



UNIVERSIDAD POLITÉCNICA DE VALENCIA

ESCUELA TÉCNICA SUPERIOR DE INGENIERÍA DEL DISEÑO
DEPARTAMENTO DE MÁQUINAS Y MOTORES TÉRMICOS

ANÁLISIS MEDIANTE MECÁNICA DE FLUIDOS COMPUTACIONAL DE INTERFASES DE VENTILACIÓN NO INVASIVA

Trabajo Fin de Grado



GRADO EN INGENIERÍA AEROESPACIAL

Autora: *María José Marco Cutillas*

Tutor: *Pedro Manuel Quintero Igueño*

Valencia - 14 de julio de 2021

Resumen

La enfermedad por coronavirus 2019 (COVID-19) es una infección respiratoria aguda potencialmente grave causada por el síndrome respiratorio agudo severo coronavirus 2 (SARS-CoV-2). El potencial de transmisión de esta enfermedad ha provocado una escasez importante de recursos sanitarios. En consecuencia, muchos médicos e investigadores han explorado soluciones alternativas, entre las que ha destacado la Ventilación No Invasiva (NIV), especialmente útil en pacientes con Síndrome de Dificultad Respiratoria Aguda (SDRA). Esta técnica se suele emplear en combinación con interfases de tipo casco debido a su versatilidad y asequibilidad. Sin embargo, estos dispositivos podrían experimentar problemas importantes de reinhalación, especialmente en condiciones de caudal entrante bajo.

El presente documento emplea un método de dinámica de fluidos computacional (CFD) para caracterizar los fenómenos dinámicos del fluido que se halla en el interior de la interfase de tipo casco. Con la intención de determinar la geometría más beneficiosa para el paciente, en términos de una menor reinhalación y espacio muerto, se ha llevado a cabo un estudio paramétrico de la orientación de la cabeza en el interior de la interfase. La configuración óptima es aquella en la cual la boca del paciente está orientada hacia el puerto de salida, facilitando la eliminación rápida de los gases exhalados. Una vez seleccionada la mejor posición se analiza para la misma parámetros tales como el volumen de aire exhalado, el volumen reinhalado o las distribuciones de presión, temperatura y concentración de gas exhalado en el interior de la interfase. Todo ello para varios caudales volumétricos de entrada con la finalidad de determinar el caudal entrante mínimo requerido que asegura una correcta respiración del paciente. Se puede afirmar que dicho caudal es de 20 L/min. No obstante, es recomendable un valor ligeramente superior, de 30 L/min, pues además de garantizar el soporte respiratorio del paciente, reduce la reinhalación y el espacio muerto en la interfase respecto al caudal anterior.

Palabras clave: VNI, interfase tipo casco, COVID-19, CFD, Reynolds-Averaged Navier Stokes, transitorio, reinhalación, espacio muerto.

Abstract

The Coronavirus Disease 2019 (COVID-19) is a potentially serious acute respiratory infection caused by Severe Acute Respiratory Syndrome Coronavirus 2 (SARS-CoV-2). The potential for transmission of this disease has caused a significant shortage of healthcare resources. In consequence, alternative solutions have been explored by many doctors and researchers. Among them, Non-Invasive Ventilation (NIV), especially useful in patients with Acute Respiratory Distress Syndrome (ARDS), stands out. This technique is often being used in combination with helmet-like interfaces due to its versatility and affordability. Nevertheless, these devices could experience significant rebreathing problems, especially under low inflow rate conditions.

This document uses a computational fluid dynamics (CFD) method to characterize the dynamic phenomena of the fluid within the helmet-like interface. To determine the most beneficial geometry for the patient, in terms of less rebreathing and dead space, a parametric study of the orientation of the head within the interface has been carried out. The optimal configuration is the one in which the patient's mouth is oriented towards the exit port, facilitating the rapid elimination of exhaled gases. Once the best position has been selected, parameters such as the volume of exhaled air, the volume rebreathed or the distributions of pressure, temperature and concentration of exhaled gas within the interface are analyzed. All this is done for various volumetric inlet flow rates to determine the minimum required inlet flow rate that ensures correct patient breathing. It can be stated that said flow is 20 L / min. However, a slightly higher value of 30 L / min is recommended, since in addition to guaranteeing respiratory support for the patient, it reduces rebreathing and dead space at the interface compared to the previous flow rate.

Key words: NIV, helmet interface, COVID-19, CFD, Reynolds-Averaged Navier Stokes, unsteady, rebreathing, dead space.

Resum

La malaltia per coronavirus 2019 (COVID-19) és una infecció respiratòria aguda potencialment greu causada per la síndrome respiratòria aguda severa coronavirus 2 (SARS-CoV-2). El potencial de transmissió d'aquesta malaltia ha provocat una escassetat important de recursos sanitaris. En conseqüència, molts metges i investigadors han explorat solucions alternatives, entre les quals ha destacat la Ventilació No Invasiva (VNI), especialment útil en pacients amb Síndrome de Dificultat Respiratòria Aguda (SDRA). Aquesta tècnica es sol emprar en combinació amb interfases de tipus trenque a causa de la seua versatilitat i assequibilitat. No obstant això, aquests dispositius podrien experimentar problemes importants de reinhalació, especialment en condicions de cabal entrant baix.

El present document utilitza un mètode de dinàmica de fluids computacional (CFD) per a caracteritzar els fenòmens dinàmics del fluid que es troba a l'interior de la interfase de tipus casc. Amb la intenció de determinar la geometria més beneficiosa per al pacient, en termes d'una menor reinhalació i espai mort, s'ha dut a terme un estudi paramètric de l'orientació del cap a l'interior de la interfase. La configuració òptima és amb la qual la boca del pacient està orientada cap al port d'eixida, facilitant l'eliminació ràpida dels gasos exhalats. Una vegada seleccionada la millor posició s'analitza per a la mateixa paràmetres com ara el volum d'aire exhalat, el volum reinhalat o les distribucions de pressió, temperatura i concentració de gas exhalat a l'interior de la interfase. Tot això per a diversos cabals volumètrics d'entrada amb la finalitat de determinar del cabal entrant mínim requerit per a assegurar la correcta respiració del pacient. Es pot afirmar que aquest cabal és de 20 L/min. No obstant això, és recomanable un valor lleugerament superior, de 30 L/min, doncs, a més de garantir el suport respiratori del pacient, redueix la reinhalació i espai mort en la interfase respecte al cabal anterior.

Paraules clau: VNI, interfase tipus casc, COVID-19, CFD, Reynolds-Averaged Navier Stokes, transitori, reinhalació, espai mort.

Índice general

Resumen	I
Índice general	VIII
Índice de figuras	X
Índice de tablas	XI
Nomenclatura	XIII
I MEMORIA	XV
1. Introducción	3
1.1. Motivación	3
1.2. Antecedentes	5
1.3. Objetivos	8
2. Fundamentos teóricos	11
2.1. Introducción a la Mecánica de Fluidos Computacional	11
2.2. Etapas del proceso CFD	12
2.3. Modelos de turbulencia	14
2.3.1. RANS	14
2.4. Ecuaciones de la mecánica de fluidos	15
2.4.1. Ecuación de la continuidad	15
2.4.2. Ecuación de la conservación de la cantidad de movimiento	16
2.4.3. Ecuación de conservación de la energía	16
2.4.4. Ecuación de transporte general	17
2.5. Discretización de las ecuaciones	17
3. Metodología	19
3.1. Geometría y dominio computacional	19
3.2. Mallado	21
3.3. Modelos y propiedades del fluido	24
3.4. Condiciones de contorno	25
3.5. Estudios de independencia	28
3.5.1. Independencia de malla	28
3.5.2. Independencia del paso temporal	28
4. Análisis y discusión de resultados	33
4.1. Caso estacionario	33
4.1.1. Importancia de la convección natural	33
4.2. Caso transitorio	34

4.2.1. Posición óptima de la cabeza del paciente	34
4.2.1.1. Fiabilidad de los resultados obtenidos	39
4.2.2. Análisis de las variables de interés para la configuración óptima	40
4.2.2.1. Espacio muerto y reinhalación	41
4.2.2.2. Distribución de la concentración de gas exhalado	44
4.2.2.3. Distribución de temperatura	45
4.2.2.4. Distribución de presión	46
4.2.2.5. Caudal entrante óptimo y mínimo requerido en la interfase	47
5. Conclusiones y trabajos futuros	51
5.1. Fiabilidad y limitaciones del estudio	51
5.2. Conclusiones	52
5.3. Trabajos futuros	53
Bibliografía	60
II PLIEGO DE CONDICIONES	61
1. Pliego de condiciones	63
1.1. Condiciones del entorno de trabajo	63
1.2. Condiciones de los recursos informáticos	65
III PRESUPUESTO	67
1. Presupuesto	69
1.1. Coste de mano de obra	69
1.2. Coste computacional	70
1.3. Coste total del proyecto	70

Índice de figuras

1.1. Ejemplo de VNI con interfase de tipo casco.	7
2.1. Estructura esquematizada del CFD.	12
3.1. Geometría y dominio computacional del estudio.	19
3.2. Geometría y dominio computacional del estudio acotada en mm (sin escala).	20
3.3. Malla del dominio computacional.	22
3.4. Regiones de la capa límite según y^+	23
3.5. Análisis del valor Wall y^+ del dominio.	24
3.6. Condiciones de contorno del dominio computacional del estudio.	26
3.7. Ley de respiración impuesta en términos de caudal volumétrico y de volumen de aire acumulado en los pulmones del paciente.	27
3.8. Comparación del caudal reinhalado por el paciente y del espacio muerto contenido en la interfase durante el ciclo respiratorio para diferentes valores del paso temporal.	29
3.9. Comparación del caudal reinhalado por el paciente y del espacio muerto contenido en la interfase durante el ciclo respiratorio para diferente número de iteraciones internas.	30
3.10. Análisis del valor CFL del dominio.	31
4.1. Distintas configuraciones de la geometría objeto de estudio.	35
4.2. Evaluación de la interfase en términos de aire reinhalado y espacio muerto en el interior de la interfase para diferentes valores del caudal de aire fresco entrante y diferentes giros de la cabeza del paciente.	36
4.3. Distribución del aire exhalado para dos instantes temporales del ciclo respiratorio diferentes en términos de concentración del gas exhalado para un giro de la cabeza de 30° y un caudal de entrada de 40 L/min.	37
4.4. Distribución del aire exhalado para dos instantes temporales del ciclo respiratorio diferentes en términos de concentración del gas exhalado para un giro de la cabeza de 95° y un caudal de entrada de 40 L/min.	38
4.5. Comparación entre los resultados del artículo de A. Gil et al. y los obtenidos a partir del cálculo propio en términos de aire reinhalado y espacio muerto en el interior de la interfase para diferentes valores del caudal de aire fresco entrante.	40
4.6. Evaluación de la interfase con giro de 95° en términos de aire reinhalado y espacio muerto en el interior de la interfase para diferentes valores del caudal de aire fresco entrante.	41
4.7. Cálculo del espacio muerto en el interior de la interfase durante un ciclo respiratorio para diferentes valores del caudal de aire fresco entrante.	42
4.8. Cálculo del caudal reinhalado por el paciente durante un ciclo respiratorio para diferentes valores del caudal de aire fresco entrante.	42
4.9. Adimensionalización de los resultados del artículo de A. Gil et al. en términos de aire reinhalado y espacio muerto en el interior de la interfase para diferentes valores del caudal de aire fresco entrante en forma adimensionalizada.	43

4.10. Distribución del aire exhalado durante el proceso de inspiración en términos de concentración del gas exhalado para un giro de la cabeza de 95° y diferentes valores del caudal de aire fresco entrante.	44
4.11. Distribución de la temperatura durante el proceso de inspiración para un giro de la cabeza de 95° y diferentes valores del caudal de aire fresco entrante.	45
4.12. Distribución de la presión durante el proceso de inspiración para un giro de la cabeza de 95° y diferentes valores del caudal de aire fresco entrante.	47
4.13. Cálculo del caudal del puerto de exhalación durante un ciclo respiratorio para diferentes valores del caudal de aire fresco entrante.	48

Índice de tablas

2.1. Términos de las ecuaciones de conservación.	17
3.1. Datos geométricos relevantes.	21
3.2. Datos del mallado relevantes.	22
3.3. Propiedades del fluido.	24
3.4. Tipo de condiciones de contorno.	27
3.5. Resultados y errores del estudio de independencia temporal según el paso temporal empleado.	28
3.6. Resultados y errores del estudio de independencia temporal según el número de iteraciones internas.	30
4.1. Condiciones generales del caso estacionario.	33
4.2. Resultados y errores del caso estacionario según la consideración o no de la gravedad.	34
1.1. Especificaciones técnicas del portátil del alumno.	66
1.2. Especificaciones técnicas de la estación del tutor.	66
1.3. <i>Software</i> requerido para el desarrollo global del proyecto.	66
1.1. Desglose del coste humano del proyecto.	69
1.2. Desglose del coste computacional del proyecto.	70
1.3. Desglose del coste total del proyecto.	71

Nomenclatura

Acrónimos

ARDS	Acute Respiratory Distress Syndrome
CDS	Central Differencing Scheme
CFD	Computational Fluid Dynamics
CFL	Courant-Friedrichs-Lewis
COVID-19	Coronavirus Disease 2019
CPAP	Continuous Positive Airway Pressure
DNS	Direct Numerical Simulation
EPOC	Enfermedad Pulmonar Obstructiva Crónica
FVM	Finite Volume Method
HEPA	High Efficiency Particulate Air
HFNC	High Flow Nasal Cannula
IVA	Impuesto sobre el Valor Añadido
LES	Large Eddy Simulation
LSQ	Least Squares
MUSCL	Monotone Upstream - Centered Schemes for Conservation Laws
NIV	Non-Invasive Ventilation
PEEP	Positive End-Expiratory Pressure
PVC	Polyvinyl Chloride
QUICK	Quadratic Upwind Interpolation for Convective Kinematics
RANS	Reynolds-Averaged Navier Stokes
RSM	Reynolds Stress Transport Model
SARS-CoV 2	Severe Acute Respiratory Syndrome Coronavirus 2
SA	Spalart-Allmaras
SDRA	Síndrome de Dificultad Respiratoria Aguda
SST	Shear Stress Transport
TFG	Trabajo Fin de Grado
UCI	Unidad de Cuidados Intensivos
UPV	Universidad Politécnica de Valencia
VNI	Ventilación No Invasiva

Símbolos griegos

$\varphi_{exhalado}$	Concentración de gas exhalado	[-]
μ	Viscosidad dinámica	Pa s
ν	Viscosidad cinemática	m s^{-2}
ρ	Densidad	kg m^{-3}
τ	Tensión de cortante	Pa
τ_w	Tensión de cortante sobre la pared	Pa

Símbolos

e	Energía interna por unidad de volumen	J m^{-1}
$f_{\text{respiratoria}}$	Frecuencia respiratoria	respiraciones/min
\mathbf{F}	Fuerzas externas	N
\mathbf{g}	Aceleración de la gravedad	m s^{-1}
I	Tensor identidad	[-]
k	Energía cinética turbulenta	m s^{-2}
p	Presión	Pa
P	Presión absoluta	Pa
R	Constante universal de los gases ideales	J/K Kmol
R_{air}	Constante de los gases para el aire	J/K Kg
t	Tiempo	s
T_{ciclo}	Periodo de un ciclo respiratorio	s
T	Temperatura	K
u	Velocidad	m s^{-1}
\mathbf{u}	Vector velocidad $\mathbf{u} = [u, v, w]$	m s^{-1}
u_{τ}	Velocidad en fricción	m s^{-1}
V_{muerto}	Espacio muerto	L
V_{tidal}	Volumen corriente o tidal	L
y^+	Escala de pared	[-]

