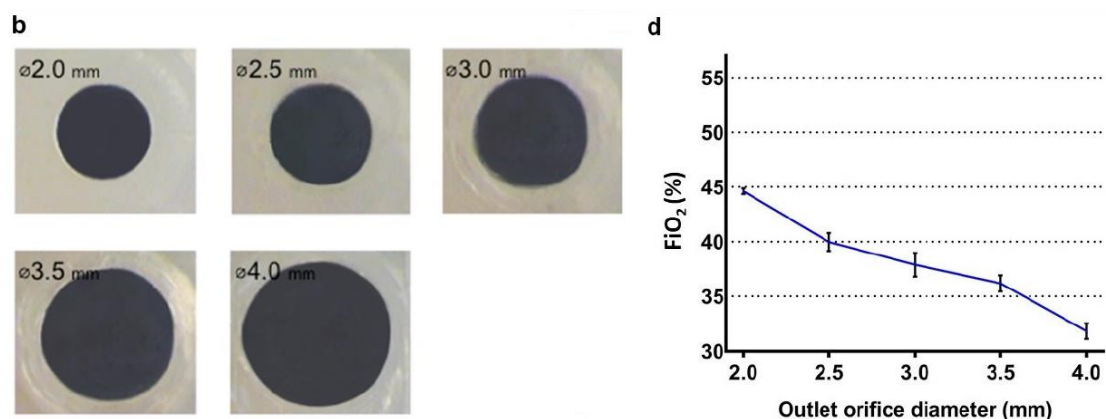


Figura 19. Resultados Artículo – Diámetro orificio de salida de la mezcla. Fuente: [1]

En este experimento (ver Figura 19), se mantuvieron constantes todas las variables excepto el diámetro del orificio de salida. Se observó que conforme se incrementaba el diámetro del orificio, la concentración de oxígeno en la mezcla final tendía a disminuir. Esta tendencia se presenta de manera lineal descendente y la variación en el porcentaje de FiO₂ es aproximadamente del 15%. Este experimento al igual que el anterior, también resulta relevante para su estudio al presentar una tendencia predecible y fácil de interpretar.

Ventana de entrada de aire

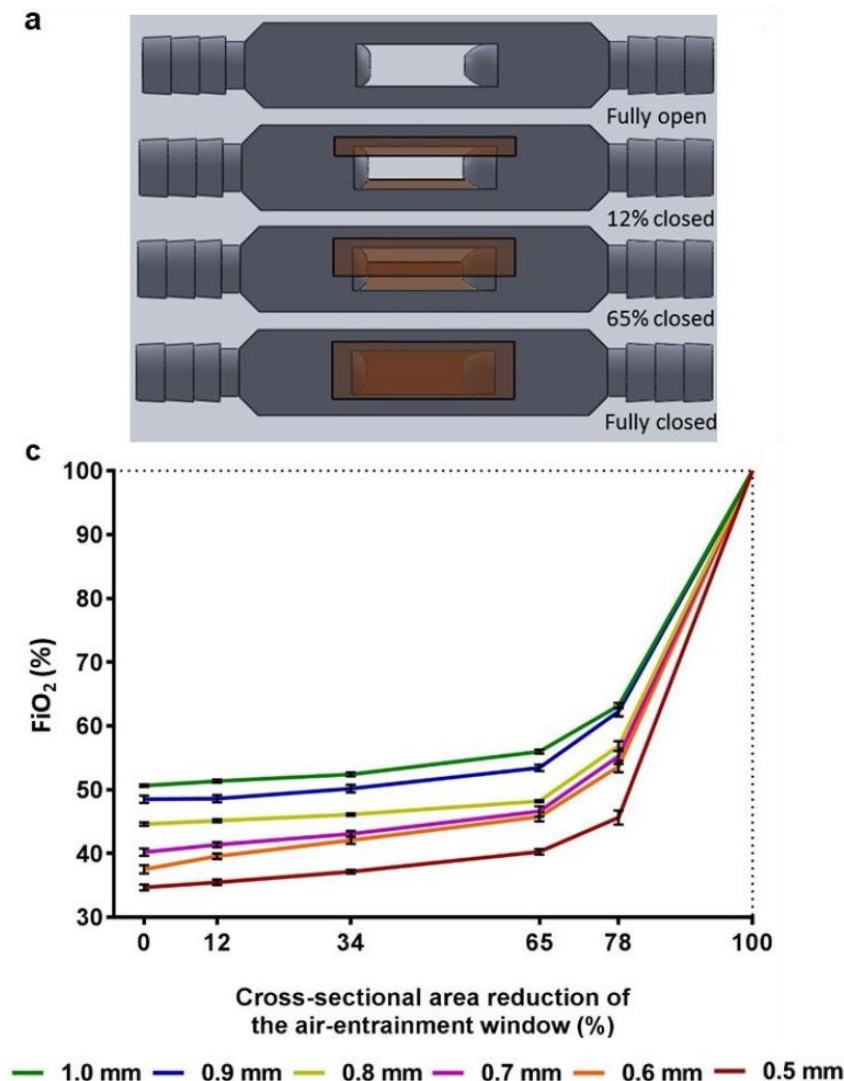


Figura 20. Resultados Artículo – Ventana de entrada de aire. Fuente: [1]

En este tercer experimento (ver Figura 20), se redujo progresivamente la ventana de entrada de aire mientras se mantenían constantes las demás variables. Observamos que, a medida que la ventana de entrada de aire se cierra, la concentración de oxígeno en la mezcla aumenta de manera leve inicialmente. Sin embargo, al alcanzar porcentajes más altos de reducción de la ventana, se produce un incremento repentino y significativo en la concentración de oxígeno,

debido al bloqueo completo de la entrada de aire. Este experimento puede ser interesante de estudiar ya que presenta el mismo experimento para distintas geometrías de boquilla de entrada de O₂. Esto no solo permite comparar los resultados del experimento, sino también su comportamiento frente a distintas geometrías.

Separación entre orificios

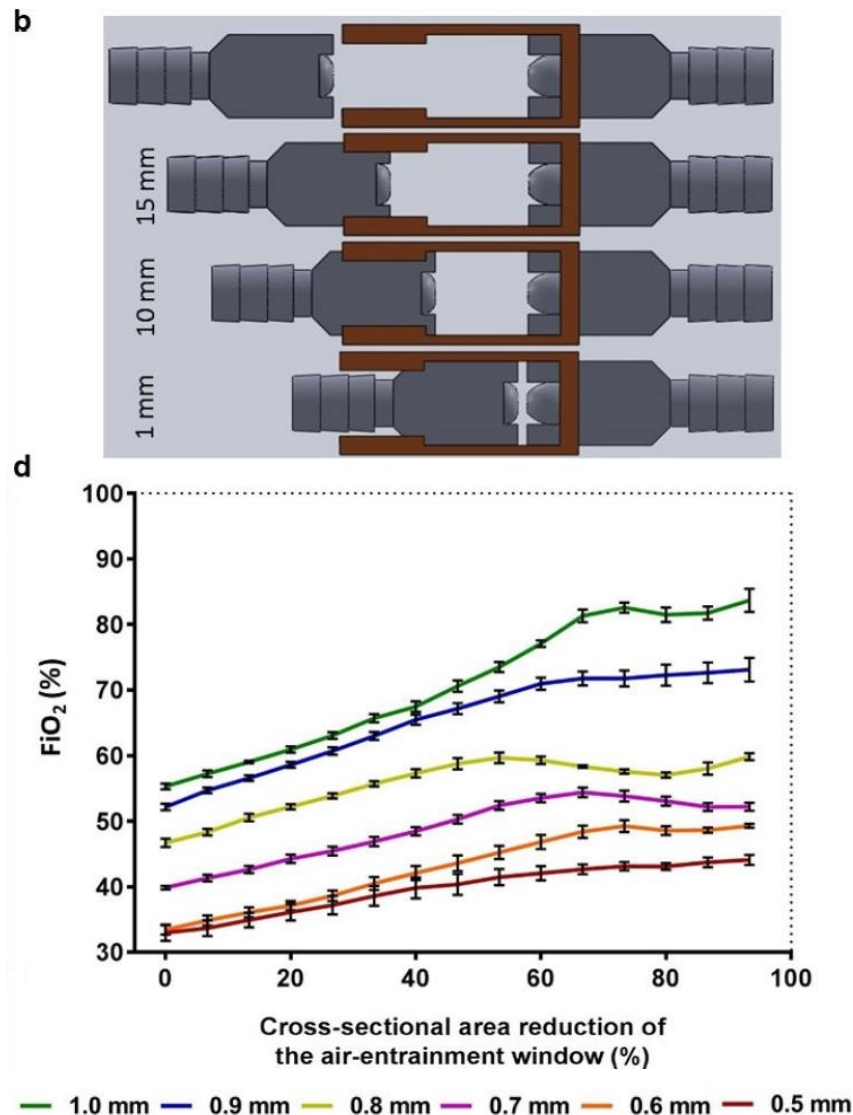


Figura 21. Resultados Artículo – Separación entre orificios. Fuente: [1]

En este último experimento enfocado en el estudio de los parámetros geométricos, se fue reduciendo la distancia entre ambos orificios (ver Figura 21). Según el artículo, el valor 0 del eje horizontal corresponde con la distancia entre orificios de 15 mm y va disminuyendo progresivamente. La tendencia observada es lineal y creciente para separaciones más bien amplias, pero a medida que se reduce la distancia la tendencia se vuelve aleatoria y poco predecibles. Por tanto, estamos ante un caso poco óptimo para estudio, debido a la dificultad de reproducir este comportamiento aleatorio.

Temperatura y caudal de O₂

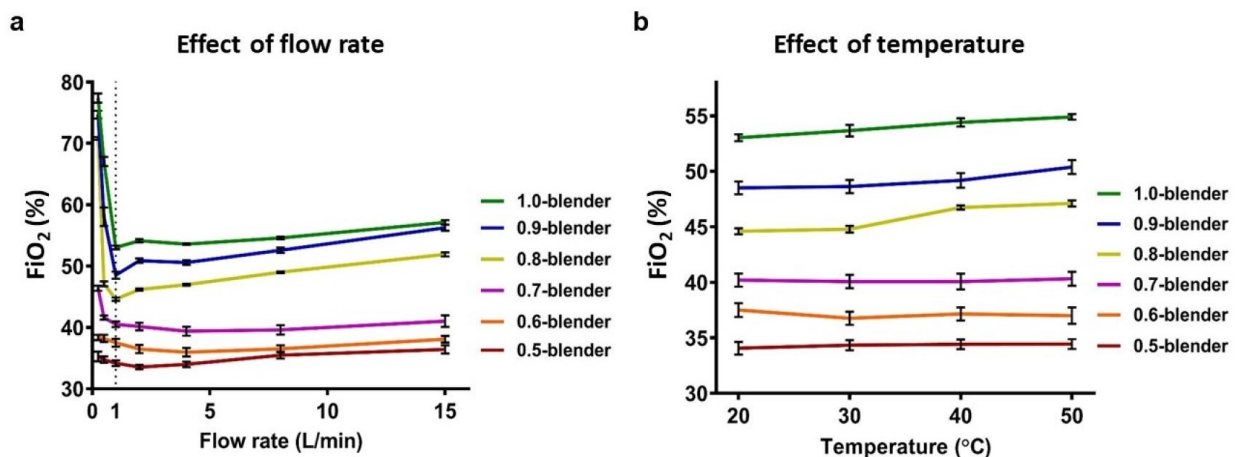


Figura 22. Resultados Artículo – Efecto del caudal de O₂ y temperatura. Fuente: [1]

Finalmente, el artículo termina con los experimentos de las variables de proceso, la temperatura y el caudal. Para el caso del efecto del caudal de oxígeno se puede observar cómo se mantiene la concentración de manera muy estable una vez superado un valor de flujo mayor a 1L/min. Este flujo es significativamente inferior al empleado en la ventilación mecánica, por lo que queda excluido de nuestro estudio. Por tanto, dado que el rango de flujos de estudio resulta en concentraciones estables, replicar este experimento ofrece poco valor. En cuanto al experimento sobre efecto de la temperatura, la concentración también se muestra estable a lo largo de todo el rango de temperaturas examinado, haciendo que el caso sea poco interesante de replicar.

3.2.2 Modelado de las simulaciones del artículo [1]

Tras presentar los resultados del artículo, seguimos con la validación de este a partir de simulaciones numéricas. Para ello, planteamos la configuración de la simulación con ANSYS Fluent. Esta se basa en la creación de la geometría, generación de la malla y la configuración de la simulación. Para desarrollar el primer punto hacemos uso de la geometría presentada en el artículo y replicamos el diseño del mezclador Venturi en SOLIDWORKS (consultar apartado 2.4.4 para mayor detalle sobre dimensiones). En la Figura 23, se presenta el modelo CAD generado.

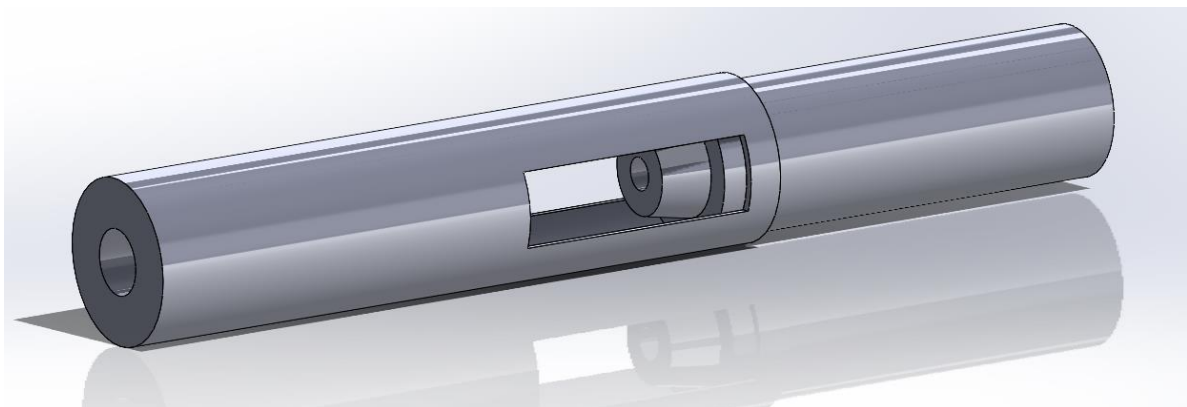


Figura 23. Modelo CAD geometría de mezclador Venturi propuesto en artículo [1].

Una vez modelado el mezclador utilizado en el artículo, se procede a crear la geometría para la simulación. Esta geometría conforma el volumen fluido, que describe la región física del espacio donde se realizará la simulación. Podemos referirnos a este volumen como dominio, y es vital que se genere correctamente, ya que es el encargado de reflejar el dominio físico real. Para ello, hacemos uso del programa ANSYS Discovery, dentro del cual importamos el modelo CAD previamente presentado. Seguidamente, usamos la herramienta de extraer volumen para crear el dominio fluido encerrado dentro del mezclador, consiguiendo de esta manera el volumen mostrado en la Figura 24.

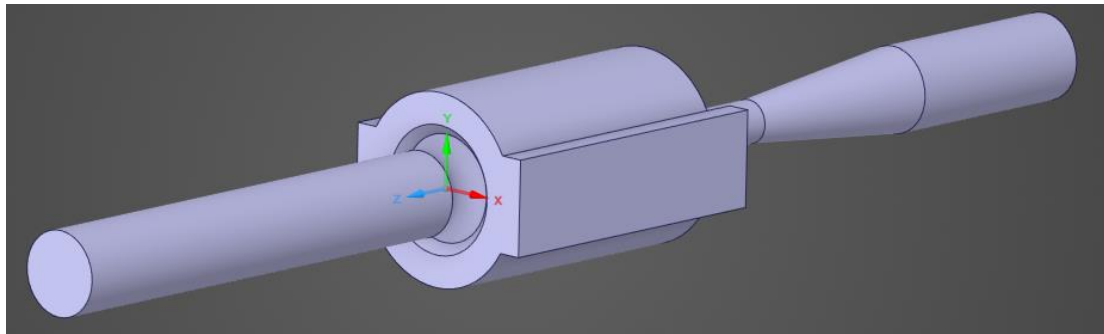


Figura 24. Volumen extraído del modelo CAD.

Finalmente, para concluir el modelado de la geometría del dominio fluido se incluyen dos rectángulos a los laterales, que se conectan con el volumen a través de la sección marcada por la ventana de aire. Estos rectángulos representan la admisión de entrada de aire ambiente hacia el mezclador y son esenciales por varios motivos: representan condiciones de frontera más afines con el entorno real, aseguran una mejor representación de la distribución del aire hacia el interior y ayudan a capturar mejor las interacciones entre las distintas especies de la simulación, el oxígeno en el interior del Venturi y el aire en el ambiente. En resumen, mejora la fiabilidad de la simulación al proporcionar una representación más precisa del caso real. En la Figura 25 se muestra el modelo de la geometría final utilizada en la simulación.

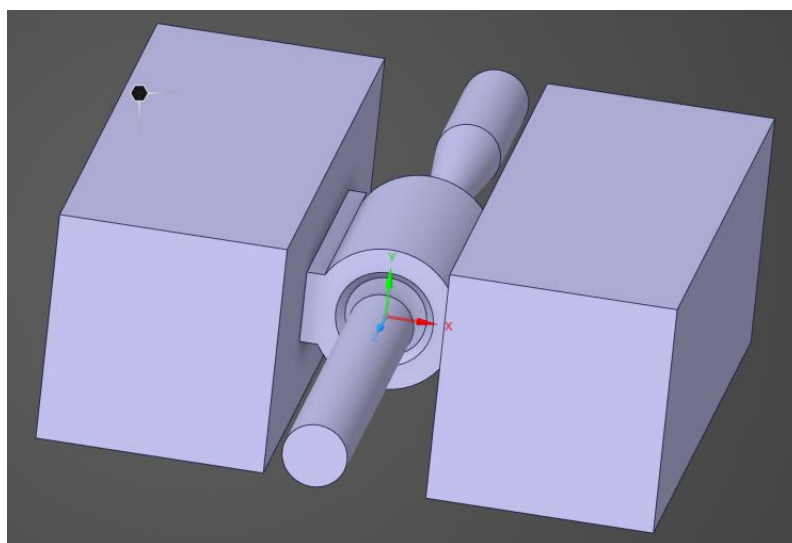


Figura 25. Dominio fluido para simulaciones artículo.

Una vez creada la geometría del dominio para estudio el siguiente paso es generar la malla, para ello utilizamos el programa de ANSYS Meshing. El primer paso una vez importada la geometría al programa es seleccionar el dominio como fluido y definir las distintas regiones del volumen. En nuestro caso, tendremos tres entradas (entrada de O₂, entrada de aire 1 y entrada de aire 2) y una salida única.

Tras esto podemos empezar a definir las características de la malla. En primer lugar, añadimos condiciones de refinado de malla en aquellas zonas críticas de la geometría. Refinar la malla es esencial para mejorar la precisión y la calidad de los resultados. Al aumentar la densidad de la malla en áreas críticas, se capturan con mayor detalle los gradientes de presión y velocidad, así como fenómenos complejos como la turbulencia y la separación de flujo. Esto reduce los errores numéricos y asegura una representación más exacta de los fenómenos fluidodinámicos. Además, permite optimizar los recursos computacionales al mantener una malla menos densa en regiones menos relevantes, equilibrando precisión y eficiencia en el análisis. Este detalle es especialmente importante en este trabajo ya que la versión disponible del programa, ANSYS Student, tiene limitada la cantidad de elementos de la malla a un millón de elementos. Se añadirán por tanto refinados de superficie en el estrechamiento del tubo Venturi y alrededor del orificio de salida de la mezcla. Además, se añadirán capas de inflación cerca de las paredes para capturar de manera precisa la capa límite, donde los gradientes de velocidad son muy pronunciados. En la Figura 26 se aprecia la malla generada y en las Figura 27, 28 y 29 los refinados de malla.

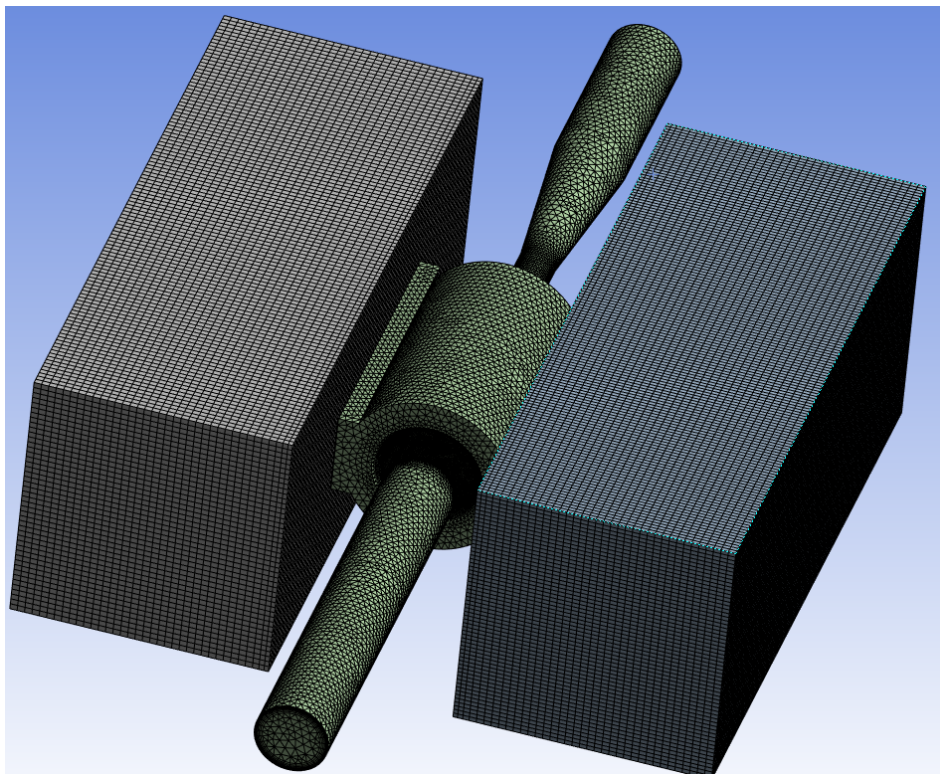


Figura 26. Mallado para simulaciones artículo.

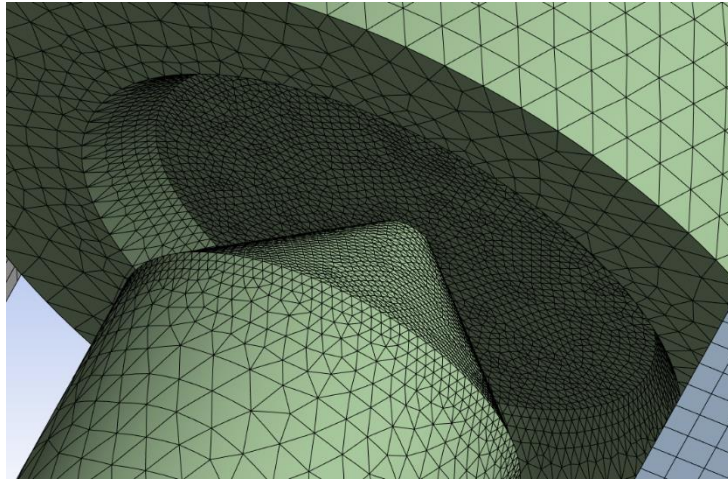


Figura 27. Refinado local de superficie en estrechamiento.

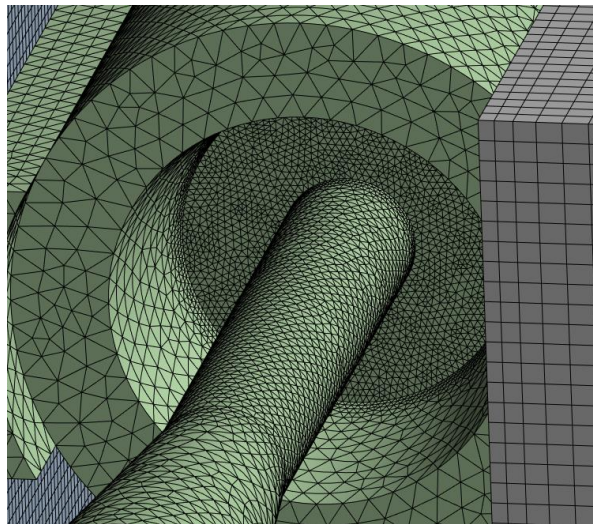


Figura 28. Refinado local de superficie en orificio de salida de mezcla.

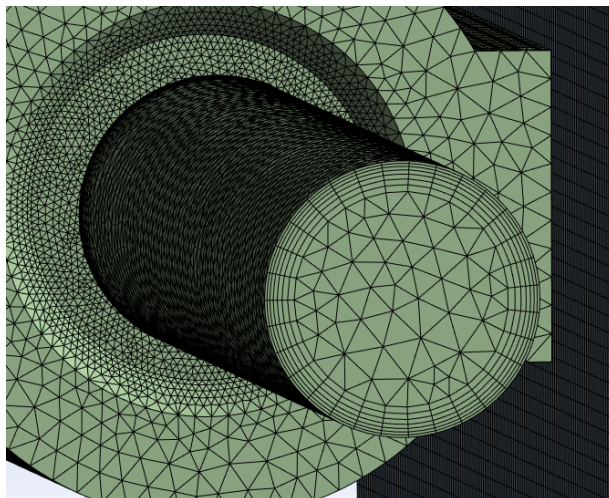


Figura 29. Refinado por capas de inflación en paredes.

El siguiente paso es configurar los parámetros para llevar a cabo la simulación, nos apoyamos en artículo [32] de Saurabh Patil, N.K el que estudia la mezcla de oxígeno y aire durante terapias de ventilación no invasiva a partir de la simulación de fluidos computacional. Empezamos por la configuración general del solucionador de ANSYS dentro de la cual seleccionamos el modelo basado en presiones, el cual es ideal para flujo de baja velocidad donde los efectos de compresibilidad no son significativos. Tras esto escogemos la formulación de la velocidad absoluta, adecuada para casos donde el movimiento fluido se analiza en un sistema de referencia estacionario. Finalmente, marcamos condiciones de estado estacionario, esto se debe a que buscamos una solución del caso invariable en el tiempo.

Continuamos seleccionando los modelos a tener en cuenta en la simulación, en primer lugar, escogemos el modelo de transporte de especies dado a que tenemos dos compuestos diferentes, aire y oxígeno. Editamos la mezcla de especies para asignar los dos compuestos presentes y seleccionamos las siguientes propiedades para la mezcla:

Densidad → *Volume weighted mixing law*.

Viscosity → *Mass weighted mixing law*.

Difusividad de masa → $2 \cdot 10^{-5} \text{ (m}^2/\text{s)}$.

Para determinar la densidad escogemos la ley de mezcla ponderada por volumen en donde se promedia las densidades de las especies en función de sus fracciones de volumen. Asimismo, para la viscosidad utilizamos la ley de mezcla ponderada por masa donde se pondera la viscosidad de cada especie por su fracción de masa en la mezcla. Para el valor de la difusividad de masa en el sistema aire-O₂ a temperatura ambiente y presión atmosférica utilizamos el valor de $2 \cdot 10^{-5}$, [33].

Posteriormente, para terminar la configuración de modelos, determinamos las características del flujo según el número de Reynolds de este caso. Realizamos el cálculo considerando los siguientes valores, obtenidos de la base de datos de ANSYS Fluent:

$q = 1 \text{ L/min} \rightarrow \text{Caudal de entrada del O}_2$.

$\rho = 1,2999 \text{ kg/m}^3 \rightarrow \text{Densidad del O}_2$.

$D = 4 \text{ mm} \rightarrow \text{Longitud característica (Diametro)}$.

$\mu = 1,919 \cdot 10^{-5} \text{ (kg/m} \cdot \text{s)} \rightarrow \text{viscosidad dinámica del fluido}$.

A partir de estos datos calculamos el Reynolds:

$$Re = \frac{\rho \cdot u \cdot L}{\mu} = \frac{\rho \cdot \frac{q}{A} \cdot L}{\mu},$$

$$Re = \frac{1,2999 \frac{kg}{m^3} \cdot \frac{1 L}{min} \cdot \frac{1 m^3}{1000 L} \cdot \frac{1 min}{60 s} \cdot 4 \cdot 10^{-3} m}{\pi \cdot \left(\frac{4 \cdot 10^{-3} m}{2} \right)^2} \cdot \frac{1,919 \cdot 10^{-5} \frac{kg}{m \cdot s}}{1,919 \cdot 10^{-5} \frac{kg}{m \cdot s}} = 359,36.$$

El número de Reynolds obtenido a la entrada de O₂ tiene un valor de 359,36, esto nos indica un comportamiento del flujo mayoritariamente laminar, el fluido se desplazará por capas paralelas sin gran interacción entre ellas. No obstante, este número no contempla la totalidad del dominio, simplemente la entrada. Para la simulación completa del mezclador tipo Venturi, es más adecuado modelar el flujo como turbulento, ya que, aunque el flujo de oxígeno a la entrada del Venturi se comporta de manera laminar, el estrechamiento del tubo y la succión del aire ambiente generan condiciones que inducen turbulencia. La aceleración del flujo en la sección estrecha del Venturi incrementa localmente el número de Reynolds, causando una transición de flujo laminar a turbulento. En los siguientes cálculos, se estima cómo el valor del número de Reynolds aumenta desde 359.36 en la entrada hasta 2874.82 en el estrechamiento:

$$Q_{entrada} = A_{entrada} \cdot u_{entrada} = A_{estrechamiento} \cdot u_{estrechamiento},$$

$$u_{estrechamiento} = \frac{A_{entrada} \cdot u_{entrada}}{A_{estrechamiento}} = \frac{D_{entrada}^2}{D_{estrechamiento}^2} \cdot u_{entrada},$$

$$u_{estrechamiento} = \frac{4^2 mm^2}{0,5^2 mm^2} \cdot \frac{1 L}{min} \cdot \frac{1 m^3}{1000 L} \cdot \frac{1 min}{60 s} = 84,88 m/s,$$

$$Re = \frac{\rho \cdot u \cdot L}{\mu} = \frac{1,2999 \frac{kg}{m^3} \cdot 84,88 \frac{m}{s} \cdot 0,5 \cdot 10^{-3} m}{1,919 \cdot 10^{-5} \frac{kg}{m \cdot s}} = 2874,82.$$

Además, la mezcla con el aire ambiente introduce interacciones complejas que son características del flujo turbulento. Utilizar un modelo de turbulencia, como $\kappa - \epsilon$ o $\kappa - \omega$, permitirá capturar con mayor precisión los fenómenos de mezcla y las dinámicas del flujo en todo el dominio del mezclador. Esta aproximación asegura que la simulación refleje de manera realista el comportamiento del flujo y la interacción entre las especies. En el caso de esta simulación escogemos el modelo de turbulencia SST $\kappa - \omega$ debido a su capacidad para combinar lo mejor de los modelos k- ϵ y k- ω , permitiendo una predicción precisa tanto en las regiones cercanas a las paredes, donde el flujo tiene fuertes gradientes de velocidad, como en las zonas alejadas de ellas. Su habilidad para manejar separaciones de flujo y transiciones turbulentas es fundamental en geometrías como la del Venturi, donde se producen aceleraciones, desaceleraciones y altos gradientes de presión. Además, su robustez y precisión en flujos internos con alta curvatura lo hacen altamente efectivo para este tipo de análisis.

El siguiente paso será definir las condiciones de contorno del mezclador, en este caso, las zonas que limitan el interior del dominio estudiado con el exterior. Para las regiones de entrada

determinamos en tipo de entrada con su respectiva condición, la fracción molar de la especie entrante y las características de turbulencia. Para la región de salida también definimos el tipo junto con su condición correspondiente, así como las especificaciones de turbulencia en caso de reflujo. A continuación, presentamos las características escogidas para cada región del contorno.

Entrada de O₂

- *Tipo* → *Entrada por flujo másico.*
- *Flujo másico*
$$= q \cdot \rho = 1 \text{ L/min} \cdot 1,299 \text{ kg/m}^3 \cdot 1 \text{ m}^3/1000 \text{ L} \cdot 1 \text{ min}/60 \text{ s} = 0,000021665 \text{ kg/s}.$$
- *Fracción másica de O₂* = 1 → 100% O₂.
- *Intensidad turbulenta* = 5 %.
- *Diámetro hidráulico*
$$= 4 \cdot \text{Area} / \text{Perimetro} = 4 \cdot \pi \cdot r^2 / 4 \cdot 2 \cdot \pi \cdot r = 2 \cdot r = 0,004 \text{ m}.$$

Entrada de aire 1 y 2

- *Tipo* → *Entrada por presión.*
- *Presión manométrica* = 0 → *Presión atmosférica.*
- *Fracción másica de O₂* = 0 → 100% Aire.
- *Intensidad turbulenta* = 2%.
- *Diámetro hidráulico* = $4 \cdot \text{Area} / \text{Perimetro} = 4 \cdot 1893,5 \text{ mm}^2 / 323 \text{ mm} = 23,45 \text{ mm} = 0,02345 \text{ m}.$

Salida Mezcla

- *Tipo* → *Salida por presión.*
- *Presión manométrica* = 0 → *Presión atmosférica.*
- *Fracción másica de reflujo O₂* = 0 → 100% Aire.
- *Intensidad turbulenta de reflujo* = 5 %.
- *Diámetro hidráulico*
$$= 4 \cdot \text{Area} / \text{Perimetro} = 4 \cdot \pi \cdot r^2 / 4 \cdot 2 \cdot \pi \cdot r = 2 \cdot r = 0,004 \text{ m}.$$

Una vez definidas las condiciones de contorno continuamos configurando el método de solución para simulación. En primer lugar, seleccionamos el esquema de resolución, para este caso utilizaremos el esquema acoplado, el cual resuelve las ecuaciones de momento y continuidad de forma simultánea. Este método es el más robusto para simulaciones donde se espera un fuerte acoplamiento entre presiones y velocidades, asegurando una mejor convergencia de la respuesta. En cuanto a la discretización espacial, utilizamos el método de mínimos cuadrados basado en celdas para el cálculo de los gradientes el cual proporciona una precisión adecuada sobre mallas no estructuradas (mallas compuestas por celdas de tamaños y formas variadas). Para las ecuaciones de presión, momento, energía cinética turbulenta y tasa de disipación específica, seleccionamos el esquema de segundo orden, el cual mejora la precisión en la respuesta de las

características del flujo, cruciales para la predicción de la turbulencia y la mezcla de especies. Finalmente, activamos la opción de ‘Pseudo Time Method’, esta técnica introduce un pseudo tiempo para iterar en soluciones estacionarias que permite manejar la estabilidad numérica y la velocidad de convergencia de la solución. Añadimos a esta opción el ‘Global Time Step’, que implica un paso de tiempo uniforme para todas las ecuaciones del sistema en cada iteración del pseudo tiempo.

A continuación, se detalla la configuración utilizada.

Acoplamiento presión-velocidad

- *Scheme: COUPLED.*

Discretización espacial

- *Gradient: Least Squares Cell Based.*
- *Pressure: Second Order.*
- *Momentum: Second Order Upwind.*
- *Turbulent kinetic energy: Second Order Upwind.*
- *Specific Dissipation Rate: Second Order Upwind.*
- *o2: Second Order Upwind.*

Otras opciones

- *Pseudo Time Method: Global Time Step.*

Tras configurar el método de solución para la simulación, continuamos desactivando el criterio de convergencia según residuales y definimos los informes en tiempo real. Estos informes proporcionan la solución de la variable seleccionada después de cada iteración, lo que permite visualizar si la solución converge y determinar cuándo ha alcanzado la convergencia, al detectar variaciones mínimas en la solución a lo largo de las iteraciones. Para ello, seleccionaremos los siguientes informes:

1. Flujo másico de oxígeno a la salida de la mezcla.
2. Fracción másica de oxígeno a la salida de la mezcla.
3. Presión en el estrechamiento.
4. Velocidad del fluido a la salida de la mezcla.

Finalmente, antes de comenzar la simulación es esencial proporcionar a la configuración una condición inicial para la solución de las ecuaciones de flujo. Esta la obtenemos mediante la inicialización híbrida. Este método combina elementos de inicialización estándar con soluciones de problemas más simples para generar un campo de flujo inicial más cercano a la solución final. Este método está especialmente indicado para casos con geometrías e interacciones de flujo complejas con fenómenos de turbulencia. Gracias a esto, mejoramos la precisión de las condiciones iniciales y reducimos el número de iteraciones necesarias para alcanzar la convergencia. Una vez inicializado, la configuración está completa y podemos comenzar la

simulación. A continuación, se presenta la respuesta del flujo másico de oxígeno en la Figura 30, la respuesta de la fracción másica de O₂ en la Figura 31, la respuesta de la presión en el estrechamiento en la Figura 32 la respuesta de la magnitud de la velocidad a la salida de la mezcla en la Figura 33 y los residuales de las ecuaciones de continuidad, velocidad, turbulencia y concentración de oxígeno en la Figura 34.

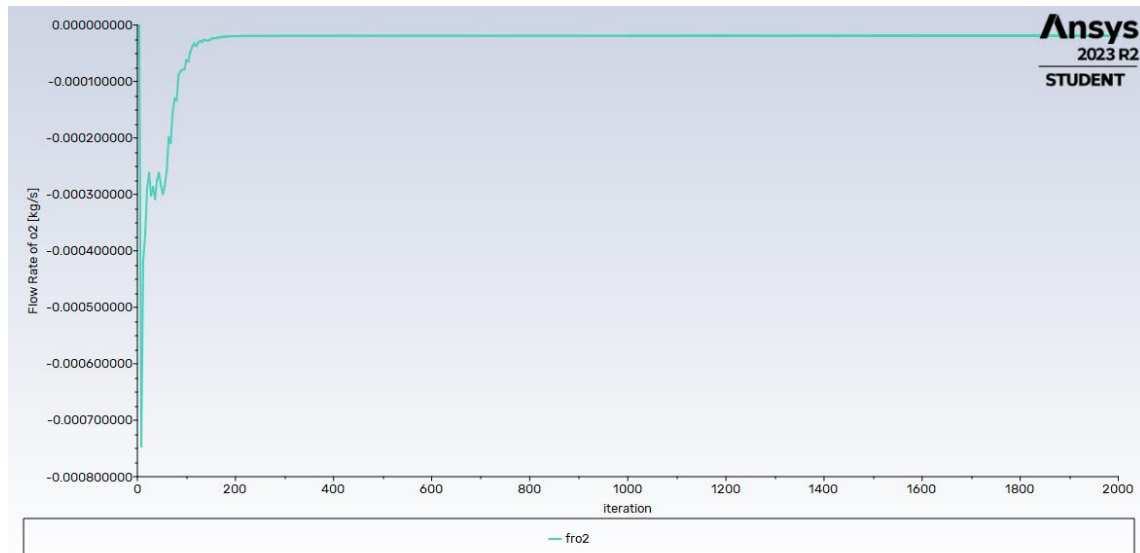


Figura 30. Flujo másico de oxígeno a la salida de la mezcla (kg/s).