Parte I

MEMORIA

Introducción

1.1. Motivación

La enfermedad por coronavirus 2019 (COVID-19), que se ha extendido por gran parte del mundo, es una infección respiratoria aguda potencialmente grave causada por el síndrome respiratorio agudo severo coronavirus 2 (SARS-CoV-2). El virus se puede transmitir a través de las pequeñas partículas líquidas expulsadas por una persona infectada o bien por el contacto con fómites. Las partículas presentan diferentes tamaños; las de mayor dimensión son conocidas como gotículas respiratorias, mientras que las más pequeñas son llamadas aerosoles.[1]

Según algunos informes llevados a cabo entre los pacientes que han contraído la enfermedad se obtiene que, el 81 % de los casos son leves, el 14 %, graves y el 5 % restante requiere de cuidados intensivos.[2] Destacar que los que necesitan ingresar en la UCI suelen ser, generalmente, mayores de 60 años con afecciones adicionales como hipertensión, diabetes, cardiopatías u obesidad.[3][4] De estos pacientes ingresados, la mayoría desarrolla síntomas del Síndrome de Dificultad Respiratoria Aguda (SDRA), y, por tanto, requieren de asistencia respiratoria.[3] De esta forma, la tasa de intubación y ventilación mecánica varía entre el 71 % y el 88 % de los pacientes en cuidados intensivos.[5][6][7]

Una de las principales preocupaciones de los centros sanitarios y hospitales es limitar el contagio de la infección al personal sanitario.[8] Como consecuencia de la propagación del virus por medio de gotas respiratorias y partículas en aerosol, se evitaban los procedimientos que potencialmente podían dispersar partículas virales siempre que era posible. En esta categoría se incluye la ventilación no invasiva (VNI), objeto de este estudio. Por este motivo, en muchas instalaciones sanitarias, los pacientes que requerían de una mayor cantidad de oxígeno fueron intubados y ventilados mecánicamente de manera urgente evitando los procedimientos que generan aerosoles. Con la experiencia, los médicos se dieron cuenta de que la mortalidad de los pacientes con ventilación invasiva era alta y no era fácil extubar a muchos de estos pacientes. Esto planteó la cuestión de que la VNI se estaba infrautilizando.[9]

Por otro lado, con el avance de la pandemia, los recursos de los sistemas de salud pública experimentaron una saturación excesiva, lo que llevó a una importante falta de ventiladores mecánicos invasivos.[2] Esto resultó en la búsqueda por parte de investigadores y médicos de soluciones alternativas, como la VNI. Dicha alternativa, además, es eficaz en términos de reclutamiento pulmonar, es decir, en mantener áreas pulmonares colapsadas abiertas, especialmente

en pacientes de SDRA.[10] No obstante, como se ha mencionado, había cierta controversia en su uso debido principalmente a la posible propagación del virus entre el personal de la Unidad de Cuidados Intensivos. Sin embargo, se demostró que el uso de interfases sin ventilación con un filtro de virus en el puerto de exhalación, podría ser una forma efectiva de tratar a pacientes contagiosos, garantizando al mismo tiempo la seguridad del personal sanitario.[11]

Además, la VNI permite evitar la intubación en un gran número de pacientes críticos. Así, estos pacientes no tienen que sufrir estrés ni tensión en el tejido pulmonar por la presión positiva que se les administra en la ventilación invasiva. En ocasiones, dicho estrés conduce incluso a una lesión pulmonar, agravando la afección pulmonar subyacente que desencadenó la insuficiencia respiratoria inicial.[12] Por el contrario, la VNI permite la insuflación de aire y oxígeno en la interfase a una presión constante superior a la atmosférica, disminuyendo de esta forma, el trabajo respiratorio que el paciente debe realizar durante la inspiración. Esto es posible gracias a la presión positiva continua de las vías respiratorias (CPAP) que proporciona una presión ligera y estable de aire para mantener abiertas las mismas. Durante este proceso el flujo es introducido por el puerto de inspiración en la interfase. Cabe añadir que una correcta elección de dicha interfase es crucial para el éxito del tratamiento del paciente.[13] Para pacientes de SDRA el uso de la interfase de tipo casco está ganando especial relevancia por su versatilidad y accesibilidad. Además, la elección de la misma debe ser adecuada para cada paciente, teniendo en cuenta las características dinámicas del fluido del dispositivo. Pocas son las referencias existentes sobre el problema, por lo que, algunas cuestiones relacionadas con el uso de interfases VNI permanecen todavía sin respuesta. Como es el caso de la reinhalación de CO₂ que tiene lugar cuando el proceso de barrido de aire no se realiza correctamente, sobre todo, para una baja tasa de flujo entrante.[14]

Aunque es cierto que el reciente auge del estudio CFD de la VNI ha sido desencadenado por la aparición del COVID-19, anteriormente, este tipo de ventilación se empleaba para otras numerosas afecciones. Algunas situaciones clínicas en las que puede ser de especial utilidad son, por ejemplo, en el tratamiento de agudizaciones moderadas o severas de la Enfermedad Pulmonar Obstructiva Crónica (EPOC), en pacientes con edemas pulmonares cardiogénicos, en personas con neumonía o en pacientes inmunodeprimidos o que presentan insuficiencia respiratoria tras haber sido sometidos a cirugías mayores abdominales o de resección pulmonar.[15] En todos estos se ha demostrado que la VNI reduce la tasa de intubación, la estancia hospitalaria y la mortalidad.[16][17][18][19][20][21]

Por todo ello, en este proyecto se propone un método de dinámica de fluidos computacional con la finalidad de resolver con precisión el flujo en el interior de este tipo de dispositivos no invasivos. Para ello, se analizarán y cuantificarán parámetros como el volumen de aire exhalado, el volumen reinspirado o las distribuciones de presión y temperatura existentes en el interior. Asimismo, se realizarán modificaciones geométricas de la interfase en cuestión, para determinar la geometría más beneficiosa para el paciente, en lo que respecta al menor volumen de aire exhalado contenido en el interior de la interfase.

1.2. Antecedentes

En el pasado, los pacientes que sufrían de insuficiencia respiratoria aguda eran tradicionalmente ventilados de forma invasiva mediante intubación endotraqueal. Además, eran sedados con el objetivo de reprimir la respiración espontánea y facilitar la ventilación mecánica. Recientemente gracias a los avances y a la mejor comprensión de la mecánica pulmonar y de la fisiopatología, se han hecho patentes los beneficios de mantener la respiración espontánea durante el mayor tiempo posible. Por todo ello, no fue hasta el siglo XIX (1838) cuando apareció el primer aparato utilizado para la ventilación no invasiva. Se trataba de un dispositivo de presión negativa en el que el paciente quedaba completamente encerrado exceptuando su cabeza. Sin embargo, el invento del médico escocés John Dalziel era muy grande y costoso, por lo que no fue de uso generalizado.[22]

Hubo que esperar casi 100 años más para conseguir un dispositivo de VNI ampliamente utilizado. Se trataba del pulmón o pulmón de acero creado por Drinker y Shaw en 1927. Aunque no fue hasta 1928 cuando se utilizó por primera vez, en un hospital americano. Algunos años más tarde, J.H.Emerson mejoró dicho prototipo, consiguiendo un pulmón más pequeño, barato, ligero, silencioso y fiable que su predecesor. Fue este mecanismo el que se empleó de manera generalizada durante la epidemia de poliomielitis en la década de los 40. A partir de 1950 el pulmón de hierro comenzó a desaparecer frente al creciente auge de la ventilación mecánica con presión positiva administrada con intubación del tracto respiratorio. Posteriormente, en 1987, Delaubier y Rideau introdujeron la técnica de ventilación de presión positiva intermitente a través de una mascarilla nasal, marcando así el inicio de la ventilación mecánica no invasiva moderna.[23] Cabe añadir, asimismo, que los primeros prototipos de VNI con interfase tipo casco fueron desarrollados en 1991 por Maurizio Borsari.[24] En los años siguientes la VNI ha ido experimentado un crecimiento exponencial en su utilización, que ha venido acompañado de su gran desarrollo tecnológico.

Hoy en día concebimos con el término de VNI a aquella técnica de ventilación y oxigenación del paciente que carece de tubo naso u orotraqueal y está basada en el aumento de la presión positiva intratorácica consiguiendo, así, el descanso de la musculatura respiratoria del paciente. Otra forma de definir la VNI es como cualquier forma de soporte ventilatorio que no tiene necesidad de intubación endotraqueal.[15] Esto permite evitar la ventilación invasiva, así como, sus potenciales complicaciones que incluyen neumonía[25], sedación excesiva[26], delirio[27] y debilidad[28]. Además, es más cómoda para el paciente, pues no requiere de sedación profunda y deja intactas las vías respiratorias superiores, permitiendo al paciente comer, beber, verbalizar y expectorar secreciones.[29] No obstante, como ya se ha ido introduciendo, una de las principales desventajas de la ventilación no invasiva es la existencia de fugas que permiten la propagación del virus. Siendo estas mayores cuanto mayor nivel de soporte requiere el paciente.[30]

Dentro de esta atmósfera llena de incógnitas sobre qué técnica de ventilación es la más adecuada, llega el COVID-19, acelerando la necesidad de aportar claridad al asunto. En primera instancia, los datos sugerían una alta mortalidad entre los pacientes con insuficiencia respiratoria asociada a COVID-19 que recibieron soporte ventilatorio mecánico invasivo[31], planteando la preocupación de que estos pacientes pudieran ser particularmente vulnerables a la lesión pulmonar inducida por el ventilador. Además, el aumento de pacientes en algunos lugares excedió la capacidad de algunas instalaciones de atención médica, incluida la disponibilidad de ventiladores. De esta forma, las técnicas de apoyo no invasivo, que podrían evitar a los pacientes la ventilación invasiva o acortar su duración, empezaron a cobrar importancia.[32]. Entre los tres tipos princi-

pales de soporte no invasivos; VNI, oxigenoterapia estándar y *High Flow Nasal Cannula* (HFNC), Ferreyro et al. realizaron un análisis con la finalidad de deducir el método más beneficioso.[33] Tras el estudio, se llegó a la conclusión de que en comparación con la oxigenoterapia estándar, las técnicas VNI y HFNC están asociadas con un menor riesgo de intubación endotraqueal. Además, la VNI, ya sea con mascarilla facial o con casco, se vincula con un menor riesgo de muerte.

Una vez se han expuesto las ventajas de la VNI respecto al resto de tipos de ventilación, es necesario seleccionar la interfase más adecuada para los pacientes de COVID-19 que precisan de asistencia respiratoria. Las interfases son los dispositivos que conectan la tubuladura del respirador a la cara del paciente y facilitan la entrada de aire a presión en la vía aérea superior. Teniendo en cuenta que, las causas más frecuentes de intolerancia a la VNI son, con diferencia, los problemas relacionados con la interfase, la elección correcta de la misma es un factor clave para el éxito del procedimiento.[34] Entre las más frecuentes se encuentran las mascarillas nasales, que cubren solamente la nariz; las mascarillas faciales u oronasales, que cubren la nariz y la boca; las mascarillas faciales totales, que cubre toda la cara; y el casco que cubre toda la cabeza y parte del cuello del paciente.[13]

La interfase tipo casco ofrece importantes ventajas respecto al resto. En primer lugar, ofrece una mejor tolerabilidad, presentado un menor riesgo de lesión cutánea debida a la presión de fijación. Asimismo, ofrece la posibilidad de ajustarlo a cualquier paciente, incluso a aquellos que presentan problemas anatómicos faciales.[35] Cabe señalar que, en caso de estornudar o toser, el casco es más práctico y cómodo en comparación con las máscaras oronasales convencionales.

Por otro lado, según algunos estudios, aproximadamente la mitad de los pacientes con hipoxemia, especialmente aquellos con SDRA, no presentan mejoría con la ventilación con máscara facial.[36] Esto es debido a que frecuentemente se necesitan niveles de presión positiva más altos al final de la espiración (PEEP) para mejorar la oxigenación. Sin embargo, con una PEEP alta, la intolerancia a la mascarilla y la fuga de aire pueden impedir la oxigenación efectiva.[37] Por lo tanto, la mascarilla tiene limitaciones que pueden contribuir a reducir su eficacia. Por el contrario, la interfase tipo casco, específicamente aquella con respirador de doble rama, minimiza las fugas de aire debido a la falta de contacto del casco con la cara y a una mejor integridad del sellado en el cuello.[38] En consecuencia, el diseño del casco puede permitir una mayor presión positiva de las vías respiratorias sin fuga sustancial de aire.[39]

La PEEP, para reducir el trabajo respiratorio del paciente, se puede aplicar a pacientes con respiración espontánea en forma de CPAP. [40] Como ya se ha introducido, la CPAP consiste en una presión positiva continua en la vía aérea que se mantiene constante durante el ciclo respiratorio. Su acción se basa en la reducción del shunt intrapulmonar mediante el reclutamiento de unidades alveolares colapsadas, mejorando la oxigenación y el trabajo respiratorio.[30] Además, diversos análisis respaldan el uso de este modo de ventilación con la interfase tipo casco, asegurando su seguridad y eficacia.[41][42][39] De hecho, el estudio de Liu et al. [43] demuestra que la CPAP consiguió aumentar significativamente la presión parcial de oxígeno, así como, disminuir los niveles en sangre de dióxido de carbono, la tasa de intubación y la tasa de mortalidad.

No obstante, la interfase casco presenta algunas desventajas. La principal en el ámbito de la pandemia es la dispersión de partículas que se produce en los pacientes sometidos a VNI. Una posible solución es incluir filtros recogedores de partículas de alta eficiencia (HEPA) antivirales y antibacterianos, tanto en la rama inspiratoria como en la espiratoria para impedir, así, la

propagación del virus al exterior del dispositivo.[30] De esta forma, el casco se convierte en un medio seguro capaz de contener las gotas y la aerosolización de partículas del virus.[24] Otro inconveniente que presenta es que puede conducir a la reinhalación de CO₂[44] o a la asincronía entre el paciente y el ventilador debido al gran volumen que presenta este tipo de interfase y a su alta distensibilidad.[45] De hecho, según varios estudios, el casco, en comparación con la mascarilla, presenta una concentración de CO₂ inspirado más alta.[46][47] Algunas investigaciones han abordado este problema, como la de Schettino et al.[48] que utilizaron mediciones experimentales realizadas en maniqués. Dicho análisis concluyó que el intercambio de gases en el interior de la interfase está determinado por la posición de los puertos de inhalación y exhalación. Sin embargo, no se realizaron cálculos de dinámica de fluidos exhaustivos por lo que no fue posible proponer una estrategia de optimización para este tipo de dispositivos.

A pesar de los inconvenientes mencionados, son innegables las múltiples ventajas de la interfase tipo casco. Durante la pandemia COVID-19 la principal fue que, en comparación con las mascarillas oronasaes, la VNI con casco se asoció a una reducción de la mortalidad hospitalaria y de la necesidad de intubación endotraqueal, como indica el estudio realizado por Patel et al.[39]

La interfase tipo casco, en la que se centra este estudio, está fabricada en cloruro de polivinilo (PVC) transparente sin látex, permitiendo al paciente ver e interactuar más fácilmente con el entorno. Esta capucha cilíndrica se encuentra normalmente asegurada mediante dos abrazaderas axilares unidas a 2 ganchos situados en la parte delantera y trasera de un anillo metálico.[35] Este anillo se encuentra, a su vez, unido a un collar suave construido con cloruro de polivinilo de silicona.[24] El aumento de la presión durante la ventilación hace que dicho collar se adapte cómodamente al cuello y a los hombros del paciente, evitando las fugas de aire. Todo el aparato está conectado al ventilador mediante un circuito respiratorio convencional. Respecto a los puertos, esta interfase presenta dos; uno actúa como entrada del flujo de aire y el otro, como salida del mismo. [35] Cabe añadir que, en ocasiones, las correas de las axilas causan dolor y úlceras por la presión. En estos casos, el sistema de contrapesos parece ser la mejor alternativa para minimizar las molestias durante el tratamiento. Además, según un estudio de Lucchini et al.[49] existe una relación entre la comodidad del paciente y una mayor aceptabilidad del dispositivo. Para un mayor comprensión de la descripción del dispositivo se muestra el mismo en la Figura 1.1.