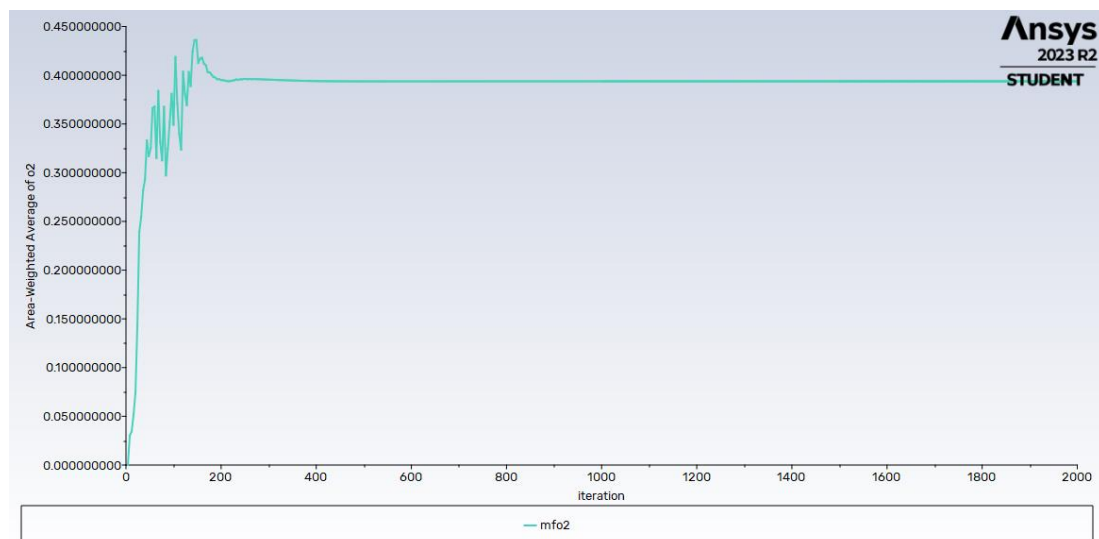


Figura 31. Fracción másica de O₂ a la salida de la mezcla.

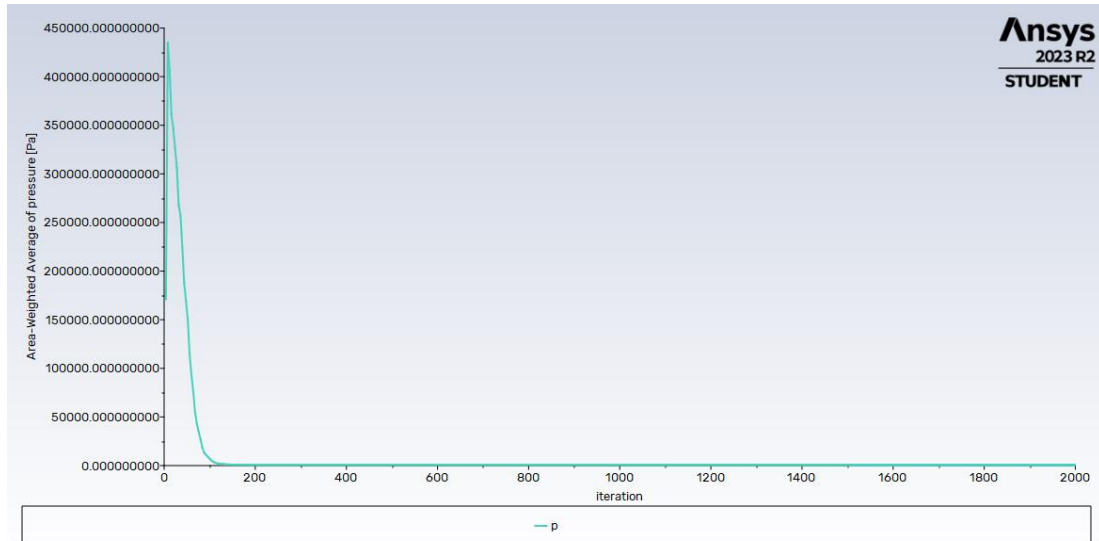


Figura 32. Presión en el estrechamiento (Pa).

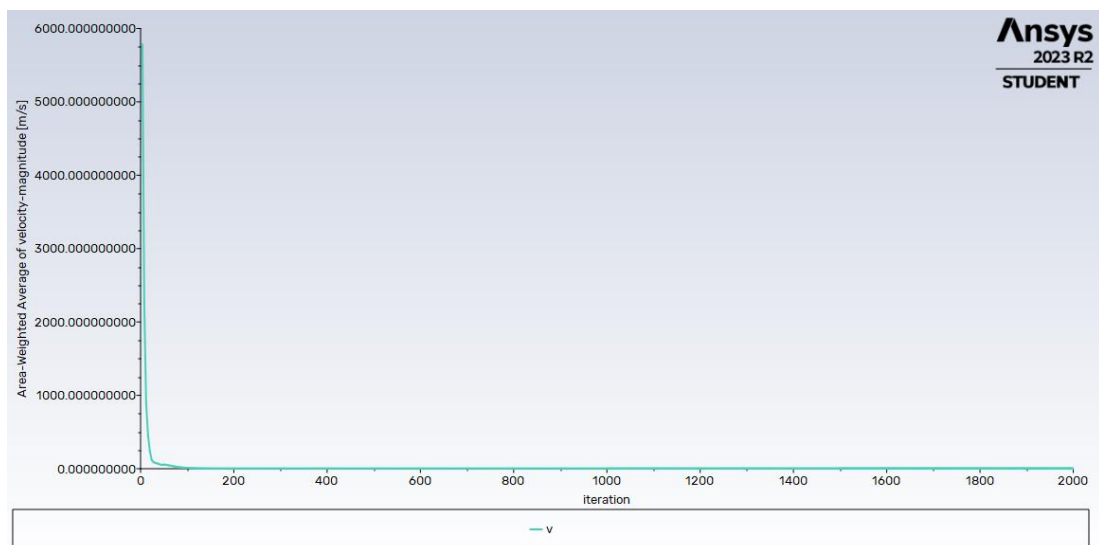


Figura 33. Magnitud de la velocidad a la salida de la mezcla (m/s).

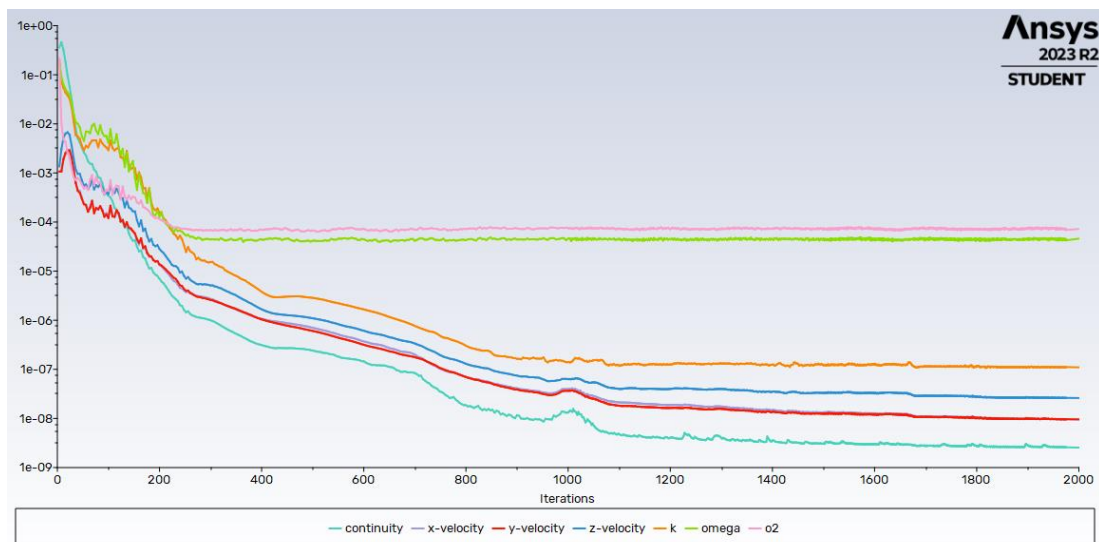


Figura 34. Residuales de las ecuaciones de continuidad, velocidad, turbulencia y concentración de oxígeno.

En la gráfica se observa como todos los marcadores se estabilizan en torno a un valor concreto. Esto también se corrobora en la Figura 34, en la cual se aprecia una disminución en el valor de los residuales de las distintas ecuaciones, continuidad, velocidad, turbulencia y concentración de oxígeno. Estos resultados verifican la convergencia de la simulación en ANSYS Fluent. Adicionalmente, para comprobar que la solución a convergido adecuadamente realizamos el balance de flujo másico del caso, este balance consta en la comparación de la masa entre la entrada y la salida del dominio. El orden de este valor de diferencia tendrá que ser menor al de las especies entrantes para garantizar que se cumple la ecuación de continuidad y que la solución es fiable.

Una vez tenemos la solución convergida procedemos a realizar el cálculo de la concentración de oxígeno a la salida de la mezcla, o FiO_2 . Para ello, en la sección de resultados, realizamos una integral de superficie sobre la salida de la mezcla para obtener el flujo másico de oxígeno y aire. Asimismo, recogemos el valor del flujo másico total a la salida. A partir de estos datos podemos calcular la concentración de oxígeno de la siguiente manera.

$$FiO_2(\%) = \frac{\dot{m}_{O_2} + (\dot{m}_{aire} \cdot 0,21)}{\dot{m}_{TOTAL}} \cdot 100.$$

siendo:

$$\dot{m}_{O_2} = \text{Flujo másico de } O_2 \text{ (kg/s)}.$$

$$\dot{m}_{aire} = \text{Flujo másico de aire (kg/s)}.$$

$$\dot{m}_{Total} = \text{Flujo másico total a la salida (kg/s)}.$$

Si representamos la fracción másica de O₂ a través de diferentes trayectorias a lo largo del dominio podemos apreciar como varía la fracción másica de O₂ a medida que el flujo recorre el mezclador. Adicionalmente, se puede apreciar la interacción entre las dos especies y, por tanto, como se forma la mezcla (ver Figura 35).

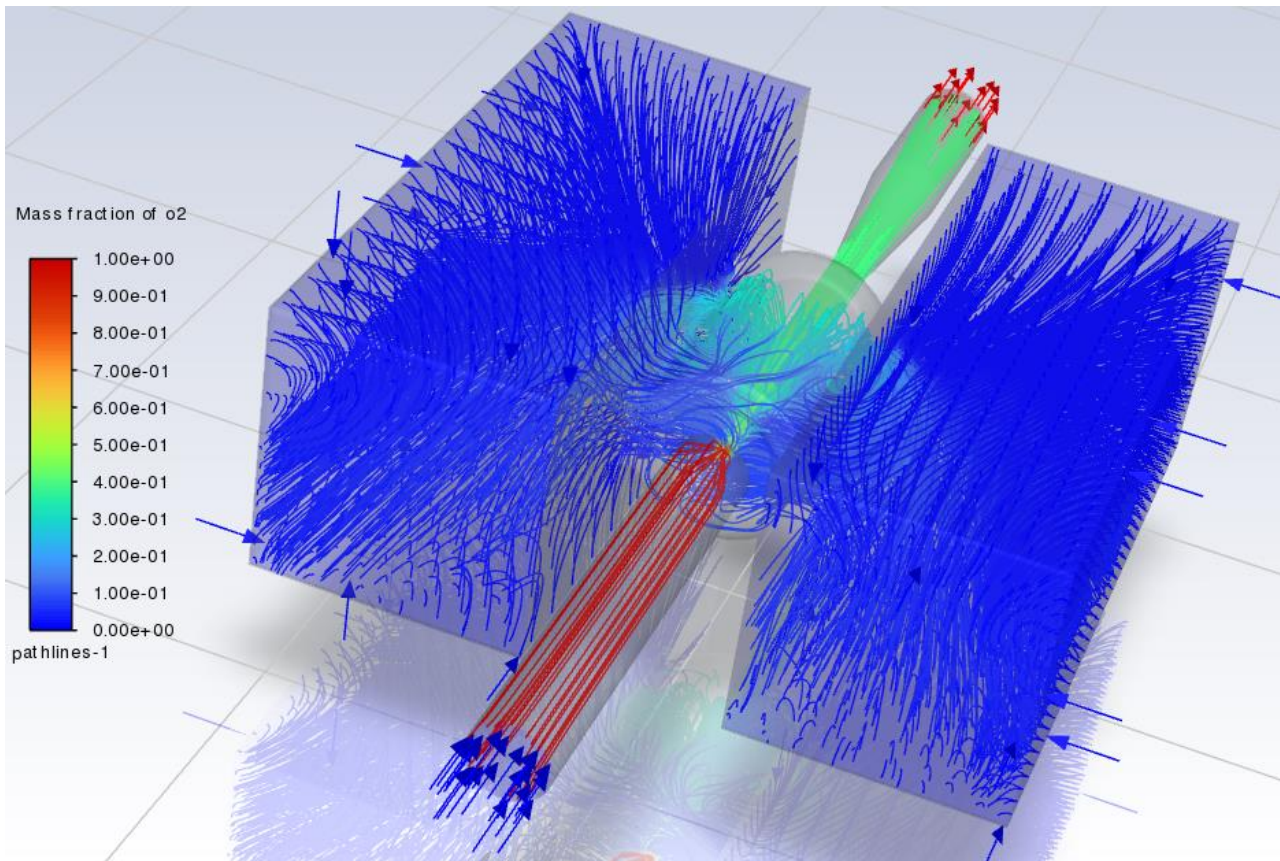


Figura 35. Representación de la fracción másica de O₂ por líneas de flujo para simulación artículo.

Esta simulación será repetida para los diferentes casos que forman los experimentos del artículo, para cada uno de ellos se adecuará la geometría y características del mezclador y se realizará una nueva simulación, con la misma configuración. Tras obtener los resultados se graficarán los valores obtenidos y se compararán con los resultados experimentales presentados por el artículo. De esta manera, se puede comprobar si el método y configuración de la simulación es adecuada para analizar diferentes casos de mezcladores de efecto Venturi. A continuación, se presentan los resultados obtenidos en ANSYS Fluent de los diferentes casos que conforman algunos de los experimentos del artículo. La nomenclatura utilizada en las tablas corresponde a lo siguiente:

$x_y_z_u$

$x \rightarrow D_{\text{boquilla entrada O}_2}$

$y \rightarrow D_{\text{orificio de salida mezcla}}$

$z \rightarrow L_{\text{entre orificios}}$

$u \rightarrow \% \text{ de ventana abierta/cerrada.}$

3.2.3 Resultados de las simulaciones basadas en artículo [1]

Experimento boquilla de entrada

Tabla 2. Resultados simulaciones (basadas en artículo) – Experimento boquilla de entrada.

Geometría utilizada	Balance flujo másico (kg/s)					Mezcla Salida				Parámetro característico (mm)
	Entrada Aire 1	Entrada Aire 2	Entrada O ₂	Salida Mezcla	Neto	m (kg/s) O ₂	m (kg/s) Aire	m (kg/s) Total	FiO ₂ (%)	
0,5_2_10_0%VentCerrada	2,49E-05	3,67E-05	2,17E-05	-8,46E-05	-3,03E-06	-2,05E-05	-6,41E-05	-8,46E-05	40,17	0,5
0,6_2_10_100%VentAbierta	2,30E-05	1,99E-05	2,17E-05	-6,31E-05	-2,32E-07	-1,98E-05	-4,34E-05	-6,31E-05	45,72	0,6
0,8_2_10_100%VentAbierta	1,36E-05	1,23E-05	2,17E-05	-4,59E-05	6,06E-10	-1,79E-05	-2,80E-05	-4,59E-05	51,86	0,8
1_2_10_100%VentAbierta	6,90E-06	7,73E-06	2,17E-05	-3,46E-05	-6,19E-09	-1,58E-05	-1,88E-05	-3,46E-05	57,02	1

Experimento orificio de Salida

Tabla 3. Resultados simulaciones (basadas en artículo) – Experimento orificio de salida.

Geometría utilizada	Balance flujo másico(kg/s)					Mezcla Salida				Parámetro característico (mm)
	Entrada Aire 1	Entrada Aire 2	Entrada O ₂	Salida Mezcla	Neto	m (kg/s) O ₂	m (kg/s) Aire	m (kg/s) Total	FiO ₂ (%)	
0,6_2_10_100%VentAbierta	2,30E-05	1,99E-05	2,17E-05	-6,31E-05	-2,32E-07	-1,98E-05	-4,34E-05	-6,31E-05	45,72	2
0,6_3_10_100%VentAbierta	4,60E-05	4,30E-05	2,17E-05	-1,09E-04	-3,63E-08	-2,00E-05	-9,05E-05	-1,09E-04	35,82	3
0,6_4_10_100%VentAbierta	5,02E-05	5,23E-05	2,17E-05	-1,23E-04	-9,37E-09	-2,00E-05	-1,03E-04	-1,23E-04	33,98	4

Experimento Área Ventana

Tabla 4. Resultados simulaciones (basadas en artículo) – Experimento área ventana, boquilla 0,5 mm.

Geometría utilizada	Balance flujo másico (kg/s)					Mezcla Salida				Parámetro característico (%)
	Entrada Aire 1	Entrada Aire 2	Entrada O ₂	Salida Mezcla	Neto	m (kg/s) O ₂	m (kg/s) Aire	m (kg/s) Total	FiO ₂ (%)	
0,5_2_10_0%VentCerrada	2,49E-05	3,67E-05	2,17E-05	-8,46E-05	-3,03E-06	-2,05E-05	-6,41E-05	-8,46E-05	40,17	0
0,5_2_10_34%VentCerrada	3,20E-05	2,85E-05	2,17E-05	-8,27E-05	-2,12E-06	-2,20E-05	-6,07E-05	-8,27E-05	42,00	34
0,5_2_10_78%VentCerrada	2,78E-05	2,80E-05	2,17E-05	-7,68E-05	-9,64E-07	-2,11E-05	-5,57E-05	-7,68E-05	42,68	78
0,5_2_10_100%VentCerrada	0	0	2,17E-05	2,17E-05	0	2,17E-05	0	2,17E-05	100,00	100

Tabla 5. Resultados simulaciones (basadas en artículo) – Experimento área ventana, boquilla 1 mm.

Geometría utilizada	Balance flujo másico (kg/s)					Mezcla Salida				Parámetro característico (%)
	Entrada Aire 1	Entrada Aire 2	Entrada O ₂	Salida Mezcla	Neto	m (kg/s) O ₂	m (kg/s) Aire	m (kg/s) Total	FiO ₂ (%)	
1_2_10_0%VentCerrada	6,90E-06	7,73E-06	2,17E-05	-3,46E-05	-6,19E-09	-1,58E-05	-1,88E-05	-3,46E-05	57,02	0
1_2_10_34%VentCerrada	6,75E-06	7,71E-06	2,17E-05	-3,45E-05	-3,80E-10	-1,79E-05	-1,65E-05	-3,45E-05	62,14	34
1_2_10_78%VentCerrada	6,43E-06	7,49E-06	2,17E-05	-3,40E-05	-3,47E-08	-2,17E-05	-1,40E-05	-3,40E-05	67,52	78
1_2_10_100%VentCerrada	0	0	2,17E-05	2,17E-05	0	2,17E-05	0	2,17E-05	100,00	100

Experimento distancia entre orificios

Tabla 6. Resultados simulaciones (basadas en artículo) – Experimento distancia entre orificios, boquilla 0,5 mm.

Geometría utilizada	Balance flujo másico (kg/s)					Mezcla Salida				
	Entrada Aire 1	Entrada Aire 2	Entrada O ₂	Salida Mezcla	Neto	m (kg/s) O ₂	m (kg/s) Aire	m (kg/s) Total	FiO ₂ (%)	Parámetro característico (%)
0,5_2_15_100%VentAbierta	1,46E-05	1,56E-05	2,17E-05	-5,02E-05	-1,63E-08	-1,86E-05	-3,16E-05	-5,02E-05	50,23	15
0,5_2_9_100%VentAbierta	2,70E-05	4,28E-05	2,17E-05	-9,33E-05	-3,48E-06	-2,35E-05	-6,98E-05	-9,33E-05	40,90	9
0,5_2_6_100%VentAbierta	3,71E-05	3,60E-05	2,17E-05	-9,34E-05	-2,65E-07	-2,03E-05	-7,31E-05	-9,34E-05	38,15	6
0,5_2_3_100%VentAbierta	4,36E-05	4,35E-05	2,17E-05	-1,07E-04	-3,88E-09	-2,17E-05	-8,71E-05	-1,07E-04	35,75	3

Tabla 7. Resultados simulaciones (basadas en artículo) – Experimento distancia entre orificios, boquilla 1mm.

Geometría utilizada	Balance flujo másico (kg/s)					Mezcla Salida				
	Entrada Aire 1	Entrada Aire 2	Entrada O ₂	Salida Mezcla	Neto	m (kg/s) O ₂	m (kg/s) Aire	m (kg/s) Total	FiO ₂ (%)	Parámetro característico (%)
1_2_15_100%VentAbierta	2,19E-06	2,65E-06	2,17E-05	-2,48E-05	-5,60E-11	-1,61E-05	-8,76E-06	-2,48E-05	72,14	15
1_2_9_100%VentAbierta	9,07E-06	8,68E-06	2,17E-05	-3,78E-05	-3,93E-10	-1,95E-05	-1,83E-05	-3,78E-05	61,72	9
1_2_6_100%VentAbierta	1,25E-05	1,27E-05	2,17E-05	-4,52E-05	-2,03E-10	-2,17E-05	-2,52E-05	-4,52E-05	55,92	6
1_2_3_100%VentAbierta	1,48E-05	1,48E-05	2,17E-05	-4,96E-05	-3,89E-10	-2,17E-05	-2,96E-05	-4,96E-05	52,85	3

Si graficamos los resultados obtenidos en las simulaciones, analizaremos fácilmente su concordancia con los resultados experimentales del artículo y verificaremos si la configuración propuesta es adecuada para estudiar el comportamiento del flujo en mezcladores de tubo Venturi. A continuación, se presentan en las Figuras 36-39 las gráficas correspondientes a los resultados de las simulaciones.

Experimento boquilla de entrada

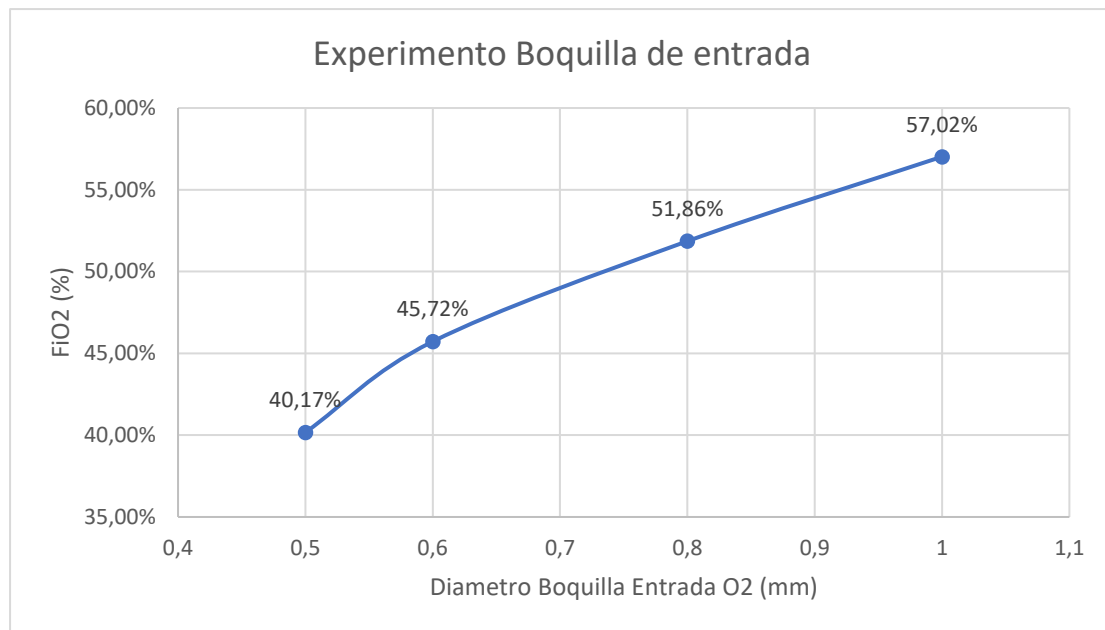


Figura 36. Gráfica simulaciones (basadas en artículo [1]) – Experimento boquilla de entrada.

Experimento orificio de salida

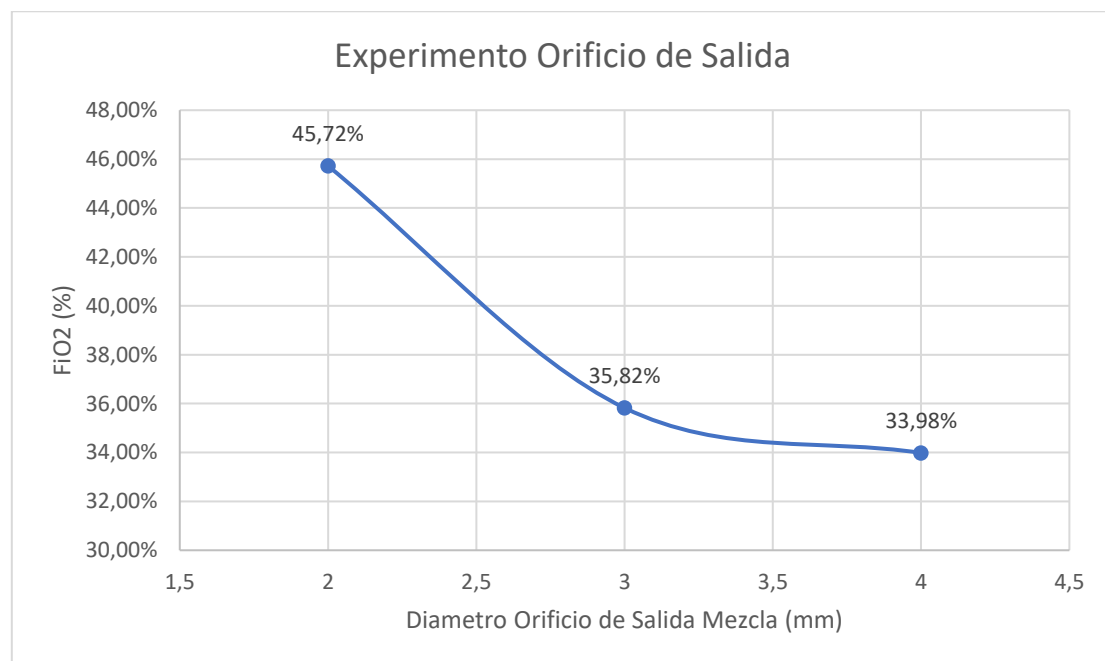


Figura 37. Gráfica simulaciones (basadas en artículo [1]) – Experimento orificio de salida.

Experimento área ventana

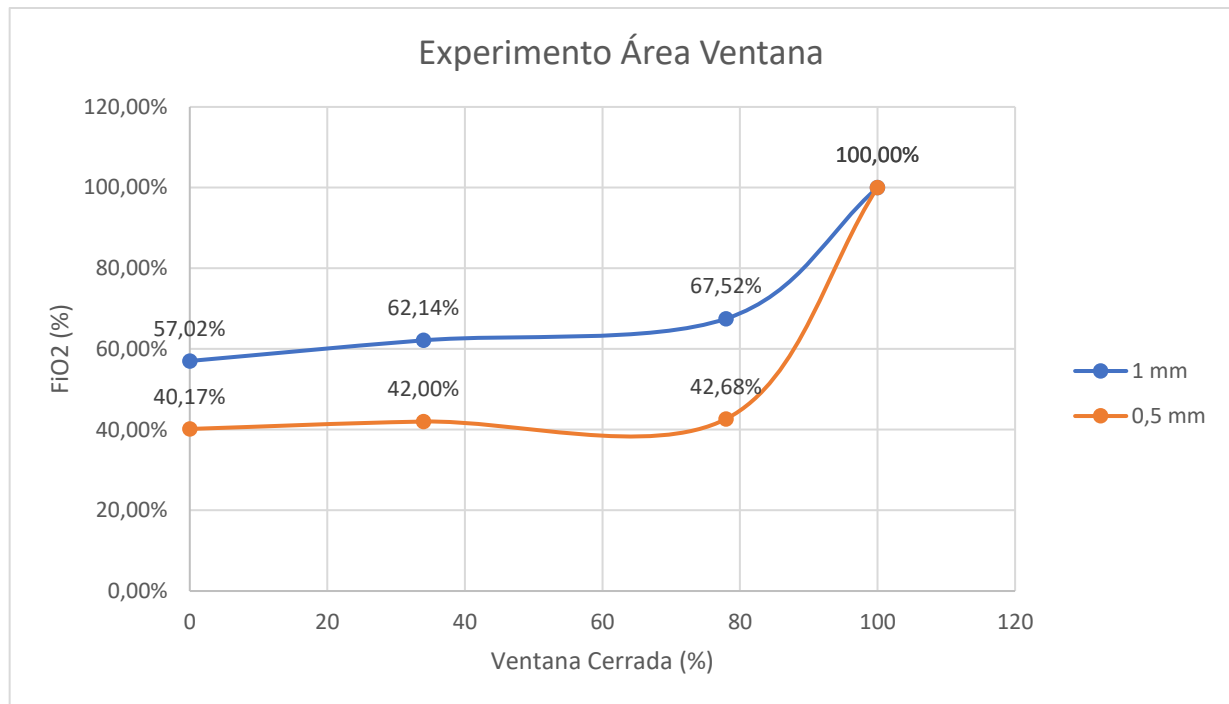


Figura 38. Gráfica simulaciones (basadas en artículo [1]) – Experimento área ventana.

Experimento distancia entre orificios

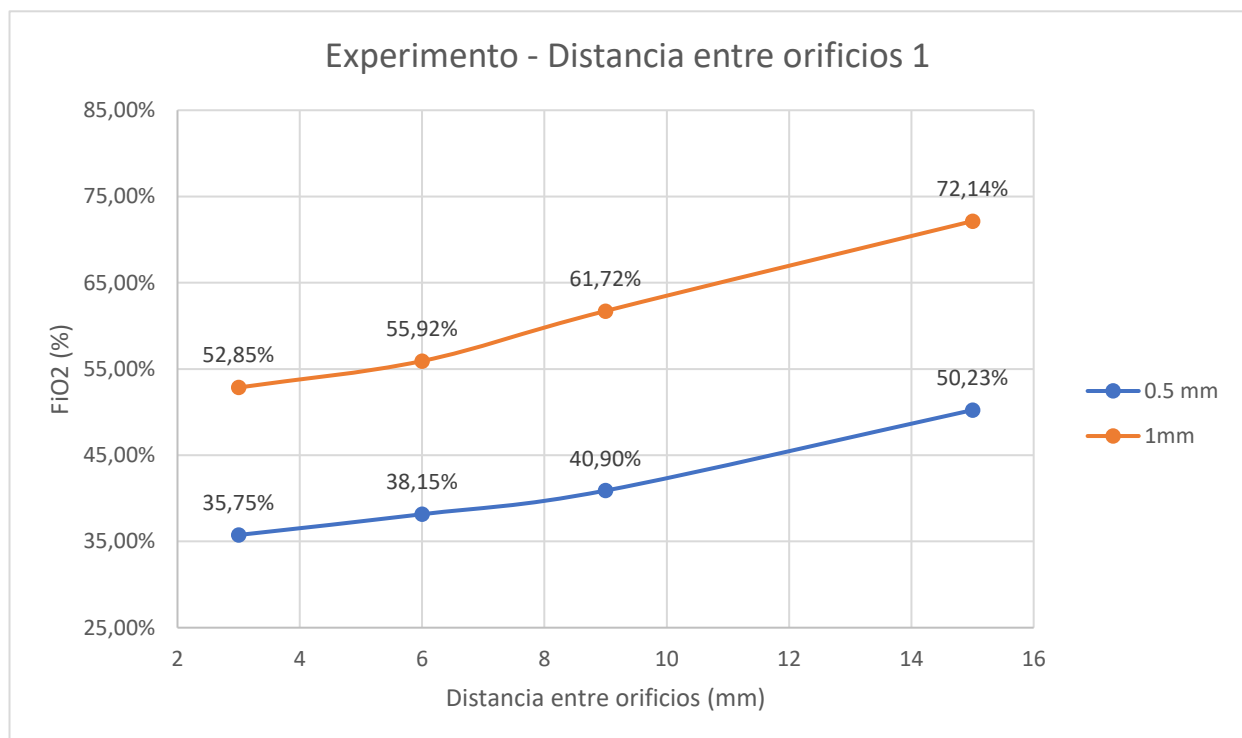
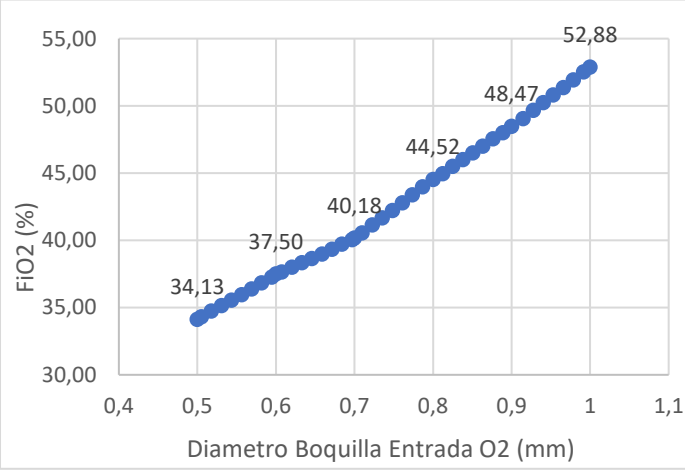
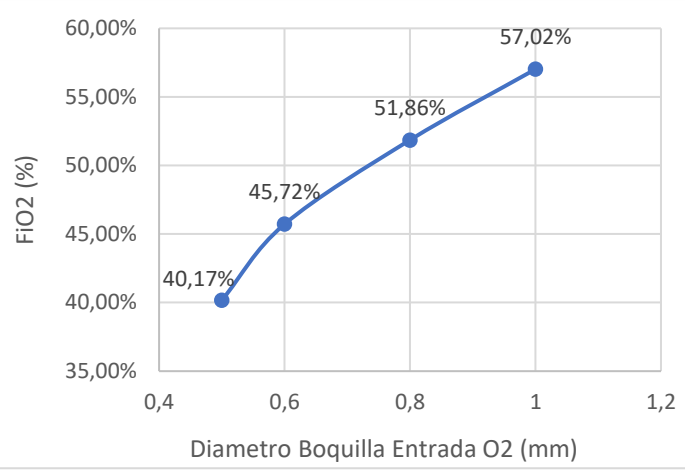
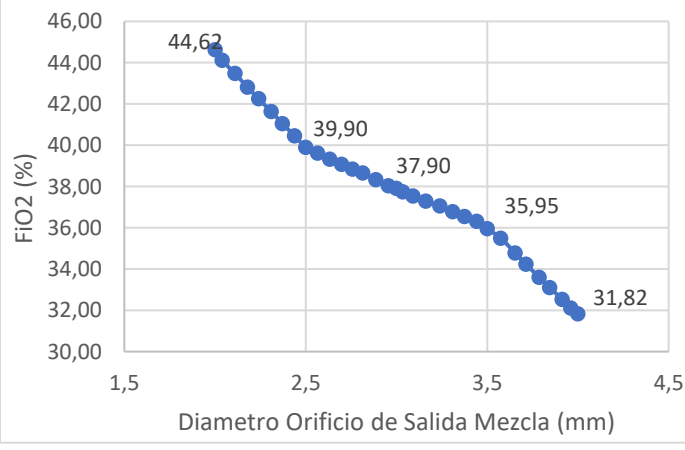
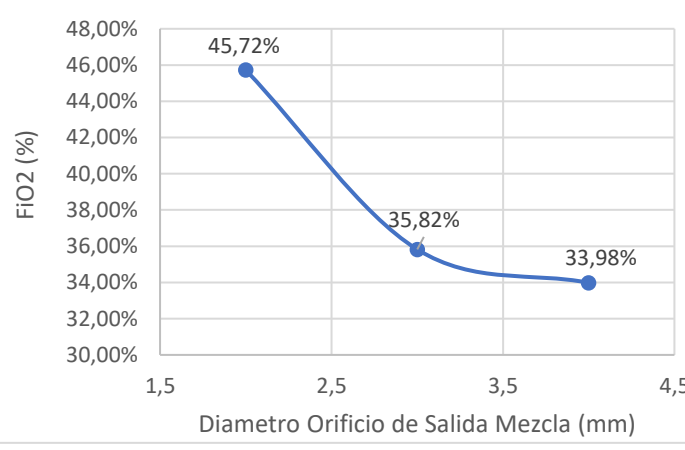


Figura 39. Gráfica simulaciones (basadas en artículo [1]) – Experimento distancia entre orificios.

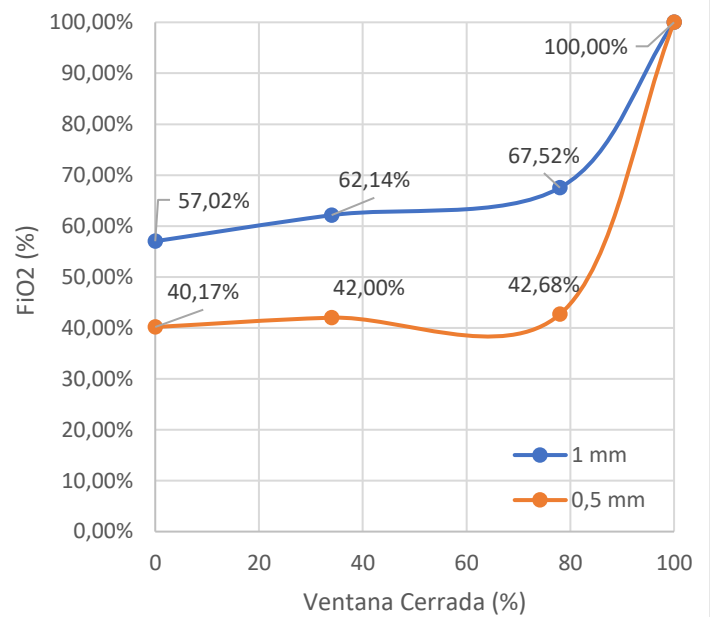
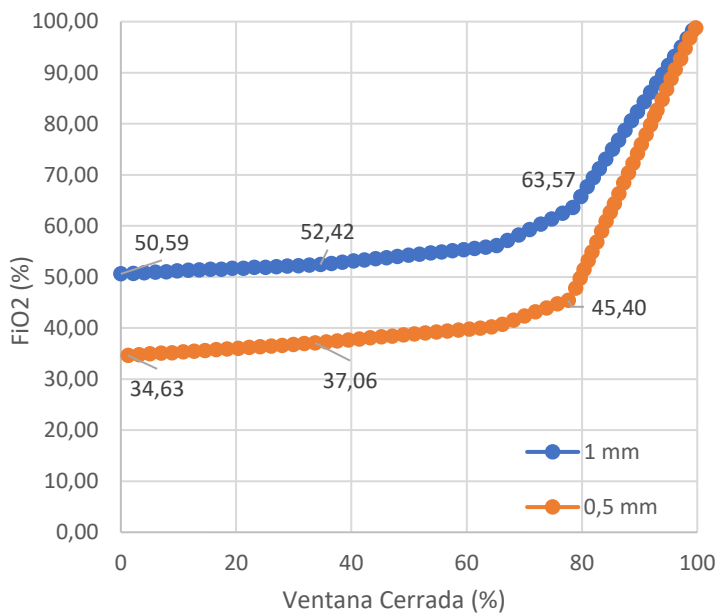
3.2.4 Comparativa y análisis de resultados

Para comparar adecuadamente los resultados del artículo [1] con aquellos obtenidos tras la simulación, se presenta una tabla comparativa de los gráficos para cada caso. Las gráficas correspondientes a los resultados de artículo [1] se han elaborado utilizando el mismo formato que los gráficos de la simulación, a partir de los datos proporcionados. Este enfoque uniforme permite una comparación más directa y coherente entre ambos conjuntos de resultados.

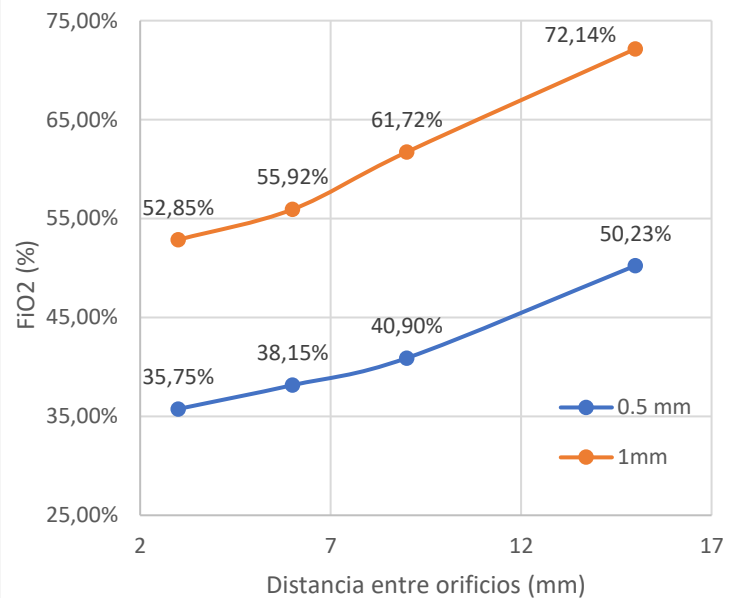
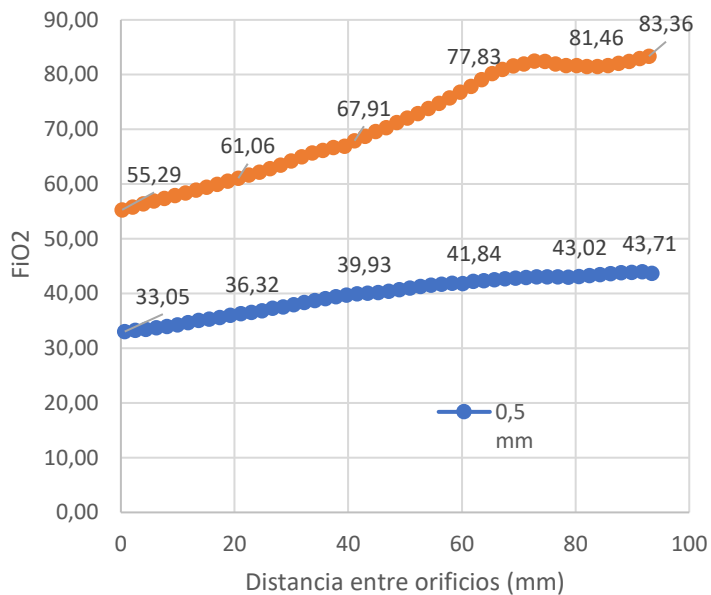
Tabla 8. Comparativa de resultados artículo [1] vs resultados simulaciones CFD.

Gráficas Artículo [1]	Gráficas Simulaciones CFD																								
Experimento Boquilla de Entrada de O ₂																									
 <table border="1"> <caption>Datos para Gráfico de Boquilla de Entrada de O₂ (Artículo [1])</caption> <thead> <tr> <th>Diametro Boquilla Entrada O₂ (mm)</th> <th>FiO₂ (%)</th> </tr> </thead> <tbody> <tr><td>0,5</td><td>34,13</td></tr> <tr><td>0,6</td><td>37,50</td></tr> <tr><td>0,7</td><td>40,18</td></tr> <tr><td>0,8</td><td>44,52</td></tr> <tr><td>0,9</td><td>48,47</td></tr> <tr><td>1,0</td><td>52,88</td></tr> </tbody> </table>	Diametro Boquilla Entrada O ₂ (mm)	FiO ₂ (%)	0,5	34,13	0,6	37,50	0,7	40,18	0,8	44,52	0,9	48,47	1,0	52,88	 <table border="1"> <caption>Datos para Gráfico de Boquilla de Entrada de O₂ (Simulaciones CFD)</caption> <thead> <tr> <th>Diametro Boquilla Entrada O₂ (mm)</th> <th>FiO₂ (%)</th> </tr> </thead> <tbody> <tr><td>0,5</td><td>40,17%</td></tr> <tr><td>0,6</td><td>45,72%</td></tr> <tr><td>0,8</td><td>51,86%</td></tr> <tr><td>1,0</td><td>57,02%</td></tr> </tbody> </table>	Diametro Boquilla Entrada O ₂ (mm)	FiO ₂ (%)	0,5	40,17%	0,6	45,72%	0,8	51,86%	1,0	57,02%
Diametro Boquilla Entrada O ₂ (mm)	FiO ₂ (%)																								
0,5	34,13																								
0,6	37,50																								
0,7	40,18																								
0,8	44,52																								
0,9	48,47																								
1,0	52,88																								
Diametro Boquilla Entrada O ₂ (mm)	FiO ₂ (%)																								
0,5	40,17%																								
0,6	45,72%																								
0,8	51,86%																								
1,0	57,02%																								
Experimento Orificio de Salida de Mezcla																									
 <table border="1"> <caption>Datos para Gráfico de Orificio de Salida de Mezcla (Artículo [1])</caption> <thead> <tr> <th>Diametro Orificio de Salida Mezcla (mm)</th> <th>FiO₂ (%)</th> </tr> </thead> <tbody> <tr><td>1,5</td><td>44,62</td></tr> <tr><td>2,5</td><td>39,90</td></tr> <tr><td>3,5</td><td>37,90</td></tr> <tr><td>4,5</td><td>35,95</td></tr> <tr><td>5,5</td><td>31,82</td></tr> </tbody> </table>	Diametro Orificio de Salida Mezcla (mm)	FiO ₂ (%)	1,5	44,62	2,5	39,90	3,5	37,90	4,5	35,95	5,5	31,82	 <table border="1"> <caption>Datos para Gráfico de Orificio de Salida de Mezcla (Simulaciones CFD)</caption> <thead> <tr> <th>Diametro Orificio de Salida Mezcla (mm)</th> <th>FiO₂ (%)</th> </tr> </thead> <tbody> <tr><td>1,5</td><td>45,72%</td></tr> <tr><td>2,5</td><td>35,82%</td></tr> <tr><td>3,5</td><td>33,98%</td></tr> </tbody> </table>	Diametro Orificio de Salida Mezcla (mm)	FiO ₂ (%)	1,5	45,72%	2,5	35,82%	3,5	33,98%				
Diametro Orificio de Salida Mezcla (mm)	FiO ₂ (%)																								
1,5	44,62																								
2,5	39,90																								
3,5	37,90																								
4,5	35,95																								
5,5	31,82																								
Diametro Orificio de Salida Mezcla (mm)	FiO ₂ (%)																								
1,5	45,72%																								
2,5	35,82%																								
3,5	33,98%																								

Experimento Área Ventana



Experimento Distancia entre Orificios



Tras la representación de los resultados obtenidos en la simulación, procedemos a comparar las diferentes gráficas. En primer lugar, tanto en el experimento de la boquilla de entrada realizado experimentalmente en el artículo, como en el caso simulado, se aprecia una relación lineal positiva, es decir, un aumento en los valores de FiO₂ a medida que el diámetro de la boquilla

incrementa. Del mismo modo, para el experimento del orificio de salida ambas gráficas sugieren un comportamiento cercano a una relación lineal negativa, en donde incrementos en el orificio de salida resultan en valores inferiores de FiO_2 .

En este punto se detectó una errata en el artículo, este indica que los experimentos realizados mantienen constantes todas las variables geométricas excepto aquella investigada. Por tanto, el caso en el que la boquilla tiene un diámetro igual a 0,6 mm para el experimento de la boquilla de entrada debería coincidir con el caso en el que el orificio es igual a 2 mm para el experimento del orificio de salida ya que 0,6 mm y 2 mm son las dimensiones originales fijadas para la boquilla y el orificio respectivamente. No obstante, estos casos no coinciden, dando un valor de 37,5 % para el experimento de la boquilla y 45% para el experimento del orificio.

Aparte de esto, continuando con el análisis, observamos una tendencia parecida entre las gráficas del experimento del área de ventana. Ambas, indican una relación exponencial entre los valores de FiO_2 y el porcentaje de reducción de la ventana de aire. También detectamos que los dos casos reproducidos para este experimento, boquilla de entrada de 0,5 mm y 1 mm, mantienen una diferencia entre ellos de alrededor del 15%-17% en el valor de FiO_2 coincidiendo con los resultados experimentales. Hasta aquí parece que la simulación concuerda en gran medida con los resultados de la literatura, pero, no obstante, detectamos que aquellos valores adquiridos a partir de la simulación muestran un porcentaje de FiO_2 ligeramente superior en todos los casos a los presentados por el artículo.

Finalmente, pasamos a discutir el último caso reproducido, el experimento de distancia entre orificios. En este caso, los resultados no concuerdan con los del artículo ya que muestra una tendencia lineal ascendente a medida que decrecía la distancia entre los dos orificios. En nuestro caso, ocurre justamente lo contrario, la tendencia lineal ascendente ocurre a medida que la distancia entre los orificios aumentaba. Este desacuerdo entre resultados puede ser debido bien a una errata en el propio artículo o a bien a un desajuste en la configuración de la simulación dado que el resto de los resultados concuerdan entre sí de manera aceptable.

3.2.5 Verificaciones adicionales

Para confirmar que la simulación es correcta, en primer lugar, se realizará un estudio de convergencia. Este estudio implica ejecutar varias veces una misma simulación con mallas de diferentes resoluciones. Las mallas más finas habitualmente proporcionan resultados más precisos. Por tanto, si los resultados cambian significativamente con el refinamiento de la malla, sugiere que la malla original no era adecuada, al albergar errores numéricos originados por una discretización insuficiente del dominio. Por consiguiente, el estudio de convergencia ayudará a verificar si la malla utilizada era adecuada y ahorra eficiencia computacional o si por lo contrario requería un mayor refinamiento para garantizar precisión en las simulaciones.

El estudio de convergencia se realizará sobre el experimento de la boquilla de entrada. Comenzaremos realizando las simulaciones de las diferentes geometrías con una malla cercana a un millón de elementos, ya que este tipo de mallas fueron las utilizadas en las primeras simulaciones. Tras esto, refinaremos la malla y repetiremos el proceso para los distintos casos.

Este refinamiento superior de la malla se realizará aprovechando la simetría de nuestro caso y geometría, únicamente se simulará la mitad del dominio el cual se mallará con un total de un millón de elementos. El resultado se duplicará para coincidir con el caso real. Este método de refinamiento es totalmente válido ya que, aunque incluye la misma cantidad de elementos, estos se encuentran en la mitad del dominio, a efectos prácticos duplicamos la cantidad de elementos totales. Adicionalmente, mediante este método conseguimos refinar la malla salvando las restricciones de la versión de estudiante ANSYS Fluent, la cual solo permite la discretización del dominio con un máximo de un millón de elementos. Para ejecutar correctamente el estudio se mantendrá el mismo número de iteraciones para cada simulación y se comprobará la convergencia de las soluciones directamente, esto se realiza comprobando la variación de la solución en las últimas 50 iteraciones. A continuación, en la Figura 40 se presenta la geometría utilizada para el caso simétrico del estudio de convergencia.

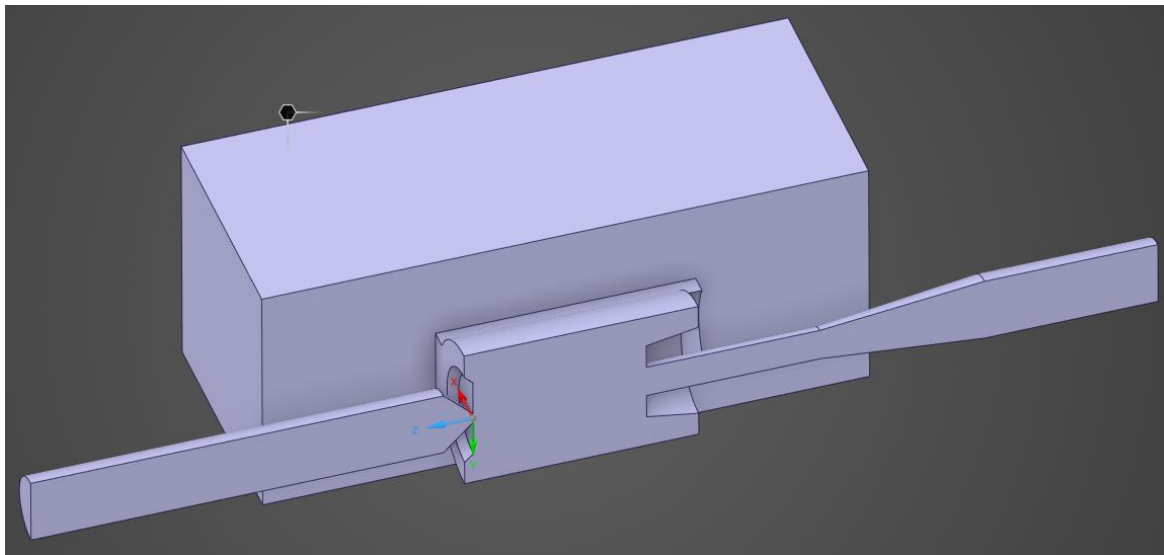


Figura 40. Dominio fluido para estudio de convergencia, caso simétrico.

Una vez aclarado el método para la realización del estudio de convergencia presentamos los resultados obtenidos, estos incluyen no solo el balance de flujo másico y los valores para el cálculo de FiO_2 , sino también el rango de valores de la solución en las últimas 50 iteraciones, para confirmar una convergencia correcta.

A continuación, se presentan los resultados en las Tablas 9-12.

Estudio de convergencia – Experimento boquilla de entrada O₂

1 Millón elementos

Tabla 9. Resultados estudio de convergencia – 1 millón de elementos. Flujo másico y FiO₂.

Geometría utilizada	Balance flujo másico (kg/s)					Mezcla Salida (kg/s)				Numero de iteraciones
	Entrada Aire 1	Entrada Aire 2	Entrada O ₂	Salida Mezcla	Neto	m O ₂	m Aire	m Total	FiO ₂ (%)	
0,5_2_10_100%VentAbierta	3,10E-05	2,87E-05	2,17E-05	-8,14E-05	-8,01E-11	-2,09E-05	-6,05E-05	-8,14E-05	41,29	2000
0,6_2_10_100%VentAbierta	2,06E-05	2,37E-05	2,17E-05	-6,60E-05	-2,07E-10	-1,99E-05	-4,61E-05	-6,60E-05	44,81	2000
0,8_2_10_100%VentAbierta	1,30E-05	1,40E-05	2,17E-05	-4,87E-05	-1,81E-10	-1,92E-05	-2,95E-05	-4,87E-05	52,10	2000
1_2_10_100%VentAbierta	9,68E-06	8,09E-06	2,17E-05	-3,94E-05	-3,20E-11	-1,93E-05	-2,01E-05	-3,94E-05	59,66	2000

Tabla 10. Resultados estudio de convergencia – 1 millón de elementos. Valores últimos.

Numero de iteraciones	Escala ultimas 50 iteraciones				Parámetro característico (%)
	Presión estrechamiento (Pa)	Velocidad Salida (m/s)	Fracción masa O ₂ salida (MFO ₂)	Caudal masico a la salida	
2000	4686,2807 - 4686,2856	5,24715 - 5,24716	0,25686 - 0,25690	0,000020911 - 0,000020908	0,5
2000	2548,1804 - 2548,1801	4,244413 - 4,244411	0,301451 - 0,301457	0,000019894 - 0,000019895	0,6
2000	684,5155 - 684,5158	3,111478 - 3,111479	0,39371 - 0,39374	0,000019156 - 0,000019155	0,8
2000	275,83071 - 275,83078	2,510962 - 2,510966	0,4892 - 0,4894	0,00001930 - 0,00001929	1

1 Millón elementos + Simetría

Tabla 11. Resultados estudio de convergencia – 1 millón de elementos + Simetría. Flujo másico y FiO₂.

Geometría utilizada	Balance flujo másico (kg/s)				Mezcla Salida (kg/s)				Número de iteraciones
	Entrada Aire	Entrada O ₂	Salida Mezcla	Neto	m O ₂	m Aire	m Total	FiO ₂ (%)	
0,5_2_10_100%VentAbierta	3,32E-05	1,08E-05	-4,40E-05	-6,02E-11	-1,08E-05	-3,32E-05	-4,40E-05	40,45	2000
0,6_2_10_100%VentAbierta	2,67E-05	1,08E-05	-3,75E-05	-1,39E-11	-1,08E-05	-2,67E-05	-3,75E-05	43,83	2000
0,8_2_10_100%VentAbierta	1,69E-05	1,08E-05	-2,77E-05	1,71E-11	-1,08E-05	-1,69E-05	-2,77E-05	51,86	2000
1_2_10_100%VentAbierta	1,09E-05	1,08E-05	-2,17E-05	4,69E-11	-1,08E-05	-1,09E-05	-2,17E-05	60,39	2000

Tabla 12. Resultados estudio de convergencia – 1 millón de elementos. Valores últimos.

Número de iteraciones	Escala ultimas 50 iteraciones					Parámetro característico (%)
	Presión estrechamiento (Pa)	Velocidad Salida (m/s)	Fracción masa O ₂ salida (MFO ₂)	Caudal masico a la salida		
2000	3689,17 - 3689,08	5,6575 - 5,6574	0,24616 - 0,24616	0,000010833 - 0,000010832		0,5
2000	2270,113 - 2270,118	4,80805-4,80806	0,28895 - 0,28896	0,000010833 - 0,000010832		0,6
2000	601,3069 - 601,3070	3,534951 -3,534953	0,3905 - 0,3906	0,000010834 - 0,000010832		0,8
2000	222,0260 - 222,0262	2,7525744 - 2,7525749	0,49852 - 0,49856	0,000010833 - 0,000010832		1

A continuación, graficamos los resultados obtenidos en el estudio de convergencia para analizar el efecto de la resolución de la malla en las simulaciones (ver Figura 41).

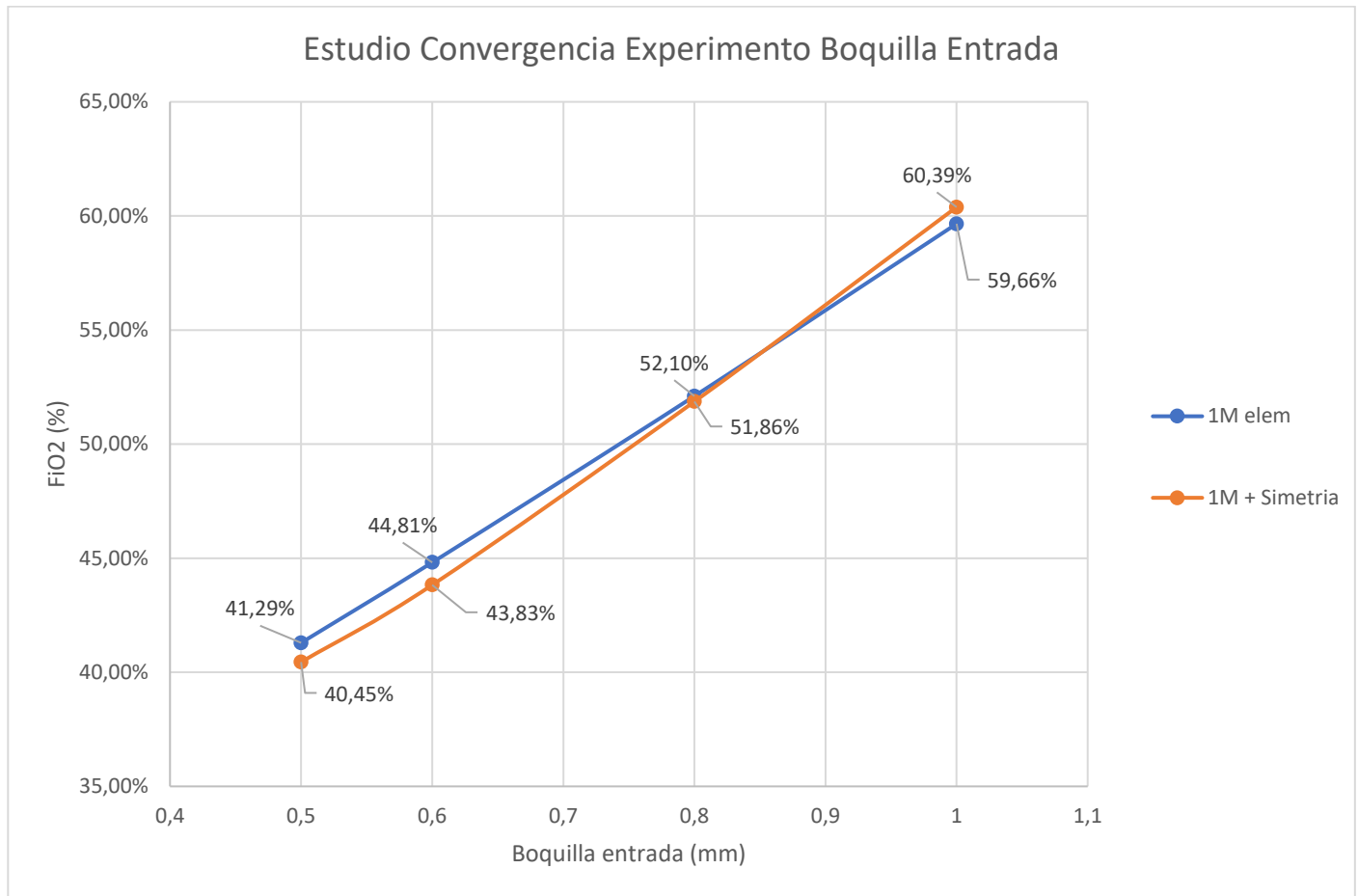


Figura 41. Estudio de convergencia para experimento boquilla de entrada.

La gráfica muestra resultados extremadamente similares para ambos casos, esto nos indica que la malla original es adecuada para las simulaciones, ya que garantiza precisión sin necesidad de un refinamiento adicional, que conlleve un mayor costo computacional. También podemos garantizar la convergencia de las soluciones si atendemos a los valores de la Tabla 10. Resultados estudio de convergencia – 1 millón de elementos. Valores últimos y Tabla 12. Resultados estudio de convergencia – 1 millón de elementos. Valores últimos ya que estas indican una variación mínima en la solución para las ultimas 50 iteraciones.

Una vez terminado el estudio de convergencia, para confirmar que las simulaciones realizadas para el experimento de distancia entre orificios son válidas y no contienen ningún desajuste de configuración, repetimos cada caso con la malla de 1 millón de elementos, la cual es suficiente para garantizar resultados precisos. Adicionalmente, se prestará especial atención tanto al balance de flujo másico como a la convergencia de la solución, la cual se comprobará de manera directa verificando los valores obtenidos en el último tramo de la simulación. A continuación, en las Tablas 13-16 se presentan los resultados obtenidos para la segunda simulación del experimento de distancia entre orificios.

Experimento distancia entre orificios

Boquilla 0,5 mm

Tabla 13 Resultados simulaciones experimento distancia entre orificios, boquilla 0,5 mm. Flujo másico y FiO₂.

Geometría utilizada	Balance flujo másico (kg/s)					Mezcla Salida				Numero de iteraciones
	Entrada Aire 1	Entrada Aire 2	Entrada O ₂	Salida Mezcla	Neto	m (kg/s) O ₂	m (kg/s) Aire	m (kg/s) Total	FiO ₂ (%)	
0,5_2_15_100%VentAbierta	2,03E-05	1,73E-05	2,17E-05	-5,92E-05	1,09E-09	-2,08E-05	-3,84E-05	-5,92E-05	48,70	2050
0,5_2_9_100%VentAbierta	2,52E-05	4,09E-05	2,17E-05	-8,78E-05	-2,24E-11	-2,16E-05	-6,61E-05	-8,78E-05	40,46	2050
0,5_2_6_100%VentAbierta	4,08E-05	4,20E-05	2,17E-05	-1,04E-04	4,73E-09	-2,17E-05	-8,28E-05	-1,04E-04	37,39	2100
0,5_2_3_100%VentAbierta	5,03E-05	5,01E-05	2,17E-05	-1,22E-04	1,55E-09	-2,17E-05	-1,00E-04	-1,22E-04	35,03	2050

Tabla 14. Resultados simulaciones experimento distancia entre orificios, boquilla 0,5 mm. Valores últimos.

Numero de iteraciones	Escala ultimas 50 iteraciones				Parámetro característico (%)
	Presión estrechamiento (Pa)	Velocidad Salida (V)	Fracción masa O ₂ salida (MFO ₂)	Caudal masico a la salida (FRO ₂)	
2050	5141,4731 - 5141,5571	3,7938 - 3,7938	0,350625 - 0,350665	0,000020763 - 0,0000207060	15
2050	4974,9648 - 4975,0337	5,6631 - 5,6632	0,246009037 - 0,2460332432	0,000021615 - 0,000021613	9
2100	4169.5298 - 4169.6523	6,7480 - 6,7483	0,207291320 - 0,207430184	0,000021672 - 0,000021659	6
2050	5430,8770 - 5430,3457	7,5630 - 7,5630	0,177436069 - 0,177596301	0,000021667 - 0,000021658	3

Boquilla 1 mm

Tabla 15. Resultados simulaciones experimento distancia entre orificios, boquilla 0,5 mm. Flujo másico y FiO₂.

Geometría utilizada	Balance flujo masico (kg/s)					Mezcla Salida				Numero de iteraciones
	Entrada Aire 1	Entrada Aire 2	Entrada O ₂	Salida Mezcla	Neto	m (kg/s) O ₂	m (kg/s) Aire	m (kg/s) Total	FiO ₂ (%)	
1_2_15_100%VentAbierta	2,56E-06	2,76E-06	2,17E-05	-2,70E-05	-9,27E-11	-1,77E-05	-9,29E-06	-2,70E-05	72,81	2600
1_2_9_100%VentAbierta	1,15E-05	1,00E-05	2,17E-05	-4,31E-05	4,70E-09	-2,17E-05	-2,15E-05	-4,31E-05	60,69	1600
1_2_6_100%VentAbierta	1,76E-05	9,94E-06	2,17E-05	-4,92E-05	1,65E-10	-2,17E-05	-2,76E-05	-4,92E-05	55,76	1600
1_2_3_100%VentAbierta	1,67E-05	1,66E-05	2,17E-05	-5,50E-05	7,49E-11	-2,17E-05	-3,33E-05	-5,50E-05	52,14	2050

Tabla 16. Resultados simulaciones experimento distancia entre orificios, boquilla 1 mm. Valores últimos.

Numero de iteraciones	Escala ultimas 50 iteraciones				Parámetro característico (%)
	Presión estrechamiento (P)	Velocidad Salida (V)	Fracción masa O ₂ salida (MFO ₂)	Caudal masico a la salida (FRO ₂)	
2600	286,3398 - 286,3403	1,6981 - 1,6981	0,655859768 - 0,655882418	0,000017702 - 0,000017701	15
1600	337,3876 - 337,4135	2,7358 - 2,7380	0,502233863 - 0,502757668	0,000021673 - 0,000021663	9
1600	306,8841 - 306,8844	3,1220-3,1220	0,440076351 - 0,440098077	0,000021666 - 0,000021664	6
2050	256,2866 - 256,2867	3,5127 - 3,5127	0,39403826 - 0,394043475	0,000021665 - 0,000021665	3

A continuación, graficamos los resultados obtenidos en la segunda simulación del experimento de distancia entre orificios para su análisis (ver Figura 42).

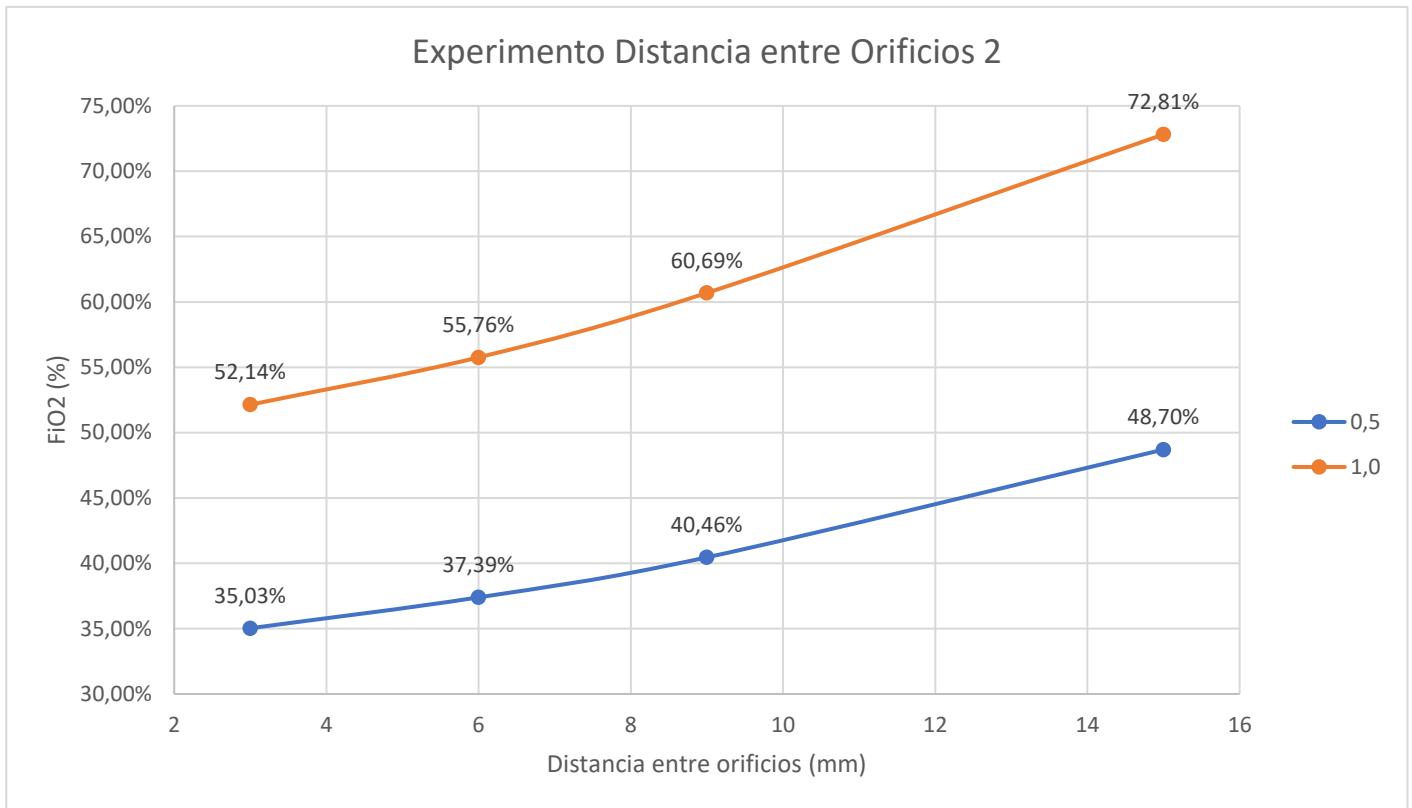


Figura 42. Simulación 2 – Experimento distancia entre orificios.

Los valores netos, que muestran la variación de masa entre la entrada y la salida, son notablemente inferiores a las magnitudes de entrada y salida. Adicionalmente, las variaciones en la solución de las últimas iteraciones es mínima. Por tanto, analizando los datos podemos concluir que tanto el balance de flujo másico como la convergencia de la solución verifican una simulación correcta. Atendiendo a la gráfica de la Figura 42 y comparándola con aquella correspondiente a las primeras simulaciones de este experimento Figura 39, podemos observar muy poca variación en los resultados. Se sigue apreciando una tendencia lineal ascendente a medida que decrece la distancia entre los dos orificios a diferencia del artículo.

3.3 Conclusiones de la propuesta

Una vez estudiada la propuesta planteada mediante la comparación de resultados de artículo con resultados obtenidos mediante simulaciones podemos concluir si el método propuesto para este trabajo es viable y si, por tanto, podemos continuar con el desarrollo del prototipo junto con su posterior experimentación.

Tal y como se discute en el apartado anterior, los resultados obtenidos mediante simulaciones concuerdan en gran medida con los valores experimentales presentados por el artículo, excepto para uno de los casos. Para descartar posibles errores en la simulación se realizó un estudio de convergencia para comprobar la fiabilidad de la malla utilizada, la cual se confirmó que era adecuada. Tras esto se repitió la simulación rigurosamente, prestando especial atención a la convergencia de la solución. Los resultados obtenidos fueron muy parecidos a los simulados en primera instancia. Concluimos que el desacuerdo podría ser debido a una errata del artículo, ya que el eje x de la Figura 21, parece estar invertido, además de mal nombrado. Al margen de esto, las simulaciones de los otros tres casos restantes si concuerdan con los resultados del artículo por lo que concluimos que el proceso utilizado en la simulación es válido para estudiar este tipo de escenarios.

Adicionalmente, en los resultados se puede observar un rango de variación del FiO₂ lo suficientemente amplio como para generar mezclas de aire y oxígeno de múltiples tipos. Esto confirma la viabilidad de la propuesta y de su capacidad para generar varias mezclas adecuadas para un respirador mecánico.

En resumen, el estudio comparativo ha demostrado la viabilidad del método propuesto. Los resultados consistentes y la validación mediante el estudio de convergencia confirman que las simulaciones pueden aproximarse a la mayoría de los datos experimentales, exceptuando las discrepancias atribuibles a posibles errores en la documentación original. Además, la capacidad para generar mezclas de diversas concentraciones de O₂ refuerza su potencial aplicación en respiradores mecánicos. A continuación, seguiremos con la fase de desarrollo del prototipo junto con su experimentación.

4 Implantación

4.1 Diseño del prototipo. Limitaciones de fabricación

Para desarrollar un modelo propio para la etapa experimental del trabajo, buscamos adaptar el diseño conocido de los mezcladores tipo Venturi a un caso reproducible con las herramientas disponibles, teniendo en cuenta las diversas limitaciones de fabricación. Para ello, en primer lugar, será necesario determinar el tipo de piezas requeridas, así como el uso de cada una de ellas. A continuación, se detallan las piezas que utilizaremos para la implantación de la propuesta.

1. **Pieza de entrada de oxígeno:** Pieza destinada a conectar la bombona de oxígeno con el mezclador Venturi, así como efectuar el estrechamiento del flujo. También incluirá la ventana para la entrada de aire ambiente. Se utilizarán tres versiones de esta pieza, con diversos diámetros de boquilla en el estrechamiento.
2. **Pieza de salida de la mezcla:** Pieza destinada a conectar el mezclador Venturi con el equipo de análisis de la mezcla, así como recoger la mezcla generada tras el estrechamiento. De igual forma, se utilizarán tres versiones de esta pieza, con diversos diámetros para el orificio de salida de la mezcla.
3. **Pieza de fijación:** Pieza destinada a la sujeción de ambas piezas mencionadas anteriormente durante la ejecución del experimento, asegurando que la posición relativa entre ellas se mantiene fija.

Una vez definidas las piezas necesarias, pasamos a la etapa de diseño, la cual debe ajustarse a las diversas limitaciones de fabricación. A continuación, se presentan las limitaciones que marcarán la geometría de las piezas.

1. **Tamaño mínimo de broca:** El tamaño mínimo de la broca disponible para generar el diámetro en el estrechamiento es de 1 mm, a diferencia de los tamaños utilizados en el artículo, que varían entre 0,5 y 1 mm. Por tanto, para nuestro caso, las piezas de entrada de oxígeno tendrán un tamaño para la boquilla de 1, 2 y 3 mm.
2. **Broca cónica:** La broca cónica utilizada para generar el estrechamiento será la misma para cada una de las piezas de entrada de oxígeno. Por tanto, al incrementar el valor del diámetro el estrechamiento será menos prolongado, al haber acortado la distancia entre el comienzo y el final del estrechamiento.
3. **Restricción en el mecanizado de ángulos rectos:** La fresa con el tamaño mínimo para mecanizar la ventana de absorción de aire ambiente tiene un diámetro de 2 mm. Por tanto, las esquinas de las ventanas de absorción de aire no serán ángulos rectos, sino redondeadas.

Tras presentar las necesidades y limitaciones se pasa al desarrollo de las geometrías, para lo cual se utiliza el software SOLIDWORKS para el modelado de piezas. Durante este proceso nos aseguramos de su adaptación a los requerimientos necesarios y limitaciones de fabricación.

A continuación, la Figura 43 muestra el ensamblaje CAD generado con ambas piezas, para mayor detalle sobre dimensiones consultar ANEXO C. Planos piezas fabricadas.

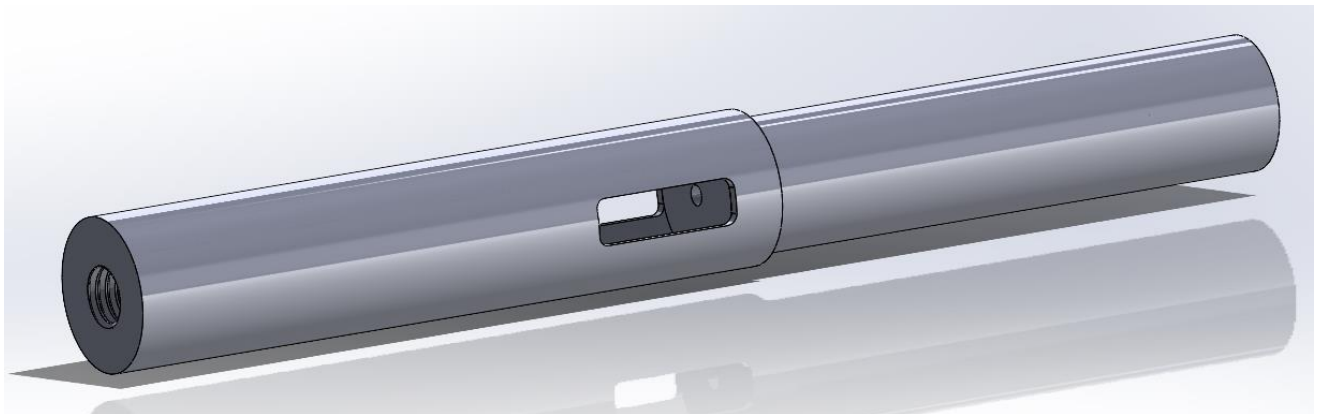


Figura 43. Modelo CAD diseñado para fabricación.

A continuación, la Figura 44 muestra la vista seccionada de la geometría diseñada para fabricación.

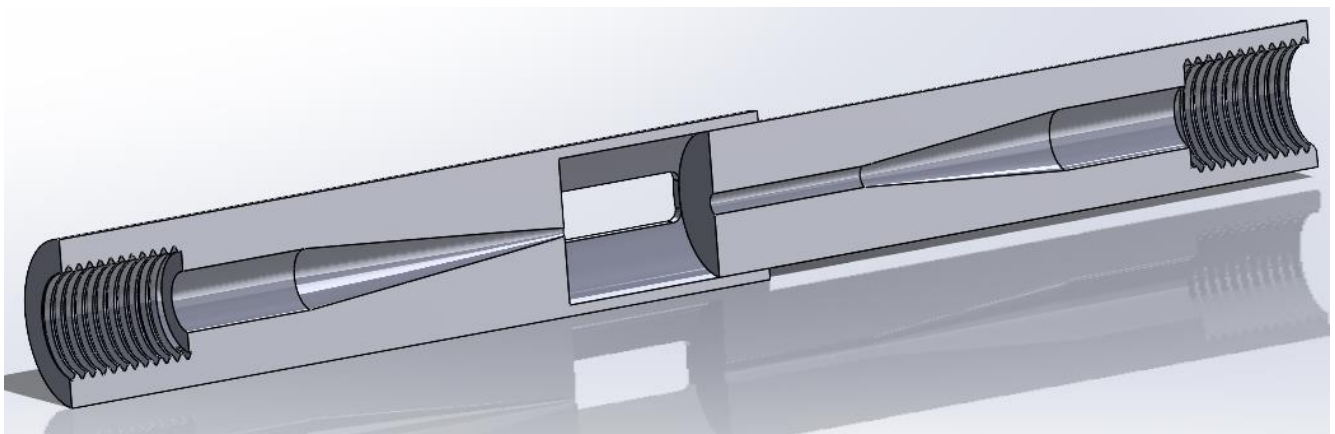


Figura 44. Vista seccionada del modelo CAD diseñado para fabricación.