Figura 1.1: Ejemplo de VNI con interfase de tipo casco.[50]

Para responder a algunas de las cuestiones que todavía quedan abiertas sobre este tipo de interfases, el CFD sería realmente de gran utilidad. De hecho, este método de cálculo se ha empleado en un amplio rango de aplicaciones industriales y biomecánicas[51][52][53], llegando a incluir modelos del sistema respiratorio de manera efectiva. Ejemplo de ello es el estudio de Nof et al.[54], que llevaron a cabo cálculos computacionales con el fin de investigar el flujo respiratorio en un modelo reconstruido de las vías respiratorias superiores de un recién nacido intubado sometido a ventilación mecánica invasiva. Otro caso de este tipo de estudios sería el de Ahookhosh et al.[55], que analizaron el flujo que circula por las vías respiratorias traqueobronquiales para estudiar la deposición de aerosoles.

Recientemente, en el contexto de la pandemia COVID-19, se ha llevado a cabo una gran cantidad de estudios CFD. Sin embargo, la mayoría relacionados con el estudio de la dispersión de las gotículas o aerosoles al toser o hablar, como son los trabajos de Dbouk y Drikakis[56] o de Yan et al.[57]. De esta forma, el CFD solo se ha aplicado de manera limitada al estudio de la VNI. Un estudio que es necesario destacar es el de Fodil et al.[58], que analizaron el flujo en diferentes interfases. No obstante, como no realizaron la evaluación del flujo másico a través del circuito de inhalación, no pudieron computar el modelo en condiciones de ventilación CPAP.[14]

1.3. Objetivos

El objetivo principal del presente Trabajo Fin de Grado es el estudio de las interfases de ventilación no invasiva, concretamente aquellas de tipo casco, pues han demostrado ser las más útiles durante la pandemia COVID-19. Para ello, se realiza un estudio numérico CFD mediante el *software STAR-CCM+*.

Con este método computacional se pretende caracterizar los fenómenos de la dinámica de fluidos en el interior de la interfase, así como analizar y cuantificar parámetros como el volumen de aire exhalado, el volumen reinhalado o las distribuciones de presión y temperatura en el interior de la interfase.

Además, se persigue obtener el mínimo caudal de aire entrante en la interfase que garantice simultáneamente el soporte respiratorio del paciente y el uso eficiente de los recursos médicos. Asimismo, se desea determinar la geometría más beneficiosa para el paciente, en lo que respecta a una menor reinhalación y a un menor volumen de aire exhalado contenido en el interior de la interfase, es decir, aquella que permita la evacuación del aire exhalado del modo más efectivo.

Por otro lado, también se busca mostrar cómo la interfase de tipo casco presenta características prometedoras en términos de volumen de CO₂ reinhalado y de volumen de aire exhalado presente en la interfase. Todo ello sin olvidar las limitaciones que poseen este tipo de estudios.

Para cumplir estos objetivos principales, se han de completar, en primera estancia, una serie de objetivos secundarios fundamentales:

- Configuración de un caso en CFD desde su geometría inicial: creación del dominio de cálculo, mallado, asignación de las condiciones de contorno y propiedades y elección de los modelos y solvers.

- Resolución del caso base estacionario. Se computa la solución estacionaria del problema con el objetivo de obtener las condiciones iniciales del caso transitorio.
- Realización de cálculos transitorios para observar el fenómeno de manera más realista mediante el uso de simulaciones numéricas.
- Valoración de los parámetros adecuados para optimizar la geometría de la interfase de ventilación no invasiva.
- Validación de los cálculos numéricos mediante resultados experimentales obtenidos de los recursos bibliográficos.

Cabe destacar que, el método que se va a exponer a lo largo del trabajo se podría extrapolar para la evaluación de otro tipo de interfases de VNI.

Tras definir de manera detallada los objetivos técnicos propios del proyecto, es necesario exponer los objetivos meramente académicos. En lo que a esto respecta, el objetivo primordial es permitir al autor del documento finalizar sus estudios de Grado en Ingeniería Aeroespacial acreditados por la Universidad Politécnica de Valencia. Asimismo, se pretende aplicar de manera apropiada y correcta algunos de los conocimientos y habilidades adquiridos durante esta etapa con el fin último de demostrar que la formación ha sido asimilada adecuadamente.

Por último, existen una serie de objetivos de carácter profesional que también deben ser enunciados. Lo principal en lo referente a este aspecto es que se ha trabajado en un entorno profesional. Este, además, ha hecho necesario el aprendizaje de una metodología diaria dentro de un horario y el desarrollo de la capacidad de cumplir semanalmente diversos ítems a presentar ante el responsable.

Fundamentos teóricos

2.1. Introducción a la Mecánica de Fluidos Computacional

El CFD es una herramienta basada en la mecánica de fluidos, que mediante métodos y algoritmos numéricos, es capaz de simular el comportamiento de fluidos, así como su interacción con sólidos y superficies. Dicho en otras palabras, es el análisis de sistemas que presentan fluidos, transferencia de calor y fenómenos asociados, como reacciones químicas, por medio de simulaciones computacionales.[59]

En el área de la mecánica de fluidos se dispone de un conjunto de leyes de conservación que describen el comportamiento general de los fluidos. No obstante, solo se pueden resolver problemas idealizados, debido a que en la mayoría de los casos las ecuaciones no tienen solución analítica. Esta incapacidad para resolver analíticamente las ecuaciones que gobiernan el movimiento de los fluidos ha llevado a plantearse otro tipo de soluciones. Una de ellas es la solución teórica, que consiste en buscar en la literatura el caso de estudio o uno lo más parecido posible. Otra forma de solución es la experimentación, que consiste en realizar un experimento con un prototipo, generalmente, en una escala diferente a la original. Finalmente, se tiene también la solución a través de métodos numéricos, que es en la que se centra este proyecto. La base de la resolución de estos problemas CFD son las ecuaciones de Navier-Stokes, establecidas en el siglo XIX por Claude-Louis Navier y George Gabriel Stokes, que describen el movimiento de un fluido viscoso. Sin embargo, el CFD no empezó a tener utilidad como tal hasta que se desarrollaron tecnológicamente los ordenadores y la programación que permitió realizar cálculos más complejos.[60]

El funcionamiento de un código CFD, explicado de manera simplificada, consiste en, primeramente, descomponer el dominio de cálculo en pequeñas celdas, creando lo que se conoce como malla. A continuación, se plantean las ecuaciones de conservación en cada celda, dando lugar a los volúmenes de control. Seguidamente, dicho sistema de ecuaciones en derivadas parciales se discretiza en un sistema de ecuaciones algebraicas. Este, finalmente, se resuelve de manera iterativa.[61]

La gran importancia del CFD recae en que permite obtener información detallada sin necesidad de realizar medidas intrusivas.[61] Además, el resto de soluciones posibles pueden no ser adecuadas o las óptimas para el caso de estudio. De hecho, experimentalmente modelar ciertos ensayos puede ser muy costoso, tanto a nivel económico, como de tiempo requerido para la obtención de los resultados. Cabe añadir que, en algunos estudios no es posible llevar a cabo los

experimentos a escala real por lo que se hace necesaria, como se ha mencionado, la creación de prototipos con dimensiones diferentes al original y, consecuentemente, una extrapolación posterior de los resultados.[60] Mediante el CFD se pueden realizar análisis sin necesidad de una infraestructura experimental evitando todos sus inconvenientes asociados. A pesar de sus ventajas, no hay que olvidar que el CFD no es una técnica sencilla, pues es difícil de dominar y requiere de una elevada potencia de cálculo. A esto hay que añadir que, los resultados obtenidos son aproximaciones, ya que se asumen hipótesis o simplificaciones que introducen incertidumbres en la solución y presentan errores asociados al código y a la convergencia. Por todo ello, es conveniente tener un amplio conocimiento y experiencia en el ámbito de estudio y/o validar los resultados extraídos mediante la literatura o datos experimentales.[61]

2.2. Etapas del proceso CFD

Normalmente la resolución de un problema CFD consta de tres partes o etapas fundamentales, cada una con varios subapartados a realizar. El proceso completo se incluye de manera esquematizada en la Figura 2.1.

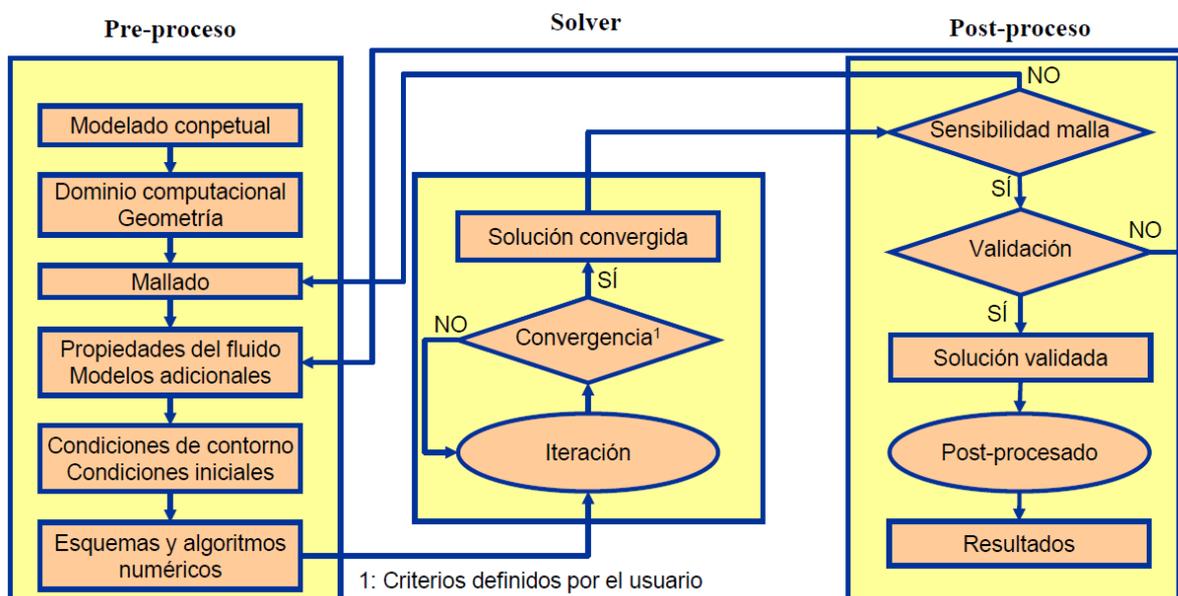


Figura 2.1: Estructura esquematizada del CFD.[61]

La primera fase a realizar es el **pre-proceso**, una etapa de preparación de datos en la que se introducen los parámetros en el código.[60] Más específicamente, en esta parte de la simulación se lleva a cabo, en primer lugar, el modelado conceptual del problema, planteando los objetivos a conseguir y las posibles simplificaciones que se pueden asumir. Seguidamente, se procede a la identificación y definición del dominio computacional y a la aplicación de las mencionadas simplificaciones. La geometría puede ser importada de un programa externo, creada dentro del mismo código, o una combinación de ambas, en función de su complejidad y realismo. A continuación, el dominio se descompone en pequeñas celdas creando la malla. El tipo y la calidad de la misma determinará en gran medida el coste computacional, la precisión y la tasa de convergencia de los casos. Respecto al mallado, cabe añadir que para obtener unos resultados correctos, estos no deben depender del tamaño ni del refinamiento de la malla. Esto es lo que se conoce como independencia o sensibilidad de malla. Una vez discretizado el dominio computacional, se

procede a seleccionar los modelos, así como, las propiedades físicas del fluido. Respecto a los modelos a elegir, destacan los modelos de turbulencia que por su importancia se han explicado detalladamente en la Sección 2.3. Finalmente, para cada una de las fronteras del dominio se debe asignar un tipo de condición de contorno, aquella que mejor se adapte a la realidad. Asimismo, deben introducirse las condiciones iniciales de las que parte la simulación. [61]

En esta etapa el usuario también debe buscar el equilibrio entre la fidelidad física y la precisión numérica y el coste de la simulación y las capacidades computacionales del sistema. Por lo tanto, la estrategia de modelado incorporará algunos sacrificios para conseguir un término medio entre estos dos factores. Además, esta fase inicial de modelado es particularmente importante para asegurar la fluidez y eficiencia del progreso de la simulación computacional.[62]

La segunda fase del CFD se denomina **Solver** y está asociada a la resolución del problema, en la cual se usa el ordenador para resolver iterativamente el modelo matemático. Aquí intervienen conceptos de otras disciplinas como el análisis numérico, fundamentos de matemáticas discretas, desarrollo de algoritmos y software.[60] Las ecuaciones empleadas durante esta fase, así como la discretización de las mismas, será abordado de manera más detallada en las Secciones 2.4 y 2.5, respectivamente, con la finalidad de conseguir una mayor comprensión por parte del lector. Sin embargo, sí se procede a explicar los dos tipos de solver existentes. Las ecuaciones obtenidas se resuelven en cada iteración para cada una de las celdas del dominio, existiendo dos enfoques de cálculo posibles, de forma segregada o acoplada. El solver segregado o *Pressure-based* en el *software* empleado, *Star-CCM+*, es usado con flujos incompresibles a bajas velocidades y resuelve el campo de velocidades a partir de las ecuaciones de conservación del momento. Por otro lado, el solver acoplado o *Density-based* es adecuado para flujos compresibles a altas velocidades. En este caso, el campo de velocidades se obtiene a partir de la ecuación de estado. Si el cálculo es de manera acoplada, todas las ecuaciones de transporte se resuelven de forma simultánea, por lo que el proceso es más lento. Por el contrario, si las ecuaciones se resuelven de manera segregada, todas las ecuaciones de transporte (salvo la de presión y velocidad) se resuelven de forma secuencial o desacoplada. Las dos excepciones mencionadas se pueden resolver de manera acoplada o usando un método predictor-corrector.[63]

En cuanto al usuario, durante esta fase tiene que mandar la instrucción de ejecución y esperar los resultados. El tiempo de obtención de estos dependerá del modelo a resolver y puede llevar desde horas hasta semanas.[60] Además, el usuario también debe vigilar la solución, asegurándose de que no hay características espurias y revisando los monitores, bien los residuales, o bien otros de variables de interés creados previamente por él. Con esto el usuario pretende determinar la convergencia de la solución y cuando detener la simulación y, con ella, el proceso iterativo.[62]

La tercera y última fase del CFD es el **post-proceso**. Cuando se ha obtenido un resultado convergido, para completar el proceso CFD es necesario revisar, en primera instancia, el modelo. Para ello, hay que garantizar que se ha alcanzado una independencia de malla, que de ha realizado un análisis de sensibilidad en los datos que presentaban incertidumbre, y que el modelo está validado para configuraciones y puntos de funcionamiento similares.[61] Una vez la información ha sido validada, se procede a su tratamiento, agrupando los múltiples resultados obtenidos en gráficos y diagramas que permitan un mejor entendimiento del fenómeno y la obtención de conclusiones.[60]

2.3. Modelos de turbulencia

La turbulencia no es una propiedad del fluido sino un estado del flujo. Se define el flujo turbulento como aquel cuyo patrón del movimiento del fluido viene caracterizado por variaciones caóticas de sus propiedades, apareciendo vórtices no estacionarios de diversos tamaños, que interactúan entre ellos. Los flujos turbulentos son altamente no lineales e irregulares y aceleran la homogeneización de los fluidos, favoreciendo la difusividad. La turbulencia es siempre tridimensional y presenta vorticidad no nula. Además, no tiene trazabilidad, es decir, no es capaz de restablecer un estado del flujo previo a partir del estado actual, se olvida de su origen. Asimismo, es un fenómeno disipador de energía, pues en la cascada de vórtices de diversos tamaños se produce un intercambio de energía cinética. Esta pasa de los torbellinos de mayor tamaño a los más pequeños donde finalmente es disipada en forma de energía interna mediante los esfuerzos cortantes viscosos. Cabe añadir que, el flujo turbulento se caracteriza por un espectro continuo y coherente de escalas temporales y de longitud. Las escalas grandes son determinadas por la geometría del problema mientras que las pequeñas vienen dadas por la viscosidad del fluido.[64]

Al incluir la turbulencia en las ecuaciones de Navier-Stokes, que rigen el comportamiento de los fluidos viscosos, todos los términos de las mismas pasan a ser de igual orden, por lo que no puede despreciarse ninguno. Entonces, las ecuaciones se convierten en no lineales y carecen de solución analítica. Así, se vuelve necesario modelar el comportamiento de la turbulencia mediante diferentes aproximaciones para proceder a su estudio de forma numérica.[64] En CFD, destacan fundamentalmente tres modelos, que ordenados de mayor a menor coste computacional son:

- ***Direct Numerical Simulation*** (DNS): resuelve las ecuaciones completas de Navier-Stokes para lograr modelar todas las escalas de turbulencia. Debe contar con una malla muy fina y con un paso temporal pequeño. En consecuencia, su tiempo y coste computacional son muy elevados, por lo que no es un método muy usado en la industria.[59]
- ***Large Eddy Simulation*** (LES): solo resuelve las escalas grandes, las pequeñas son modeladas. Para separar ambas escalas se realiza un filtrado de la ecuaciones de Navier-Stokes haciendo necesario el uso de ecuaciones adicionales para solucionar el problema de cierre.[59]
- ***Reynolds Average Navier Stokes*** (RANS): es el promediado de Reynolds de las ecuaciones de Navier Stokes y modela todas las escalas de la turbulencia. Debido a su bajo coste computacional es el más utilizado para cálculos computacionales en el ámbito de la ingeniería.[59] A continuación, en la Subsección 2.3.1 se explica de manera más precisa.