Para la elección del material se ha sido seleccionado el metacrilato debido a sus múltiples puntos positivos. Su alta transparencia permite la visualización durante la etapa de fabricación de la creación de la geometría y del acabado interior. Además, el metacrilato ofrece una excelente resistencia mecánica y estabilidad química, garantizando durabilidad y compatibilidad durante la etapa experimental. Asimismo, la facilidad para mecanizar el metacrilato permite la fabricación precisa y sencilla de las piezas necesarias. Estas características, junto con ligereza y costos relativamente bajos, lo convierten en una opción óptima para el presente trabajo.

4.2 Simulaciones del modelo y evaluación

Tras el diseño del prototipo en CAD considerando las limitaciones de fabricación se procede a evaluar el funcionamiento de las piezas mediante simulaciones. Para ello, se procede de igual modo al explicado en el apartado 3.2, donde aparte de verificar los resultados del artículo [1], se configuraron adecuadamente los parámetros de la simulación para desarrollar casos de flujo interno con mezcla de especies.

Las simulaciones se plantearon de tal manera que reprodujeran los tres experimentos más convenientes. El primero realizado fue el experimento de la boquilla de entrada donde se utilizaron geometrías con boquillas de 1, 2 y 3 mm para dos casos con distinto flujo, 15 L/min y 25 L/min. Esto se hizo para evaluar el efecto de flujos distintos sobre el dispositivo, ya que los flujos habituales en la respiración mecánica son significativamente mayores a 1 L/min, valor del flujo utilizado en el artículo estudiado. El siguiente experimento se centró en el orificio de salida, donde se utilizaron geometrías con orificios del tamaño de 2, 4 y 6 mm, igualmente también se estudió para los mismos dos casos de flujo. Finalmente, se realizaron las simulaciones del experimento sobre la distancia entre orificios, variando la longitud entre ellos a 3, 10 y 15 mm, también para ambos flujos establecidos.

Es importante destacar que aparte del parámetro estudiado los demás se mantuvieron constantes, manteniendo los valores establecidos a continuación:

- *Diámetro de boquilla de entrada de O₂ → 1 mm.*
- *Diámetro de orificio de salida de mezcla → 2 mm.*
- *Distancia entre orificios → 10 mm.*
- *Ventada de acceso de aire ambiente → Abierta 100% → 4,5 mm × 15 mm.*

Tras realizar las simulaciones, si representamos la fracción másica de O₂ sobre el dominio fluido del modelo diseñado a través de líneas de flujo, podemos apreciar una variación a medida que el flujo recorre el prototipo. Así como la generación de la mezcla de especies (ver Figura 45).

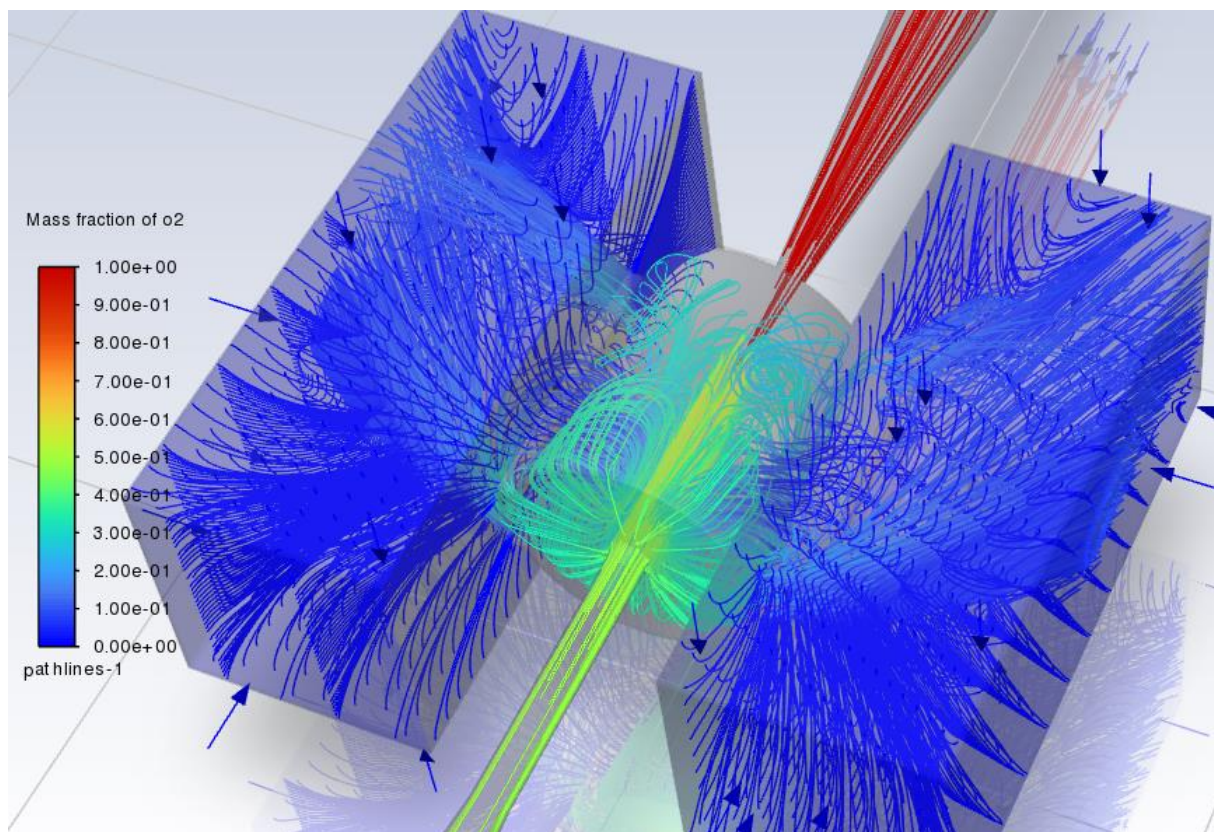


Figura 45. Representación de la fracción másica de O₂ por líneas de flujo para simulación del prototipo.

A continuación, se presentarán los resultados de todas las simulaciones realizadas para el prototipo en las Tablas 17-22, junto con las gráficas que conforman los experimentos llevados a cabo por estas simulaciones en las Figuras 46-48.

4.2.1 Resultados simulaciones del prototipo

Experimento boquilla de entrada

15 L/min

Tabla 17. Resultados simulaciones prototipo - Experimento Boquilla de Entrada, Flujo 15 L/min.

Geometría utilizada	Balance flujo masico (kg/s)					Mezcla Salida				Parámetro característico (mm)
	Entrada Aire 1	Entrada Aire 2	Entrada O ₂	Salida Mezcla	Neto	m (kg/s) O ₂	m (kg/s) Aire	m (kg/s) Total	FiO ₂ (%)	
1_2_10_100%VentAbierta	1,14E-04	2,09E-04	3,25E-04	-6,48E-04	4,24E-08	-3,12E-04	-3,35E-04	-6,48E-04	59,11	1
2_2_10_100%VentAbierta	-1,72E-05	-1,11E-05	3,25E-04	-2,97E-04	-7,20E-07	-2,63E-04	-3,40E-05	-2,97E-04	90,97	2
3_2_10_100%VentAbierta	-1,34E-04	-4,60E-05	3,25E-04	-1,44E-04	2,40E-07	-1,40E-04	-4,41E-06	-1,44E-04	97,59	3

25 L/min

Tabla 18. Resultados simulaciones prototipo - Experimento Boquilla de Entrada, Flujo 25 L/min.

Geometría utilizada	Balance flujo masico (kg/s)					Mezcla Salida				Parámetro característico (mm)
	Entrada Aire 1	Entrada Aire 2	Entrada O ₂	Salida Mezcla	Neto	m (kg/s) O ₂	m (kg/s) Aire	m (kg/s) Total	FiO ₂ (%)	
1_2_10_100%VentAbierta	1,96E-04	3,56E-04	5,42E-04	-1,09E-03	5,75E-08	-5,24E-04	-5,70E-04	-1,09E-03	58,85	1
2_2_10_100%VentAbierta	-1,34E-05	-1,47E-05	5,42E-04	-5,14E-04	-7,86E-08	-4,58E-04	-5,54E-05	-5,14E-04	91,48	2
3_2_10_100%VentAbierta	-2,53E-04	-4,99E+00	5,42E-04	-2,38E-04	8,40E-07	-2,24E-04	-1,34E-05	-2,38E-04	95,56	3

Experimento orificio de salida

15 L/min

Tabla 19. Resultados simulaciones prototipo – Experimento Orificio de Salida, Flujo 15 L/min.

Geometría utilizada	Balance flujo masico (kg/s)					Mezcla Salida				Parámetro característico (mm)
	Entrada Aire 1	Entrada Aire 2	Entrada O ₂	Salida Mezcla	Neto	m (kg/s) O ₂	m (kg/s) Aire	m (kg/s) Total	FiO ₂ (%)	
1_2_10_100%VentaAbierta	1,14E-04	2,09E-04	3,25E-04	-6,48E-04	4,24E-08	-3,12E-04	-3,35E-04	-6,48E-04	59,11	2
1_4_10_100%VentaAbierta	5,47E-04	5,87E-04	3,25E-04	-1,46E-03	-5,55E-07	-3,25E-04	-1,14E-03	-1,46E-03	38,57	4
1_6_10_100%VentaAbierta	6,08E-04	6,22E-04	3,25E-04	-1,56E-03	-5,21E-08	-3,25E-04	-1,23E-03	-1,56E-03	37,50	6

25 L/min

Tabla 20. Resultados simulaciones prototipo - Experimento Orificio de Salida, Flujo 25 L/min.

Geometría utilizada	Balance flujo masico (kg/s)					Mezcla Salida				Parámetro característico (mm)
	Entrada Aire 1	Entrada Aire 2	Entrada O ₂	Salida Mezcla	Neto	m (kg/s) O ₂	m (kg/s) Aire	m (kg/s) Total	FiO ₂ (%)	
1_2_10_100%VentaAbierta	1,96E-04	3,56E-04	5,42E-04	-1,09E-03	5,75E-08	-5,24E-04	-5,70E-04	-1,09E-03	58,85	2
1_4_10_100%VentaAbierta	9,68E-04	9,74E-04	5,42E-04	-2,48E-03	2,98E-06	-5,41E-04	-1,94E-03	-2,48E-03	38,24	4
1_6_10_100%VentaAbierta	1,04E-03	1,04E-03	5,42E-04	-2,63E-03	-4,59E-07	-5,42E-04	-2,09E-03	-2,63E-03	37,29	6

Experimento distancia entre orificios

15 L/min

Tabla 21. Resultados simulaciones prototipo - Experimento Distancia entre Orificios, Flujo 15 L/min.

Geometría utilizada	Balance flujo masico (kg/s)					Mezcla Salida				Parámetro característico (%)
	Entrada Aire 1	Entrada Aire 2	Entrada O ₂	Salida Mezcla	Neto	m (kg/s) O ₂	m (kg/s) Aire	m (kg/s) Total	FiO ₂ (%)	
1_2_3_100%VentAbierta	2,15E-04	2,16E-04	3,25E-04	-7,57E-04	-1,75E-06	-3,25E-04	-4,32E-04	-7,57E-04	54,91%	3
1_2_10_100%VentAbierta	1,14E-04	2,09E-04	3,25E-04	-6,48E-04	4,24E-08	-3,12E-04	-3,35E-04	-6,48E-04	59,11%	10
1_2_15_100%VentAbierta	8,04E-05	5,28E-05	3,25E-04	-4,58E-04	7,15E-09	-2,29E-04	-2,29E-04	-4,58E-04	60,49%	15

25 L/min

Tabla 22. Resultados simulaciones prototipo - Experimento Distancia entre Orificios, Flujo 25 L/min.

Geometría utilizada	Balance flujo masico (kg/s)					Mezcla Salida				Parámetro característico (%)
	Entrada Aire 1	Entrada Aire 2	Entrada O ₂	Salida Mezcla	Neto	m (kg/s) O ₂	m (kg/s) Aire	m (kg/s) Total	FiO ₂ (%)	
1_2_3_100%VentAbierta	3,38E-04	3,62E-04	5,42E-04	-1,23E-03	1,70E-05	-5,34E-04	-6,91E-04	-1,23E-03	55,43	3
1_2_10_100%VentAbierta	1,96E-04	3,56E-04	5,42E-04	-1,09E-03	5,75E-08	-5,24E-04	-5,70E-04	-1,09E-03	58,85	10
1_2_15_100%VentAbierta	1,63E-04	1,07E-04	5,42E-04	-8,11E-04	-6,04E-08	-3,90E-04	-4,21E-04	-8,11E-04	59,01	15

Si graficamos los resultados obtenidos en las simulaciones, analizaremos fácilmente su concordancia con los resultados obtenidos previamente para las simulaciones del artículo. En las Figuras 46-48 se presentan las gráficas correspondientes a los resultados de las simulaciones.

Experimento boquilla entrada

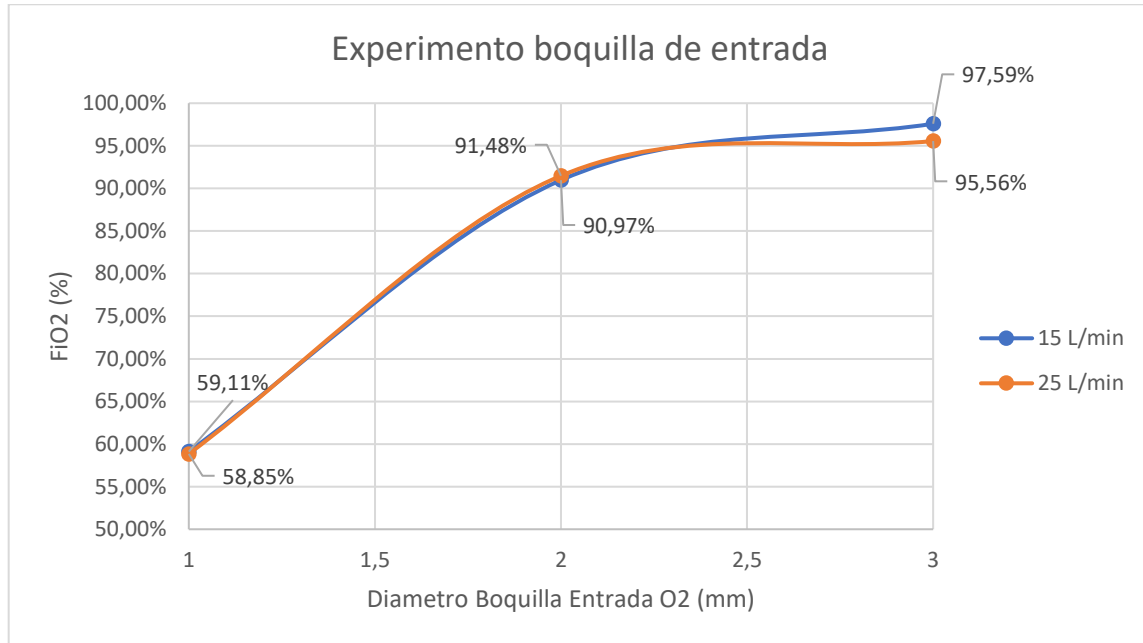


Figura 46. Gráfica simulaciones prototipo – Experimento boquilla de entrada.

Experimento orificio de salida

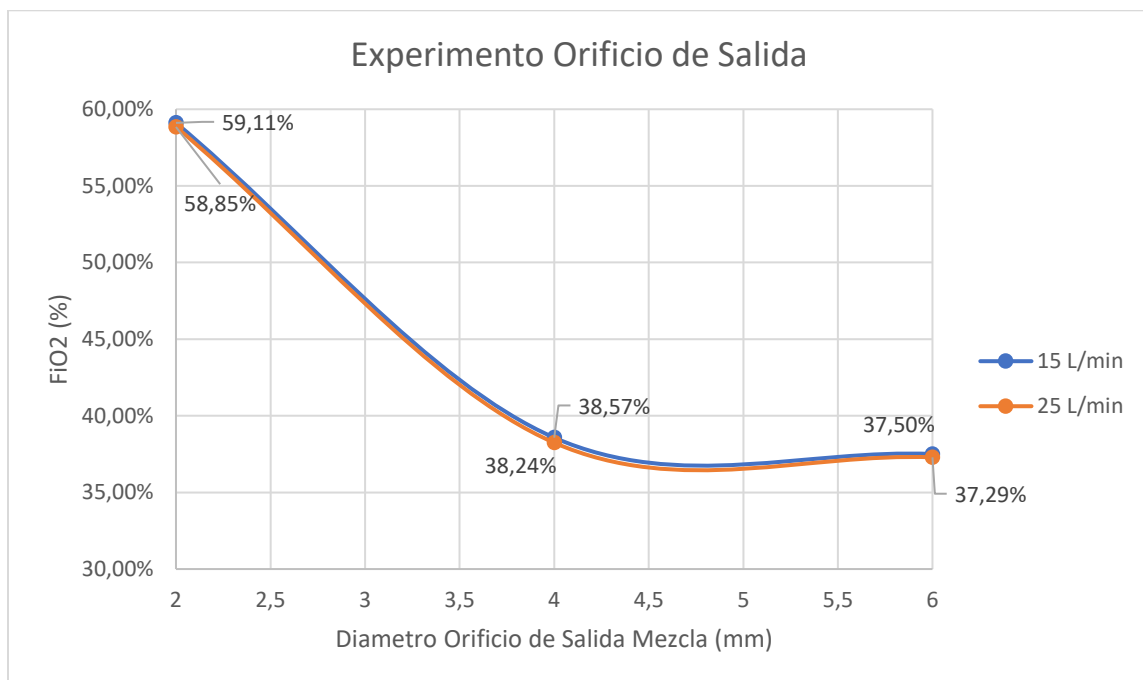


Figura 47. Gráfica simulaciones prototipo – Experimento orificio de salida.

Experimento distancia entre orificios

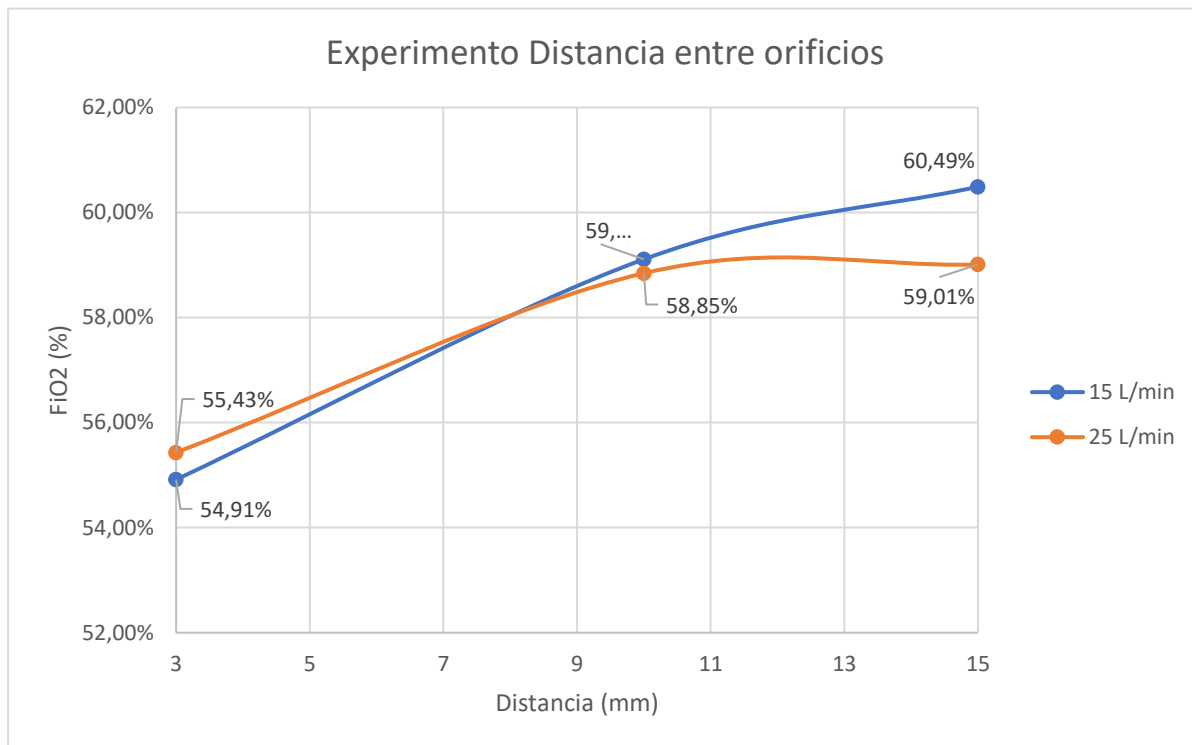


Figura 48. Gráfica simulaciones prototipo – Experimento distancia entre orificios.

Tras presentar los resultados obtenidos en la simulación, se procede a comparar las diferentes gráficas. En primer lugar, en el experimento de la boquilla de entrada, se observa un aumento del FiO₂ a medida que incrementa el diámetro de la boquilla. Esta respuesta concuerda con los resultados de simulaciones anteriores. Además, la gráfica se aplanan para diámetros mayores, lo cual podría deberse al considerable aumento en los valores de los diámetros. Las simulaciones previas utilizaban diámetros entre 0,5 y 1 mm, mientras que, en nuestro caso, debido a limitaciones específicas de fabricación, empleamos diámetros y saltos mayores entre cada caso.

En el experimento del orificio de salida, se observa una reducción del FiO₂ a medida que aumenta el diámetro del orificio de salida de la mezcla. Esta respuesta es consistente con simulaciones anteriores. No obstante, también se aprecia un aplanamiento de los valores para diámetros mayores. Este comportamiento ya se intuía en la anterior simulación donde se podía apreciar cierto grado de aplanamiento. En este caso, debido a los diámetros y saltos mayores este fenómeno se acentúa aún más. Para el experimento de distancia entre orificios se observa un incremento en el FiO₂ a medida que incrementa la distancia, esto también se apreció en las simulaciones realizadas anteriormente para este caso.

Finalmente, se puede concluir que el efecto del flujo no genera variaciones significativas en los resultados, ya que estos son prácticamente idénticos en cada punto, independientemente del flujo utilizado.

4.3 Etapa de fabricación

En este apartado se detallará el proceso de fabricación seguido para elaborar las piezas de entrada y salida. Adicionalmente, también se presentará la pieza de sujeción que asegura el posicionamiento de ambas piezas. A continuación, se presentan los pasos seguidos:

Pieza de Entrada

1. **Recorte del cilindro de metacrilato:** Recortar mediante sierra de cinta automática el cilindro de metacrilato.
2. **Reducción de pieza:** Acortar mediante torneado los extremos de la pieza hasta tamaño correcto.
3. **Taladrado inicial para zona de acople:** Realizar taladrado de 12 mm mediante torno para zona de acople con pieza de salida.
4. **Mandrilado para zona de acople:** Realizar mandrilado de 12 mm a 13 mm para ajustar la zona de acople al tamaño correcto.
5. **Taladrado en extremo de salida:** Realizar taladrado mediante torno en extremo de salida de dimensiones de 1, 2 o 3 mm según corresponda.
6. **Taladrado en extremo de entrada:** Realizar taladrado mediante torno de 2 mm en extremo contrario hasta conectar ambos orificios.
7. **Orificio para rosca:** Realizar taladrado mediante torno para agrandar orificio de 2 mm a 9 mm para ajustarse a rosca de 1/8".
8. **Roscado manual:** Realizar roscado manualmente mediante machuelo de 1/8" en extremo de entrada.
9. **Taladro cónico:** Realizar mediante torneado taladro cónico de conexión.
10. **Fresado de ventana de entrada de aire:** Realizar fresado de ventana de entrada de aire mediante fresa de 2 mm.

Pieza de Salida

1. **Recorte del cilindro de metacrilato:** Recortar mediante sierra de cinta automática el cilindro de metacrilato.
2. **Reducción de pieza:** Acortar mediante torneado los extremos de la pieza hasta tamaño correcto.
3. **Taladrado en extremo:** Realizar taladrado mediante torno en un extremo (2, 4 o 6 mm).
4. **Taladrado en extremo de entrada contrario:** Realizar taladrado mediante torno de 5,5 mm en extremo contrario hasta conectar ambos orificios.
5. **Orificio para rosca:** Realizar taladrado mediante torno para agrandar orificio de 5,5 mm a 9 mm para ajustarse a rosca de 1/8".
6. **Roscado manual:** Realizar roscado manual mediante machuelo de 1/8" en extremo de salida.
7. **Taladro cónico:** Realizar mediante torneado taladro cónico de conexión.
8. **Reducción de diámetro exterior:** Reducir mediante torneado diámetro exterior para acople con pieza de entrada.

A continuación, se incluyen algunas imágenes del proceso de fabricación realizado para las piezas de entrada y salida. En la Figura 49, se muestra el recorte del cilindro de metacrilato mediante una cinta de corte automática.



Figura 49. Recorte del cilindro de metacrilato mediante cinta automática.

En la Figura 50 y Figura 51, se muestra el proceso de taladrado mediante torno, tanto para el taladrado convencional como para el taladrado cónico.



Figura 50. Taladrado mediante torno.



Figura 51. Taladro cónico mediante torno para conexión entre orificios.

A continuación, en la Figura 52, se muestra el proceso de roscado manual mediante machuelo para crear la rosca normalizada de 1/8 pulgadas, esto permite la conexión



Figura 52. Roscado manual mediante machuelo de 1/8".

Finalmente, en la Figura 53, se observa el proceso de reducción de diámetro del cilindro de metacrilato mediante torneado.



Figura 53. Reducción de diámetro exterior mediante torneado.

A continuación, en la Figura 54, se observan las piezas acabadas, concretamente las piezas correspondientes a la salida de la mezcla.



Figura 54. Piezas de salida de la mezcla.

A continuación, en la Figura 55, se muestran las piezas correspondientes a la entrada de oxígeno.

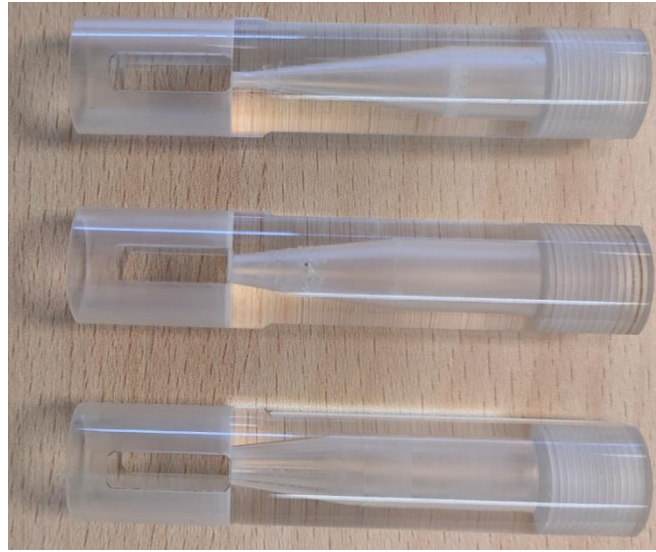


Figura 55. Piezas de entrada de oxígeno.

Finalmente, en la Figura 56, se presentan varios posibles ensamblajes que conforman distintos prototipos de mezclador.



Figura 56. Prototipos de mezclador Venturi.

4.4 Etapa experimental

En este apartado se aborda todo lo relativo a la fase experimental de este trabajo. El objetivo principal del experimento es verificar tanto el modelado utilizado en las simulaciones de dinámica de fluidos computacional como los resultados aportados por el artículo [1]. Esto nos permite determinar la validez de ambos resultados a partir de los datos empíricos obtenidos.

La realización de ensayos experimentales es esencial a la hora de completar la implantación de la propuesta. Estos ensayos proporcionan una validación empírica indispensable, asegurando que las predicciones teóricas y los resultados de las simulaciones se traduzcan correctamente en condiciones reales. Estos ensayos permiten verificar la precisión y la funcionalidad del prototipo, así como identificar posibles discrepancias entre el comportamiento simulado y el real, y abordar factores complejos que las simulaciones pueden no haber considerado. Además, ofrecen datos tangibles y prácticos que refuerzan la confiabilidad del diseño, garantizando que el mezclador funcione de manera eficiente y segura en su aplicación prevista.

4.4.1 Diseño del experimento

En primer lugar, presentamos el equipo utilizado para desarrollar los ensayos, el cual consta de los siguientes dispositivos:

1. **Prototipo de mezclador aire-O₂:** formado por una pieza de entrada de O₂ y una pieza de salida de la mezcla, utilizado para generar la mezcla de O₂ y aire ambiente.
2. **Soporte del mezclador aire-O₂:** utilizado para fijar ambas piezas del prototipo en una posición específica y facilitar la unión con el resto de los dispositivos.
3. **Fuente de O₂ presurizado:** Proporciona el oxígeno necesario al sistema.
4. **Manómetro:** Comprueba la presión de entrada en el dispositivo para garantizar las correctas condiciones de contorno.
5. **Analizador de mezcla:** utilizamos el modelo VT900A Gas Flow Analyzer de FLUKE Biomedical para la recogida de datos de la mezcla.
6. **Racores de conexión:** Utilizamos racores normalizados 1/8".
7. **Tuberías de enlace:** proporcionan la unión entre los diferentes dispositivos.

En la Figura 57, se puede observar el montaje utilizado durante la realización de los ensayos.



Figura 57. Montaje experimental.

La metodología para la realización de los experimentos comienza con la preparación del prototipo a estudiar, seguida de la configuración adecuada de los dispositivos, y finaliza con la ejecución del procedimiento experimental. A continuación, se enumera el proceso de realización de los ensayos en más detalle:

1. Ensamblar el prototipo del mezclador a estudiar, uniendo las piezas de entrada y salida según la geometría deseada.
2. Ajustar la distancia entre ambos orificios con el uso de un pie de rey digital.
3. Situar el prototipo en su soporte y fijar su posición.
4. Ensamblar las conexiones entre el manorreductor, manómetro, prototipo de mezclador y acople para el analizador de gases.
5. Verificar la integridad del sistema y la ausencia de fugas.
6. Conectar el analizador de gases a la entrada del sistema.
7. Conectar el sistema a la fuente de oxígeno comprimido.
8. Realizar la calibración de flujo y presión a la entrada para validar las condiciones de contorno del experimento. Se utiliza el analizador de gases para el flujo y el manómetro para la presión. Ajustamos a partir de la válvula de entrada y el manorreductor.

9. Conectar nuevamente el analizador de gases a la salida del sistema para el estudio de la mezcla resultante.
10. Iniciar el suministro de oxígeno al sistema.
11. Registrar las lecturas del analizador de gases de la mezcla resultante.
12. Repetir el caso estudiado varias veces para asegurar la reproducibilidad de los resultados.
13. Repetir todo el proceso para estudiar los distintos casos que involucren al estudio.

Para calcular el número de réplicas del experimento, utilizamos la Ecuación (1), que depende de la variabilidad de los datos, la diferencia mínima detectable y de los niveles de confianza y potencia deseados.

$$n = \frac{2 \cdot (Z_{\alpha/2} + Z_{\beta})^2 \cdot \sigma^2}{\Delta^2}, \quad (1)$$

siendo:

$\sigma = 0,275 \rightarrow$ Mayor desviación estandar.

$\Delta = 0,5 \% \rightarrow$ Diferencia mínima entre resultados de distintos casos.

$Z_{\alpha/2} = 1,96 \rightarrow$ Nivel de confianza del 95%.

$Z_{\beta} = 1,28 \rightarrow$ Potencia del 90%.

$$\text{Por tanto, } n = \frac{2 \cdot (1,96 + 1,28)^2 \cdot 0,275^2}{0,5^2} = 6,35 \text{ replicas.}$$

El número de repeticiones mínimo a realizar que cumpla los requisitos seleccionados es de 7 repeticiones. Sin embargo, para aumentar la precisión de los resultados se repetirá cada caso un total de 10 veces.

4.4.2 Resultados

En el presente apartado se mostrarán los resultados obtenidos, así como el procedimiento de obtención de estos. En primer lugar, la calibración de los parámetros entrada, indispensable para la correcta realización de los experimentos se llevaba a cabo gracias al montaje de la Figura 58 donde con el uso del analizador de flujo ajustábamos el manorreductor para conseguir los valores de entrada deseados.

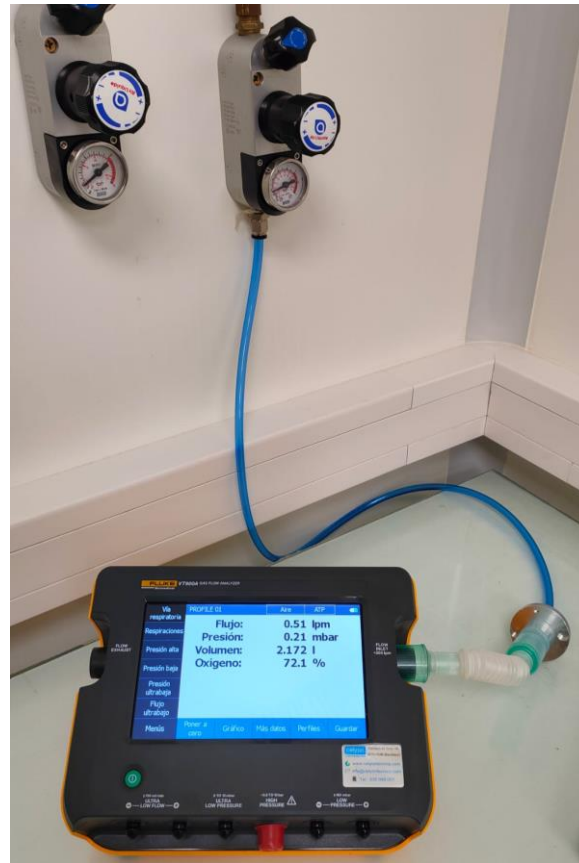


Figura 58. Montaje experimental de calibración de parámetros de entrada.

A continuación, podemos observar en las Figuras 59 y 60 que el estado del flujo de entrada para ambos casos estudiados 15 L/min y 25 L/min, es estable y produce fluctuaciones poco significativas.

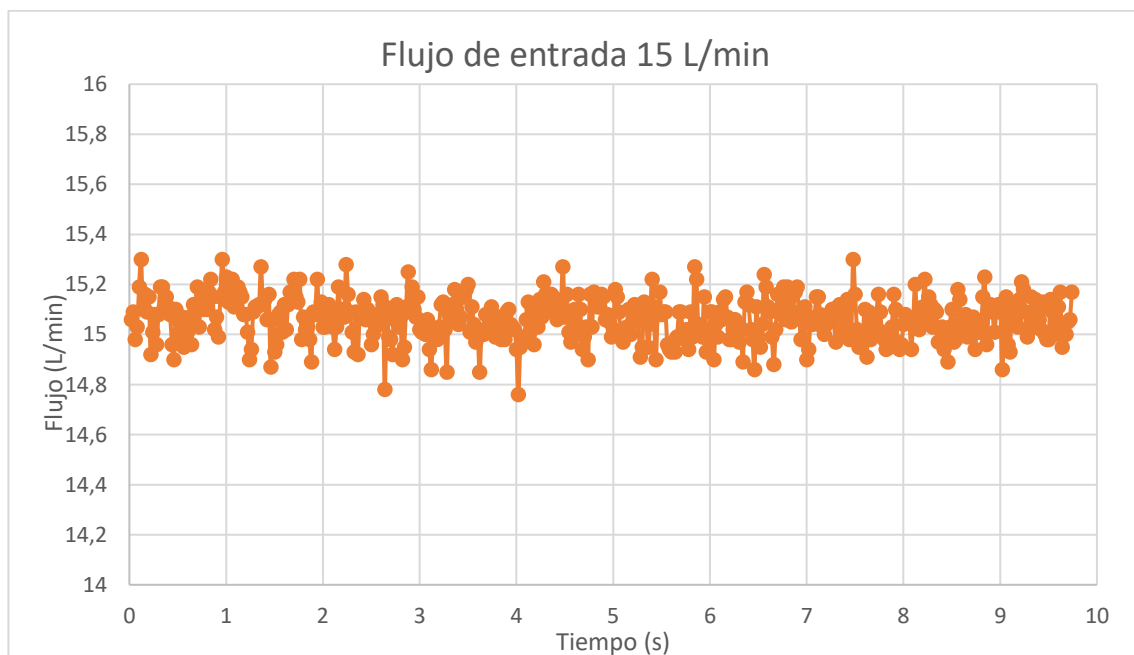


Figura 59. Flujo calibrado de entrada de 15 L/min.

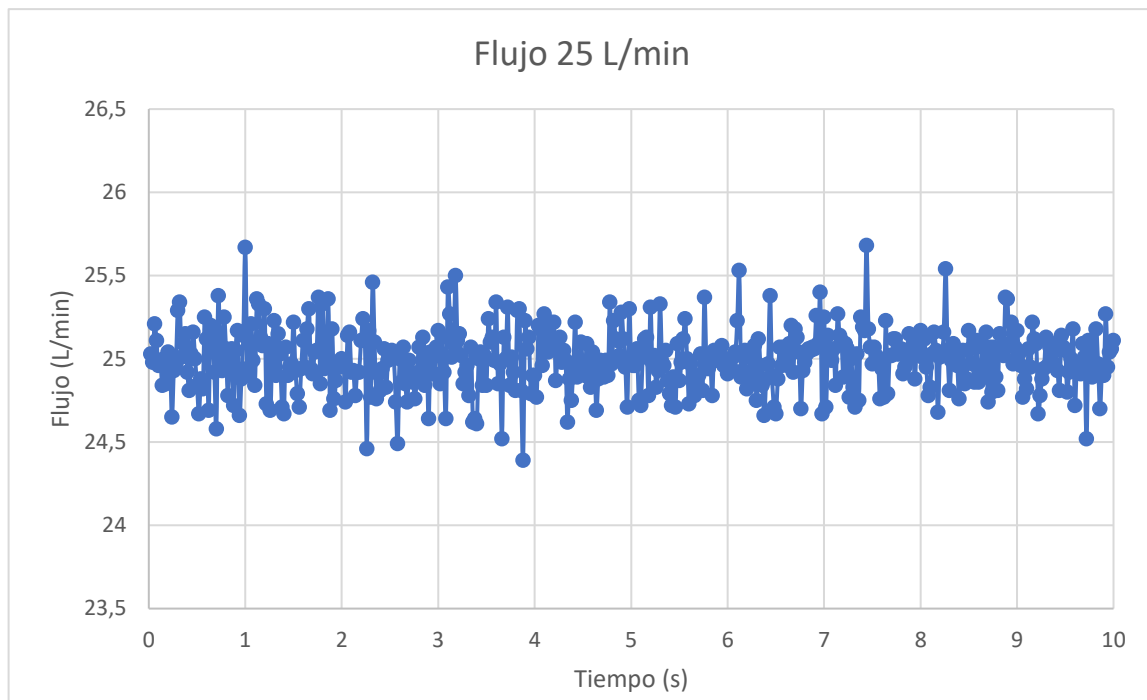


Figura 60. Flujo calibrado de entrada de 25 L/min.

Tras una correcta calibración se procede con el experimento programado, utilizando el montaje de la Figura 57 y el procedimiento descrito en el anterior apartado. A continuación, se presenta un caso específico para ilustrar el proceso de obtención.

En este caso concreto, se utilizó una configuración con un diámetro de entrada de 1 mm, un orificio de salida de 2 mm, una distancia entre orificios de 10 mm y un flujo de entrada de O₂ de 15 L/min. El experimento se repitió 10 veces, en cada configuración, para garantizar la repetibilidad de los resultados. En cada repetición, se esperó detenidamente hasta que los resultados se estabilizaran y convergieran hacia un valor específico, lo cual suele ocurrir entre los primeros 15 y 30 segundos. Debido a esto, la gráfica no presenta fluctuaciones iniciales, ya que el analizador de flujo solo registra los últimos 10 segundos del experimento, momento en el cual el porcentaje ya se ha estabilizado. Durante estos 10 segundos finales, las 500 lecturas obtenidas fueron completamente consistentes, demostrando la estabilidad del resultado (ver Figura 61). Finalmente, la repetición del experimento confirmó la validez de los resultados, al obtenerse el mismo valor en todas las ocasiones.

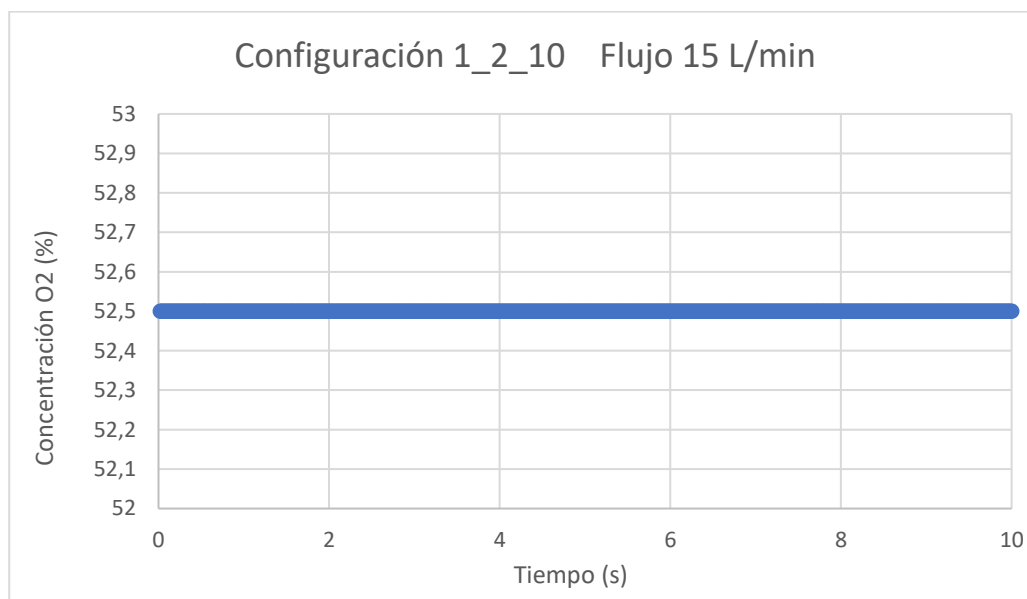


Figura 61. Concentración de O₂ para el caso 1_2_10 y flujo de 15 L/min.

De igual forma, se realizaron los experimentos de las demás configuraciones para los distintos casos de flujo de entrada. Además, se realizaron mediciones del flujo a la salida del mezclador con el fin de evaluar la alteración que experimenta tras atravesar el dispositivo. Para el caso concreto anterior, el flujo de mezcla de aire y oxígeno a la salida toma la forma representada en la Figura 62.

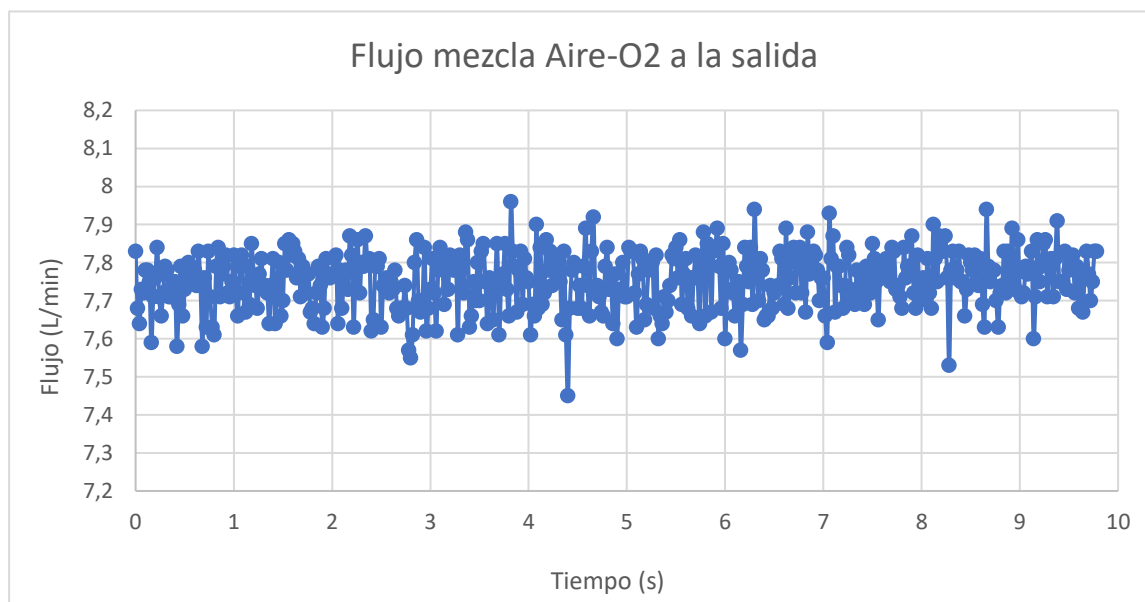


Figura 62. Flujo de mezcla aire-O₂ a la salida para el caso 1_2_10 y flujo de 15 L/min.

A continuación, en las Tablas 23-43 se presentan los resultados estabilizados de cada configuración para cada uno de los experimentos.

EXPERIMENTO BOQUILLA DE ENTRADA

Tabla 23. (Izquierda) Resultados configuración 1_2_10 – Experimento Boquilla de Entrada, Flujo 15 L/min.

Tabla 24. (Derecha) Resultados configuración 1_2_10 – Experimento Boquilla de Entrada, Flujo 25 L/min.

1_2_10 15 L/min		
Repetición	FiO ₂ (%)	Flujo Salida (L/min)
1	50,90	7,87
2	51,00	7,90
3	50,40	7,63
4	50,70	8,50
5	50,70	9,12
6	50,80	9,04
7	50,60	7,65
8	50,60	7,65
9	50,80	8,72
10	50,90	9,07
Promedio	50,74	8,32

1_2_10 25 L/min		
Repetición	FiO ₂ (%)	Flujo Salida (L/min)
1	51,10	11,77
2	51,20	11,75
3	51,00	12,62
4	51,20	12,63
5	51,10	12,57
6	51,10	12,15
7	51,20	12,12
8	51,20	12,31
9	51,10	12,35
10	51,10	12,31
Promedio	51,13	12,26

Tabla 25. (Izquierda) Resultados configuración 2_2_10 – Experimento Boquilla de Entrada, Flujo 15 L/min.

Tabla 26. (Derecha) Resultados configuración 2_2_10 – Experimento Boquilla de Entrada, Flujo 25 L/min.

2_2_10 15 L/min		
Repetición	FiO ₂ (%)	Flujo Salida (L/min)
1	66,70	7,44
2	66,90	7,35
3	67,00	7,41
4	66,50	8,25
5	66,50	8,21
6	66,70	7,88
7	66,90	7,55
8	66,90	7,71
9	66,50	9,39
10	66,60	9,25
Promedio	66,72	8,04

2_2_10 25 L/min		
Repetición	FiO ₂ (%)	Flujo Salida (L/min)
1	66,30	13,30
2	66,40	13,12
3	66,40	13,11
4	66,30	12,76
5	66,30	12,66
6	66,30	12,73
7	66,10	12,96
8	66,20	12,85
9	66,10	12,94
10	66,10	12,80
Promedio	66,25	12,92

Tabla 27. (Izquierda) Resultados configuración 3_2_10 – Experimento Boquilla de Entrada, Flujo 15 L/min.

Tabla 28. (Derecha) Resultados configuración 3_2_10 – Experimento Boquilla de Entrada, Flujo 25 L/min.

3_2_10 15 L/min		
Repetición	FiO ₂ (%)	Flujo Salida (L/min)
1	70,60	6,90
2	70,60	6,77
3	70,70	6,86
4	70,70	6,84
5	70,60	6,83
6	70,60	6,75
7	70,60	6,81
8	70,60	5,56
9	70,60	5,50
10	70,60	5,60
Promedio	70,62	6,44

3_2_10 25 L/min		
Repetición	FiO ₂ (%)	Flujo Salida (L/min)
1	70,10	10,01
2	70,10	10,10
3	70,00	10,05
4	70,00	10,01
5	69,90	10,24
6	69,80	10,10
7	69,80	10,20
8	69,50	10,16
9	69,40	10,06
10	69,40	10,08
Promedio	69,80	10,10

EXPERIMENTO ORIFICIO DE SALIDA

Tabla 29. (Izquierda) Resultados configuración 1_2_10 – Experimento Orificio de Salida, Flujo 15 L/min.

Tabla 30. (Derecha) Resultados configuración 1_2_10 – Experimento Orificio de Salida, Flujo 25 L/min.

1_2_10 15 L/min		
Repetición	FiO ₂ (%)	Flujo Salida (L/min)
1	50,90	7,87
2	51,00	7,90
3	50,40	7,63
4	50,70	8,50
5	50,70	9,12
6	50,80	9,04
7	50,60	7,65
8	50,60	7,65
9	50,80	8,72
10	50,90	9,07
Promedio	50,74	8,32

1_2_10 25 L/min		
Repetición	FiO ₂ (%)	Flujo Salida (L/min)
1	51,10	11,77
2	51,20	11,75
3	51,00	12,62
4	51,20	12,63
5	51,10	12,57
6	51,10	12,15
7	51,20	12,12
8	51,20	12,31
9	51,10	12,35
10	51,10	12,31
Promedio	51,13	12,26

Tabla 31. (Izquierda) Resultados configuración 1_4_10 – Experimento Orificio de Salida, Flujo 15 L/min.

Tabla 32. (Derecha) Resultados configuración 1_4_10 – Experimento Orificio de Salida, Flujo 25 L/min.

1_4_10 15 L/min		
Repetición	FiO ₂ (%)	Flujo Salida (L/min)
1	30,40	17,81
2	30,40	17,76
3	30,40	17,87
4	30,40	17,84
5	30,20	19,56
6	30,10	19,50
7	30,10	19,31
8	30,20	17,53
9	30,10	17,57
10	30,10	17,48
Promedio	30,24	18,22

1_4_10 25 L/min		
Repetición	FiO ₂ (%)	Flujo Salida (L/min)
1	29,80	26,62
2	29,70	26,58
3	29,70	26,77
4	29,60	28,64
5	29,50	28,62
6	29,50	28,59
7	29,50	27,4
8	29,50	27,1
9	29,40	27,23
10	29,40	27,26
Promedio	29,56	27,48

Tabla 33. (Izquierda) Resultados configuración 1_6_10 – Experimento Orificio de Salida, Flujo 15 L/min.

Tabla 34. (Derecha) Resultados configuración 1_6_10 – Experimento Orificio de Salida, Flujo 25 L/min.

1_6_10 15 L/min		
Repetición	FiO ₂ (%)	Flujo Salida (L/min)
1	30,80	19,66
2	30,80	19,25
3	30,90	19,60
4	31,00	16,60
5	31,00	16,61
6	30,90	16,49
7	30,70	19,29
8	30,70	19,13
9	30,60	19,47
10	30,60	19,29
Promedio	30,80	18,54

1_6_10 25 L/min		
Repetición	FiO ₂ (%)	Flujo Salida (L/min)
1	30,30	26,03
2	30,20	25,95
3	30,20	26,10
4	30,20	26,07
5	30,10	26,34
6	30,10	26,27
7	30,00	26,42
8	30,10	27,44
9	30,00	27,24
10	30,00	27,55
Promedio	30,12	26,54

EXPERIMENTO DISTANCIA ENTRE ORIFICIOS

Tabla 35. (Izquierda) Resultados configuración 1_2_3 – Experimento Distancia entre Orificios, Flujo 15 L/min.

Tabla 36. (Derecha) Resultados configuración 1_2_3 – Experimento Distancia entre Orificios, Flujo 25 L/min.

1_2_3 15 L/min		
Repetición	FiO ₂ (%)	Flujo Salida (L/min)
1	46,20	8,43
2	46,20	8,40
3	46,30	8,47
4	45,90	9,99
5	45,90	10,02
6	45,90	10,01
7	45,90	10,05
8	46,40	9,03
9	46,50	9,14
10	46,50	9,03
Promedio	46,17	9,26

1_2_3 25 L/min		
Repetición	FiO ₂ (%)	Flujo Salida (L/min)
1	46,20	13,30
2	46,20	13,25
3	46,20	13,30
4	46,20	13,29
5	46,20	13,31
6	46,20	13,27
7	46,10	13,36
8	46,10	13,30
9	46,10	13,28
10	46,10	13,33
Promedio	46,16	13,30

Tabla 37. (Izquierda) Resultados configuración 1_2_10 – Experimento Distancia entre Orificios, Flujo 15 L/min.

Tabla 38. (Derecha) Resultados configuración 1_2_10 – Experimento Distancia entre Orificios, Flujo 25 L/min.

1_2_10 15 L/min		
Repetición	FiO ₂ (%)	Flujo Salida (L/min)
1	50,90	7,87
2	51,00	7,90
3	50,40	7,63
4	50,70	8,50
5	50,70	9,12
6	50,80	9,04
7	50,60	7,65
8	50,60	7,65
9	50,80	8,72
10	50,90	9,07
Promedio	50,74	8,32

1_2_10 25 L/min		
Repetición	FiO ₂ (%)	Flujo Salida (L/min)
1	51,10	11,77
2	51,20	11,75
3	51,00	12,62
4	51,20	12,63
5	51,10	12,57
6	51,10	12,15
7	51,20	12,12
8	51,20	12,31
9	51,10	12,35
10	51,10	12,31
Promedio	51,13	12,26

Tabla 39. (Izquierda) Resultados configuración 1_2_15 – Experimento Distancia entre Orificios, Flujo 15 L/min.

Tabla 40. (Derecha) Resultados configuración 1_2_15 – Experimento Distancia entre Orificios, Flujo 25 L/min.

1_2_15 15 L/min		
Repetición	FiO ₂ (%)	Flujo Salida (L/min)
1	47,20	6,81
2	47,30	6,77
3	47,40	6,76
4	47,30	6,76
5	47,40	6,76
6	47,40	6,76
7	47,40	6,73
8	47,40	6,75
9	47,20	7,49
10	47,20	7,50
Promedio	47,32	6,91

1_2_15 25 L/min		
Repetición	FiO ₂ (%)	Flujo Salida (L/min)
1	47,30	10,62
2	47,30	10,58
3	47,40	10,57
4	47,30	10,64
5	47,30	10,50
6	47,20	10,48
7	47,20	10,42
8	47,00	9,97
9	47,00	9,91
10	47,00	9,94
Promedio	47,20	10,36

Las siguientes tablas agrupan los resultados de cada uno de los experimentos de manera más clara.

EXPERIMENTO BOQUILLA DE ENTRADA

Tabla 41. Resultados Experimento Boquilla de Entrada.

	Experimento boquilla entrada							
	Geometría Utilizada				Condiciones de contorno		Experimento	
	Diámetro entrada oxígeno (mm)	Diámetro salida mezcla (mm)	Distancia entre orificios (mm)	Porcentaje ventana abierta (%)	Flujo a la entrada (L/min)	Presión salida (atm)	FiO ₂ (%)	Flujo mezcla aire-O ₂ (L/min)
Caso 1	1	2	10	100	15	1	50,74	8,32
Caso 2	2	2	10	100	15	1	66,72	8,04
Caso 3	3	2	10	100	15	1	70,62	6,44
Caso 4	1	2	10	100	25	1	51,13	12,26
Caso 5	2	2	10	100	25	1	66,25	12,92
Caso 6	3	2	10	100	25	1	69,80	10,10

EXPERIMENTO ORIFICIO DE SALIDA

Tabla 42. Resultados Experimento Orificio de Salida.

	Experimento boquilla entrada							
	Geometría Utilizada				Condiciones de contorno		Experimento	
	Diámetro entrada oxígeno (mm)	Diámetro salida mezcla (mm)	Distancia entre orificios (mm)	Porcentaje ventana abierta (%)	Flujo a la entrada (L/min)	Presión salida (atm)	FiO ₂ (%)	Flujo mezcla aire-O ₂ (L/min)
Caso 1	1	2	10	100	15	1	50,74	8,32
Caso 2	1	4	10	100	15	1	30,24	18,22
Caso 3	1	6	10	100	15	1	30,80	18,54
Caso 4	1	2	10	100	25	1	51,13	12,26
Caso 5	1	4	10	100	25	1	29,56	27,48
Caso 6	1	6	10	100	25	1	30,12	26,54

EXPERIMENTO DISTANCIA ENTRE ORIFICIOS

Tabla 43. Resultados Experimento Distancia entre Orificios.

	Experimento boquilla entrada							
	Geometría Utilizada				Condiciones de contorno		Experimento	
	Diámetro entrada oxígeno (mm)	Diámetro salida mezcla (mm)	Distancia entre orificios (mm)	Porcentaje ventana abierta (%)	Flujo a la entrada (L/min)	Presión salida (atm)	FiO ₂ (%)	Flujo mezcla aire-O ₂ (L/min)
Caso 1	1	2	3	100	15	1	46,17	9,26
Caso 2	1	2	10	100	15	1	50,74	8,32
Caso 3	1	2	15	100	15	1	47,32	6,91
Caso 4	1	2	3	100	25	1	46,16	13,30
Caso 5	1	2	10	100	25	1	51,13	12,26
Caso 6	1	2	15	100	25	1	47,20	10,36

Seguidamente las Figuras 63-65 presentan las gráficas de cada uno de los experimentos.

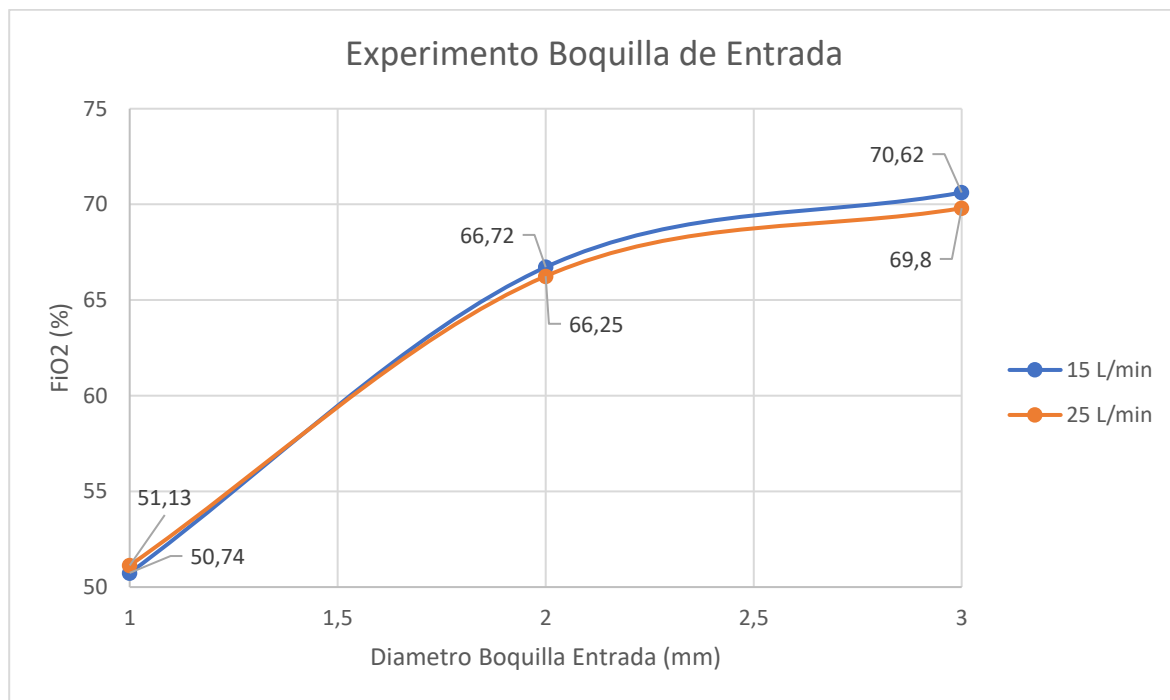


Figura 63. Gráfica resultados experimentales prototipo – Experimento boquilla de entrada.

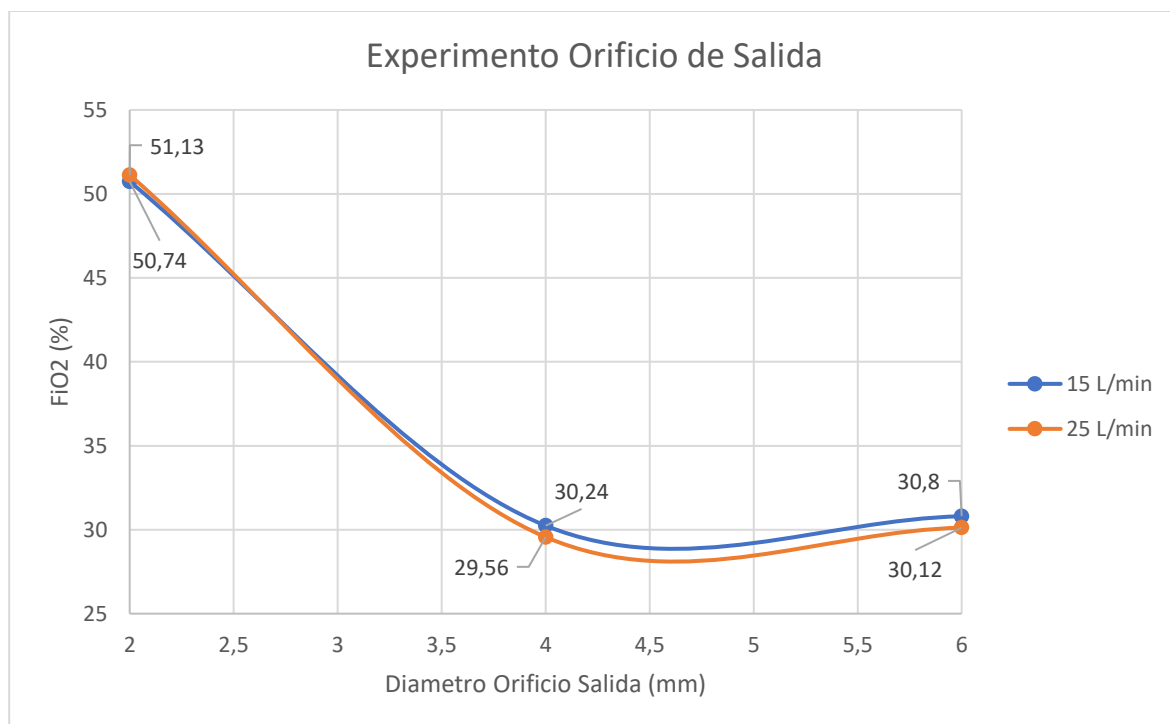


Figura 64. Gráfica resultados experimentales prototipo – Experimento orificio de salida.

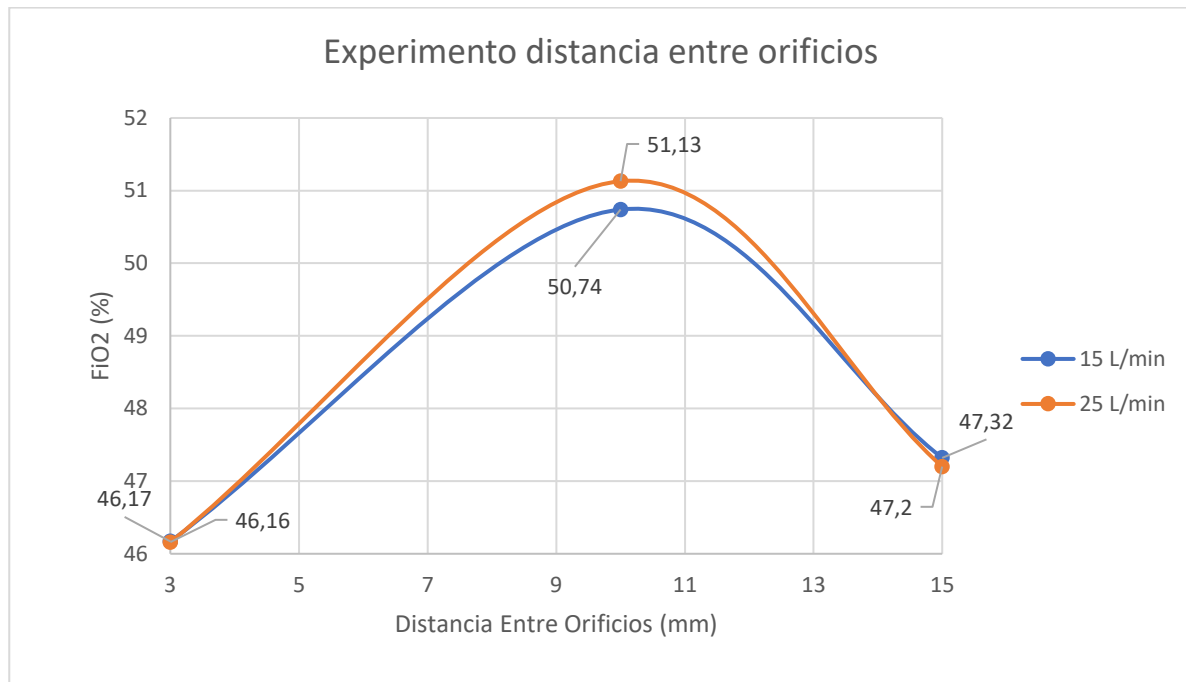


Figura 65. Gráfica resultados experimentales prototipo – Experimento distancia entre orificios.

4.4.3 Análisis de resultados

Experimento boquilla de entrada

La Figura 63 muestra la relación entre el diámetro de la boquilla de entrada y el FiO₂, bajo dos condiciones de flujo de O₂, 15 L/min y 25 L/min. En el eje X se presenta el diámetro de la boquilla de entrada, que varía entre 1 y 3 mm, mientras que en el eje Y se establece la FiO₂ en un rango de 50% a 75%.

Los resultados indican que, a medida que el diámetro de la boquilla aumenta, la FiO₂ también incrementa, aunque con una tendencia de estabilización en los diámetros mayores. Para un flujo de 15 L/min, los valores de FiO₂ pasan de 50,74% a 70,62%, mientras que para 25 L/min la FiO₂ varía de 51,13% a 69,80%. Las dos curvas son bastante similares, con diferencias mínimas entre ambas condiciones de flujo, especialmente en diámetros mayores.

Experimento orificio de salida

La Figura 64 muestra la relación entre el diámetro del orificio de salida de la mezcla y el FiO₂, bajo dos condiciones de flujo de O₂, 15 L/min y 25 L/min. En el eje X se presenta el diámetro del orificio de salida, que varía entre 2 y 6 mm, mientras que en el eje Y se establece la FiO₂ en un rango de 25% a 55%.

Los resultados indican que, a medida que el diámetro del orificio de salida aumenta, la FiO₂ disminuye inicialmente de manera pronunciada hasta estabilizarse. Para un flujo de 15 L/min, los valores de FiO₂ caen de 50,74% a 30,24% antes de estabilizarse alrededor del 30,80%. Para 25 L/min, la FiO₂ desciende de 51,13% a 29,56% alcanzando un valor estable cercano al

30,12%. Las dos curvas son similares, mostrando una disminución pronunciada hasta el diámetro de aproximadamente 4 mm, después del cual se estabilizan.

Experimento distancia entre orificios

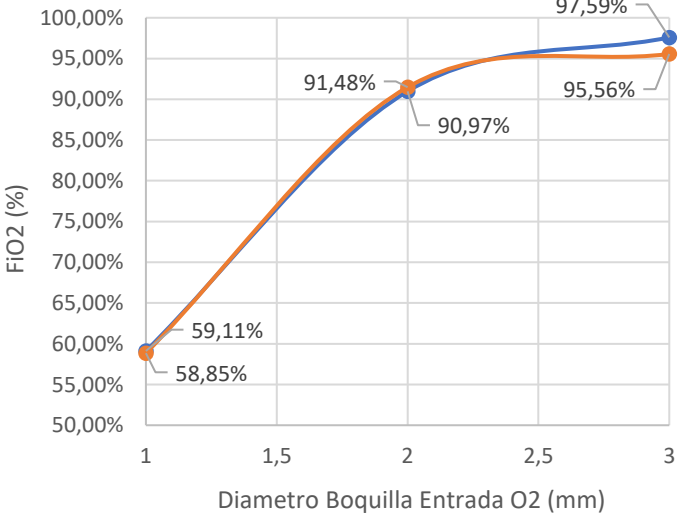
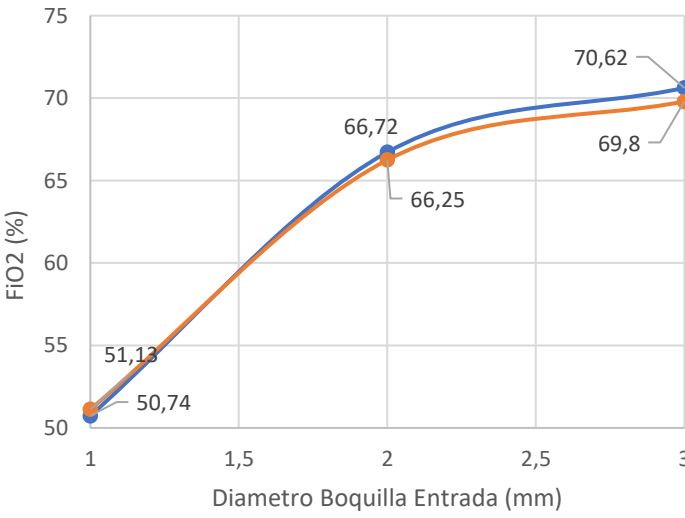
La Figura 65 muestra la relación entre la distancia entre orificios y el FiO₂, bajo dos condiciones de flujo de O₂, 15 L/min y 25 L/min. En el eje X se presenta la distancia entre orificios, que varía de 3 mm a 15 mm, mientras que en el eje Y se establece la FiO₂ en un rango de 46% a 52%.

Los resultados indican que, a medida que la distancia entre orificios aumenta, el FiO₂ incrementa inicialmente hasta alcanzar un valor máximo en 10 mm, donde se obtiene un FiO₂ de 50,74% para 15 L/min y 51,13% para 25 L/min. Posteriormente, al seguir aumentando la distancia, el FiO₂ disminuye nuevamente hasta valores cercanos a los 47,32% para 15 L/min y 47,20% para 25 L/min.

Comparativa Simulaciones CFD Prototipo vs Resultados Experimentales Prototipo

Para discutir los resultados obtenidos del prototipo, a continuación, se presenta una tabla comparativa entre las gráficas correspondientes a las simulaciones realizadas mediante CFD y las gráficas obtenidas de los resultados experimentales del prototipo (ver Tabla 44. Comparativa Simulaciones Prototipo vs Resultados experimentales prototipo – Experimento Boquilla de Entrada.-46).

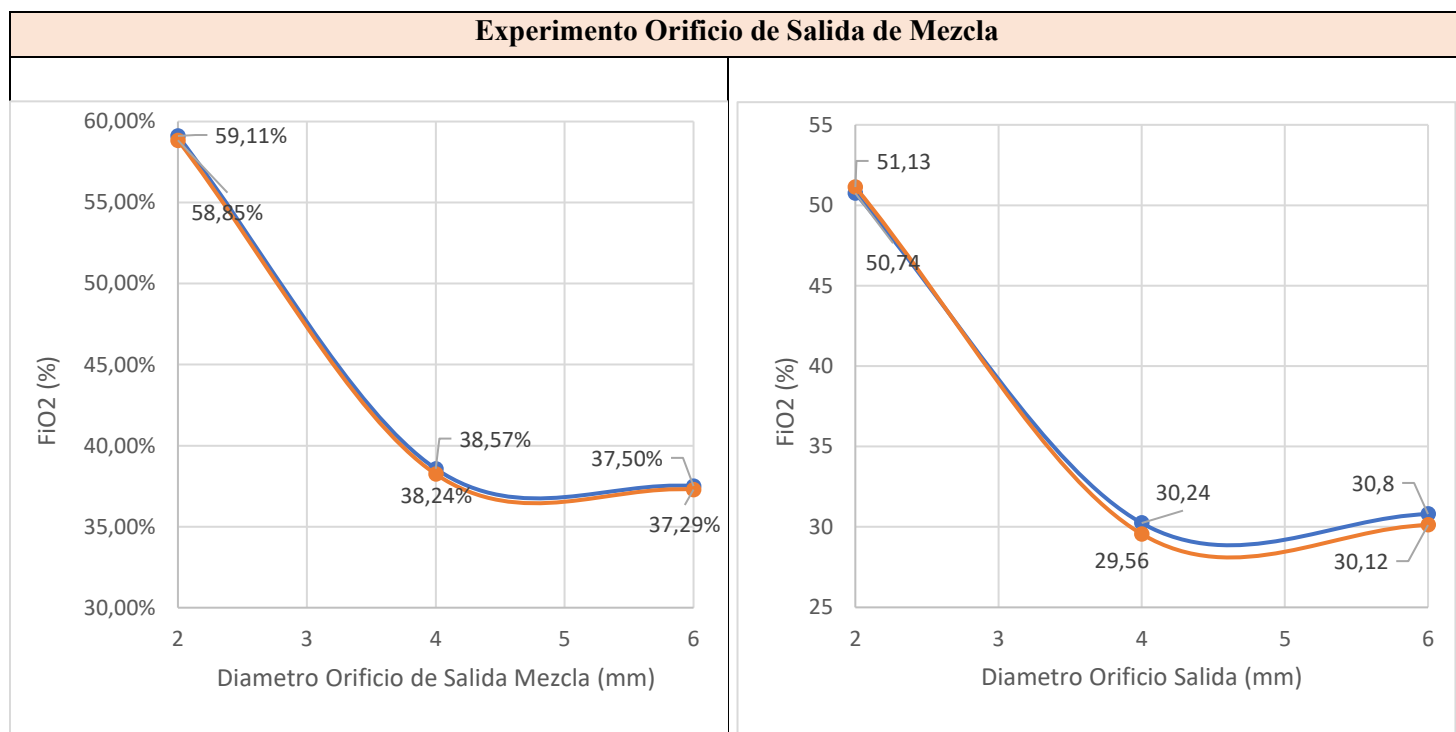
Tabla 44. Comparativa Simulaciones Prototipo vs Resultados experimentales prototipo – Experimento Boquilla de Entrada.

Gráficas Simulaciones CFD Prototipo	Gráficas Resultados Experimentales Prototipo
Experimento Boquilla de Entrada de O ₂	
	

En esta primera comparación observamos como la simulación CFD predice valores de FiO_2 significativamente más altos en comparación con los resultados experimentales, especialmente para los últimos valores de la gráfica, donde la simulación alcanza un 97,59% frente a un 70,62% en los experimentos reales. Esto se traduce en un crecimiento más rápido en la curva de la simulación CFD y uno más gradual en la gráfica experimental. No obstante, cabe destacar que la tendencia de la curva es muy similar, ya que ambas muestran un aumento de FiO_2 que tiende a estabilizarse a medida que el diámetro de la boquilla incrementa.

Además, en ambas gráficas se aprecia la similitud de las curvas entre los diferentes casos de flujo (15 L/min y 25 L/min), confirmando el comportamiento que presentan las variaciones sobre esta variable.

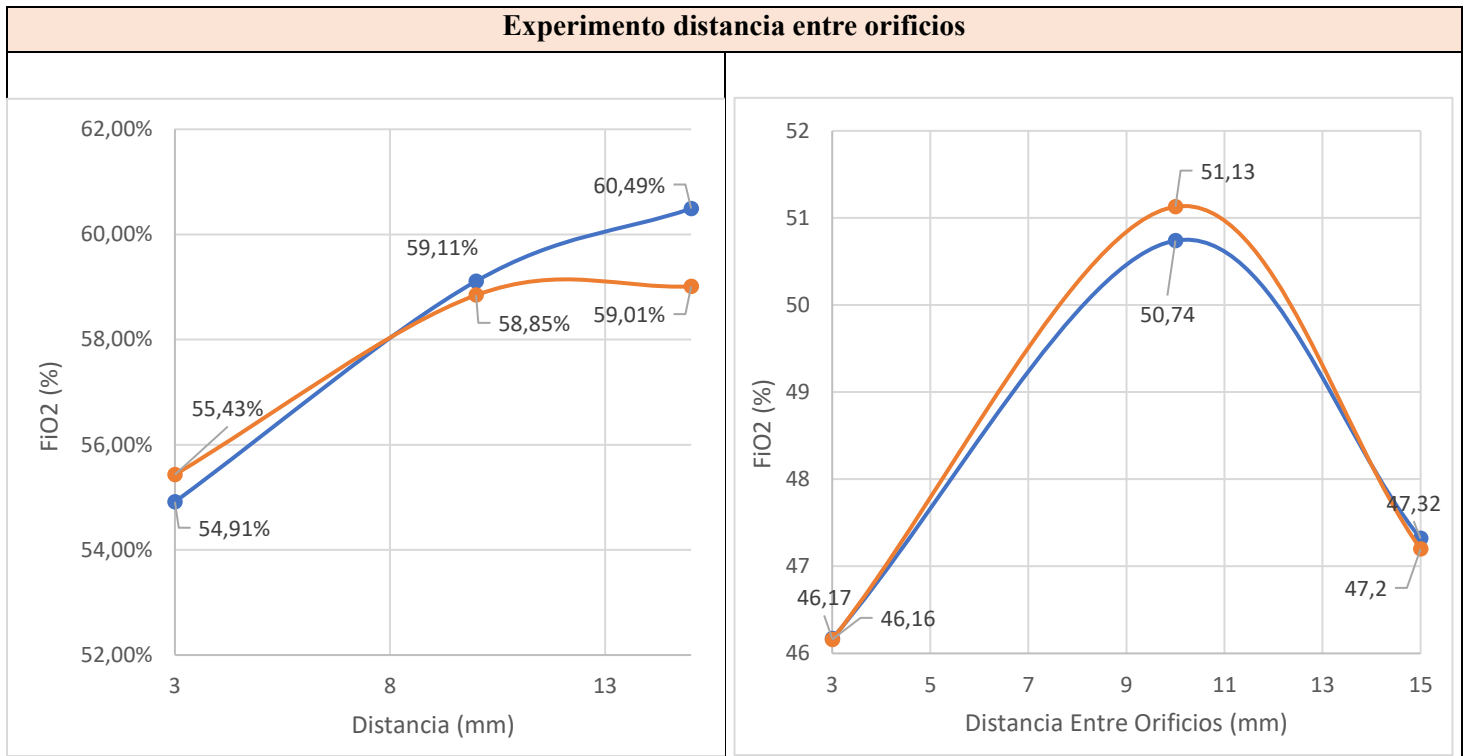
Tabla 45. Comparativa Simulaciones Prototipo vs Resultados experimentales prototipo – Experimento Orificio de Salida.