2.3.1. RANS

Los modelos RANS se basan en la descomposición de las variables de flujo en su promedio más su fluctuación (descomposición de Reynolds). Cuando la descomposición se aplica a las ecuaciones de Navier-Stokes, las ecuaciones promediadas resultantes son iguales a las originales salvo por un término, el denominado tensor de esfuerzos de Reynolds. Como consecuencia aparecen más incógnitas que ecuaciones. Este problema se conoce como el problema de cierre de las ecuaciones de Navier-Stokes promediadas y para resolverlo es necesario conocer o modelar dicho tensor.[64] Con este objetivo se aplica la hipótesis de Boussinesq, que postuló que el transporte de momento debido a los torbellinos turbulentos se puede modelar a través de una viscosidad turbulenta. Esto permite reescribir el tensor de esfuerzos de Reynolds y reescribir las ecuaciones RANS. Así, el problema de cierre consiste en la resolución de la viscosidad turbulenta. [65]

Existen varios métodos RANS que modelan la viscosidad turbulenta o el tensor de Reynolds directamente, permitiendo resolver el problema de cierre. Algunos de los más relevantes son:

- ***Spalart-Allmaras*** (SA): este modelo lineal de turbulencia consta de una única ecuación que resuelve la ecuación de transporte de energía cinética turbulenta. Con ella se puede modelar la viscosidad turbulenta de manera que el problema de cierre queda resuelto. Este modelo está diseñado específicamente para aplicaciones aeroespaciales que involucran flujos externos y resulta muy efectivo para flujos a bajos números de Reynolds sometidos a gradientes de presiones adversos.[59]
- **$k - \varepsilon$** : se trata de un modelo lineal semiempírico de dos ecuaciones que hace uso de dos variables con el objetivo de calcular el término de la viscosidad turbulenta y el tamaño de las escalas turbulentas. Una ecuación es para la energía cinética turbulenta y otra para el ratio de disipación de energía cinética turbulenta. Dicho modelo de turbulencia funciona especialmente bien a altos números de Reynolds sin gradientes adversos de presión. Sin embargo, tiene sus limitaciones, ya que sobrestima la energía cinética turbulenta y no suele calcular bien las capas internas de la capa límite.[59]
- **$k - \omega$** : este modelo de turbulencia lineal empírico consta de dos ecuaciones para calcular el término de la viscosidad turbulenta. Una ecuación para la energía cinética turbulenta y otra para el ratio de disipación específico. Permite conseguir buenos resultados en las capas límite en contacto con paredes y en flujos con bajos números de Reynolds. También es un modelo adecuado para flujos transitorios y flujos con gradientes de presión adversos. Sin embargo, no suele dar buenos resultados en la transición entre capa límite y flujo libre.[59]
- **$k - \omega$ *Shear-Stress Transport*** (SST): resulta de la combinación de los modelos $k - \omega$ y $k - \varepsilon$. Se emplea el primero para resolver el flujo cercano a la pared y el segundo para el cálculo del flujo libre. De esta forma, se unen los puntos fuertes de ambos métodos, haciendo que el modelo sea más robusto y aplicable al tipo de problemas que se pretenden estudiar en este trabajo.
- ***Reynolds Stress Transport Model*** (RSM): este modelo no trabaja con la viscosidad turbulenta, sino que se resuelve los componentes del tensor de Reynolds directamente. De este modo, es un modelo que predice con mayor exactitud flujos complejos.[65] Sin embargo, tiene una elevada complejidad y un alto coste que no lo hace rentable para flujos más sencillos.

2.4. Ecuaciones de la mecánica de fluidos

Las ecuaciones fundamentales de la mecánica de fluidos son tres; la ecuación de la continuidad, la ecuación de la conservación de la cantidad de movimiento, y la ecuación de la conservación de la energía. Estas deben ser resueltas en cada elemento discretizado del dominio para cada iteración de la simulación. Dichas ecuaciones se pueden expresar tanto de manera diferencial, como integral. A continuación, se muestra la forma conservativa de las ecuaciones que rigen el comportamiento de un flujo newtoniano de un componente monofásico.[63]

2.4.1. Ecuación de la continuidad

La Ecuación 2.1 es la forma conservativa de la ecuación de continuidad o ecuación de conservación de la masa, considerando nulo el término fuente por estar tratando con fluidos monofásicos

que no presentan reacciones químicas dentro del volumen de control considerado; no se genera ni se elimina masa.

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} + \nabla \cdot (\rho \mathbf{u}) = 0 \quad (2.1)$$

En dicha ecuación, el primer término representa la variación temporal de la masa por unidad de volumen y el segundo, el flujo convectivo de masa por unidad de volumen.

2.4.2. Ecuación de la conservación de la cantidad de movimiento

La Ecuación 2.2 es la forma conservativa de la ecuación de conservación de cantidad de movimiento. Se deriva del principio físico de la segunda ley de Newton, que postula que la resultante de todas las fuerzas externas que actúan sobre un volumen de control equivale a la variación de la cantidad de movimiento del fluido dentro de dicho volumen de control.

$$\frac{\partial (\rho \mathbf{u})}{\partial t} + \nabla \cdot (\rho \mathbf{u} \mathbf{u}) = -\nabla p + \nabla \boldsymbol{\tau} + \rho \mathbf{g} + \mathbf{F} \quad (2.2)$$

donde $\rho \mathbf{g}$ es la fuerza gravitacional, \mathbf{F} , las fuerzas externas y $\boldsymbol{\tau}$, el tensor de tensiones, definido tal como muestra la Ecuación 2.3.

$$\boldsymbol{\tau} = \mu \left[(\nabla \mathbf{u} + (\nabla \mathbf{u})^T) - \frac{2}{3} \nabla \mathbf{u} \right] \quad (2.3)$$

donde μ es la viscosidad dinámica e I es el tensor unidad.

2.4.3. Ecuación de conservación de la energía

La Ecuación 2.4 es la forma conservativa de la ecuación de conservación de la energía. Se deriva del principio físico de la primera ley de la termodinámica, que establece que en un volumen de control la variación de calor menos la de trabajo es igual a la variación de la energía del fluido dentro del volumen de control y del flujo que atraviesa el dominio de dicho volumen.

$$\frac{\partial (\rho e)}{\partial t} + \nabla \cdot (\rho e \mathbf{u}) = \nabla \cdot (k \nabla T) - p \nabla \cdot \mathbf{u} + S_e \quad (2.4)$$

donde S_e incluye energías másicas y calentamiento viscoso.

Esta ecuación también se puede expresar en términos de energía total, temperatura o entalpía total.

2.4.4. Ecuación de transporte general

La Ecuación 2.5 es la ecuación de transporte general e incluye todos los términos que la comprenden, variación temporal, término convectivo, término difusivo y término fuente, de izquierda a derecha; siendo ϕ un parámetro general. En la Tabla 2.1 se particularizan cada uno de los términos para cada una de las ecuaciones de la conservación ya vistas.[63]

$$\frac{\partial(\rho\phi)}{\partial t} + \nabla(\rho\phi\mathbf{u}) = \nabla \cdot (\Gamma_\phi \nabla\phi) + S_\phi \quad (2.5)$$

Ecuación	ϕ	Γ_ϕ	S_ϕ
Masa	1	-	-
Momento	\mathbf{u}	μ	$-\nabla p$ +fuerzas másicas+ términos viscosos
Energía	e	k	$-p\nabla\cdot\mathbf{u}$ +energías másicas+términos viscosos

Tabla 2.1: Términos de las ecuaciones de conservación.

2.5. Discretización de las ecuaciones

Las ecuaciones que definen el comportamiento del flujo no se resuelven de manera analítica, sino que se han de discretizar y resolver de manera iterativa mediante modelos numéricos. Existen varios métodos de discretización que conviertan las ecuaciones diferenciales en ecuaciones algebraicas para que estas, finalmente, puedan ser resueltas. Los métodos más conocidos son el método de las diferencias finitas, el método de los volúmenes finitos (FVM) y el método de los elementos finitos. El que utiliza el *software* comercial *STAR-CCM+* para discretizar las ecuaciones y poder resolverlas es el FVM. Además, es el más extendido en el campo del CFD.

Como ya se ha dicho, el dominio de estudio está subdividido en un número finito de volúmenes de control (celdas) contiguos y las ecuaciones de conservación deben aplicarse a cada uno de estos volúmenes de control. El FVM presenta una formulación naturalmente conservativa, es decir, no hay pérdida de masa, cantidad de movimiento, energía o especies químicas tras discretizar las ecuaciones (el flujo que sale de una celda entra en otra, o sale del dominio). De esta forma, las integrales de superficie, que representan flujos convectivos y difusivos, son las mismas para la fronteras de las celdas contiguas. En otras palabras, las ecuaciones discretizadas expresan el principio de conservación de las diferentes cantidades físicas en un volumen de control, exactamente como las ecuaciones diferenciales para un volumen de control infinitesimal. Por tanto, los resultados serán más precisos conforme los volúmenes de control se aproximen al infinito. Cabe añadir que, este método plantea las ecuaciones de conservación usando una formulación débil, lo cual reduce los requisitos de suavidad del sistema y permite adaptarse a geometrías complejas.[60]

El punto de inicio de este método consiste en aplicar la forma integral de las ecuaciones de conservación a un volumen de control. La expresión integral se presenta de manera general, por medio de la ecuación de transporte general, en la Ecuación 2.6.

$$\frac{d}{dt} \iiint_{V_c} (\rho \phi) d\Omega + \iint_{\Sigma_c} \phi (\rho \mathbf{u}) \mathbf{n} d\sigma = \iint_{\Sigma_c} \Gamma_\phi \nabla \phi \mathbf{n} d\sigma + \iiint_{V_c} S_\phi d\Omega \quad (2.6)$$

Si se aplica a cada celda la expresión queda como la Ecuación 2.7.

$$\frac{d(\rho_P \phi_P)}{dt} V + \sum_1^{N_f} \phi_f (\rho_f \mathbf{u}_f) \mathbf{A}_f = \sum_1^{N_f} \Gamma_{\phi,f} \nabla \phi_f \mathbf{A}_f + S_{\phi,P} V \quad (2.7)$$

Los valores discretizados en las caras de la celda (ψ_f) se relacionarán con los valores del centroide de la celda considerada (ψ_P) y de sus vecinas (ψ_{nb}) a través de métodos de discretización (ver Ecuación 2.8). Entonces, para cada ecuación de transporte, se tiene un sistema de ecuaciones algebraicas de orden igual al número de celdas. Este sistema se puede plantear en notación matricial, obteniendo una matriz de coeficientes dispersa que se resuelve mediante *Linear Solver* de manera iterativa hasta alcanzar la tolerancia deseada.[63]

$$a_P \phi_P + \sum_1^{N_{nb}} a_{nb} \phi_{nb} = b_P \quad (2.8)$$

Cada término de la ecuación de transporte tiene significado físico como se ha visto en la Subsección 2.4.4 y cuenta con un esquema de discretización propio.

- **Término difusivo:** es el tercer término de la Ecuación 2.7. En este término la interpolación del coeficiente $\Gamma_{\phi,f}$ se suele realizar mediante una media armónica. En cuanto al gradiente $\nabla \phi_f$, se usa una reconstrucción de Green-Gauss o por mínimos cuadrados (LSQ), siempre buscando una discretización espacial de segundo orden.[63]
- **Término convectivo:** es el segundo término de la Ecuación 2.7. Este es el que más posibilidades ofrece y debe cumplir siempre tres propiedades; debe ser conservativo, transportivo y estar acotado. Algunos de los esquemas de discretización que existen para este término son el *Central Differencing Scheme* (CDS), de segundo orden recomendado para LES; los esquemas *Upwind* (UD) de primer o segundo orden, siendo estos últimos los más utilizados en RANS por su menor difusión numérica; y los esquemas de alto orden, es decir, de mayor precisión como el *Quadratic Upwind Interpolation for Convective Kinematics* (QUICK) o el *Monotone Upstream - Centered Schemes for Conservation Laws* (MUSCL). El esquema se selecciona según la calidad de malla, la precisión y el coste computacional deseados.[63]
- **Término temporal:** es el primer término de la Ecuación 2.7. Su discretización se puede realizar de dos formas diferentes; explícita o implícita. La discretización explícita de primer orden obtiene directamente el nuevo valor de ϕ y su paso temporal esta restringido por la condición de *Courant-Friedrichs-Lewis* (CFL) que no puede superar el valor de la unidad. Por otro lado, la discretización implícita de primer orden lleva a cabo un proceso iterativo, ejecutando sub-iteraciones por cada paso temporal hasta alcanzar la convergencia. Permite un CFL mayor, tratándose de un esquema temporal incondicionalmente estable. [63]

Metodología

3.1. Geometría y dominio computacional

Como el objeto de este estudio es el análisis de interfases tipo casco, la geometría empleada es un diseño típico de este tipo de VNI. El dominio computacional consta de tres elementos principales; la cabeza del paciente, la boca y laringe del mismo y la propia interfase que envuelve la cabeza. La geometría tridimensional completa se aprecia en la Figura 3.1.



Figura 3.1: Geometría y dominio computacional del estudio.

Para lograr este resultado final se han tenido que seguir una serie de pasos. En primer lugar, se importa la geometría de la cabeza, que dada su complejidad no ha podido ser diseñada dentro del propio *software* CFD. Se trata de una cabeza genérica que presenta un volumen aproximado de 3.62 L. En segundo lugar, esta vez sí haciendo uso del 3D-CAD del programa CFD, se modela el tracto respiratorio superior del paciente mediante un conducto simplificado. Dicho conducto tiene como finalidad unir los pulmones, representados por la imposición de un caudal, con el resto del dominio. El tramo interior, que representa la laringe, posee un diámetro de 14 mm, siendo del orden del diámetro de las vías respiratorias superiores de un adulto promedio.[66][67] En cuanto a la longitud de dicho conducto, es de 50 mm, la suficiente para asegurar un flujo completamente desarrollado en el interior del mismo durante todo el proceso de respiración, tanto en la espiración, como en la inspiración. Respecto a la boca, esta se modela a través de una sección elipsoidal máxima cuyos ejes han sido dimensionados para simular la boca abierta de un adulto. De esta

forma, el eje mayor de la elipse mide 50 mm mientras que el menor, la mitad, 25 mm. La longitud de esta región es de 25 mm, la que garantizaba la adhesión del flujo en la zona en las condiciones del estudio, es decir, aquella que evita el desprendimiento del fluido. Finalmente, alrededor de la cabeza se diseña la interfase de tipo casco. Dicha interfase presenta una geometría cilíndrica, siendo el diámetro y la altura de la misma 300 y 350 mm, respectivamente. En consecuencia, el volumen contenido por la interfase es de 24.7 L.