En esta comparación, podemos observar que la simulación CFD predice valores de FiO_2 algo más altos en comparación con los resultados experimentales, donde la simulación alcanza un 58,85% frente a un 51,13% en los experimentos reales. Sin embargo, en ambos casos, las curvas muestran una tendencia similar, una disminución de la FiO_2 conforme aumenta el diámetro del orificio de salida, estabilizándose alrededor de los 4 mm.

También se observa que, tanto en la simulación como en los experimentos, los diferentes flujos (15 L/min y 25 L/min) producen curvas muy similares, lo que sugiere que, en este rango de condiciones, el diámetro del orificio tiene un impacto mayor en la FiO_2 que el flujo de oxígeno.

Tabla 46. Comparativa Simulaciones Prototipo vs Resultados experimentales prototipo – Experimento Distancia entre Orificios.



En esta última comparación volvemos a observar como la simulación vuelve a predecir valores de FiO₂ mayores a los conseguidos experimentalmente. Si analizamos más a fondo encontramos que la tendencia de las curvas únicamente se mantiene en las dos primeras configuraciones, tras esto la tendencia rompe totalmente y en vez de continuar en aumento disminuye drásticamente.

En conclusión, las gráficas CFD y experimentales presentan algunas diferencias, las cuales pueden atribuirse a varios factores. En primer lugar, las simulaciones CFD idealizan las condiciones del sistema, lo que conduce a predicciones optimistas de la FiO₂. Estas simulaciones asumen condiciones de contorno ideales, como flujos perfectamente controlados y sin fluctuaciones, y no siempre capturan fielmente y con la suficiente precisión fenómenos presentes en entornos reales, como las pérdidas de energía por fricción o las resistencias aerodinámicas dentro del sistema. En un entorno físico, estas pérdidas son inevitables y afectan los resultados finales.

Otra razón importante es la discretización de la malla en las simulaciones CFD. Si la malla no es lo suficientemente refinada, algo común al usar la versión estudiantil de ANSYS Fluent, puede no capturar correctamente los gradientes de presión y velocidad en áreas clave como los orificios. Una malla mal optimizada puede conducir a errores numéricos, generando predicciones inexactas de la FiO₂. Además, si la simulación no converge adecuadamente debido a fallos en la resolución numérica, se generan errores o inconsistencias con el comportamiento real del sistema.

Por otro lado, los experimentos de laboratorio presentan una mayor complejidad debido a las condiciones reales, difíciles de controlar completamente. Las variaciones en el montaje experimental, como pequeñas imprecisiones en la geometría de los conductos o fluctuaciones en el flujo de gas, pueden influir en los resultados obtenidos. Además, los instrumentos de medición en el laboratorio tienen un margen de error que puede contribuir a la dispersión de los datos. Se propone como trabajo futuro realizar una cuantificación de incertidumbre de la solución CFD y comprobar así si los datos experimentales entran dentro de las bandas de incertidumbre.

Otro factor que genera diferencias es el cambio de régimen de flujo en los experimentos reales, que puede pasar de laminar a turbulento en condiciones específicas, afectando la mezcla de gases y la distribución de la FiO₂. Este fenómeno al igual que los efectos de difusión y mezcla de gases es difícil de modelar de forma precisa en simulaciones, especialmente si no se utiliza una malla suficientemente refinada.

Finalmente, otro parámetro de importancia de estudio es el flujo de salida de mezcla, el cual es interesante para las posibles aplicaciones del mezclador, tanto industriales como sanitarias. Al analizar los valores de la Tabla 41 y Tabla 43, se observa una disminución significativa en el flujo de salida, superando en algunos casos el 50% de reducción respecto al flujo de entrada. Esta reducción se debe al diámetro del orificio de salida de la mezcla, que, con 2 mm de tamaño, restringe considerablemente el paso del flujo a través del mezclador. En cambio, los datos de la Tabla 42. Resultados Experimento Orificio de Salida. muestran que a medida que el tamaño de este orificio aumenta también lo hace el flujo de la mezcla a la salida, llegando incluso a superar el flujo de entrada. Esto se debe a la mayor facilidad de paso por el mezclador gracias al mayor tamaño de orificio y a la aceleración que experimenta el flujo tras el estrechamiento en la entrada.

5 Discusión

El desarrollo de este proyecto de fin de grado ha permitido cumplir los objetivos iniciales de diseñar, fabricar y estudiar el funcionamiento de un prototipo de mezclador aire-oxígeno, el cual posteriormente se decidió que su principio de funcionamiento fuese el efecto Venturi. A través de una investigación teórica y práctica, se ha demostrado de manera experimental la viabilidad de este sistema para generar una mezcla estable de oxígeno, capaz de mantener un FiO_2 constante de manera indefinida.

En una primera instancia, se utilizó la mecánica de fluidos computacional para verificar los resultados del artículo principal de referencia [1], donde se utilizó el software Ansys Fluent para ello. Aprovechando este paso configuramos y normalizamos el proceso de realización de simulaciones para que fuese idóneo para nuestros casos de estudio. Las simulaciones realizadas nos dieron buen resultado para casi todos los casos, ya que mayoritariamente respetaban la tendencia general de las gráficas e indicaban valores cercanos a aquellos presentados en el artículo [1]. Además, para aquellos valores no consistentes se realizaron verificaciones adicionales para discutir posibles razones de fallas.

Seguidamente, se diseñó un prototipo propio el cual pudiera ajustarse a nuestras limitaciones técnicas de fabricación e implantación. Este modelo también se estudió con simulación en mecánica de fluidos computacional para prever su posible comportamiento antes de la etapa de fabricación. Estas simulaciones se efectuaron con la misma metodología que las realizadas para los modelos de mezclador del artículo [1], ya que este método fue comprobado exhaustivamente durante las primeras verificaciones. Los resultados obtenidos de las simulaciones del prototipo propio mostraban tendencias similares a las anteriores simulaciones. No obstante, diferían en algunos aspectos, esto se debe a las diferencias geométricas existentes entre ambos modelos y las diferentes condiciones de funcionamiento (flujos de entrada de O₂ más elevados).

Continuamos con la fabricación del prototipo, el diseño del experimento y su correspondiente ejecución. Los resultados obtenidos fueron los deseados, ya que cumplían el requisito fundamental de este trabajo, cada configuración de nuestro modelo era capaz de generar una mezcla estable de oxígeno, es decir, administrar una concentración de oxígeno constante de manera indefinida. Además, la mezcla generada era fácilmente reproducible, ya que producía el mismo grado de mezcla en diferentes repeticiones del experimento. No obstante, estos resultados, aunque cumplían las tendencias previstas por las simulaciones realizadas, diferían en los valores de los porcentajes de oxígeno en la mezcla. Como norma general, los porcentajes previstos por la simulación eran mayores a los obtenidos experimentalmente. En lo que respecta al flujo de salida de mezcla, se observó como los orificios de salida de 2 mm lo reducían significativamente, superando en algunos casos el 50% respecto al flujo de entrada. Sin embargo, cuando el tamaño del orificio aumentaba, también lo hacía el flujo de salida, llegando incluso a superar el flujo de entrada. Esto se debía a la mayor facilidad de paso y a la aceleración del flujo tras el estrechamiento en la entrada.

En cuanto a las principales limitaciones encontradas durante el desarrollo de este trabajo, destacan la falta de recursos con el software de simulación, ya que se utilizó la versión de estudiantes de Ansys Fluent que presentaba ciertas restricciones en cuanto a creación de malla. Esto limitó parcialmente el alcance y la precisión de algunas simulaciones realizadas. Además, se presentó una dificultad en la obtención de los materiales necesarios en la etapa experimental, lo que afectó los tiempos de desarrollo y ejecución del prototipo. A pesar de estas limitaciones, se lograron resultados coherentes y satisfactorios en ambas etapas del proyecto.

6 Conclusiones y líneas futuras

PRIMERA: Se ha determinado que el mezclador más adecuado para este estudio es aquel que toma como principio de funcionamiento el efecto Venturi.

SEGUNDA: La investigación teórica y práctica desarrollada en este trabajo ha demostrado la viabilidad de este sistema para generar una mezcla estable de oxígeno, capaz de mantener un FiO₂ constante.

TERCERA: El uso de la simulación en mecánica de fluidos computacional con software ANSYS Fluent es vital para la verificación de la bibliografía y la configuración adecuada de las simulaciones para los casos de estudio propios.

CUARTA: Las simulaciones realizadas con mecánica de fluidos computacional para las verificaciones previas dieron buen resultado para casi todos los casos propuestos en la bibliografía.

QUINTA: Aquellos valores no consistentes precisaron verificaciones adicionales, las cuales aportaron posibles razones de fallas.

SEXTA: Con ayuda de la valoración de los datos obtenidos se diseña un prototipo de mezclador propio. Este diseño contempla las presentes limitaciones de fabricación.

SETIMA: Los resultados obtenidos de las simulaciones del prototipo propio difieren en algunos aspectos con el modelo que muestra la bibliografía. Se ha determinado que esto se debe a las diferencias geométricas existentes entre ambos modelos y las diferentes condiciones de funcionamiento (flujos de entrada de O₂ más elevados).

OCTAVA: Tras la fabricación, el diseño experimental y la ejecución de los ensayos, los resultados obtenidos fueron satisfactorios, al ser capaz de generar una mezcla estable de oxígeno.

NOVENA: El prototipo es capaz de generar la misma mezcla en repetidas ocasiones asegurando la reproducibilidad de los resultados.

DECIMA: Los resultados experimentales, aunque cumplen las tendencias previstas por las simulaciones realizadas, diferían en los valores de los porcentajes de oxígeno en la mezcla prevista computacionalmente. Esto es debido a idealizaciones y complicaciones asociadas a la simulación CFD.

UNDÉCIMA: Se observó que los orificios de salida de 2 mm reducían significativamente el flujo de mezcla y que, con el aumento del tamaño del orificio, el flujo de salida también aumentaba, llegando a superar el flujo de entrada. Esto es debido a la menor restricción y la aceleración del flujo.

Líneas futuras

En cuanto a las líneas futuras, este trabajo abre múltiples oportunidades para continuar investigando y mejorando el diseño de mezclador aire-oxígeno de tipo Venturi. A continuación, se nombran posibles campos futuros de investigación:

1. **Integración con sistemas de control automatizados:** Explorar la integración del mezclador con sistemas de control automatizados que permitan ajustar en tiempo real la proporción de aire y oxígeno en función de las necesidades del usuario, mejorando su adaptabilidad.
2. **Validación clínica y pruebas de campo:** Proponer la validación del prototipo en entornos clínicos reales para verificar su desempeño en situaciones prácticas, especialmente en aplicaciones de alto flujo en adultos.
3. **Optimización geométrica del mezclador:** Realizar un análisis más profundo de las variables geométricas del mezclador para mejorar el comportamiento de este a la hora de realizar mezclas de concentraciones de O₂ específicas.
4. **Optimización de simulaciones CFD:** Explorar mejoras en las simulaciones CFD, utilizando versiones avanzadas del software que permitan generar mallas más precisas y simulaciones más detalladas para abordar las incongruencias presentadas en este TFG.

7 Bibliografía

- [1] K. Mollazadeh-Moghaddam *et al.*, “A Low-Cost Venturi Ambient Air-Oxygen Blender for Neonatal Oxygen Therapy,” *Academic Journal of Pediatrics & Neonatology*, vol. 8, no. 5, pp. 48–56, Feb. 2020, doi: 10.19080/AJPN.2020.08.555808.
- [2] T. F. Burke, A. Bellare, and K. Moghaddam, “Adjustable ambient air-oxygen blender US Patent 11,524,132 B2”.
- [3] G. F. Soares, O. M. Almeida, J. W. M. Menezes, S. S. A. Kozlov, and J. J. P. C. Rodrigues, “Air–Oxygen Blenders for Mechanical Ventilators: A Literature Review,” Mar. 01, 2022, *MDPI*. doi: 10.3390/s22062182.
- [4] “WHO Coronavirus (COVID-19) Dashboard | WHO Coronavirus (COVID-19) Dashboard With Vaccination Data.” Accessed: Sep. 21, 2023. [Online]. Available: <https://covid19.who.int/>
- [5] S. M. Levine and D. D. Marciniuk, “Global Impact of Respiratory Disease: What Can We Do, Together, to Make a Difference?,” May 01, 2022, *Elsevier Inc.* doi: 10.1016/j.chest.2022.01.014.
- [6] S. Levine *et al.*, “The Global Impact of Respiratory Disease THIRD EDITION 2 WRITING COMMITTEE.”
- [7] B. A. Professor Calmette, “section for the \$tubp of Mtseaze ill btilbren. Preventive Vaccination Against Tuberculosis with BCG,” 1931.
- [8] D. Rivero-Yeverino, “Spirometry: Basic concepts,” *Rev Alerg Mex*, vol. 66, no. 1, pp. 76–84, Jan. 2019, doi: 10.29262/ram.v66i1.536.
- [9] J. M. Rodríguez González-Moro, L. Bravo Quiroga, B. Alcázar Navarrete, I. Alfageme Michavila, and S. Díaz Lobato, “Continuous home oxygen therapy,” Apr. 01, 2020, *Elsevier Espana S.L.U.* doi: 10.1016/j.opresp.2020.03.004.
- [10] A. F. Campoverdi, R. A. Jeria, M. M. Quinones, A. R. Rocha, and W. C. Gomez, “High-flow oxygen therapy masks: Are they really Venturi?,” *Revista Chilena de Anestesia*, vol. 51, no. 2, pp. 175–183, 2022, doi: 10.25237/REVCHILANESTV5104021724.
- [11] F. E. Gempeler Rueda, “Anestesiología : apuntes para el médico general”.
- [12] J. D. Crapo, “MORPHOLOGIC CHANGES IN PULMONARY OXYGEN TOXICITY,” 1986. [Online]. Available: www.annualreviews.org
- [13] E. de Jonge *et al.*, “Association between administered oxygen, arterial partial oxygen pressure and mortality in mechanically ventilated intensive care unit patients,” *Crit Care*, vol. 12, no. 6, Dec. 2008, doi: 10.1186/cc7150.

- [14] P. Asfar *et al.*, “Hyperoxia and hypertonic saline in patients with septic shock (HYPER2S): a two-by-two factorial, multicentre, randomised, clinical trial,” *Lancet Respir Med*, vol. 5, no. 3, pp. 180–190, Mar. 2017, doi: 10.1016/S2213-2600(17)30046-2.
- [15] N. R. Aggarwal *et al.*, “Oxygen Exposure Resulting in Arterial Oxygen Tensions Above the Protocol Goal Was Associated With Worse Clinical Outcomes in Acute Respiratory Distress Syndrome,” *Crit Care Med*, vol. 46, no. 4, pp. 517–524, 2018, doi: 10.1097/CCM.0000000000002886.
- [16] J. M. Valencia Gallardo, J. Solé Violán, and F. Rodríguez de Castro, “Oxygen Therapy. Considerations Regarding its Use in Acute Ill Patients,” *Arch Bronconeumol*, vol. 58, no. 1, pp. 102–103, Jan. 2022, doi: 10.1016/j.arbres.2021.03.019.
- [17] B. Popat and A. T. Jones, “Invasive and non-invasive mechanical ventilation,” *Medicine (United Kingdom)*, vol. 40, no. 6, pp. 298–304, Jun. 2012, doi: 10.1016/j.mpmed.2012.03.010.
- [18] R. L. Dellaca, C. Veneroni, and R. Farre, “Trends in mechanical ventilation: are we ventilating our patients in the best possible way?,” *Breathe*, vol. 13, no. 2, pp. 84–98, Jun. 2017, doi: 10.1183/20734735.007817.
- [19] M. Garnier *et al.*, “Multifaceted bench comparative evaluation of latest intensive care unit ventilators,” *Br J Anaesth*, vol. 115, no. 1, pp. 89–98, Jul. 2015, doi: 10.1093/bja/aev028.
- [20] R. D. Restrepo and B. K. Walsh, “Humidification during invasive and noninvasive mechanical ventilation: 2012,” *Respir Care*, vol. 57, no. 5, pp. 782–788, May 2012, doi: 10.4187/respcare.01766.
- [21] T. Pham, L. J. Brochard, and A. S. Slutsky, “Mechanical Ventilation: State of the Art,” *Mayo Clin Proc*, vol. 92, no. 9, pp. 1382–1400, Sep. 2017, doi: 10.1016/J.MAYOCP.2017.05.004/ATTACHMENT/FC236525-E962-4DF6-81CF-49A48676C28E/MMC1.MP4.
- [22] M. L. Vega and L. Pisani, “Nasal high flow oxygen in acute respiratory failure,” May 01, 2021, *Elsevier Espana S.L.U.* doi: 10.1016/j.pulmoe.2021.01.005.
- [23] “Biorespira Lung Ventilator - IBD.” Accessed: Oct. 09, 2023. [Online]. Available: <https://www.ibdbiomed.com/biorespira-lung-ventilator/?lang=en>
- [24] “Airvo™ 2 Humidification System | Fisher & Paykel Healthcare.” Accessed: Oct. 09, 2023. [Online]. Available: <https://www.fphcare.com/es-es/hospital/adult-respiratory/optiflow/airvo-2-system/#interfaces>
- [25] “MaxBlend™ 2 Air-Oxygen Blender - Maxtec.” Accessed: Oct. 09, 2023. [Online]. Available: <https://www.maxtec.com/product/delivery/mixers-blenders/neonatal-pediatric-care/maxblend-2/>

- [26] “Masimo - Masimo softFlow.” Accessed: Oct. 09, 2023. [Online]. Available: <https://www.masimo.com/products/ventilator/masimo-softflow/>
- [27] “Precision Flow | Vapotherm High Velocity Therapy.” Accessed: Oct. 09, 2023. [Online]. Available: <https://vapotherm.com/precision-flow/>
- [28] “VentiMask • Flexicare.” Accessed: Oct. 09, 2023. [Online]. Available: <https://flexicare.com/product/ventimask-2/>
- [29] R. B. Caso and I. Quam, “Auto-controlled air-oxygen blender. US Patent 20140254305A1,” Mar. 2013.
- [30] D. W. Guillaume and D. DeVries, “Ambient pressure air/oxygen blender.”
- [31] D. F. DeVries, “Ambient pressure air/oxygen blender US Patent 5,014,694”.
- [32] S. Patil and N. K. Chougule, “CFD analysis of air and oxygen mixing during non-invasive ventilation therapy,” *Mater Today Proc*, vol. 72, pp. 1007–1013, Jan. 2023, doi: 10.1016/J.MATPR.2022.09.117.
- [33] E. N. Fuller, P. D. Schettler, and J. C. Giddings, “A new method for prediction of binary gas-phase diffusion coefficients,” *Ind Eng Chem*, vol. 58, no. 5, pp. 18–27, May 1966, doi: 10.1021/IE50677A007/ASSET/IE50677A007.FP.PNG_V03.
- [34] J. D. Anderson, *Computational fluid dynamics: the basic with applications*. 1995.
- [35] H. K. Versteeg and W. Malalasekera, *An introduction to computational fluid dynamics. The finite volume method*. Longman Scientific & Technical, 1995.
- [36] K. Ghaib, *Introduction to Computational Fluid Dynamics*. Springer, 2019.
- [37] A. Sharma, *Introduction to Computational Fluid Dynamics. Development, Application and Analysis*. 2022.
- [38] V. Munilla Giménez, “Efecto Venturi: qué es y cómo funciona - Resumen.”
- [39] K. Walter G., “An appreciation of two great workers in hydraulics; Giovanni Battista Venturi, Clemens Herschel.” 1912. Accessed: Oct. 25, 2023. [Online]. Available: <https://archive.org/details/appreciationoftw00kentrich/page/18/mode/2up?view=theater>
- [40] M. Reader-Harris, “Orifice Plates and Venturi Tubes. 1st Edition,” 2015.
- [41] C. V. Peñaranda Osorio, E. Rivas Trujillo, and O. Salcedo Parra, “Mecánica de fluidos,” 2008.

ANEXO A. Introducción a la mecánica de fluidos computacional (CFD)

La mecánica de fluidos computacional es una herramienta poderosa en la ingeniería y las ciencias aplicadas que permite el estudio detallado del comportamiento de fluidos mediante el uso de simulaciones numéricas. Esta disciplina combina principios fundamentales de la mecánica de fluidos con técnicas avanzadas de matemáticas y computación para resolver problemas complejos que serían imposibles de abordar con métodos experimentales tradicionales. A través del CFD, es posible analizar el flujo de fluidos en una variedad de contextos, desde la aerodinámica de vehículos hasta la dinámica de procesos industriales. En las secciones siguientes, se explorarán en detalle las ecuaciones fundamentales que rigen el comportamiento de los fluidos, las metodologías computacionales empleadas para resolver estas ecuaciones y los modelos utilizados para representar la turbulencia en los flujos, proporcionando una visión general la mecánica de fluidos computacional. Para más información, refiérase a la bibliografía utilizada para desarrollar el presente ANEXO B que incluye los títulos [34], [35], [36], [37]

1 Ecuaciones fundamentales de mecánica de fluidos

Toda la Dinámica de Fluidos Computacional (CFD) se fundamenta, en alguna medida, en las ecuaciones básicas de la dinámica de fluidos: las ecuaciones de continuidad, de cantidad de movimiento y de energía. Estas ecuaciones representan principios físicos y constituyen las formulaciones matemáticas de tres principios físicos esenciales que son la base de toda la dinámica de fluidos. En este apartado, se presentarán estas ecuaciones y se discutirá su significado físico. Comprender estas ecuaciones es vital para interpretar de manera correcta los resultados obtenidos tras la simulación.

1.1 La derivada material y la divergencia de la velocidad

Antes de presentar las ecuaciones fundamentales es importante comprender el significado físico tanto de la derivada material como de la divergencia de la velocidad. Estos conceptos aparecerán más adelante en nuestras ecuaciones, por tanto, es vital su comprensión antes de indagar en las ecuaciones fundamentales.

La derivada material se conoce por la siguiente expresión:

$$\frac{D}{Dt} = \frac{\partial}{\partial t} + u \frac{\partial}{\partial x} + v \frac{\partial}{\partial y} + w \frac{\partial}{\partial z}. \quad (2)$$

donde:

$u, v, w \rightarrow$ componentes de la velocidad en un espacio cartesiano x, y, z .

$t =$ tiempo.

Utilizando el operador ∇ , definido como:

$$\nabla = i \frac{\partial}{\partial x} + j \frac{\partial}{\partial y} + k \frac{\partial}{\partial z}. \quad (3)$$

donde:

$i, j, k \rightarrow$ vectores unitarios sobre los ejes x, y, z .

La derivada material se puede expresar de la siguiente manera:

$$\frac{D}{Dt} = \frac{\partial}{\partial t} + (V \cdot \nabla). \quad (4)$$

donde:

$V \rightarrow$ vector velocidad en un espacio cartesiano.

La derivada material $\frac{D}{Dt}$ hace referencia a la tasa de cambio temporal de la propiedad de un elemento fluido a medida que se mueve por el espacio. Es decir, nos fijamos en el elemento fluido mientras se está moviendo a través de un punto fijo, y observamos el cambio en sus propiedades a medida que avanza por su trayectoria. Si lo comparamos con $\frac{\partial}{\partial t}$, denominada como derivada local, es totalmente diferente, esto se refiere a la tasa de cambio temporal de una propiedad en un punto fijo específico. Es decir, nos fijamos en un punto estacionario y observamos el cambio en sus propiedades debido a las fluctuaciones transitorias en el campo de flujo. A la otra parte de la expresión de la derivada substancial, $V \cdot \nabla$ se le llama derivada convectiva. La derivada material se puede aplicar a cualquier variable del campo de flujo como la densidad la presión estática o la temperatura.

La divergencia de la velocidad se puede expresar de la siguiente manera, cuando consideramos que el volumen de control en movimiento se convierte en un elemento fluido infinitesimal:

$$\nabla \cdot V = \frac{1}{\delta v} \cdot \frac{D(\delta v)}{Dt}. \quad (5)$$

donde:

$v =$ volumen asociado a un volumen de control.

Tomando esta ecuación concluimos que el significado físico de la divergencia de la velocidad es la tasa temporal de cambio del volumen de un elemento fluido en movimiento por unidad de volumen.

1.2 Ecuación de continuidad

Para desarrollar la ecuación de continuidad, comenzaremos examinando su principio físico fundamental. Aplicaremos este principio a un modelo representativo del flujo, y tras analizar el caso, obtendremos una ecuación que representará el principio físico planteado. Existen varias alternativas posibles para nuestro modelo, y cada una de ellas desarrolla la ecuación de distinta manera, obteniendo variaciones en la expresión. Mas adelante comprobaremos como realmente estas variaciones expresan la misma ecuación.

Para plantear los diferentes modelos consideremos un volumen cerrado dentro de una región finita del flujo. Este volumen define un volumen de control y una superficie de control que se define como la superficie cerrada que delimita el volumen. El volumen de control puede estar fijo en el espacio con el fluido moviéndose a través de él. Por otro lado, el volumen de control podría moverse con el fluido de tal manera que las mismas partículas de fluido siempre estén dentro de él. Los principios físicos fundamentales se aplican al fluido dentro del volumen de control y al fluido que cruza la superficie de control, siempre que el volumen de control este fijo en el espacio. Tras esto, podemos plantear cuatro modelos para nuestro volumen de control finito, serían los siguientes:

1. Volumen de control finito fijo en el espacio con fluido moviéndose a través de él.
2. Volumen de control finito moviéndose con el fluido de tal manera que las mismas partículas fluidas están siempre integradas dentro del volumen de control.
3. Elemento fluido infinitesimal fijo en el espacio con fluido moviéndose a través de él.
4. Elemento fluido infinitesimal moviéndose a lo largo de una línea de corriente con la velocidad V igual a la velocidad de flujo local en cada punto.

Para abreviar este apartado, únicamente desarrollaremos uno de los cuatro modelos, específicamente el modelo presentado primero, volumen de control finito fijo en el espacio con fluido moviéndose a través de él. A continuación, se presenta este modelo de flujo de manera más detallada en la Figura 66.

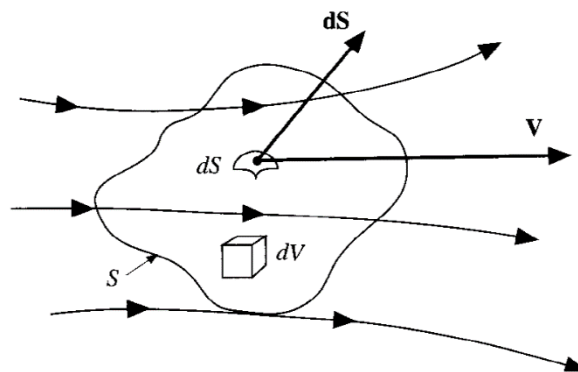


Figura 66. Volumen de control finito fijo en el espacio. Fuente: [34]

Como se puede observar, en un punto en la superficie de control, la velocidad del flujo es $\mathbf{V} = ui + vj + wk$. El vector elemental de superficie es $d\mathbf{S} = n \cdot dS$ donde dS es un elemento infinitesimal de superficie y n es el vector unidad perpendicular a la superficie en dS . También consideramos a dV como un volumen elemental contenido dentro del volumen de control finito. A este volumen de control le aplicamos el principio físico fundamental de conservación de la masa. Es decir, el flujo de masa neto que escapa del volumen de control a través de la superficie S es igual tasa temporal de decremento de masa dentro del volumen de control.

El flujo de masa que atraviesa cualquier superficie fija es igual al producto de la densidad por el área de la superficie por el componente de velocidad perpendicular a nuestra superficie.

$$\rho \cdot V_n \cdot dS = \rho \mathbf{V} \cdot d\mathbf{S}. \quad (6)$$

El producto de $\rho \mathbf{V} \cdot d\mathbf{S}$ es positivo ya que los vectores $d\mathbf{S}$ y $\mathbf{V}$ apuntan en dirección contraria a la superficie, esto significa que el flujo es hacia el exterior del volumen. Por tanto, el flujo de masa neto hacia fuera de todo el volumen de control será el sumatorio sobre S de todo el flujo masico expresado en la ecuación 5. Esto se puede expresar con la siguiente integral de superficie.

$$\oint_S \rho \mathbf{V} \cdot d\mathbf{S}. \quad (7)$$

La masa contenida en un volumen elemental dv es $\rho \cdot dv$, por tanto, la masa total dentro de un volumen de control se puede expresar como:

$$\iiint_v \rho \cdot dv. \quad (8)$$

Con esto, podemos expresar la tasa temporal de decremento de masa dentro del volumen de control como:

$$-\frac{\partial}{\partial t} \iiint_v \rho \cdot dv. \quad (9)$$

Utilizando estas dos expresiones (7) y (9) obtenemos la siguiente expresión.

$$\frac{\partial}{\partial t} \iiint_v \rho \cdot dv + \oint_S \rho \mathbf{V} \cdot d\mathbf{S} = 0. \quad (10)$$

La ecuación anterior representa la ecuación de continuidad de tipo integral, desarrollada a partir del modelo de un volumen de control finito fijado en el espacio. Si usamos los otros modelos presentados anteriormente obtendríamos las siguientes expresiones finales.

Para un volumen de control finito moviéndose con el fluido de tal manera que las mismas partículas fluidas están siempre integradas dentro del volumen de control.

$$\frac{D}{Dt} \iiint_v \rho \cdot dv = 0. \quad (11)$$

Elemento fluido infinitesimal fijo en el espacio con fluido moviéndose a través de él.

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} + \nabla \cdot (\rho \mathbf{V}) = 0. \quad (12)$$

Elemento fluido infinitesimal moviéndose a lo largo de una línea de corriente con la velocidad $\mathbf{V}$ igual a la velocidad de flujo local en cada punto.

$$\frac{D\rho}{Dt} + \rho \nabla \cdot \mathbf{V} = 0. \quad (13)$$

Como podemos apreciar existen cuatro tipos distintos de la ecuación de continuidad en función del modelo flujo utilizado en su planteamiento. Dos de ellas son ecuaciones integrales y las dos restantes son ecuaciones diferenciales. Realmente, estas ecuaciones son idénticas en su fundamento por lo que presentan variaciones de una misma expresión. Por tanto, es posible manipular estas ecuaciones para pasar de una a otra. A continuación, presentamos un ejemplo de ello. Partiendo de la ecuación (10) razonada anteriormente y sabiendo que el volumen de control utilizado en su modelo está fijado en el espacio, podemos concluir que sus límites de integración para las integrales son constantes y por tanto la derivada temporal puede colocarse dentro de la integral de la siguiente manera.

$$\iiint_V \frac{\partial \rho}{\partial t} \cdot dv + \iint_S \rho \mathbf{V} \cdot d\mathbf{S} = 0. \quad (14)$$

Aplicando el teorema de la divergencia de Gauss, la integral de superficie puede expresarse como una integral de volumen de la siguiente manera.

$$\iint_S \rho \mathbf{V} \cdot d\mathbf{S} = \iiint_V \nabla \cdot (\rho \mathbf{V}) dv. \quad (15)$$

Sustituyendo la ecuación (15) en la ecuación (14) tenemos lo siguiente.

$$\iiint_V \left[\frac{\partial \rho}{\partial t} + \nabla \cdot (\rho \mathbf{V}) \right] dv = 0. \quad (16)$$

Finalmente, como el volumen de control tiene una forma aleatoria en el espacio, la única forma de que la integral iguale cero es que el integrando sea cero en cada punto dentro del volumen de control, con esto tenemos:

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} + \nabla \cdot (\rho \mathbf{V}) = 0. \quad (17)$$

Esta expresión es precisamente la ecuación de continuidad obtenida a través del modelo de un elemento fluido infinitesimal fijo en el espacio con fluido moviéndose a través de él.

1.3 Ecuación del momento

En este apartado, para la demostración de la ecuación del momento aplicaremos otro principio físico fundamental, la segunda ley de Newton, a un modelo del flujo. Aunque se puede utilizar cualquiera de los modelos mencionados en el anterior apartado, utilizaremos aquel mas conveniente. Sería un elemento fluido infinitesimal moviéndose a lo largo de una línea de corriente con velocidad V igual a la velocidad del flujo local en cada punto. A continuación, presentamos la segunda ley de newton aplicada a nuestro elemento fluido, considerando únicamente las fuerzas en la componente x (ver Figura 67).

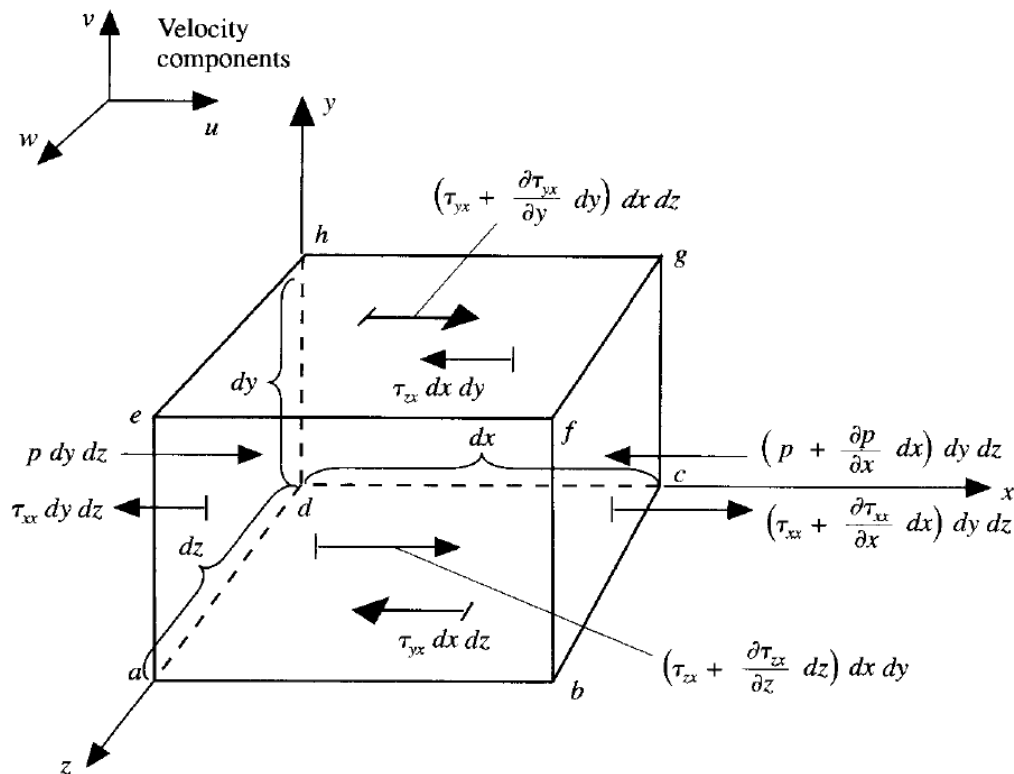


Figura 67. Componente x de las fuerzas aplicadas a un elemento fluido infinitesimal. Fuente: [34]

Para analizar el elemento fluido, en primer lugar, consideramos las fuerzas que actúan sobre nuestro elemento. En un elemento fluido en movimiento, las fuerzas pueden originarse de dos fuentes principales. Las fuerzas de campo actúan directamente sobre la masa volumétrica del fluido y operan a distancia, como las fuerzas gravitacionales, eléctricas y magnéticas. Por otro lado, las fuerzas de superficie actúan directamente sobre la superficie del elemento de fluido y provienen de la presión ejercida por el fluido circundante, así como de los esfuerzos cortantes y normales que este mismo fluido impone, lo cual genera efectos de fricción en la superficie. Las fuerzas de campo y de superficie se pueden expresar de la siguiente manera.

$$\begin{aligned} \text{Fuerza de Campo actuando en dirección } x \text{ sobre el elemento fluido} \\ = \rho f_x (dx dy dz). \end{aligned} \quad (18)$$

$$\begin{aligned}
 & \text{Fuerza de superficie neta en dirección } x \\
 & = \left[p - \left(p + \frac{\partial p}{\partial x} \right) \right] dy dz + \left[\left(\tau_{xx} + \frac{\partial \tau_{xx}}{\partial x} dx \right) - \tau_{xx} \right] dy dz \\
 & \quad + \left[\left(\tau_{yx} + \frac{\partial \tau_{yx}}{\partial y} dy \right) - \tau_{yx} \right] dx dz \\
 & \quad + \left[\left(\tau_{zx} + \frac{\partial \tau_{zx}}{\partial z} dz \right) - \tau_{zx} \right] dx dy.
 \end{aligned} \tag{19}$$

Por tanto, la fuerza total en la dirección x es dada a partir de la suma de ecuaciones (18) y (19), esto resulta en la siguiente expresión.

$$F_x = \left[-\frac{\partial p}{\partial x} + \frac{\partial \tau_{xx}}{\partial x} + \frac{\partial \tau_{yx}}{\partial y} + \frac{\partial \tau_{zx}}{\partial z} \right] dx dy dz + \rho f_x dx dy dz. \tag{20}$$

Hasta ahora hemos definido la resultante de las fuerzas exteriores que actúan sobre el elemento, esto es igual a la variación con el tiempo de la cantidad de movimiento o de impulso lineal, según la segunda ley de Newton. Esto se puede expresar de manera sencilla con el uso de la derivada material de la siguiente manera.

$$\text{Variación temporal del impulso lineal} = \rho \frac{Du}{Dt}. \tag{21}$$

Combinando las ecuaciones (20) y (21) conseguimos la ecuación del momento para flujos viscosos en la dirección x .

$$\rho \frac{Du}{Dt} = -\frac{\partial p}{\partial x} + \frac{\partial \tau_{xx}}{\partial x} + \frac{\partial \tau_{yx}}{\partial y} + \frac{\partial \tau_{zx}}{\partial z} + \rho f_x. \tag{22}$$

Esta ecuación puede simplificarse hasta hallar la conocida ecuación de Navier-Stokes en forma conservativa. Para ello son necesaria varias modificaciones más la aplicación de la afirmación realizada por Isaac Newton a finales del siglo XVII. El esfuerzo cortante en un fluido es proporcional a la tasa de deformación temporal, es decir, a los gradientes de velocidad. Estos fluidos se llaman fluidos newtonianos. Los fluidos en los que τ no es proporcional a los gradientes de velocidad son fluidos no newtonianos. A continuación, se presenta la ecuación final.

$$\frac{\partial(\rho \vec{v})}{\partial t} + \nabla \cdot (\rho \vec{v} \vec{v}) - \nabla \cdot \vec{\tau} - \rho \vec{f}_m = 0. \tag{23}$$

donde:

$\vec{v} \rightarrow$ vector velocidad del fluido.

$\frac{\partial(\rho \vec{v})}{\partial t} \rightarrow$ Termino de variación temporal del momento lineal.

$\nabla \cdot (\rho \vec{v} \vec{v}) \rightarrow$ Divergencia del flujo del momento lineal.

$\nabla \cdot \vec{\tau} \rightarrow$ Divergencia del tensor de tensiones.

$\rho \vec{f}_m \rightarrow$ Fuerzas externas volumetricas.

1.4 Ecuación de la energía

En este apartado, para la demostración de la ecuación de la energía aplicaremos otro principio físico fundamental, la energía se conserva. Para este caso, al igual que para la demostración de la ecuación del momento utilizaremos el mismo modelo de flujo, un elemento fluido infinitesimal moviéndose a lo largo de una línea de corriente con velocidad V igual a la velocidad del flujo local en cada punto. El principio físico indicado no es más que la primera ley de la termodinámica, que aplicado a nuestro modelo de flujo establece que la tasa de cambio de energía dentro del elemento fluido es igual a el flujo neto de calor agregado al sistema más la tasa de trabajo realizado en el elemento por las fuerzas volumétricas y de superficie.