Respecto a la geometría, cabe añadir que la interfase se conecta con el exterior a través de dos puertos. El aire fresco entra en el dominio por el puerto de inhalación, más cercano a la boca del paciente, y sale por el puerto de exhalación, que forma 60° con el de entrada. Ambos conductos presentan un diámetro de 30 mm y están ubicados a 40 mm de la base de la interfase. Además, para garantizar que el flujo no se vea perturbado físicamente por las condiciones de contorno, teniendo en cuenta que se trata de flujo interno, la longitud de los puertos es de entre 4 y 8 veces su diámetro.

Para facilitar la comprensión del dominio y de sus medidas se incluye la Tabla 3.1 como resumen. Asimismo, la Figura 3.2 (3.2a y 3.2b) es muy ilustrativa en este sentido, incluyendo todas las medidas previamente mencionadas en milímetros.

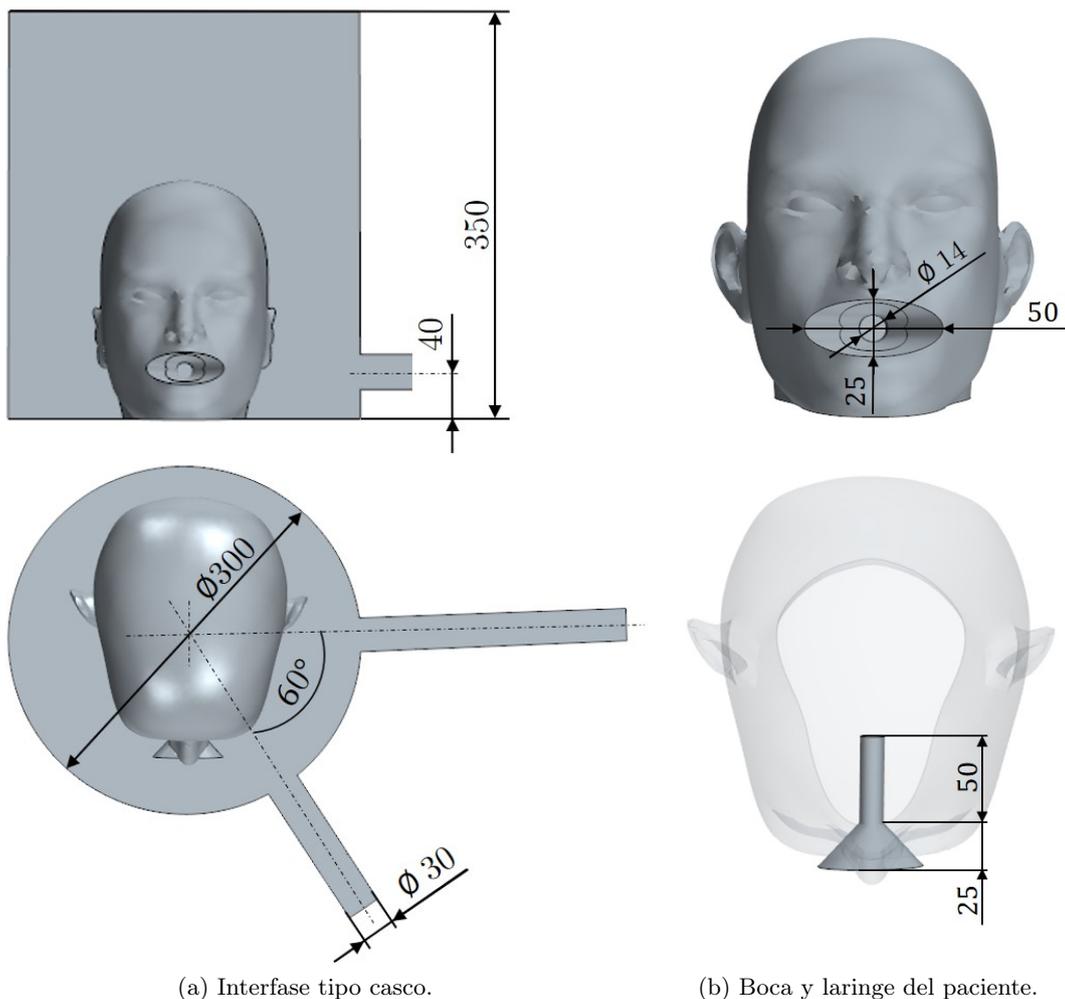


Figura 3.2: Geometría y dominio computacional del estudio acotada en mm (sin escala).

Parámetro	Valor
V_{cabeza}	3.26 L
$\varnothing_{laringe}$	14 mm
$L_{laringe}$	50 mm
a_{boca}	25 mm
b_{boca}	50 mm
L_{boca}	25 mm
$\varnothing_{interfase}$	300 mm
$h_{interfase}$	350 mm
$V_{interfase}$	24.7 L
$\varnothing_{puertos}$	30 mm
$h_{puertos}$	40 mm
$\angle_{puertos}$	60°

Tabla 3.1: Datos geométricos relevantes.

Por último, es necesario aclarar que la posición relativa de la cabeza y los puertos vista en la Figura 3.2a se corresponde con un giro nulo de la cabeza, es decir, con la posición 0°. Esto debe mantenerse presente, pues posteriormente en el documento se procede a rotar la cabeza con el fin de determinar la posición óptima entre el paciente y los puertos de la interfase. De este modo, es importante recordar la posición de origen o de referencia.

3.2. Mallado

El dominio computacional se discretiza mediante una malla no estructurada de elementos poliédricos. Se ha elegido este tipo de malla (poliédrica) en vez de tetraédrica por requerir la primera, de manera general, una menor cantidad de celdas para asegurar la independencia de malla.[68] El tamaño máximo de malla se fija en 15 mm. Para las paredes de la interfase y para la cabeza del paciente se usa un tamaño de superficie de 7.6 mm; mientras que los puertos y la boca simplificada presentan un mayor refinamiento, siendo su tamaño de 1.5 mm. En cuanto al mallado de la capa límite, se genera un *prism layer mesher* de espesor total 0.84 mm compuesto por 7 capas y cuyo factor de estrechamiento o *stretching* sigue una progresión geométrica de ratio 1.2. Con esta configuración se genera una malla de 697678 elementos, que se muestra en las Figura 3.3. Se puede ver tanto el exterior con un detalle de la región de unión interfase-puertos (Figura 3.3a), como el interior con un detalle de la capa límite (Figura 3.3b). Además, se incluye la Tabla 3.2 que recoge los parámetros de la malla más relevantes.

Debido a la importancia del mallado en las zonas próximas a la pared, es necesario asegurar que este es apropiado. Para ello, se hace uso de la ley de la pared. Antes de describir dicha ley, para su comprensión es necesario definir previamente el concepto de capa límite, así como explicar en qué radica su importancia.

La capa límite es el resultado del contacto entre un fluido en movimiento y una superficie, como consecuencia de los esfuerzos cortantes debidos a la viscosidad en la superficie. Para modelar de manera correcta la interacción entre el fluido y la superficie es imprescindible realizar un mallado refinado y adecuado de la zona, pues en las proximidades de la pared los cambios en las propiedades fluidas son importantes.[69]

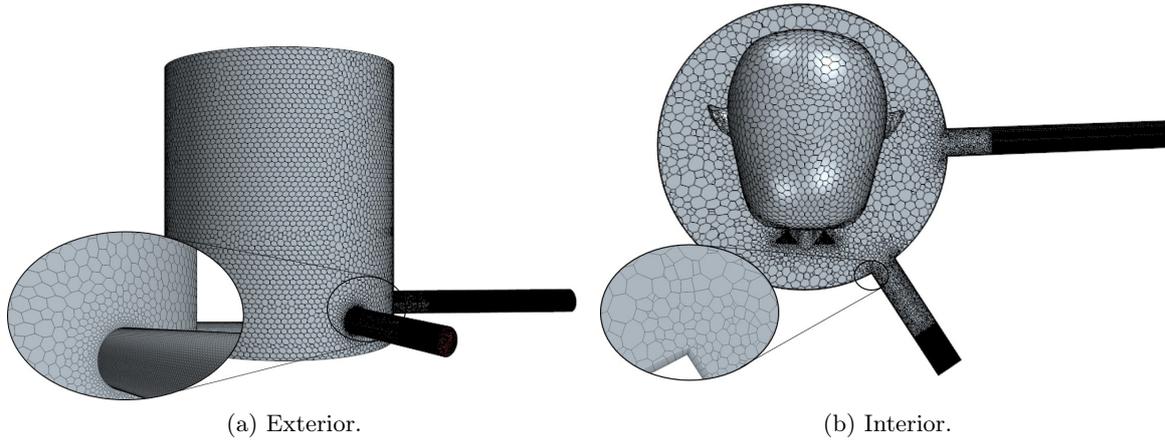


Figura 3.3: Malla del dominio computacional.

Default Controls	
<i>Base Size</i>	15 mm
<i>Minimum Surface Size</i>	1.5 mm
<i>Prism Layer Total Thickness</i>	0.84 mm
<i>Surface Growth Rate</i>	1.3
<i>Number of Prism Layers</i>	7
<i>Prism Layer Stretching</i>	1.2
Interfase y Cabeza	
<i>Target Surface Size</i>	7.6 mm
<i>Minimum Surface Size</i>	3.8 mm
Puertos y Boca	
<i>Target Surface Size</i>	1.5 mm
<i>Minimum Surface Size</i>	0.5 mm

Tabla 3.2: Datos del mallado relevantes.

La mencionada ley de la pared define una distancia adimensional y^+ entre la capa límite y el centroide de la celda más cercana. Su expresión viene dada por la Ecuación 3.1.[69]

$$y^+ = \frac{y u_\tau}{\nu} \quad (3.1)$$

donde ν es la viscosidad cinemática y u_τ es la velocidad de fricción definida como indica la Ecuación 3.2.

$$u_\tau = \sqrt{\frac{\tau_w}{\rho}} \quad (3.2)$$

donde τ_w es el esfuerzo cortante en la pared.

Esta escala o distancia adimensional y^+ , permite definir distintas regiones dentro de la capa límite que presentan distinta naturaleza; la capa viscosa o subcapa límite laminar ($y^+ < 5$), la capa *buffer* ($5 < y^+ < 30$) y la subcapa límite logarítmica ($y^+ > 30$). En la Figura 3.4 se pueden observar estas subcapas y la escala de pared en la que se encuentran. La subcapa viscosa está dominada por efectos viscosos y es prácticamente laminar, mientras que en la subcapa logarítmica predominan los efectos turbulentos. La región denominada como capa *buffer* es una transición entre las dos subcapas anteriores y es recomendable no trabajar en ella, pues no está bien definida.[69]

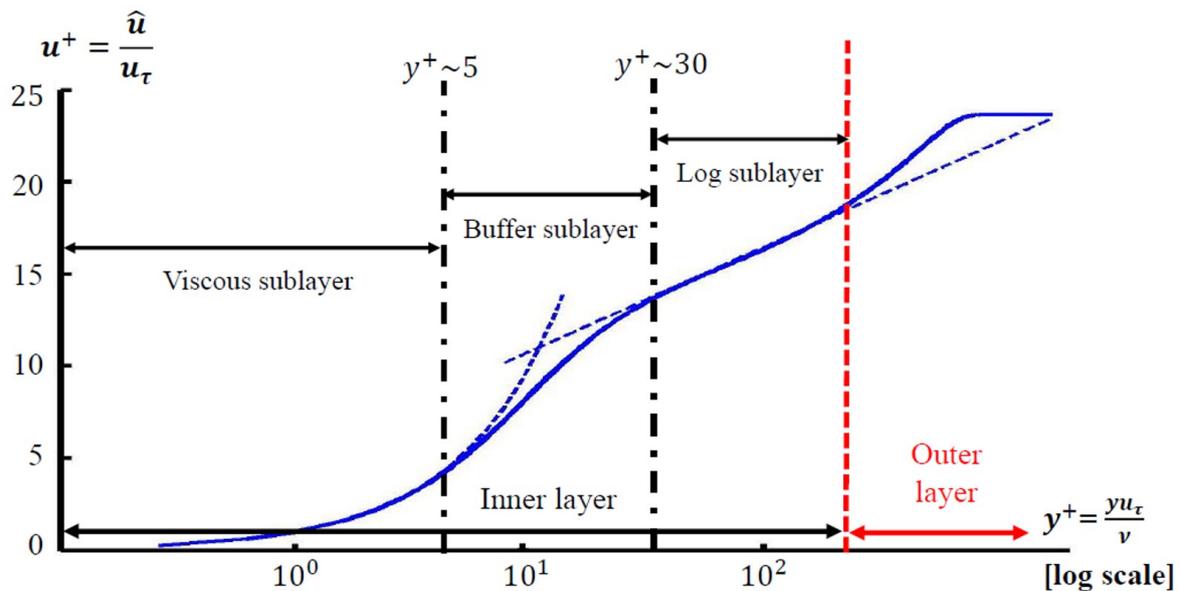


Figura 3.4: Regiones de la capa límite según y^+ . [69]

Según el modelo de turbulencia elegido para realizar una resolución mediante RANS (definidos previamente en la Subsección 2.3.1), se busca un valor de escala de pared óptimo que proporcione fiabilidad en los resultados. Para el modelo de turbulencia que se va a emplear, el $k - \omega SST$, el valor de y^+ debe ser próximo o inferior a uno. La razón de la elección de este modelo se explica a continuación, en la Sección 3.3.

Tras la realización de los cálculos, se ha comprobado que, en efecto, el y^+ a lo largo del dominio no supera en ningún caso la unidad, como se ve en la Figura 3.5, por lo que el mallado de la capa límite es capaz de capturar correctamente los fenómenos de la subcapa límite viscosa. Para corroborar esto se ha optado por realizar un histograma en el que se muestra el porcentaje de superficie del dominio que posee un determinado valor de y^+ .

Finalmente, cabe añadir que una vez obtenida la malla, se debe realizar una independencia de la misma para asegurar que con los parámetros introducidos se obtiene una solución correcta. Esto se detalla en la Subsección 3.5.1.

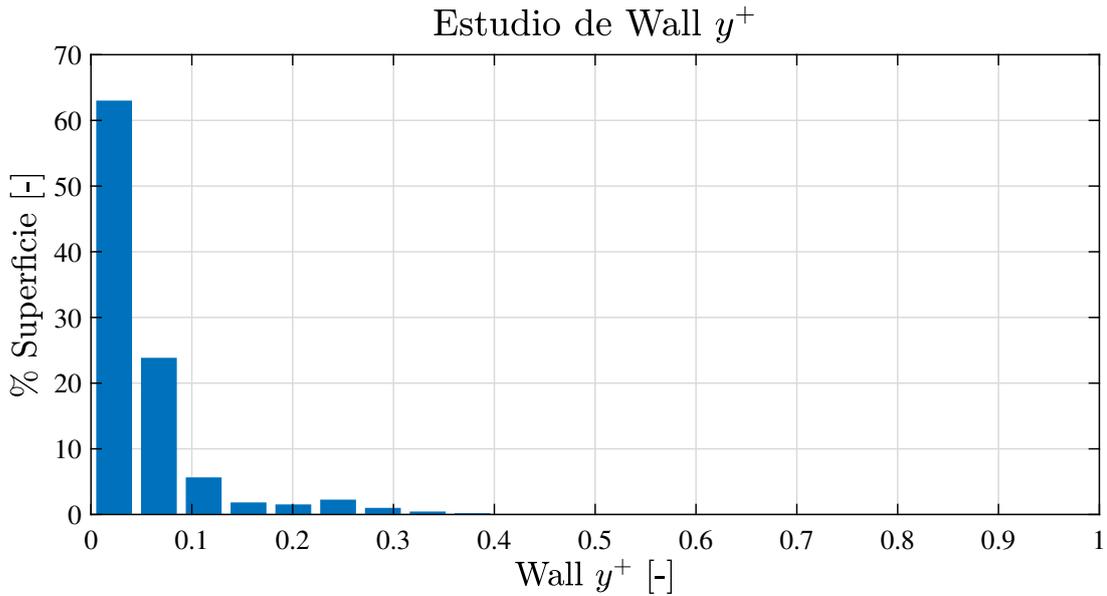


Figura 3.5: Análisis del valor Wall y^+ del dominio.

3.3. Modelos y propiedades del fluido

Se procede a enumerar los modelos que se han utilizado para resolver mediante CFD el problema en cuestión. En primer lugar, dada la geometría y el dominio computacional, se ha seleccionado un flujo de carácter tridimensional como cabía esperar. En segundo lugar, se elige el material que es gas, pues dentro de la interfase solo hay aire, y se supone, además, gas ideal en lo que respecta a su ecuación de estado. Las propiedades de dicho gas se recogen en la Tabla 3.3. Cabe añadir que, al seleccionarse gas ideal, la densidad del mismo no queda definida. No obstante, como los campos de temperatura y de presión en el dominio no varían de manera considerable, se puede estimar una densidad a partir de sus valores medios. Se conocen los valores de la presión relativa media, que es de 10.02 cm H₂O, y de la temperatura promedio, que es de 32.88 °C. Asimismo, se sabe que la constante de los gases de ese aire se puede obtener dividiendo la constante universal de los gases ideales ($R=8314.46$ J/K Kmol) entre el peso molecular del aire. Teniendo todo esto en cuenta y aplicando la ecuación de los gases ideales mostrada en la Ecuación 3.3, la densidad media esperada del aire es de 1.165 Kg/m³.

Propiedades del material	
Viscosidad dinámica	$1.06 \cdot 10^{-5}$ Pa s
Peso molecular	29.97 kg/kmol
Calor específico	1003.62 J/kg K
Conductividad térmica	0.026 W/m K
Densidad media esperada	1.165 Kg/m ³

Tabla 3.3: Propiedades del fluido.

$$P = \rho R_{air} T \tag{3.3}$$

donde R_{air} es la constante de los gases de ese aire, T es la temperatura y P es la presión absoluta.

En cuanto al tiempo, a pesar de que el estudio de interés es puramente transitorio, es necesario resolver también el caso estacionario. Por lo tanto, ambos modelos son empleados. Destacar que para el caso principal, que es el transitorio, se emplea el modelo *Implicit Unsteady*, que resuelve las variables temporales mediante un esquema implícito (descrito en la Sección 2.5). Además, dicho esquema de discretización es de segundo orden con un paso temporal de 0.015 s. Añadir que, con este tipo de discretización, se requiere también de un cierto número de iteraciones internas, escogido por el usuario, para converger la solución en cada instante de tiempo. En este caso particular se han permitido ocho iteraciones internas. Para llegar a esta conclusión de paso de tiempo e iteraciones internas ha sido necesario un estudio de independencia temporal, desarrollado en la Subsección 3.5.2.

Por otro lado, el solver escogido es el segregado o *Pressure-based*, definido en la Sección 2.2, por adecuarse al caso de estudio, ya que se trabaja con bajas velocidades. Unido a este último, se selecciona el modelo *Gradients*, de forma automática, y el *Segregated Fluid Temperature*.

Respecto al régimen viscoso, se elige, obviamente, el turbulento y para resolver dicha turbulencia se emplea el modelo RANS $k - \omega$ SST debido a las ventajas que presenta en comparación con el resto (ver Subsección 2.3.1). Además, fue utilizado con éxito en un caso similar por Fodil et al. [58] Muy ligado a la resolución de la turbulencia se encuentra el modelado de la pared. Se proponen tres aproximaciones para ello; *Low $y+$ Wall Treatment*, especializada en resolver la subcapa viscosa, *High $y+$ Wall Treatment*, que modela la zona viscosa y se centra en resolver la subcapa logarítmica, y el modelo *All $y+$ Wall Treatment*, que utiliza lo mejor de los dos métodos anteriores, razón por la cual ha sido el finalmente elegido.

Cabe añadir que, para poder representar y distinguir el aire exhalado por el paciente del aire limpio entrante en la interfase ha sido necesario hacer uso de la opción *Passive Scalar*.

3.4. Condiciones de contorno

Para poder definir las condiciones de contorno, es necesario definir previamente en la geometría creada las superficies que limitan el dominio. Las regiones delimitantes se muestran en la Figura 3.6, incluyendo el nombre de cada una de ellas para que sea más sencillo identificar posteriormente la superficie con la condición de contorno.

En el puerto de inhalación o *Inlet* se impone un flujo entrante constante a una temperatura de 27 °C, empleando una intensidad turbulenta del 0.01 % y una escala de longitud turbulenta de 2 mm. La magnitud del flujo entrante varía entre 10 y 70 L/min, con la finalidad de obtener el mínimo caudal entrante que permita una respiración del paciente adecuada. Además, el fluido entrante se asume limpio, impuesto gracias al modelo *Passive Scalar* ya mencionado, que nos proporciona la concentración a través de un escalar como habían hecho ya otros autores.[58][70]

En cuanto al puerto de exhalación o *Outlet*, el gas sale del dominio a través de él llegando a una atmósfera que se encuentra a una temperatura de 20 °C. En dicho puerto se asume el uso de una válvula PEEP que permite ajustar la presión en este límite a 10 cm H₂O. Cabe añadir que, debido a las bajas velocidades del flujo, el aire puede considerarse incompresible. [70] Por lo tanto, los resultados que se extraen de este estudio se pueden aplicar para diferentes valores de la presión de salida.

Estos dos contornos son los únicos que permiten el intercambio de fluido con el exterior, pues se supone que el cuello está perfectamente sellado, por lo que no se tienen en cuenta fugas. No obstante, esto no es realista, por lo que hay que tener en cuenta que el sistema se está considerando en condiciones ideales.

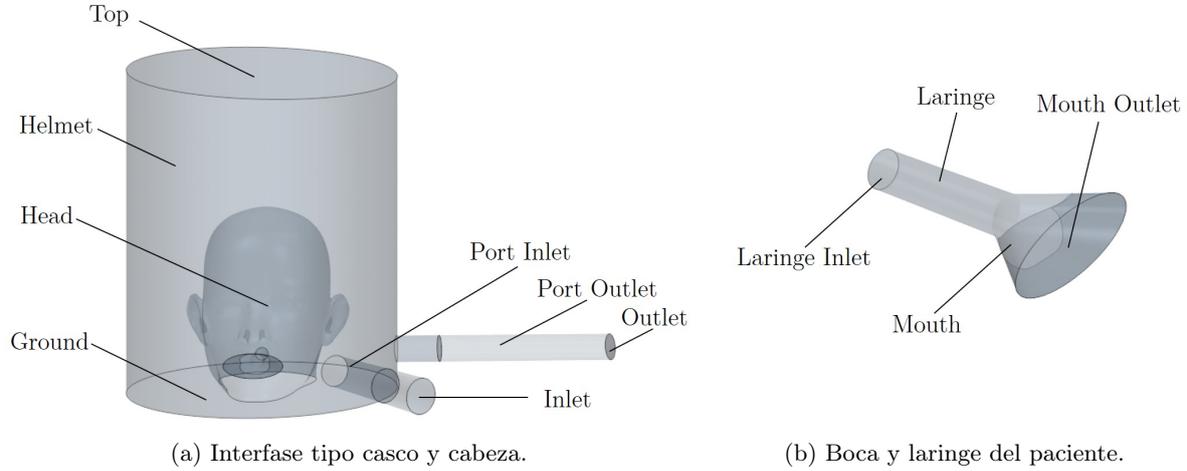


Figura 3.6: Condiciones de contorno del dominio computacional del estudio.

Por otro lado, se supone que el paciente inhala el gas del interior de la interfase, exhalando aire reinspirado, rico en CO_2 , a una temperatura de 39°C , simulando una condición febril. La concentración del gas exhalado viene dada por una variable escalar, al igual que se había realizado con el aire fresco. Añadir que, las propiedades termodinámicas del gas de entrada y exhalado son las mismas y venían definidas en la Tabla 3.3. En cuanto a la respiración del paciente, esta se ha modelado imponiendo el caudal volumétrico a través de las vías respiratorias simplificadas. Para ello, se ha supuesto una frecuencia respiratoria de 12 respiraciones/min y un volumen corriente o tidal de 500 mL. Se entiende por volumen de corriente el volumen de aire que circula por los pulmones en un ciclo respiratorio, es decir, entre una inspiración y espiración, sin necesidad de esfuerzo adicional.[71] Tanto el volumen de corriente como la frecuencia respiratoria se seleccionan de modo que representen a la población adulta promedio. [72][73] Además, se asume que las fases de exhalación e inhalación duran el mismo periodo de tiempo, 2.5 s. La ley de respiración se modela usando funciones senoidales y se muestra en la Figura 3.7a siendo su expresión la mostrada en la Ecuación 3.4. El caudal volumétrico máximo de inhalación y exhalación se puede calcular como se indica en la Ecuación 3.5, obteniéndose un valor de 18.85 L/min para el caso estudiado. Por último, en la Figura 3.7b se muestra la evolución del volumen contenido en los pulmones a lo largo de un ciclo respiratorio.

$$Q_p = \frac{60\pi V_{tidal}}{T_{ciclo}} \cdot \sin\left(\frac{2\pi t}{T_{ciclo}}\right) \quad (3.4)$$

donde V_{tidal} el volumen de corriente o tidal, t es el tiempo y T_{ciclo} es el periodo de un ciclo respiratorio.

$$Q_{peak} = \pi f_{respiratoria} V_{tidal} \quad (3.5)$$

donde $f_{respiratoria}$ es la frecuencia respiratoria.

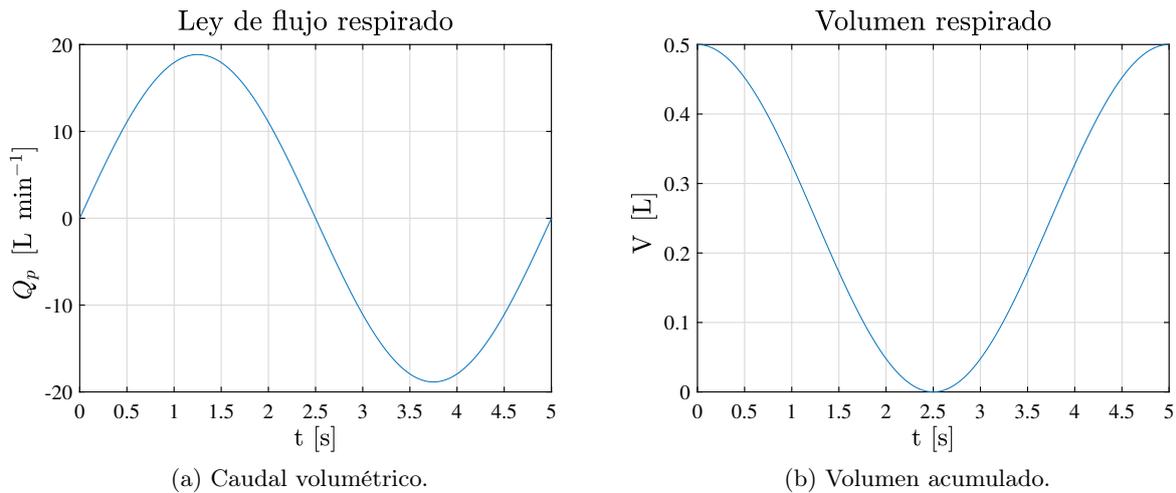


Figura 3.7: Ley de respiración impuesta en términos de caudal volumétrico y de volumen de aire acumulado en los pulmones del paciente.

Finalmente, en la superficie de contorno *Mouth Outlet*, que conecta el interior de la boca del paciente con el interior del casco, se impone la condición de contorno de *interface*. El resto de superficies de contorno se imponen como paredes sin deslizamiento. Asimismo, todas ellas se modelan como condiciones de contorno adiabáticas, exceptuando la piel del paciente (contorno denominado *Head*) en la que se impone una temperatura febril de 39 °C. Dada la naturaleza y características del flujo dentro del casco, la hipótesis de adiabaticidad no afecta significativamente a las características principales del análisis.

En la Tabla 3.4 se presenta un resumen de las condiciones de contorno mencionadas para cada una de las superficies indicadas en la Figura 3.6.

Contorno	Condición
<i>Inlet</i>	<i>Velocity Inlet</i>
<i>Outlet</i>	<i>Pressure Outlet</i>
<i>Port Inlet</i>	<i>Wall</i>
<i>Port Outlet</i>	<i>Wall</i>
<i>Helmet</i>	<i>Wall</i>
<i>Head</i>	<i>Wall</i>
<i>Top</i>	<i>Wall</i>
<i>Ground</i>	<i>Wall</i>
<i>Mouth</i>	<i>Wall</i>
<i>Mouth Outlet</i>	<i>Interface</i>
<i>Laringe</i>	<i>Wall</i>
<i>Laringe Inlet</i>	<i>Velocity Inlet</i>

Tabla 3.4: Tipo de condiciones de contorno.

Respecto a las condiciones iniciales, hay que destacar que la interfase se considera llena de aire limpio al inicio del cálculo para facilitar la convergencia del caso más rápidamente. No obstante, esta condición inicial no afecta la distribución final del gas cuando se obtiene un estado cíclico.

3.5. Estudios de independencia

3.5.1. Independencia de malla

La malla es esencial en el cálculo CFD, y presenta la necesidad de encontrar un compromiso entre el error de discretización y el coste computacional. Con la independencia de malla se pretende garantizar que el tamaño y el número de elementos por los que está compuesta la malla no afecte a la resolución del problema. Para ello, se comparan varias mallas con diversos niveles de refinamiento, es decir, con diferentes tamaños y se monitorizan las diferencias presentes en las variables de interés. Cuando el error cometido sea asumible, entonces, se puede considerar alcanzada la independencia de malla.

No obstante, en este trabajo no se ha realizado este proceso de independencia. Se ha optado por crear una malla similar a la usada en el artículo de A. Gil et al. [14] en el cual se ha basado parte del trabajo de este proyecto. En el artículo mencionado sí se ha realizado el estudio explicado, alcanzándose la independencia para mallas de $1 \cdot 10^6$ elementos. Como los resultados obtenidos en este proyecto para la misma configuración que los del artículo son similares y coherentes, se ha considerado correcta la malla elaborada, expuesta en la Sección 3.2. A pesar de esto, siendo consciente de la necesidad de este estudio de independencia, si se hubiera dispuesto de más tiempo, se habría realizado.

3.5.2. Independencia del paso temporal

En la sección anterior se ha hablado del estudio de independencia de malla, es decir, de la discretización espacial. Cabe añadir que, en todo estudio transitorio, resulta, asimismo, fundamental eliminar el posible error introducido por la discretización temporal, llegando a un compromiso con el coste computacional requerido. Con este objetivo se proponen dos estudios diferentes de independencia temporal, el primero enfocado hacia el paso temporal utilizado y el segundo, dirigido a las iteraciones internas que se utilizan dentro de cada paso temporal.

En el primero de los estudios, el correspondiente al paso temporal (Δt), se calculan una serie de casos no estacionarios con el mismo número de iteraciones internas pero, con pasos temporales diferentes. Las iteraciones internas impuestas para cada uno de los casos son 8, aunque posteriormente se analiza este parámetro en un estudio de independencia diferente. En la Tabla 3.5 se incluyen los resultados obtenidos en las distintas simulaciones para las distintas variables de interés, con sus correspondientes errores relativos, tomando como valor real el obtenido de manera más precisa, es decir, con el paso temporal más pequeño.

Δt [s]	Espacio muerto [L]	Error [%]	Aire reinhalado [mL]	Error [%]
0.03	2.144	1.21	80.542	0.552
0.015	2.123	0.21	80.539	0.548
0.0075	2.119	0.00	80.100	0.000

Tabla 3.5: Resultados y errores del estudio de independencia temporal según el paso temporal empleado.