Para evaluar la ecuación sabemos que la tasa de trabajo realizado sobre el elemento es igual al producto de la fuerza y el componente de la velocidad en la dirección de la fuerza. Por tanto, la tasa de trabajo realizado por las fuerzas volumétricas se puede expresar de la siguiente manera.

$$\rho \mathbf{f} \cdot \mathbf{V} (dx dy dz). \quad (24)$$

Para las fuerzas superficiales, considerando únicamente las fuerzas en la dirección x , la tasa de trabajo sobre el elemento por las fuerzas tangenciales y de presión es dada por la componente x de la velocidad multiplicada por las fuerzas. A continuación, en la siguiente Figura 68 presentamos de manera explícita la tasa de trabajo realizada por las fuerzas superficiales en dirección x en cada cara del elemento.

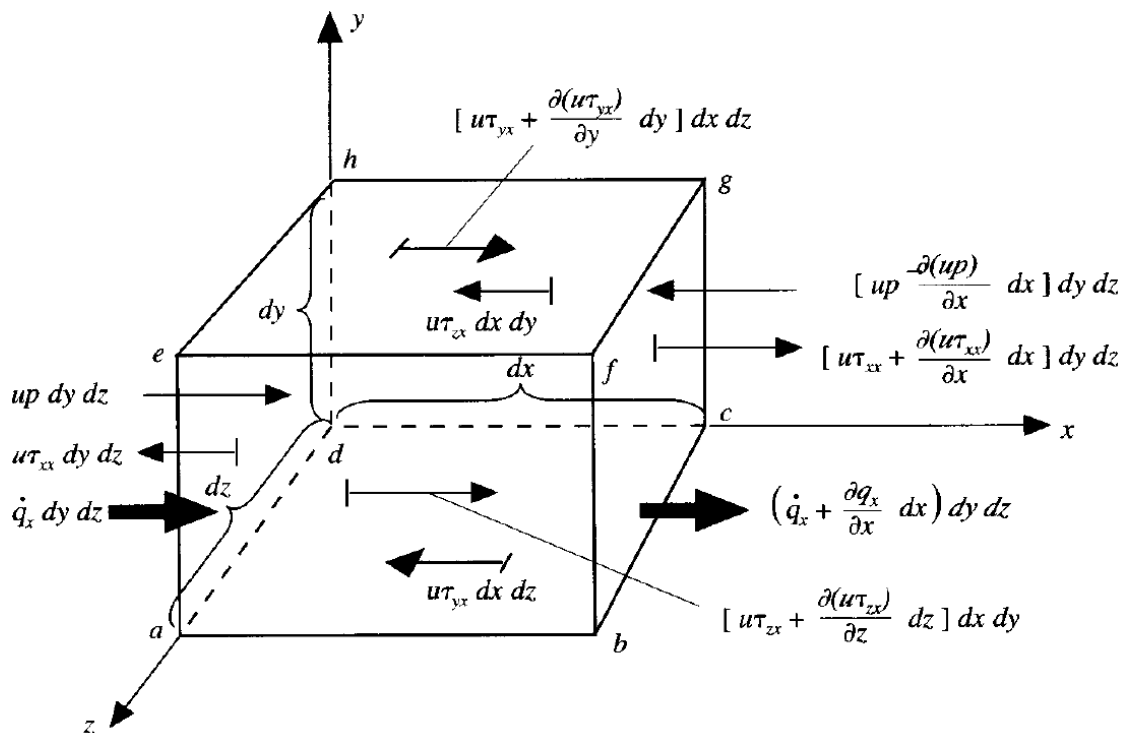


Figura 68. Trabajo realizado por las fuerzas superficiales en dirección x sobre el elemento fluido. Fuente: [34]

En total, la tasa de trabajo realizado en el elemento por las fuerzas volumétricas y de superficie se expresa con la siguiente ecuación.

$$\begin{aligned} & \left[- \left(\frac{\partial(up)}{\partial x} + \frac{\partial(vp)}{\partial y} + \frac{\partial(wp)}{\partial z} \right) + \frac{\partial(u\tau_{xx})}{\partial x} + \frac{\partial(u\tau_{yx})}{\partial y} + \frac{\partial(u\tau_{zx})}{\partial z} \right. \\ & \quad + \frac{\partial(v\tau_{xy})}{\partial x} + \frac{\partial(v\tau_{yy})}{\partial y} + \frac{\partial(v\tau_{zy})}{\partial z} + \frac{\partial(w\tau_{xz})}{\partial x} + \frac{\partial(w\tau_{yz})}{\partial y} \\ & \quad \left. + \frac{\partial(w\tau_{zz})}{\partial z} \right] dx dy dz + \rho \mathbf{f} \cdot \mathbf{V} dx dy dz. \end{aligned} \quad (25)$$

Ahora es necesario desarrollar la parte de la ecuación correspondiente al flujo neto de calor hacia el elemento. Este flujo de calor es debido a dos fenómenos, la adición volumétrica de calor como la absorción o emisión de radiación y la transferencia de calor a través de la superficie debido a gradientes de temperatura. Definiendo $\dot{q}$ como la tasa de adición de calor volumétrico por unidad de masa obtenemos la siguiente expresión para el calentamiento volumétrico del elemento.

$$\text{Calentamiento volumétrico del elemento} \rightarrow \rho \dot{q} dx dy dz. \quad (26)$$

Para razonar la ecuación del calor neto transferido en dirección x hacemos referencia a la Figura 68 gracias a la cual razonamos la siguiente ecuación.

$$\left[\dot{q}_x - \left(\dot{q}_x + \frac{\partial \dot{q}_x}{\partial x} dx \right) \right] dy dz = - \frac{\partial \dot{q}_x}{\partial x} dx dy dz. \quad (27)$$

Finalmente, tenemos el ultimo integrante de la ecuación, la tasa de cambio de energía interna del elemento. Para razonar su expresión hay que tener en cuenta los dos fenómenos que contribuyen al mismo. La energía interna debida movimiento aleatorio de las moléculas por unidad de masa y la energía cinética del elemento fluido debida a su movimiento. Considerando lo anterior, la energía total elemento fluido en movimiento se puede expresar a través de la derivada material de la siguiente manera.

$$\rho \frac{D}{Dt} \left(e + \frac{V^2}{2} \right) dx dy dz. \quad (28)$$

Juntando todos los términos presentados anteriormente conseguimos la ecuación de la energía en forma no conservativa. No obstante, haciendo las modificaciones necesarias podemos conseguir la famosa ecuación de la energía total en forma conservativa (que incluye energía interna, energía cinética y energía potencial) de un sistema fluido. A continuación, presentamos esta ecuación.

$$\frac{\partial(\rho e)}{\partial t} + \nabla \cdot (\rho \vec{v} e) - \rho \vec{f}_m \cdot \vec{v} - \nabla \cdot (\vec{\tau} \cdot \vec{v}) + \nabla \cdot \vec{q}_{co} - \dot{q}_{ra} - \dot{q}_{re} = 0. \quad (29)$$

donde:

$\frac{\partial(\rho e)}{\partial t} \rightarrow$ Cambio temporal de la energía interna del fluido por unidad de volumen.

$\nabla \cdot (\rho \vec{v} e) \rightarrow$ Divergencia del flujo convectivo de energía.

$-\rho \vec{f}_m \cdot \vec{v} \rightarrow$ Trabajo realizado por fuerzas volumetricas.

$-\nabla \cdot (\vec{\tau} \cdot \vec{v}) \rightarrow$ Trabajo realizado por las fuerzas viscosas.

$\nabla \cdot \vec{q}_{co} \rightarrow$ Divergencia del flujo de calor conducido.

$-\dot{q}_{ra} \rightarrow$ Adición o eliminación de calor por radiación.

$-\dot{q}_{re} \rightarrow$ Adición o eliminación de calor por otras fuentes.

2 Introducción al método de volúmenes finitos

En el apartado anterior se estudiaron las ecuaciones básicas que gobiernan la dinámica de fluidos, la ecuación de conservación de masa, momento y energía. Estas ecuaciones se pueden expresar de manera unificada a través de la ecuación general o compacta de las ecuaciones de Navier-Stokes, la cual toma la siguiente forma.

$$\frac{\partial(\rho\phi)}{\partial t} + \nabla \cdot (\rho \vec{v}\phi) - \nabla \cdot (\Gamma^\phi \nabla \phi) - Q^\phi = 0. \quad (30)$$

donde:

$$\vec{v} = (u, v, w).$$

$$\phi \begin{cases} 1 \\ u \\ v \rightarrow \text{Variable genérica que representa las cantidades conservadas.} \\ w \\ e \end{cases}$$

$$\frac{\partial(\rho\phi)}{\partial t}$$

→ Término temporal, representa el cambio temporal de la cantidad conservada ϕ .

$$\nabla \cdot (\rho \vec{v}\phi)$$

→ Término convectivo, representa el transporte de la cantidad conservada debido al movimiento del fluido.

$$\nabla \cdot (\Gamma^\phi \nabla \phi)$$

→ Término difusión, representa el transporte de ϕ debido a los gradientes de ϕ en el dominio.

$$-Q^\phi$$

→ Término fuente, representa la generación o destrucción de ϕ dentro del volumen de control debido a fuentes internas.

La ecuación (30), en formato general puede simplificarse aún más añadiendo un operador espacial que engloba todos los términos convectivos, difusivos y de fuente. Facilitando la representación y manipulación de la ecuación al unificar múltiples términos. De esta manera conseguimos la siguiente expresión.

$$\frac{\partial(\rho\phi)}{\partial t} + \mathcal{L}(\phi) = 0. \quad (31)$$

donde:

$\mathcal{L}(\phi) \rightarrow$ operador espacial.

Las ecuaciones generales de conservación no suelen admitir soluciones analíticas debido a su naturaleza no lineal. Esta no linealidad se debe a varios motivos, en primer lugar, debido a la presencia de productos de variables dependientes del tiempo y del espacio. Por ejemplo, el término convectivo implica un producto entre la densidad ρ , el vector de velocidad $\vec{v}$ y la variable de interés ϕ . Tanto la densidad como la velocidad pueden variar en función del tiempo y del espacio, y su producto introduce una no linealidad en las ecuaciones. Los términos de fuente y

los coeficientes de difusión también pueden contribuir a la no linealidad. El término de fuente Q_ϕ puede representar fenómenos como reacciones químicas, generación de calor, fuerzas externas, etc., y su valor puede depender de las variables de estado del sistema de una manera no lineal. De igual forma los coeficientes de difusión Γ_ϕ no siempre son constantes y pueden depender de la temperatura, la concentración o incluso de la propia variable.

Debido a la no linealidad, las ecuaciones de conservación no pueden resolverse de manera exacta usando métodos analíticos convencionales para la gran mayoría de los casos. Por tanto, se recurre a métodos numéricos, como el método de volúmenes finitos, para obtener soluciones aproximadas. Estos métodos discretizan las ecuaciones en el espacio y en el tiempo, permitiendo resolverlas iterativamente. La naturaleza no lineal de las ecuaciones requiere técnicas avanzadas de solución, como métodos de iteración no lineal y algoritmos de convergencia, para obtener soluciones precisas y estables.

Para la resolución aproximada, el primer paso es discretizar el dominio del problema en un número i de volúmenes finitos o celdillas. Tras esto, integramos la ecuación general de conservación, ecuación (31), sobre cada volumen finito V , encerrado dentro de una superficie S .

$$\int_V \frac{\partial(\rho\phi)}{\partial t} dV + \int_V \mathcal{L}(\phi) dV = 0. \quad (32)$$

Si analizamos en primer lugar la integración en V del operador espacial $\mathcal{L}$, tenemos lo siguiente.

$$\int_V \mathcal{L}(\phi) dV = \int_V \nabla \cdot (\rho \vec{v} \phi) dV - \int_V \nabla \cdot (\Gamma \nabla \phi) dV - \int_V Q \phi dV. \quad (33)$$

Para simplificar la integración de los términos convectivo y difusivo, aplicamos el Teorema de la divergencia de Gauss, que transforma las integrales de volumen en integrales de superficie. Esto permite evaluar los flujos a través de la superficie S del volumen finito V .

$$\int_V \mathcal{L}(\phi) dV = \int_S \rho \vec{v} \phi \cdot \vec{n} dS - \int_S \Gamma \nabla \phi \cdot \vec{n} dS - \int_V Q \phi dV. \quad (34)$$

Estos términos pueden ser calculados de manera aproximada para cada una de las celdillas. A continuación, en la Figura 69 podemos apreciar una celda de volumen finito i , representada por un polígono de M caras. Con ayuda de esta imagen especificamos la forma en la que se aproximan cada uno de los términos que componen el operador $\mathcal{L}(\phi)$.

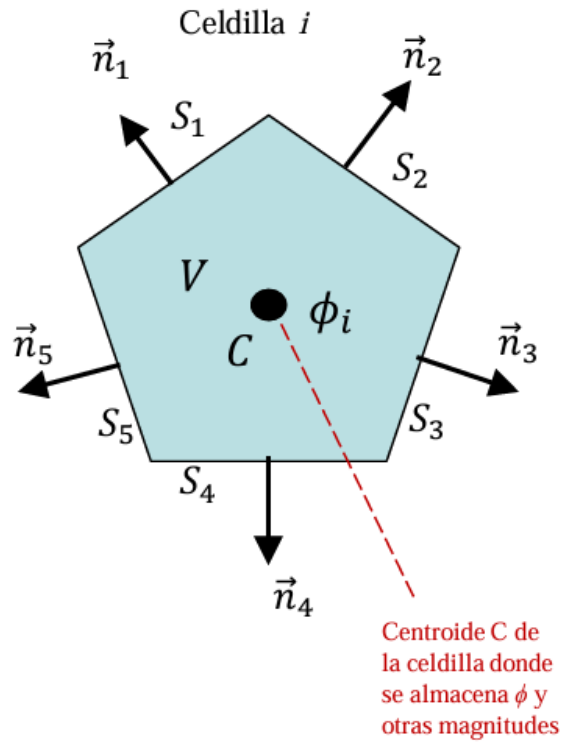


Figura 69. Celda de volumen finito, i .

Aproximamos los valores de los términos de la ecuación (34) de la siguiente manera.

$$\int_S \rho \vec{v} \phi \cdot \vec{n} dS \cong \sum_{j=1}^M (\rho \vec{v} \phi)_j \cdot \vec{n}_j S_j.$$

$$\int_S \Gamma^\phi \nabla \phi \cdot \vec{n} dS \cong \sum_{j=1}^M (\Gamma^\phi \nabla \phi)_j \cdot \vec{n}_j S_j.$$

$$\int_V Q^\phi dV \cong Q_i^\phi V.$$

por tanto

$$L(\phi_i) \equiv \sum_{j=1}^M (\rho \vec{v} \phi)_j \cdot \vec{n}_j S_j - \sum_{j=1}^M (\Gamma^\phi \nabla \phi)_j \cdot \vec{n}_j S_j - Q_i^\phi V.$$

siendo

$$\int_V \mathcal{L}(\phi) dV \cong L(\phi_i).$$

En conclusión, la integral de cada término sobre un volumen finito se aproxima mediante sumas de flujos a través de las caras de la celda y la generación interna. Esta aproximación permite convertir las ecuaciones diferenciales continuas en un sistema de ecuaciones algebraicas discretas que se pueden resolver numéricamente.

Para el siguiente paso, el método de volúmenes finitos contempla integrar la ecuación de conservación en el tiempo. Para ello, en un principio partimos de la ecuación (32), la cual corresponde a la integración espacial sobre un volumen finito de la ecuación general de conservación en su forma más compacta. Tras la realización de la integral obtenemos la ecuación correspondiente al balance de la cantidad conservada ϕ en un volumen finito i en el instante t . Podemos expresarla de la siguiente manera.

$$\left. \frac{\partial(\rho\phi)}{\partial t} \right|_i^t V + L(\phi_i^t) = 0. \quad (35)$$

En el siguiente paso, para aproximar la derivada temporal de una cantidad conservada ϕ se utiliza la serie de Taylor, la cual representa una función como la suma infinita de términos calculados a partir de las derivadas de la función en un punto específico. Aplicando este principio para nuestro caso obtendríamos lo siguiente.

$$(\rho\phi)_i^{t+\Delta t} \approx (\rho\phi)_i^t + \left. \frac{\partial(\rho\phi)}{\partial t} \right|_i^t \Delta t + \frac{1}{2} \left. \frac{\partial^2(\rho\phi)}{\partial t^2} \right|_i^t \Delta t^2. \quad (36)$$

Simplificando la expresión, utilizando únicamente el primer término de la expansión podemos determinar lo siguiente.

$$\left. \frac{\partial(\rho\phi)}{\partial t} \right|_i^t \approx \frac{(\rho\phi)_i^{t+\Delta t} - (\rho\phi)_i^t}{\Delta t}. \quad (37)$$

Finalmente sustituyendo esta aproximación en la ecuación espacialmente integrada obtenemos la forma discreta de la ecuación de conservación que relaciona el estado de la cantidad conservada ϕ en el volumen finito en dos instantes de tiempo consecutivos t y $t + \Delta t$.

$$\frac{(\rho\phi)_i^{t+\Delta t} - (\rho\phi)_i^t}{\Delta t} V + L(\phi_i^t) = 0. \quad (38)$$

El último paso consta en extender el procedimiento del método de volúmenes finitos a todo el dominio computacional formado por la división de N celdillas. Para ello aplicamos la ecuación discretizada a cada una de las celdas del dominio, la ecuación desglosada en todos sus términos sería la siguiente.

$$\frac{(\rho\phi)_i^{t+\Delta t} - (\rho\phi)_i^t}{\Delta t} V + \left\{ \sum_{j=1}^M (\rho\vec{v}\phi)_j \cdot \vec{n}_j S_j - \sum_{j=1}^M (\Gamma^\phi \nabla \phi)_j \cdot \vec{n}_j S_j - Q_i^\phi V \right\}^t = 0. \quad (39)$$

donde $i = 1:N$.

Al extender esta ecuación a todas las N celdas del dominio, obtenemos un sistema de ecuaciones algebraicas formado por las siguientes matrices:

1. **Matriz de coeficientes A :** Es una matriz dispersa, es decir, una matriz en la que la mayor parte de sus elementos son cero. Sus valores se almacenan utilizando tres vectores $D = \text{diag}()$, $L = \text{lower}()$ y $U = \text{upper}()$ para ahorrar memoria y ganar eficiencia computacional.
2. **Matriz de incógnitas $\vec{x}$:** Contiene los valores de la cantidad conservada ϕ en cada celda para cada nuevo instante de tiempo $t + \Delta t$.
3. **Matriz de términos independientes:** Incluye los valores conocidos, incluyendo las condiciones de contorno y los términos de la ecuación en el instante de tiempo t .

A continuación, en la Figura 70 podemos observar el sistema algebraico generado a partir de aplicar el método de volúmenes finito a nuestro dominio computacional.

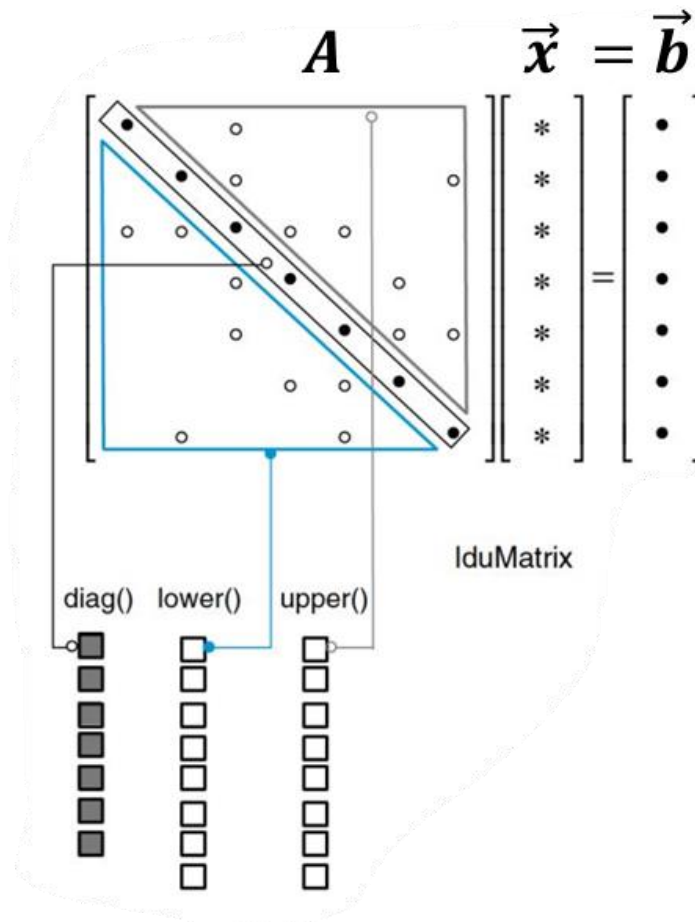


Figura 70. Sistema algebraico del método de volúmenes finitos aplicado al dominio computacional

Este sistema algebraico resultante se resuelve utilizando el método iterativo de sobre relajación sucesiva (SOR), el cual es una variación del método de Gauss-Seidel exclusivamente diseñada para la resolución de sistemas lineales a partir de la computación. Para su aplicación se considera un sistema lineal cuadrado, de n ecuaciones con variable desconocida x .

$$A\mathbf{x} = \mathbf{b}, \quad A = \begin{bmatrix} a_{11} & a_{12} & \cdots & a_{1n} \\ a_{21} & a_{22} & \cdots & a_{2n} \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ a_{n1} & a_{n2} & \cdots & a_{nn} \end{bmatrix}, \quad \mathbf{x} = \begin{bmatrix} x_1 \\ x_2 \\ \vdots \\ x_n \end{bmatrix}, \quad \mathbf{b} = \begin{bmatrix} b_1 \\ b_2 \\ \vdots \\ b_n \end{bmatrix}.$$

La matriz A se puede escribir como la suma de su componente diagonal D , junto a sus componentes de triangular inferior y superior, L y U respectivamente, pudiendo escribir el sistema de ecuaciones lineales de la siguiente manera.

$$(D + \omega L)x = \omega b - [\omega U + (\omega - 1)D]x. \quad (40)$$

Donde ω es conocido como el factor de relajación. El método SOR despeja x del lado izquierdo de la igualdad en la ecuación (40) y utiliza el valor de x del paso anterior en el lado derecho. No obstante, para evitar hallar la inversa de $(D + \omega L)$. En su lugar, se resuelve el sistema de ecuaciones multiplicando ambos lados de la ecuación iterativa por $(D + \omega L)$ y dado que esta matriz es la triangular inferior es posible resolver el sistema utilizando sustitución hacia delante. Esto significa que podemos resolver las incógnitas de una en una, comenzando desde la primera hasta la última. De esta forma se obtiene la siguiente expresión para cada coordenada de la estimación $x^{(k+1)}$.

$$x_i^{(k+1)} = (1 - \omega)x_i^{(k)} + \frac{\omega}{a_{ii}} \left(b_i - \sum_{j < i} a_{ij}x_j^{(k+1)} - \sum_{j > i} a_{ij}x_j^{(k)} \right). \quad (41)$$

donde $i = 1, 2, \dots, n$.

$\omega \in (0, 2)$.

El factor de relajación ω ajusta la velocidad de convergencia del método iterativo y ayuda a acelerar significativamente la convergencia, especialmente en sistemas grandes y complejos. Gracias a esto, el método SOR con un factor de sobrerelajación adecuado se utiliza ampliamente en simulaciones numéricas y en problemas de dinámica de fluidos computacional, superando en velocidad a otros métodos iterativos tradicionales.

3 Introducción al modelado de la turbulencia

La mayoría de los flujos en ingeniería son turbulentos, para simularlos es necesario activar un modelo de turbulencia, seleccionar un modelo adecuado para el comportamiento del fluido cerca de la pared y establecer las condiciones de contorno de entrada específicas para el modelo de turbulencia.

Para determinar si el flujo es laminar o turbulento se utiliza el número de Reynolds. Esta determinación se basa en los valores críticos de Re_L que marcan la transición entre los diferentes regímenes de flujo. Esta transición depende entre otras cosas de si el flujo es externo o interno. En flujos externos, que incluyen aquellos a lo largo de superficies o alrededor de obstáculos, el flujo se vuelve turbulento si el número de Reynolds calculado supera 500,000 para el caso de flujo a lo largo de superficies y si excede 20,000 para el caso de flujo alrededor de obstáculos. En el caso de flujos internos, el flujo pasa a turbulento si el número de Reynolds calculado con el diámetro del conducto supera 2,300.

Existen tres métodos principales para calcular flujos turbulentos: Simulación Numérica Directa (DNS), Simulación de Grandes Vórtices (LES) y Simulación de Navier-Stokes Promediadas por Reynolds (RANS). A continuación, se detallan las características principales de cada uno de estos enfoques:

1. **Simulación numérica directa (DNS):** La DNS resuelve numéricamente las ecuaciones de Navier-Stokes en todo el espectro de escalas, sin necesidad de modelar la turbulencia. Este enfoque proporciona soluciones extremadamente precisas, ya que captura todas las escalas de la turbulencia directamente. Sin embargo, su principal desventaja es el elevado coste computacional, lo que lo hace impráctico para aplicaciones industriales.
2. **Simulación de Grandes Vórtices (LES):** La LES filtra las ecuaciones de Navier-Stokes para resolver directamente las grandes estructuras turbulentas, mientras que modela las pequeñas escalas. Aunque es menos costosa que la DNS, todavía requiere una cantidad significativa de recursos computacionales, lo que puede ser una limitación para muchas aplicaciones prácticas.
3. **Simulación de Navier-Stokes Promediadas por Reynolds (RANS):** La RANS resuelve las ecuaciones de Navier-Stokes promediadas en el tiempo, modelando todo el movimiento turbulento. Este enfoque es mucho más eficiente computacionalmente en comparación con DNS y LES, lo que lo hace adecuado para la mayoría de los problemas industriales. Aunque puede ser menos preciso debido a la necesidad de modelar las turbulencias, ofrece una buena relación entre precisión y costo computacional. Además, hay una amplia variedad de modelos de turbulencia disponibles para adaptarse a diferentes tipos de flujos y condiciones.

A continuación, se presentan las características principales de los modelos de turbulencia RANS disponibles en el software de ANSYS Fluent.

Tabla 47. Características principales de modelos de turbulencia en Fluent.

Modelo	Características principales
Spalart-Allmaras	Económico para mallas grandes. Ideal para flujos externos/internos ligeramente complejos (casi 2D) y flujos de capa límite con bajo gradiente de presión, como superficies aerodinámicas, alas y cascos de barcos. Tiene limitaciones en flujos 3D y con fuerte separación.
Standard $k - \varepsilon$	Robusto y ampliamente utilizado a pesar de sus limitaciones. Desempeño pobre en flujos complejos con altos gradientes de presión y separación. Útil para iteraciones iniciales, selección de diseños alternativos y estudios paramétricos.
Realizable $k - \varepsilon$	Adecuado para flujos con esfuerzos complejos, incluyendo deformaciones rápidas, remolinos moderados y flujos de transición local, como la separación de capa límite y desprendimiento de vórtices. Aplicaciones incluyen ventilación de habitaciones y generadores de vórtices.
RNG $k - \varepsilon$	Ofrece beneficios y aplicaciones similares al Realizable k- ε , aunque puede ser más difícil de converger.
Standard $k - \omega$	Excelente para capa límite, cortante libre y flujos con bajo número de Reynolds. Adecuado para flujos complejos con gradientes de presión y separación, como en aerodinámica externa y turbomáquinas. Puede prever desprendimiento excesivo y temprano. Sensible a las condiciones de contorno de turbulencia.
SST $k - \omega$	Proporciona beneficios similares al Standard k- ω , con menor sensibilidad a las condiciones de contorno de entrada. Mejor para predecir el desprendimiento de capa límite que otros modelos RANS.
BSL $k - \omega$	Similar al SST k- ω . Efectivo para flujos complejos cuando el modelo SST sobre-predice la separación del flujo.
RSM	El modelo RSM (Reynolds Stress Model) es el más completo de la familia RANS. No asume viscosidad isotrópica, lo que requiere más tiempo y memoria de CPU. Robusto para flujos 3D complejos con fuerte curvatura de líneas de corriente, vórtices intensos y flujos rotatorios, como en ciclones y quemadores con remolino.

Adicionalmente, para simular la turbulencia es importante comprender la capa límite. Esta capa es considerada la región del flujo en donde los efectos de la viscosidad son significativos. Esta región se forma cuando un fluido se mueve sobre una superficie sólida el flujo cambia de un estado laminar a turbulento.

La capa límite turbulenta se compone de una zona interior y una zona exterior. Para la simulación en CFD, las más influyentes son las capas interiores: la subcapa viscosa, que está inmediatamente adyacente a la pared, y la capa de flujo turbulento completamente desarrollado,

que se encuentra ligeramente más alejada. Los diferentes modelos de turbulencia requerirán entradas diferentes dependiendo de si se modelará explícitamente la subcapa viscosa, la cual necesitará un mallado extremadamente fino para capturar los gradientes de velocidad o si se utilizarán aproximaciones para su resolución. A continuación, en la Figura 71 se observa el desarrollo del flujo sobre la superficie de una placa plana.

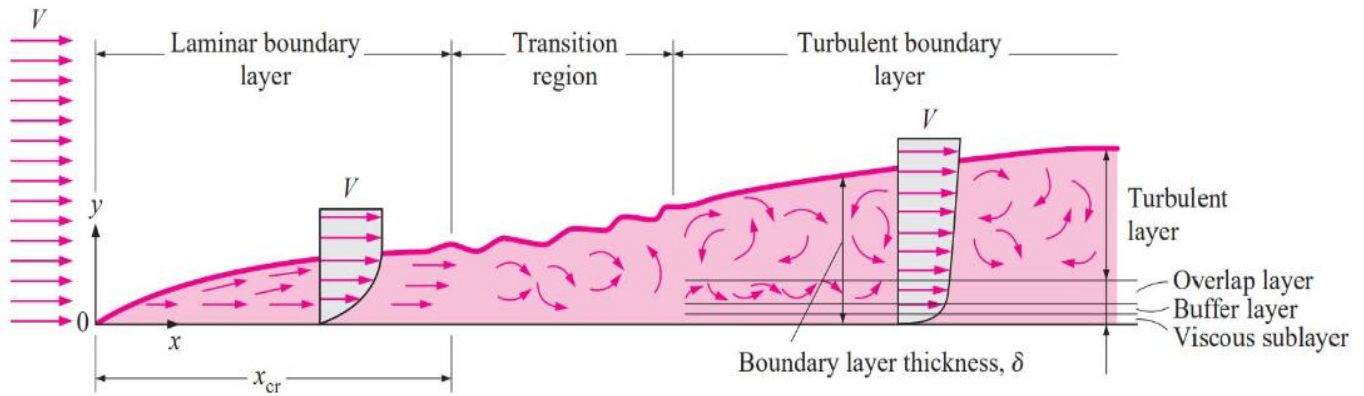


Figura 71. Desarrollo del flujo en una placa plana.

En la capa límite la velocidad del flujo cambia rápidamente debido a los efectos de la viscosidad. La velocidad es cero en la superficie de la pared debido a la condición de no deslizamiento y aumenta rápidamente a medida que se aleja de la pared hasta alcanzar la velocidad del flujo libre. Para poder comparar los perfiles de velocidad en diferentes flujos, es útil adimensionar las variables involucradas, velocidad y distancia. Para ello se procede de la siguiente manera:

- Velocidad adimensional $\rightarrow U^+ = U/u_\tau$.
Donde la tensión de cizallamiento en la pared $\tau_w = -\rho u_\tau^2$.
- Distancia a la pared $\rightarrow y^+ = y u_\tau / \nu$.

Tras adimensionar la velocidad (u), y la distancia (y), como resultado se obtiene un perfil de capa límite predecible para varios fluidos, pasando de lineal en la subcapa viscosa a un comportamiento logarítmico. Si graficamos $\ln(y^+)$ en el eje x versus u^+ en el eje y tenemos la gráfica de la Figura 72.

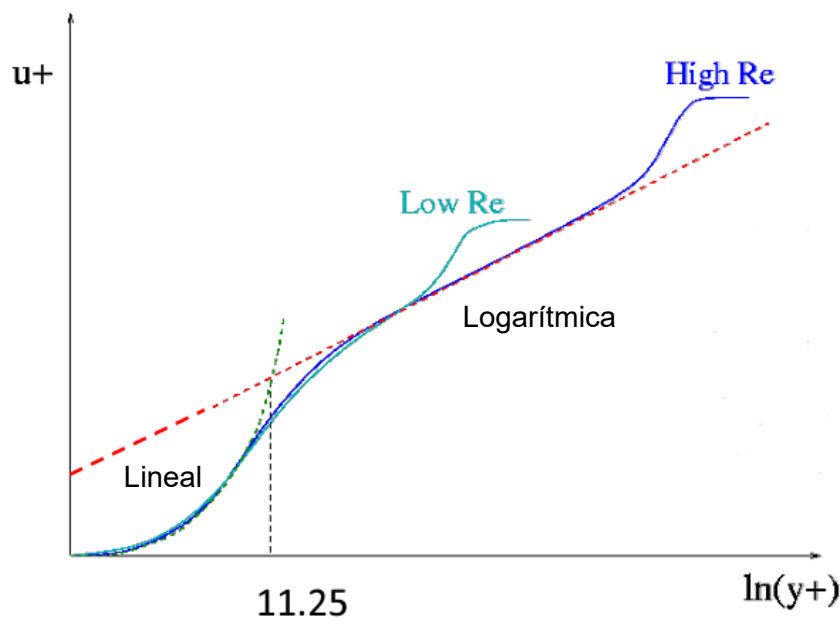


Figura 72. Gráficas variables adimensionales $\ln(y^+)$ vs u^+ .

Como se puede apreciar a medida que el número de Reynolds del problema aumenta, la región logarítmica se extiende a valores más altos de y^+ .

No obstante, hay que tener en cuenta que el tratamiento computacional de las regiones cercanas a la pared crea discordancias con la realidad. Esto se debe a que las magnitudes siempre varían de forma lineal dentro de las celdillas, creando un desajuste entre la realidad y lo determinado computacionalmente. Esto desencadena en un cálculo erróneo del esfuerzo cortante ya que este se calcula multiplicando viscosidad por el gradiente de velocidad en la pared, que computacionalmente no es exacto. Para solventar esto es necesario modificar la viscosidad para que el esfuerzo cortante en la pared sea correcto. En la siguiente tabla se puede comparar el esfuerzo en la pared real con aquel en el que el perfil de velocidad es lineal.

Tabla 48. Comparación τ_w real y computacional

τ_w^{REAL}	$\tau_w^{PERFIL LINEAL}$
$\tau_w = -\rho v \frac{\partial U}{\partial y}_{y=0}$	$\tau_w = -\rho v_w \frac{U_p}{y_p}$

Donde v_w es la viscosidad efectiva, que se calcula de forma que el esfuerzo en la pared sea correcto. Para ello partimos de la definición del perfil real de velocidad.

$$U^+ = f(y^+) = \frac{U}{u_\tau} = \frac{U u_\tau}{u_\tau^2} = -\frac{U u_\tau \rho}{\tau_w}$$

Si despejamos, el esfuerzo de la pared real queda de la siguiente manera.

$$\tau_w = -\frac{U u_\tau \rho}{f(y^+)}.$$

Igualándolo al esfuerzo en la pared determinado por el código CFD tenemos.

$$\frac{U u_\tau \rho}{f(y^+)} = \rho v_w \frac{U_p}{y_p}.$$

Simplificando nos queda.

$$v_w = \frac{y_p u_\tau}{f(y^+)} \rightarrow v_w = \left(\frac{y^+}{f(y^+)} \right).$$

Tras esto, podemos presentar las funciones de pared, estándar y modificada. Estas funciones se utilizan para aproximar el perfil de velocidad adimensional en función de la distancia adimensional desde la pared. Esto permite capturar el comportamiento del flujo en diferentes regiones de la capa límite, simplificando los cálculos en simulaciones CFD.

A continuación, se presentan las funciones de pared estándar.

$$U^+ = f(y^+) = \begin{cases} y^+ & y^+ < 11,25 \\ \frac{1}{\kappa} \log(E y^+) & y^+ > 11,25 \end{cases}$$

Por tanto, la viscosidad efectiva correspondiente es:

$$v_w = \begin{cases} v & y^+ < 11,25 \\ v \left(\frac{y^+}{1/\kappa \log(E y^+)} \right) & y^+ > 11,25 \end{cases}$$

Se representan de la siguiente manera:

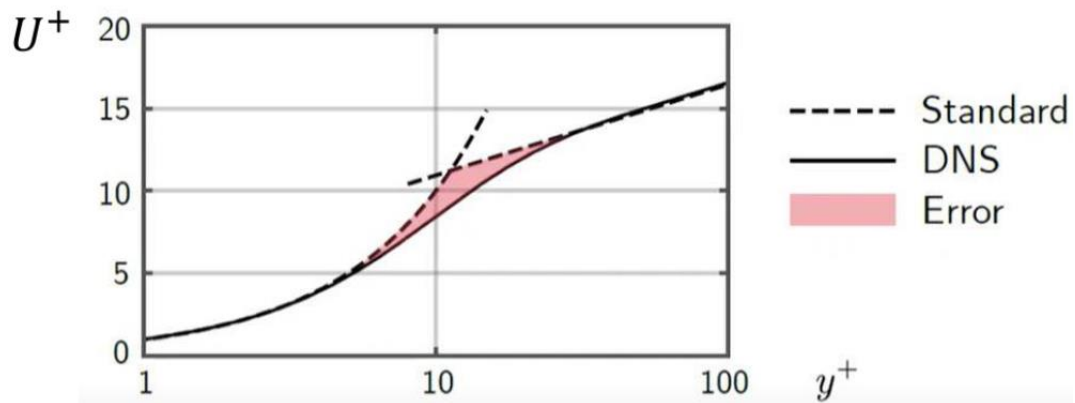


Figura 73. Representación de funciones de pared estándar, U^+ vs y^+ .

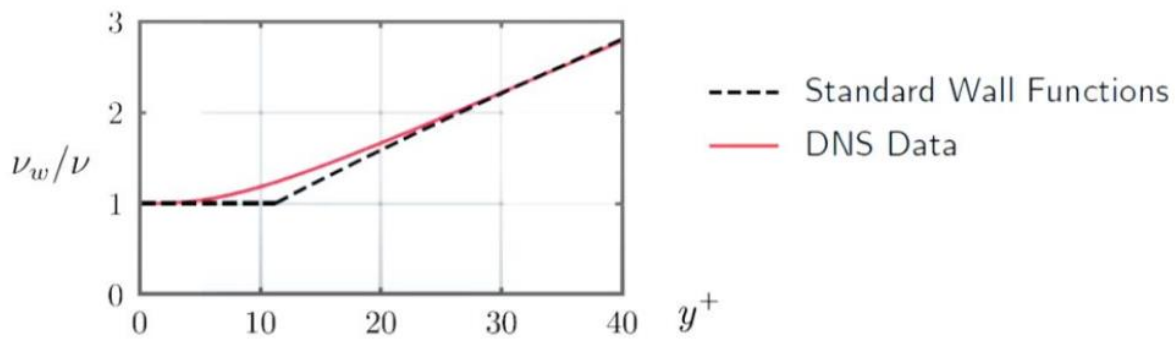


Figura 74. Representación de viscosidad efectiva de función estándar, ν_w/ν vs y^+ .