Además, para un análisis más visual, en la Figura 3.8 se muestra la evolución de estas variables durante el ciclo respiratorio para los diferentes pasos temporales comparados. Se puede apreciar como para ambos parámetros medidos, aire reinhalado y espacio muerto (explicados con más detalle en la Subsección 4.2.1), la curva roja, correspondiente a un paso temporal de 0.015 s, es muy próxima a la amarilla, que presenta un paso temporal de 0.0075 s.

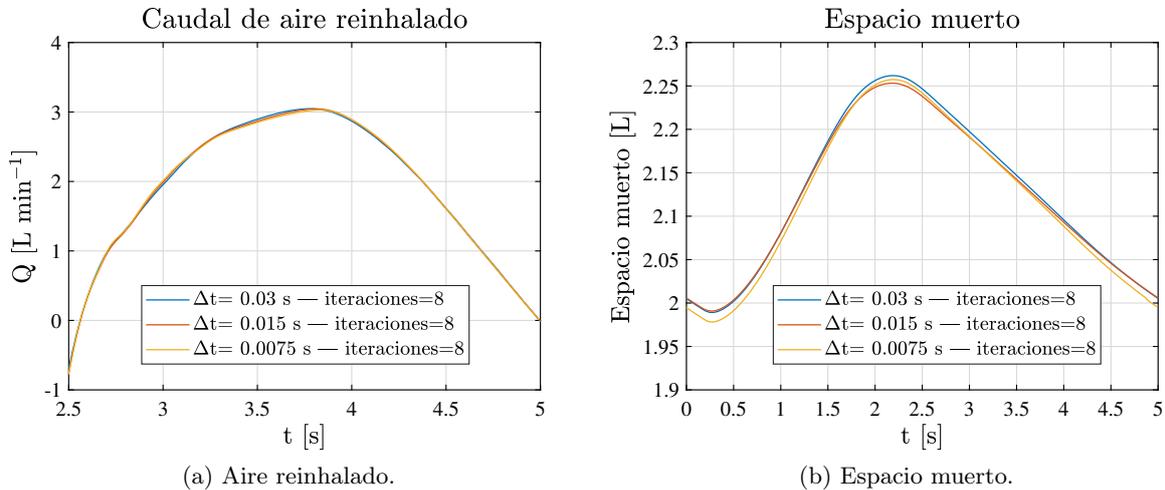


Figura 3.8: Comparación del caudal reinhalado por el paciente y del espacio muerto contenido en la interfase durante el ciclo respiratorio para diferentes valores del paso temporal.

Analizando de manera independiente cada variable se puede apreciar, a partir de la Figura 3.8a, como para el aire reinhalado las diferencias entre los tres casos son mínimas. Esto también queda plasmado en la Tabla 3.5 donde se puede comprobar que los errores cometidos para esta variable son tan solo del 0.55 % para ambos pasos temporales. Además, destacar que para dicha gráfica, en vez de representarse el ciclo completo, se ha optado por mostrar solamente medio ciclo, es decir, la inspiración, pues es el fenómeno determinante de la reinhalación. En cuanto a la Figura 3.8b, se aprecia como para el espacio muerto sí hay más diferenciación entre la curva correspondiente al paso temporal de 0.03 s, vista en azul, y la que pertenece al paso temporal de 0.0075 s. De hecho, como se puede advertir de la Tabla 3.5, si se emplea el mayor paso temporal, el error cometido es del 1.21 %, mientras que para un $\Delta t = 0.015$ s el error es tan solo del 0.21 %. En vista de lo anterior, se opta por un valor de 0.015 s para el paso temporal, pues el error cometido al escoger este valor respecto a elegir un paso temporal inferior de 0.0075 s es menor al 1 % tanto para el espacio muerto, como para el aire reinhalado.

En cuanto a la independencia de iteraciones internas, se calculan una serie de casos transitorios con distinto número de iteraciones internas pero, esta vez, con el mismo paso temporal. El paso temporal impuesto para cada uno de los casos es de 0.015 s, el obtenido a partir del estudio de independencia previo. En la Tabla 3.6 se incluyen los resultados obtenidos en las distintas simulaciones para las distintas variables de interés, con sus correspondientes errores relativos, tomando como valor real el obtenido de manera más precisa, es decir, con el mayor número de iteraciones internas.

Además, para un análisis más visual, en la Figura 3.9 se muestra la evolución de estas variables durante el ciclo respiratorio para las diferentes iteraciones internas comparadas. Se puede apreciar como para ambos parámetros medidos, aire reinhalado y espacio muerto, la curva roja, correspondiente a 8 iteraciones internas, es muy próxima a la amarilla, que presenta 16 iteraciones.

Iteraciones	Espacio muerto [L]	Error [%]	Aire reinhalado [mL]	Error [%]
4	2.110	0.50	80.60	1.21
8	2.123	0.10	80.54	0.072
16	2.121	0.00	79.62	0.000

Tabla 3.6: Resultados y errores del estudio de independencia temporal según el número de iteraciones internas.

Analizando de manera independiente cada variable se puede apreciar, a partir de la Figura 3.9a, como para el aire reinhalado las diferencias entre el caso de mayor y menor iteraciones es apreciable, mientras que la diferencia entre la curva roja y amarilla, 8 y 16 iteraciones, respectivamente, es prácticamente inadvertible. Esto también queda plasmado en la Tabla 3.6 donde se puede comprobar que el error cometido para esta variable es del 1.21 % para 4 iteraciones, pero solamente del 0.07 % para 8 iteraciones internas. En cuanto a la Figura 3.9b, se aprecia como para el espacio muerto la curva correspondiente a 4 iteraciones, vista en azul, también está diferenciada de las otras dos, relativas a 8 y 16 iteraciones. De hecho, como se puede advertir de la Tabla 3.6, si se emplea el menor número de iteraciones, el error cometido es del 0.5 %, mientras que para 8 iteraciones el error es tan solo del 0.1 %. En vista de lo anterior, se opta por 8 iteraciones internas, pues el error cometido al escoger este número de iteraciones respecto a elegir un número mayor de 16 es menor al 1 % tanto para el espacio muerto, como para el aire reinhalado.

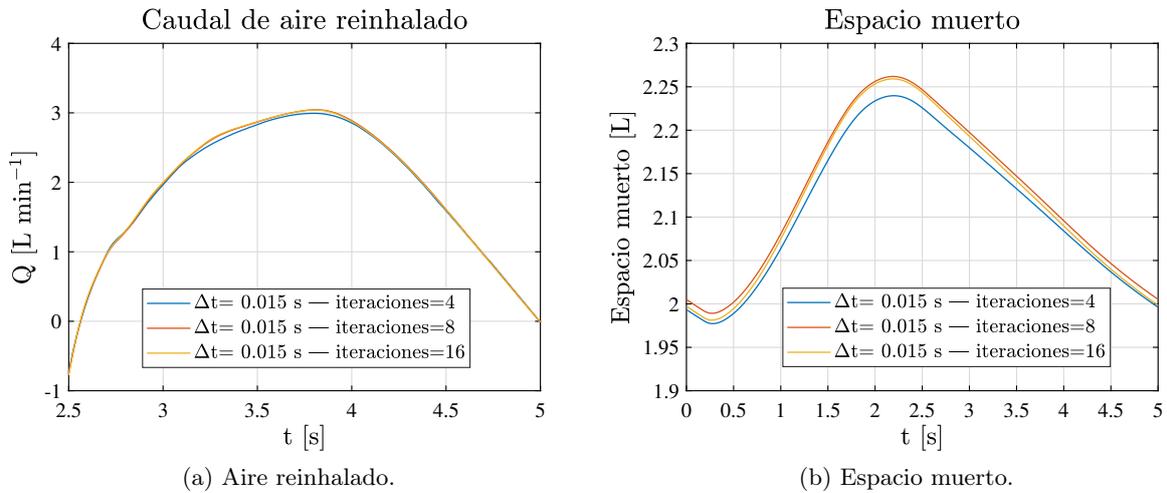


Figura 3.9: Comparación del caudal reinhalado por el paciente y del espacio muerto contenido en la interfase durante el ciclo respiratorio para diferente número de iteraciones internas.

Antes de concluir con este estudio, conviene comprobar el valor del número CFL. A pesar haber escogido una formulación implícita para la discretización temporal, es recomendable que el CFL sea lo más bajo posible en la mayoría del dominio computacional para modelar correctamente los efectos transitorios. El número de Courant se define como el cociente entre el intervalo de tiempo y el tiempo de residencia en un volumen finito. De esta forma, es directamente proporcional al paso temporal e inversamente proporcional al tamaño de las celdas, como se refleja en la Ecuación 3.6.

$$CFL = \frac{u \Delta t}{\Delta x} \quad (3.6)$$

donde u es la velocidad del flujo, Δt el paso temporal y Δx el tamaño del elemento de malla.

En la Figura 3.10 se muestra la distribución del CFL a lo largo del dominio para un instante de tiempo del ciclo respiratorio con un paso temporal de 0.015 s y 8 iteraciones internas. Como se puede observar la mayor parte de las celdas presentan un CFL menor de 50. Por tanto, se puede afirmar que con el cálculo se captan los efectos transitorios que se dan en el dominio computacional.

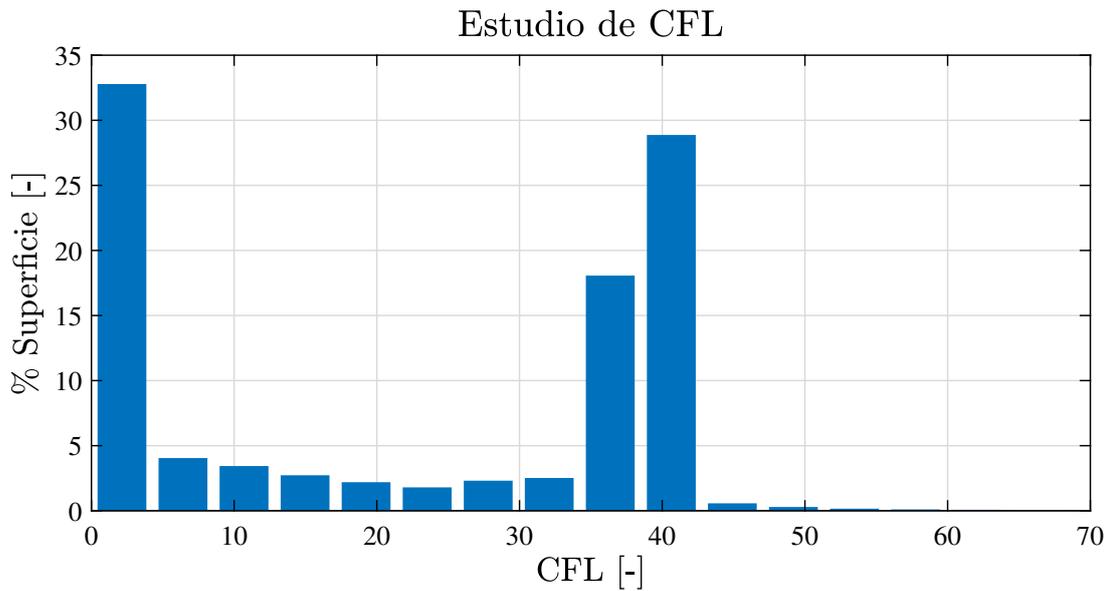


Figura 3.10: Análisis del valor CFL del dominio.

En conclusión, como consecuencia de este estudio de independencia temporal, para las simulaciones restantes el paso temporal empleado es de 0.015 s y el número de iteraciones internas impuesto es de 8.

Análisis y discusión de resultados

4.1. Caso estacionario

Se hace un primer estudio del caso en régimen estacionario con el objetivo de determinar la relevancia de la gravedad en el caso a analizar. Si esta no fuera especialmente influyente, podría optarse por no considerarse en el cálculo de los resultados mediante el *software* CFD, consiguiéndose, así, un ahorro de coste computacional no despreciable.

Este estudio estacionario se lanza únicamente para una configuración de la interfase. La elegida presenta un giro de la cabeza del paciente de 0° y un caudal de aire limpio entrante de 50 L/min. Además, se ha simulado que el paciente se encuentra constantemente exhalando aire. El caudal de exhalación se corresponde con un valor medio de la exhalación real transitoria vista en la Sección 3.4. Todos estos datos se recogen en la Tabla 4.1 para facilitar el entendimiento del estudio.

Parámetro	Valor
Giro cabeza	0°
Q_{inlet}	50 L/min
Q_{pmedio}	12 L/min

Tabla 4.1: Condiciones generales del caso estacionario.

4.1.1. Importancia de la convección natural

Como ya se ha mencionado, la finalidad de este estudio estacionario es evaluar la importancia de la gravedad en el caso particular que se está analizando. Si la convección natural no fuera decisiva para la obtención de los resultados y su influencia en los mismos fuera despreciable, podría excluirse de la selección de modelos aplicados en el estudio CFD el denominado *Gravity Model*. Esto supondría un ahorro en tiempo de cálculo valioso.

Una vez se han convergido los dos casos lanzados con la configuración indicada en la Tabla 4.1, uno considerando la convección natural y otro despreciándola, se obtienen los resultados que se muestran en la Tabla 4.2. Esta, asimismo, incluye para cada una de las variables de estudio los errores relativos, tomando como valor real el obtenido a partir del caso que tiene en cuenta

la existencia de la gravedad. Se puede ver como para la presión, la temperatura y el volumen de aire limpio o fresco contenido en la interfase el error relativo no supera en ningún caso el 3%. Sin embargo, la diferencia de velocidad entre ambos casos sí es más notable, siendo el error cercano al 9.5%. A pesar de ello, como la velocidad no es uno de los parámetros fundamentales del estudio, se puede asumir la hipótesis de no gravedad con errores inferiores al 3% en las variables de interés.

Parámetro	Con gravedad	Sin gravedad	Error relativo
Presión (cm H ₂ O)	10.022	10.028	0.07 %
Temperatura (°C)	34.21	33.26	2.76 %
Velocidad (m/s)	0.101	0.111	9.47 %
Volumen aire limpio (L)	17.94	18.12	1.03 %

Tabla 4.2: Resultados y errores del caso estacionario según la consideración o no de la gravedad.

4.2. Caso transitorio

Una vez analizado el caso estacionario, se hace un segundo estudio, esta vez en régimen transitorio con el objetivo de determinar la posición relativa óptima entre la cabeza del paciente y los puertos de la interfase. Asimismo, se pretende identificar la mínima tasa de flujo de aire entrante en la interfase que garantice simultáneamente el soporte respiratorio del paciente y el uso eficiente de los recursos médicos. Para ello, se lanzan varias configuraciones de la interfase realizando un barrido del caudal de entrada y se comparan los resultados obtenidos en términos de las variables de interés.

En el caso de estudio hay dos parámetros principales que establecen la mezcla de aire fresco y exhalado dentro de la interfase; el flujo constante de aire fresco entrante por el puerto de inspiración y el flujo respiratorio del paciente. Como consecuencia del carácter transitorio de la respiración del paciente, ni la tasa de aire reinhalado, ni la concentración de gases exhalados en el interior de la interfase son constantes durante el ciclo respiratorio. No obstante, tras simular varios ciclos de respiración, se alcanza un estado cíclico, es decir, las variaciones en las variables dinámicas del fluido son iguales entre un respiración y la siguiente. Concretamente, en el caso de estudio para el volumen de corriente elegido y caudales de entrada superiores a 30 L/min se han necesitado entre 10 y 20 ciclos respiratorios para alcanzar el mencionado estado cíclico. Para caudales inferiores, un número superior de ciclos ha sido necesario, llegando a los 30 ciclos.

4.2.1. Posición óptima de la cabeza del paciente

En este estudio se han analizado siete posiciones diferentes del giro de la cabeza del paciente. Estas son 0, 30, 60, 90, 95, 100 y 120°; la primera se ve en la Figura 3.2a y el resto en la Figura 4.1. Además, para cada una de ellas, se ha realizado un barrido del caudal de entrada, abarcando desde los 10 hasta los 70 L/min.