Como podemos observar en las Figura 73 y 74 las funciones estándar funcionan correctamente en la zona de subcapa viscosa $y^+ < 5$ al igual que para $y^+ > 30$. No obstante, comete bastante error entre estos valores. Para intentar minimizar este error se utiliza la función de pared mejorada, la cual se presenta a continuación (ver Figura 75).

$$f(y^+) = e^{\Gamma} u_{lam}^+ + e^{\frac{1}{\Gamma}} u_{turb}^+.$$

$$\Gamma = \frac{-0,01 (y^+)^4}{1 + 5y^+}.$$

Con su correspondiente viscosidad efectiva

$$\nu_w = \nu \left(\frac{y^+}{e^{\Gamma} u_{lam}^+ + e^{\frac{1}{\Gamma}} u_{turb}^+} \right).$$

Se representan de la siguiente manera:

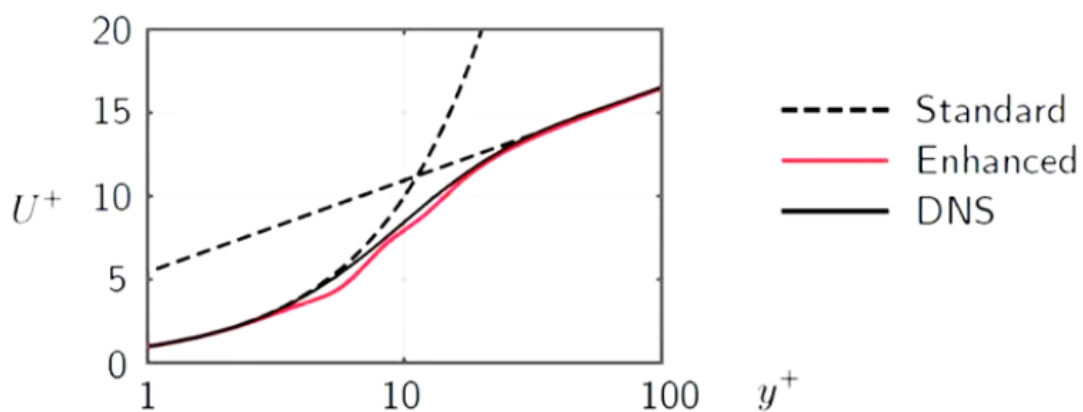


Figura 75. Representación de funciones de pared mejorada, U^+ vs y^+ .

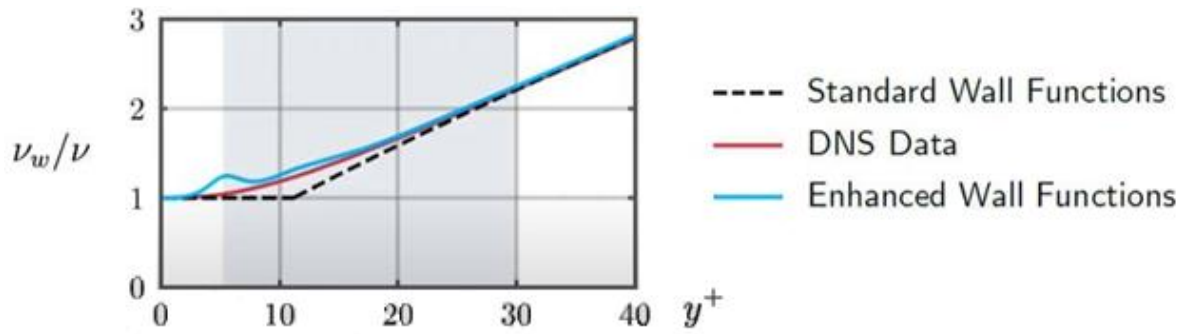


Figura 76. Representación de viscosidad efectiva, función estándar, ν_w/ν vs y^+ .

Esta expresión es válida para todo valor de y^+ , pero no obstante presenta un leve pico en torno a $y^+ = 5$, lo que implica un peor desempeño que las funciones de pared estándar en este punto (ver Figura 76).

Una vez presentado las bases de la turbulencia podemos concluir que existen dos estrategias distintas para modelar el flujo cerca de las paredes en simulaciones CFD. El primer enfoque sería mediante una resolución explícita de la subcapa viscosa gracias a un mallado extremadamente fino, otro enfoque sería a partir de las funciones de pared vistas anteriormente.

Las funciones de pared aproximan el comportamiento del flujo en la región de interés, cercano a las paredes, reduciendo el coste computacional significativamente al evitar la necesidad de un mallado extremadamente fino en esa área. Por otro lado, la resolución explícita de la capa viscosa es preferible en estudios detallados y en investigaciones donde la alta precisión es crucial, debido a un muy elevado coste computacional el problema puede llegar a ser irresoluble.

ANEXO B. Fundamentos teóricos. El efecto y tubo Venturi

El efecto Venturi se refiere a un fenómeno en el que un fluido en movimiento dentro de un conducto cerrado experimenta una disminución de presión a medida que su velocidad aumenta al pasar por una sección más estrecha. Cuando esta aceleración es significativa, se generan considerables diferencias de presión. En tales condiciones, si se introduce el extremo de otro conducto en este punto, se produce una succión del fluido del segundo conducto, que se mezcla con el flujo del primer conducto [38]. Este efecto, demostrado por primera vez en 1797, lleva el nombre del físico italiano Giovanni Battista Venturi [39].

Este efecto se puede entender a través de los principios de Bernoulli y la conservación de la masa. Cuando el caudal de un fluido se mantiene constante, pero la sección del conducto disminuye, la velocidad necesariamente aumenta al pasar por esta sección. Según el teorema de conservación de la energía mecánica, un aumento en la energía cinética conlleva una disminución forzosa en la energía asociada a la presión.

El tubo Venturi es un dispositivo originalmente diseñado para medir la velocidad de un fluido aprovechando el efecto Venturi. En esencia, permite calcular la velocidad en un punto conociendo la velocidad antes del estrechamiento más la diferencia de presiones [38].

1 Teorema de Bernoulli

El Teorema de Bernoulli establece que para el movimiento uniforme de un fluido sin fricción la energía total por unidad de masa es constante a lo largo de la línea de flujo. Incluyendo no sólo las energías cinéticas e interna, sino también las energías potenciales asociadas al campo de presiones y al campo de fuerzas externas del cuerpo [40]. Por tanto, la energía total por unidad de masa, H_e , viene dada por la expresión:

$$H_e = \frac{1}{2}|u|^2 + E_i + \frac{p}{\rho} + \Psi. \quad (42)$$

onde u es la velocidad, E_i es la energía interna por unidad de masa, p es la presión, ρ la densidad y Ψ es el potencial asociado con el campo de fuerza conservador. Si consideramos el caso particular en el que flujo sea incompresible y la única fuerza actuando sobre el fluido sea la gravedad ($\Psi = gz$) podemos expresar de la siguiente manera:

$$\frac{1}{2}|u|^2 + \int \frac{dp}{\rho} + gz. \quad (43)$$

1.1 Flujo incompresible

Si consideramos una sección convergente de un tubo Venturi y aplicamos el Teorema de Bernoulli la ecuación anterior (43), **Error! No se encuentra el origen de la referencia.** quedaría de esta forma, donde los subíndices 1 y 2 representan los puntos aguas arriba y aguas abajo respectivamente (ver Figura 77).

$$\frac{1}{2}\rho u_1^2 + p_1 = \frac{1}{2}\rho u_2^2 + p_2. \quad (44)$$

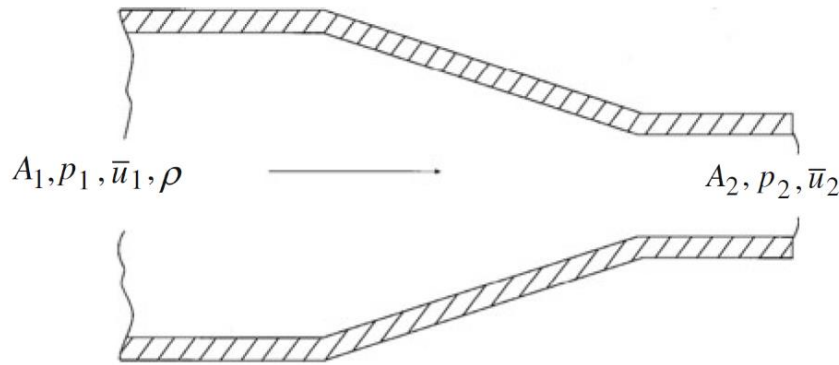


Figura 77. Flujo convergente, caso fluido incompresible. Fuente:[40]

Haciendo uso de la ecuación de conservación de masa podemos determinar el caudal masico q_m , a partir de la sección de paso, la densidad y la velocidad axial.

$$q_m = \rho u_1 A_1 = \rho u_2 A_2. \quad (45)$$

Si definimos el ratio de áreas m , y el ratio de diámetros β como:

$$\frac{A_2}{A_1} = m = \left(\frac{d}{D}\right)^2 = \beta^2. \quad (46)$$

Finalmente, haciendo uso de las ecuaciones (45) y (46) se puede expresar el caudal masico para flujo incompresible como:

$$q_m = \frac{1}{\sqrt{1-\beta^4}} \frac{\pi d^2}{4} \sqrt{2\rho(p_1 - p_2)}. \quad (47)$$

1.2 Flujo Compresible

Si el fluido es compresible, se producirá un cambio de densidad cuando la presión del fluido cae de p_1 a p_2 al atravesar el dispositivo. Como la presión cambia rápidamente, se considera nula transferencia de calor y, dado que no se realiza ningún trabajo sobre el fluido, la expansión es isentrópica. Es decir, p es proporcional a ρ^κ , donde κ es el exponente isentrópico [40]. De este modo, en los tubos de Venturi, si Ψ también es constante a partir de la ecuación (43) se deduce la siguiente ecuación:

$$\frac{1}{2}u_1^2 + \frac{\kappa}{\kappa-1} \frac{p_1}{\rho_1} = \frac{1}{2}u_2^2 + \frac{\kappa}{\kappa-1} \frac{p_2}{\rho_2}. \quad (48)$$

Haciendo uso de la ecuación de conservación de masa (48), definiendo el ratio de presiones como $\tau = p_2/p_1$ y aclarando que la relación de densidades $\rho_2/\rho_1 = (p_2/p_1)^{\frac{1}{\kappa}} = \tau^{\frac{1}{\kappa}}$ podemos definir u_1 como:

$$u_1 = \frac{\rho_2 A_2}{\rho_1 A_1} u_2 = \tau^{\frac{1}{\kappa}} \beta^2 u_2. \quad (49)$$

De esta forma, sustituyendo la ecuación (49) en la ecuación (48) tenemos:

$$\begin{aligned} u_2^2 \left(1 - \beta^4 \tau^{\frac{2}{\kappa}} \right) &= \frac{2\kappa}{\kappa - 1} \left(\frac{p_1}{\rho_1} - \frac{p_2}{\rho_2} \right) = \frac{2\kappa}{\kappa - 1} \frac{(p_1 - p_2)}{\rho_1} \left(\frac{p_1 - \tau^{-\frac{1}{\kappa}} p_2}{p_1 - p_2} \right) \\ &= \frac{2\kappa}{\kappa - 1} \frac{\Delta p}{\rho_1} \left(\frac{1 - \tau^{\frac{\kappa-1}{\kappa}}}{1 - \tau} \right). \end{aligned} \quad (50)$$

Finalmente, sustituyendo la ecuación (50) en la ecuación de conservación de masa (48) podemos determinar el caudal masico:

$$\begin{aligned} q_m &= \rho_2 \frac{\pi}{4} d^2 \sqrt{\frac{2\kappa}{\kappa - 1} \left(\frac{\Delta p}{\rho_1} \right) \left(\frac{1}{1 - \beta^4 \tau^{\frac{2}{\kappa}}} \right) \left(\frac{1 - \tau^{\frac{\kappa-1}{\kappa}}}{1 - \tau} \right)} \\ &= \frac{1}{\sqrt{1 - \beta^4}} \frac{\pi}{4} d^2 \sqrt{2\rho_1 \Delta p} \sqrt{\left(\frac{\kappa \tau^{\frac{2}{\kappa}}}{\kappa - 1} \right) \left(\frac{1 - \beta^4}{1 - \beta^4 \tau^{\frac{2}{\kappa}}} \right) \left(\frac{1 - \tau^{\frac{\kappa-1}{\kappa}}}{1 - \tau} \right)}. \end{aligned} \quad (51)$$

Concluyendo, el caudal masico se puede expresar como:

$$q_m = \frac{\varepsilon}{\sqrt{1 - \beta^4}} \frac{\pi}{4} d^2 \sqrt{2\rho_1 \Delta p}. \quad (52)$$

Siendo ε , el factor de expansión dado por:

$$\varepsilon = \sqrt{\left(\frac{\kappa \tau^{\frac{2}{\kappa}}}{\kappa - 1} \right) \left(\frac{1 - \beta^4}{1 - \beta^4 \tau^{\frac{2}{\kappa}}} \right) \left(\frac{1 - \tau^{\frac{\kappa-1}{\kappa}}}{1 - \tau} \right)}. \quad (53)$$

1.3 Ecuación para uso práctico

En realidad, se produce una pérdida de presión debida a la fricción en la pared del tubo Venturi. Además, el cálculo previo es una simplificación, ya que la velocidad no tiene un valor uniforme en todos los planos. En la práctica, la presión se mide utilizando una toma de presión, lo que también requiere considerar el error estático del orificio. Debido a esto, la ecuación (52) es multiplicada por un coeficiente de descarga C que considera estos efectos [40]. Este coeficiente es el ratio entre el caudal real y el caudal teórico. Por tanto, la ecuación quedaría de la siguiente forma:

$$q_m = \frac{C\varepsilon}{\sqrt{1-\beta^4}} \frac{\pi}{4} d^2 \sqrt{2\rho_1 \Delta p}. \quad (54)$$

2 Numero de Reynolds, perfil de velocidad y rugosidad

2.1 Numero de Reynolds

El coeficiente de descarga en un tubo Venturi depende del número de Reynolds el cual afecta significativamente en comportamiento de fluidos en tuberías. Este número se define de la siguiente forma.

$$Re_D = \frac{\rho D u_p}{\mu}. \quad (55)$$

Donde u_p es la velocidad media en la tubería, D , es el diámetro de la tubería y ρ , y μ son la densidad y la viscosidad dinámica en la tubería. El numerador, es una medida de la capacidad del fluido para generar fuerzas dinámicas mientras que el denominador mide la capacidad para generar fuerzas viscosas. Es decir, se trata de una variable adimensional que indica qué tipo de fuerza prevalece en el fluido, ya sean fuerzas dinámicas o fuerzas viscosas. Esto, a su vez, proporciona información sobre el comportamiento del fluido y si el flujo será laminar o turbulento. Un valor menor a 2000 indica un flujo laminar, mientras que un valor superior a 5000 sugiere un flujo turbulento, con una transición entre ambos estados en el rango intermedio [40], [41].

2.2 Perfil de velocidad

Un gráfico que muestra cómo varía la velocidad, u , a lo largo de un diámetro de una tubería se llama perfil de velocidad (ver Figura 78). En el flujo laminar, el perfil de velocidad es una parábola y la velocidad en el centro de la tubería es el doble de la velocidad promedio. Con el flujo turbulento, el perfil de velocidad aguas abajo de una longitud muy larga de tubería recta es mucho más plano y la velocidad en el centro es aproximadamente 1.2 veces la velocidad promedio [40], [41].

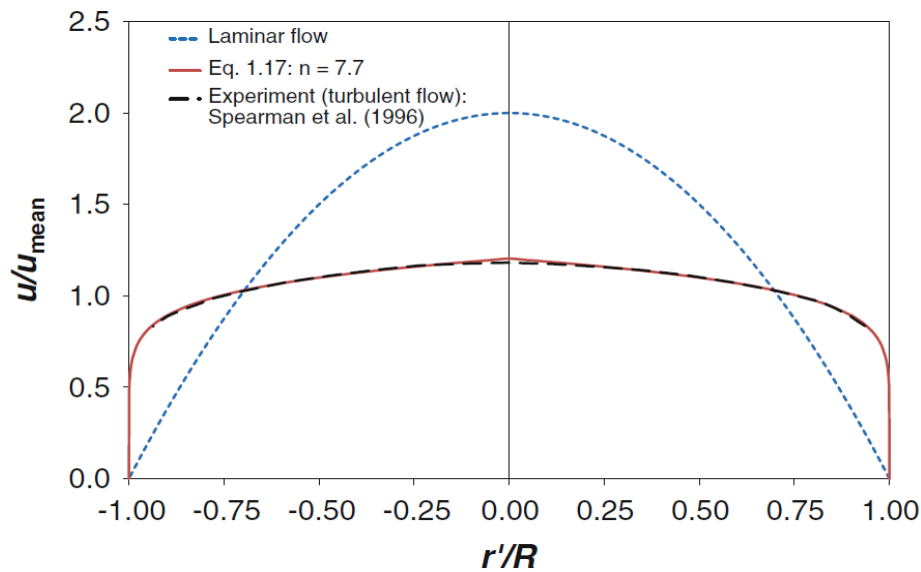


Figura 78. Perfil de velocidad flujo laminar y turbulento. Fuente: [40]

2.3 Rugosidad

El perfil de velocidad en una tubería se ve afectado tanto por el número de Reynolds como por la rugosidad de la tubería, pero, para un número de Reynolds suficientemente alto sólo depende a través de su efecto sobre el factor de fricción. El factor de fricción, λ , puede medirse directamente utilizando:

$$\Delta p = \frac{\lambda \rho u^2 x}{2D}. \quad (56)$$

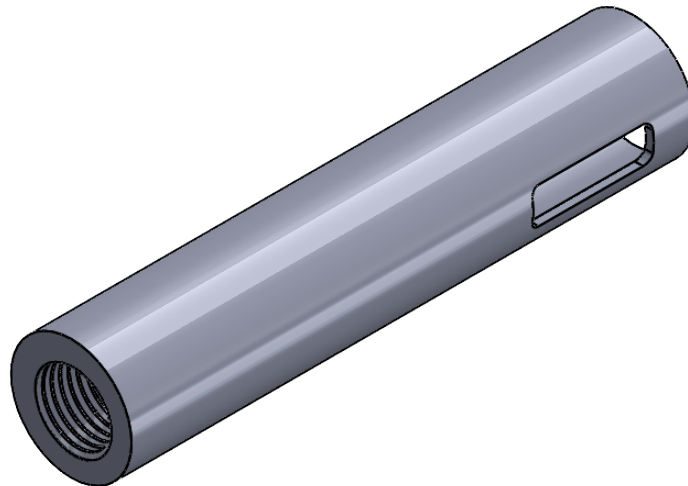
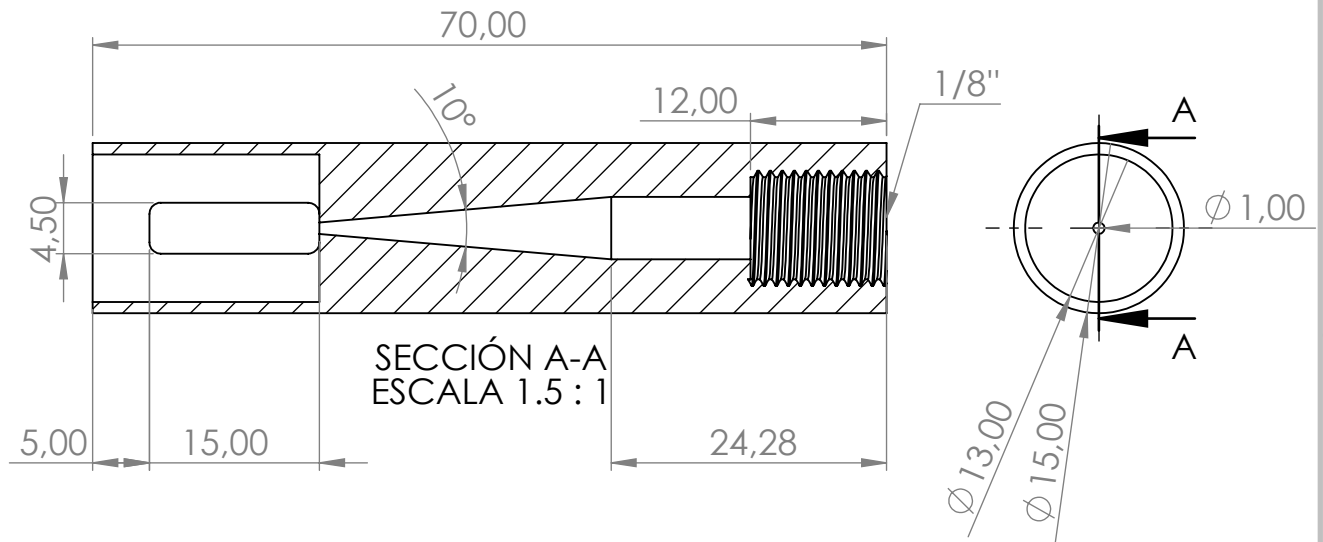
Donde Δp , es la diferencia de presión entre dos puntos separados una distancia x en un tubo de diámetro D donde la velocidad media es u . Esto corresponde a:

$$\tau_w = \frac{1}{8} \lambda \rho u^2. \quad (57)$$

Donde τ_w , es la tensión cortante en la pared. No obstante, se suele estimar con la ecuación de Colebrook-White ya que en vez de medir la caída de presión suele ser más simple medir la desviación media aritmética del perfil de rugosidad R_a , y deducir la rugosidad equivalente mediante $k \approx \pi R_a$ para luego encontrar un valor de λ iterando en la ecuación de Colebrook [40].

$$\frac{1}{\sqrt{\lambda}} = 1,74 - 2 \lg \left(\frac{2k}{D} + \frac{18,7}{Re_D \sqrt{\lambda}} \right). \quad (58)$$

ANEXO C. Planos piezas fabricadas



TRABAJO: DISEÑO DE UN MEZCLADOR AIRE-OXÍGENO PARA UN VENTILADOR MECÁNICO

ESCUELA DE INGENIERÍAS INDUSTRIALES - UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

GRADO EN INGENIERÍA MECÁNICA

FECHA: JUNIO 2024

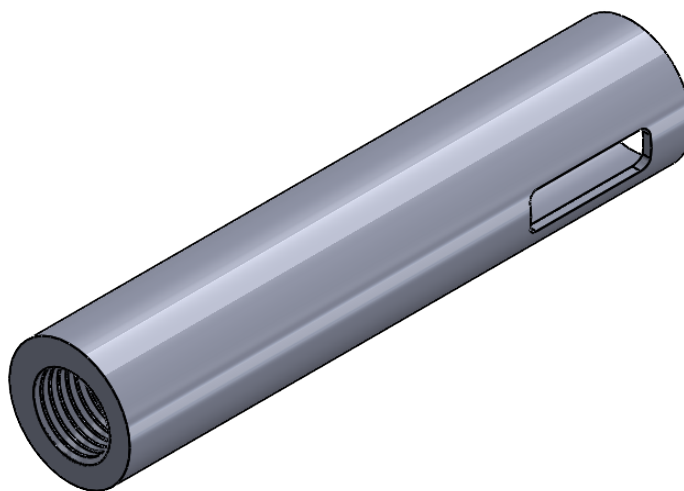
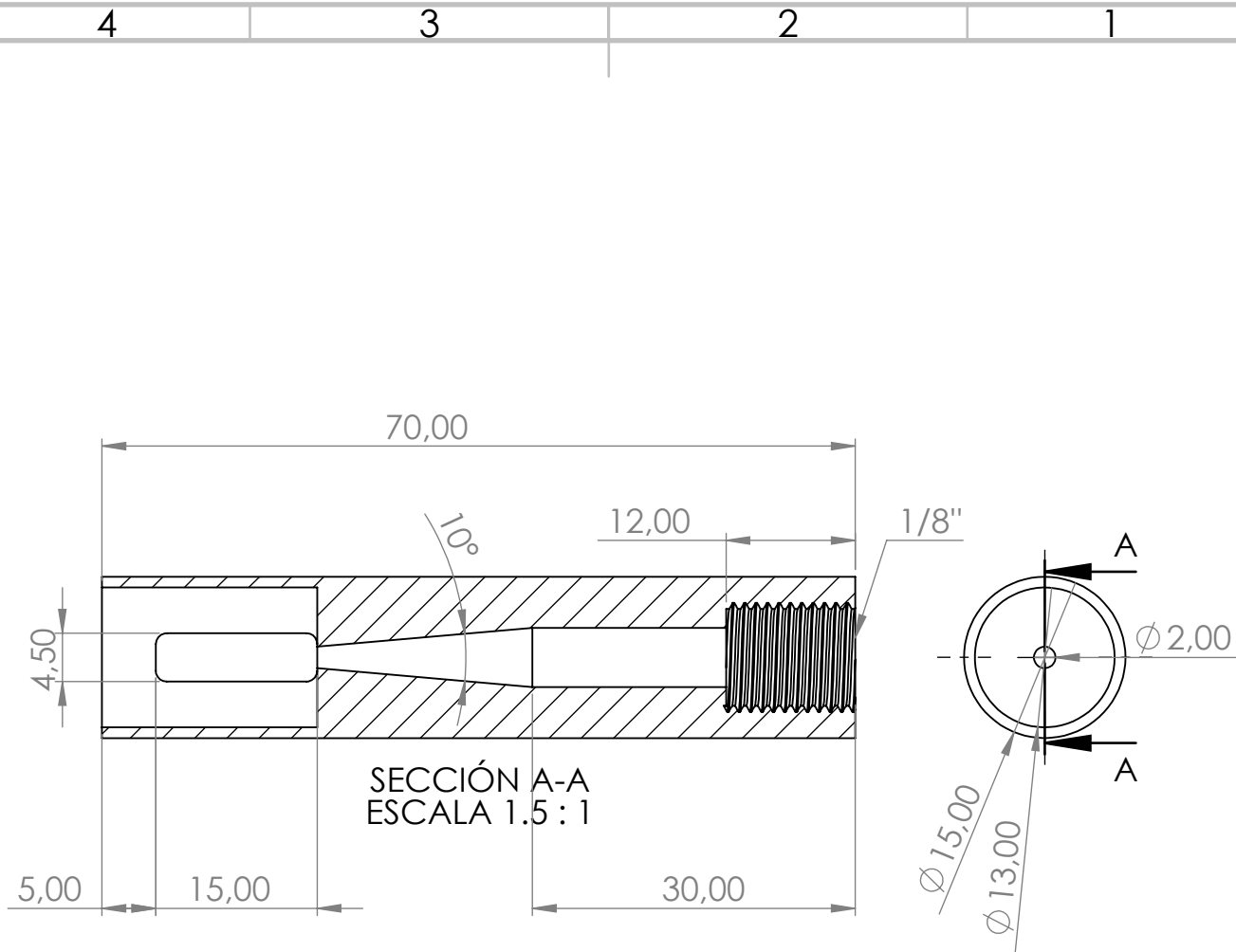
NÚMERO DE PLANO: 001

ESCALA: 1,5:1

FIRMA:

TÍTULO:
PIEZA DE ENTRADA 1 mm

AUTOR:
FERNANDO JOSÉ GUERRERO SMITH



TRABAJO: DISEÑO DE UN MEZCLADOR AIRE-OXÍGENO PARA UN VENTILADOR MECÁNICO

ESCUELA DE INGENIERÍAS INDUSTRIALES - UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

GRADO EN INGENIERÍA MECÁNICA

FECHA: JUNIO 2024

NÚMERO DE PLANO: 002

ESCALA: 1,5:1

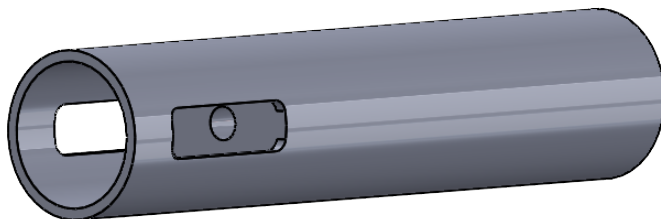
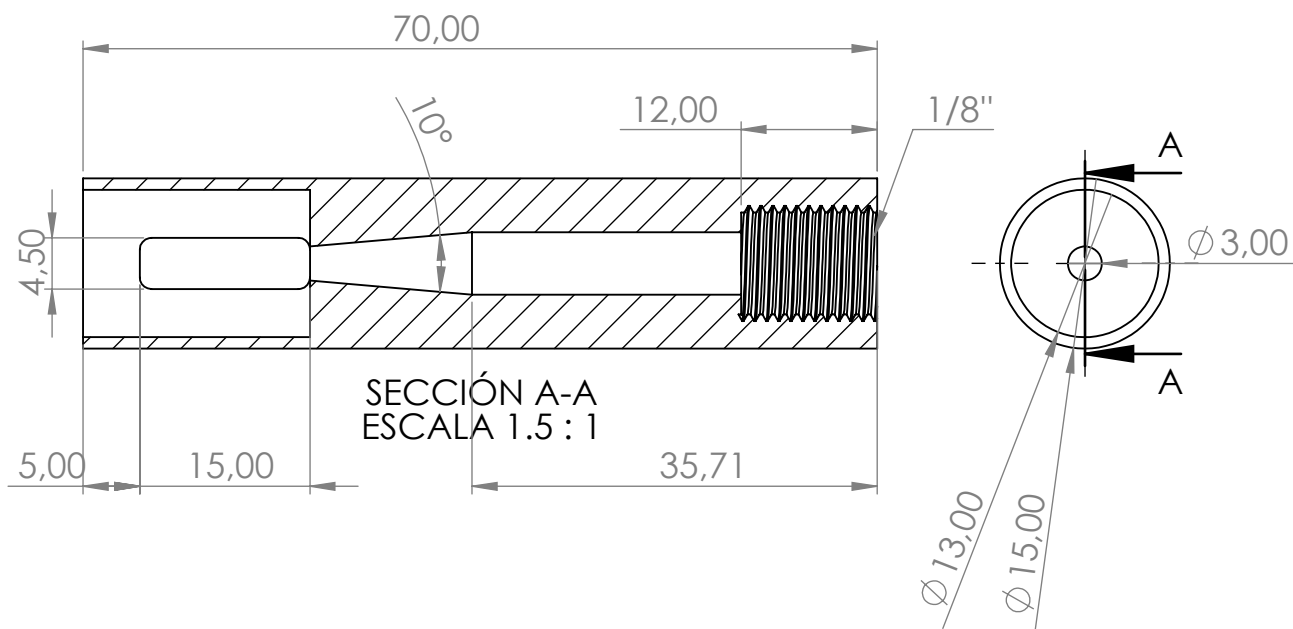
FIRMA:

TÍTULO:

PIEZA DE ENTRADA 2 mm

AUTOR:

FERNANDO JOSÉ GUERRERO SMITH



TRABAJO: DISEÑO DE UN MEZCLADOR AIRE-OXÍGENO PARA UN VENTILADOR MECÁNICO

ESCUELA DE INGENIERÍAS INDUSTRIALES - UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

GRADO EN INGENIERÍA MECÁNICA

FECHA: JUNIO 2024

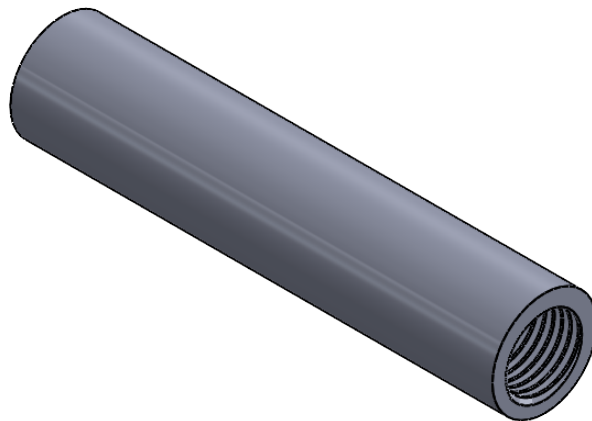
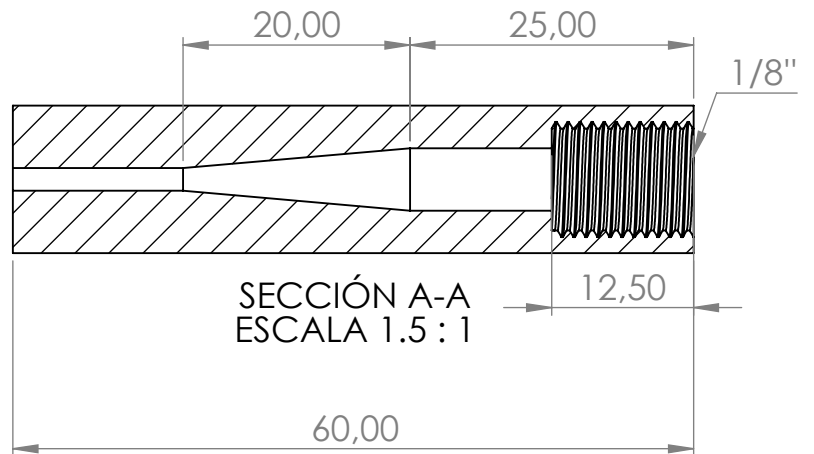
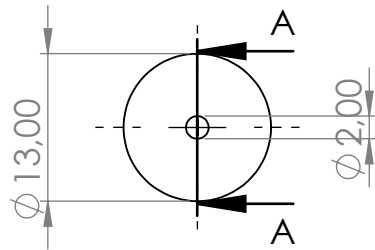
NÚMERO DE PLANO: 003

ESCALA: 1,5:1

FIRMA:

TÍTULO:
PIEZA DE ENTRADA 3 mm

AUTOR:
FERNANDO JOSÉ GUERRERO SMITH



TRABAJO: DISEÑO DE UN MEZCLADOR AIRE-OXÍGENO PARA UN VENTILADOR MECÁNICO

ESCUELA DE INGENIERÍAS INDUSTRIALES - UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

GRADO EN INGENIERÍA MECÁNICA

FECHA: JUNIO 2024

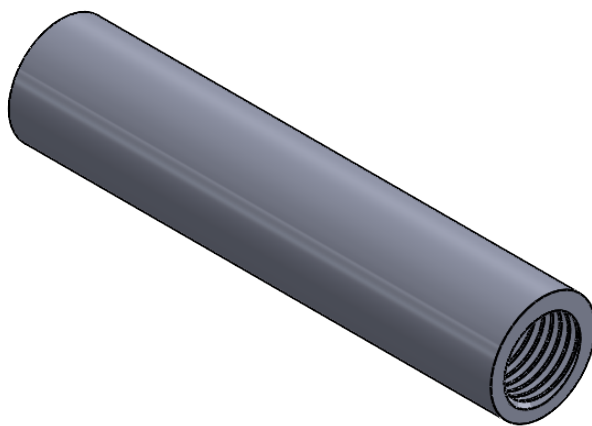
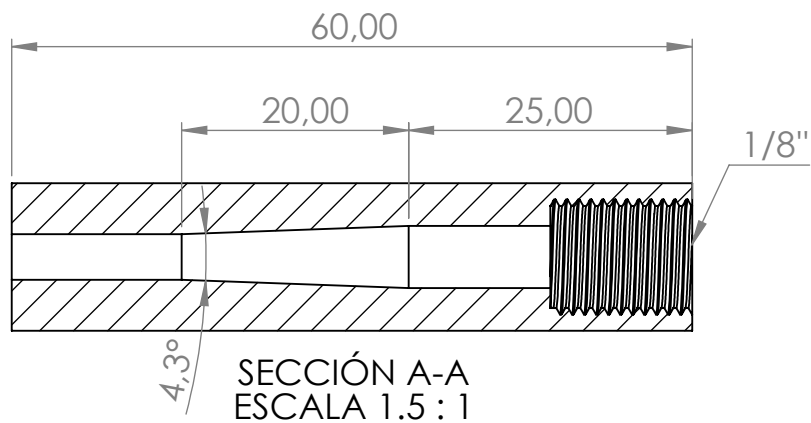
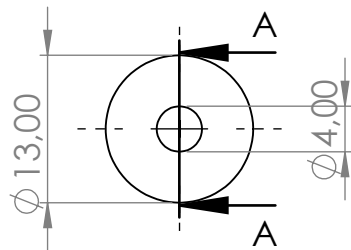
NÚMERO DE PLANO: 004

ESCALA: 1,5:1

FIRMA:

TÍTULO:
PIEZA DE SALIDA 2 mm

AUTOR:
FERNANDO JOSÉ GUERRERO SMITH



TRABAJO: DISEÑO DE UN MEZCLADOR AIRE-OXÍGENO PARA UN VENTILADOR MECÁNICO

ESCUELA DE INGENIERÍAS INDUSTRIALES - UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

GRADO EN INGENIERÍA MECÁNICA

FECHA: JUNIO 2024

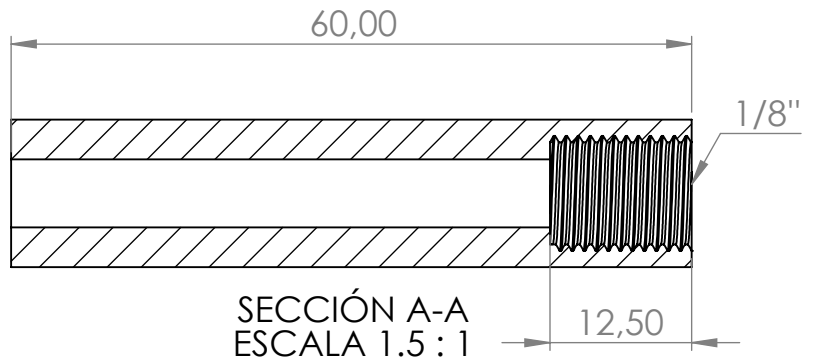
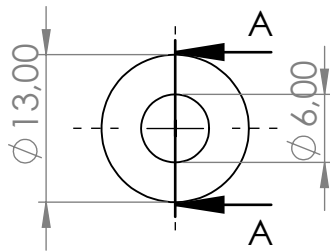
NÚMERO DE PLANO: 005

ESCALA: 1,5:1

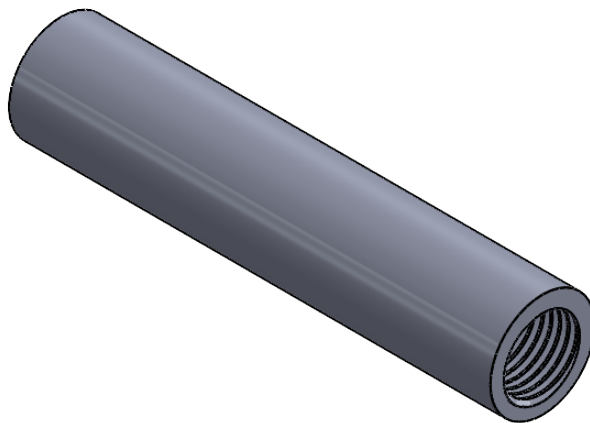
FIRMA:

TÍTULO:
PIEZA DE SALIDA 4 mm

AUTOR:
FERNANDO JOSÉ GUERRERO SMITH



SECCIÓN A-A
ESCALA 1.5 : 1



TRABAJO: DISEÑO DE UN MEZCLADOR AIRE-OXÍGENO PARA UN VENTILADOR MECÁNICO

ESCUELA DE INGENIERÍAS INDUSTRIALES - UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

GRADO EN INGENIERÍA MECÁNICA

FECHA: JUNIO 2024

NÚMERO DE PLANO: 006

ESCALA: 1,5:1

FIRMA:

TÍTULO:

PIEZA DE SALIDA 6 mm

AUTOR:

FERNANDO JOSÉ GUERRERO SMITH