Las variables de interés a analizar y comparar son el porcentaje de aire reinhalado y el porcentaje de espacio muerto medio dentro de la interfase. De acuerdo con Fletcher et al. [74], el espacio muerto fisiológico se define como "la medida en la que el gas expirado contiene gas alveolar". En el caso de la VNI, el espacio muerto se define como el volumen del dominio ocupado

por aire exhalado y se calcula a partir de la concentración de dicho gas, por medio de la Ecuación 4.1.[58] Con ella, se puede obtener el espacio muerto de la interfase en cada instante temporal. Sin embargo, el parámetro de interés analizado es en realidad el valor medio de dicho espacio muerto a lo largo de todo el ciclo respiratorio. Es necesario indicar que, a la hora de calcular los porcentajes, el espacio muerto medio se ha adimensionalizado con el volumen del dominio ocupado por aire, ya sea fresco o exhalado, que es 21.2 L. Así, dicho porcentaje representa la cantidad de interfase ocupada por gas exhalado. Por otro lado, el volumen de aire reinhalado se ha obtenido con respecto al volumen de corriente o tidal, que es 0.5 L. De modo que este porcentaje indica la proporción de aire rico en CO_2 que el paciente vuelve a inhalar durante un ciclo de respiración.

$$V_{muerto} = \iiint \varphi_{exhalado} dV \quad (4.1)$$

donde $\varphi_{exhalado}$ es la concentración de gas exhalado y V_{muerto} es el espacio muerto del dominio.

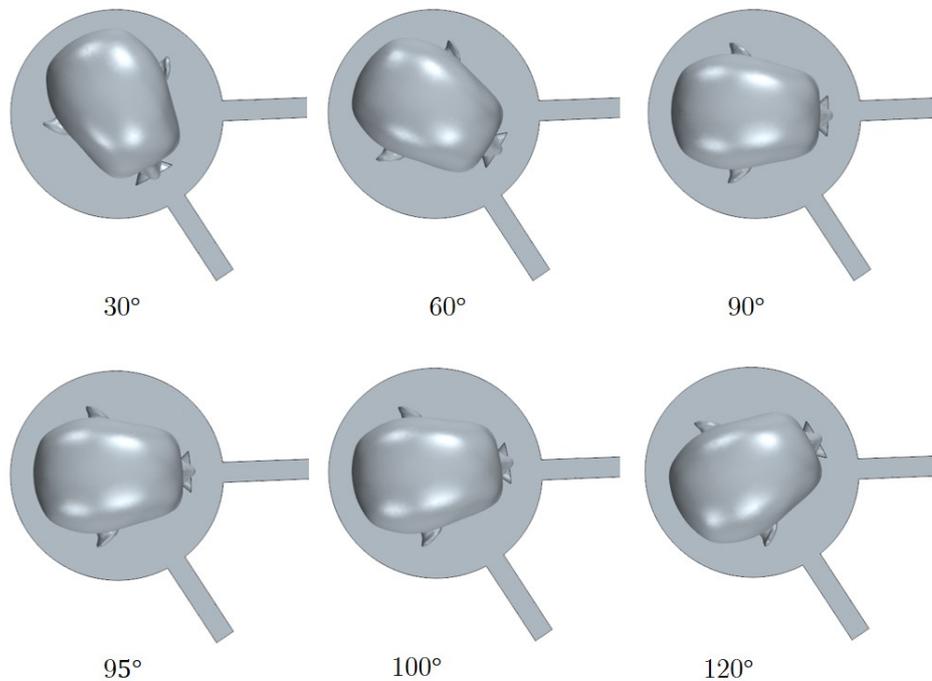


Figura 4.1: Distintas configuraciones de la geometría objeto de estudio.

A continuación, en la Figura 4.2 se muestran los mencionados porcentajes en función del caudal entrante de la interfase para los distintos giros de cabeza previamente indicados. En términos de aire reinhalado, se puede ver en la Figura 4.2a como para todos los valores de caudal entrante las mejores posiciones de la cabeza son las de 30 y 95°, siendo la peor la configuración inicial de giro 0°. Por el contrario, respecto al espacio muerto, como se aprecia en la Figura 4.2b, para todo el rango de caudales estudiado la posición relativa entre la cabeza y los puertos de la interfase de 30° es la menos beneficiosa, pues es la que presenta un mayor porcentaje de espacio muerto. No obstante, el giro de 95° sigue siendo el que proporciona unos resultados óptimos, reduciendo el espacio muerto al mínimo. En cuanto al resto de giros, se puede observar que su orden de mayor a menor porcentaje, ya sea de aire reinhalado o de espacio muerto, es 0, 120, 100 y 90°.

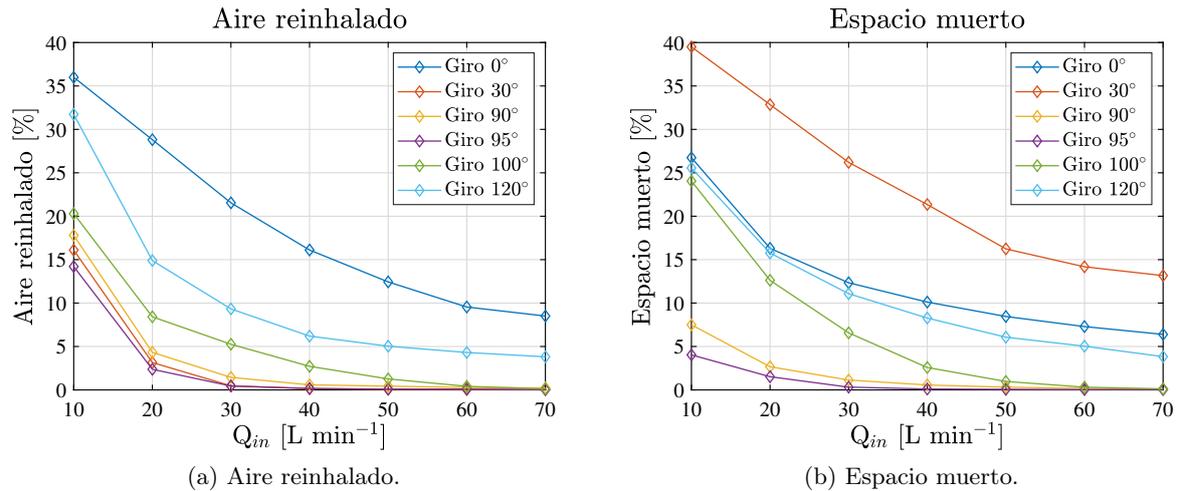


Figura 4.2: Evaluación de la interfase en términos de aire reinhalado y espacio muerto en el interior de la interfase para diferentes valores del caudal de aire fresco entrante y diferentes giros de la cabeza del paciente.

Es necesario decir que, los valores numéricos de los porcentajes vistos en la Figura 4.2 para el caudal de 10 L/min no tienen validez, pues en este caudal de entrada para todas las configuraciones estudiadas hay flujo inverso en el puerto de salida. Esto significa que el paciente no es capaz de obtener su caudal máximo de inhalación del flujo entrante de aire fresco o de los depósitos en el casco y, por lo tanto, el aire comienza a revertirse de la atmósfera. Este fenómeno no ocurre en una interfase NIV real, ya que en estas interfases existe una válvula antirretorno ubicada al final del puerto de exhalación que impide al aire del exterior entrar por dicho puerto. De este modo, los resultados obtenidos para este caudal no son válidos a nivel numérico; su única función es la determinación del caudal entrante mínimo necesario para garantizar la correcta respiración del paciente como se verá en la Subsubsección 4.2.2.5. Para corroborar que el volumen de aire que entra por el puerto de salida no es despreciable se ha calculado su porcentaje respecto al volumen de aire que entra en la interfase en ese mismo periodo de tiempo por el puerto de entrada. Los porcentajes obtenidos oscilan entre 56.7 y 58.1% según el giro de la cabeza del paciente. Esto quiere decir que más de la mitad del aire que entra en la interfase durante el periodo en el que hay recirculación lo hace por el puerto de exhalación. Por tanto, no se puede despreciar este flujo inverso. Si ahora se compara el volumen de aire que entra por el puerto de exhalación con el volumen de aire total que entra en la interfase durante cada ciclo respiratorio, los porcentajes varían entre 17.85 y 18.27%. Esto tiene sentido, pues no hay flujo inverso durante toda la respiración, solo durante un periodo breve en el que el paciente necesita más aire del que se le proporciona por el puerto de inhalación. De hecho, es evidente que cuando el paciente se encuentra espirando, no requiere de un mayor soporte, sin embargo, en el momento álgido de la inspiración sí. Esto se examinará con más detalle para un caso particular en la Subsubsección 4.2.2.5.

Tras la realización del estudio paramétrico y en vista de la Figura 4.2, es indiscutible la importancia que tiene la posición de la cabeza del paciente en el interior de la interfase, pues las diferencias entre configuraciones no son despreciables. De hecho, se ha visto como la posición menos beneficiosa con respecto a la más favorable puede contener un espacio muerto de hasta 30 veces mayor. En cuanto al aire reinhalado, la configuración más perjudicial presenta una reinhalación de hasta un 26% más de gases exhalados que aquella óptima. Así, una correcta elección de la orientación del paciente puede determinar el éxito o fracaso de este tipo de ventilación, siendo vital para el bienestar del paciente.

Seguidamente se procede a analizar con más detalle el caso un tanto excepcional del giro de 30° . Para explicar su particularidad se hace uso de la Figura 4.3 que muestra, durante el proceso de espiración y al final del mismo para un caudal de entrada de 40 L/min, la concentración de gases exhalados a lo largo de todo el dominio mediante el uso de una gama de colores. Dentro de dicho espectro (Figura 4.3c), el color azul indica una concentración del 100 % de aire exhalado, mientras que el aire fresco, es decir una concentración de gases exhalados del 0 %, se identifica con el color amarillo. Asimismo, para un mejor análisis se ha decidido representar las líneas de corriente del fluido, vistas en color blanco. Como ya se apreciaba en la Figura 4.1, este giro de la cabeza conlleva que la boca del paciente se encuentre orientada en la dirección del puerto de entrada a la interfase. En consecuencia, durante la espiración, como se observa en la Figura 4.3a, el chorro de aire exhalado por el paciente es deflectado y desviado hacia la derecha del mismo, alejándose así del puerto de salida. Esto provoca, a su vez, que el volumen de aire exhalado dentro de la interfase aumente, pues es más complicado eliminarlo, al tener este que recorrer aproximadamente tres cuartos del perímetro de la interfase para alcanzar el puerto de exhalación. Todo esto explica el elevado porcentaje de espacio muerto que se da para este giro en la Figura 4.2b. Por otro lado, el reducido porcentaje de gas reinhalado viene justificado simplemente por la alineación de la boca con el puerto de entrada. Esto tiene como consecuencia la entrada rápida por parte del aire fresco en la boca del paciente, desviando a su paso aquel rico en CO_2 , de modo que la cantidad que se inhala de este último es ínfima. Para comprender más claramente este fenómeno se incluye la Figura 4.3b, en la cual la espiración acaba de concluir y se procede a iniciar la inspiración. Es evidente como la boca del paciente se encuentra prácticamente llena de aire fresco en el momento en el que comienza la inhalación por lo que el aire exhalado reinhalado es bajo.

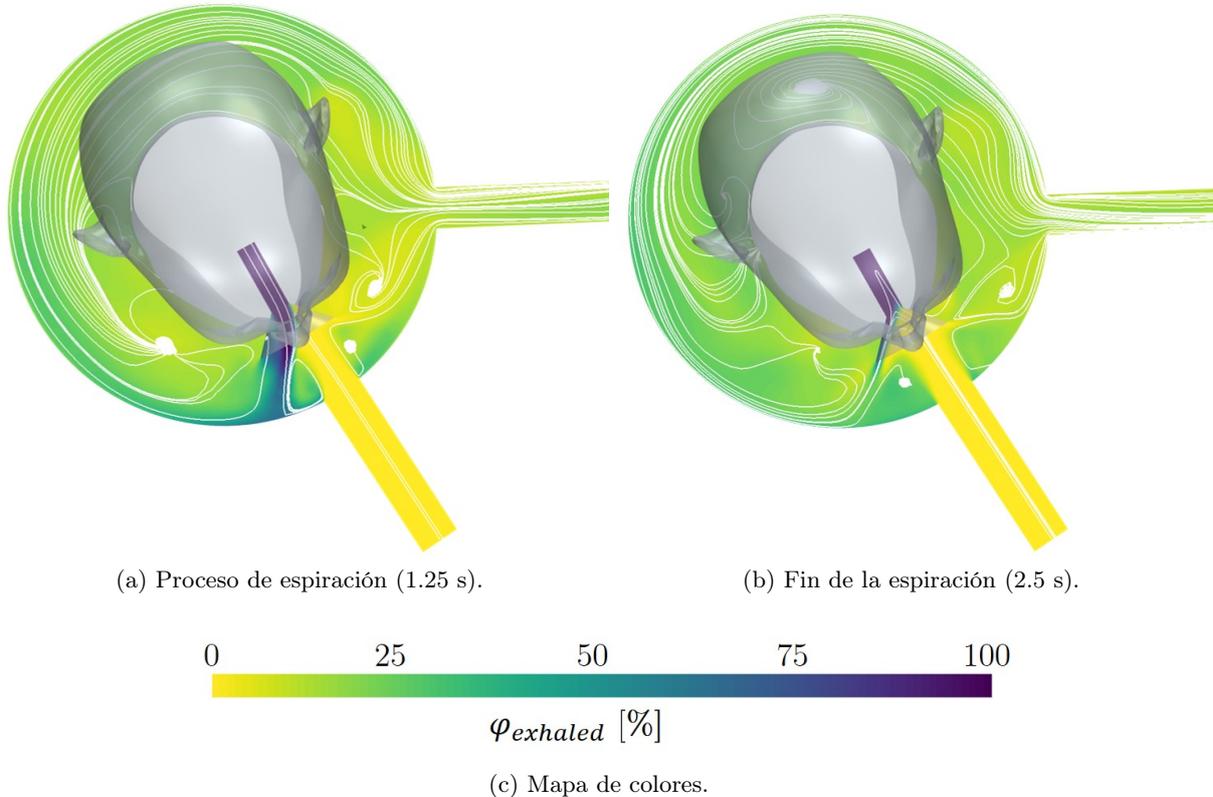


Figura 4.3: Distribución del aire exhalado para dos instantes temporales del ciclo respiratorio diferentes en términos de concentración del gas exhalado para un giro de la cabeza de 30° y un caudal de entrada de 40 L/min.

A pesar de que el espacio muerto es uno de los parámetros más analizados cuando se abordan las interfaces de NIV, en términos de efectividad de la interfase es más trascendental la cantidad de gas reinhalado por el paciente. Por ello, el giro de 30° sigue siendo una buena opción en cuanto a posición, ya que el porcentaje de reinhalación es bajo. Sin embargo, es una orientación muy concreta, por lo que ante cualquier movimiento del paciente podría alterarse y, entonces, los resultados obtenidos estarían muy lejos de los óptimos calculados. En contraposición, el giro de 95° es más estable, pues tanto para 90° como para 100° , los valores de gas reinhalado siguen siendo bajos.

Respecto al giro de 95° , cabe decir que sus excelentes resultados son debidos a la alineación de la boca del paciente con el puerto, esta vez, de salida como se veía en la Figura 4.1. En la Figura 4.4 se muestra, durante la espiración y una vez concluida la misma, para esta configuración con un caudal de entrada de 40 L/min la concentración de gases exhalados dentro de la interfase usando el mismo espectro de colores ya comentado. Se puede observar en la Figura 4.4a como gracias a esta orientación, el gas exhalado por el paciente es eliminado con velocidad por el puerto de exhalación, pues el aire expulsado se orienta en esa dirección. Esto conlleva, a su vez, que los gases reinhalados sean mínimos, ya que en el periodo de inspiración la mayoría de los gases ricos en CO_2 han sido evacuados de la interfase, no pudiendo ser respirados de nuevo. Esto se aprecia de manera obvia en la Figura 4.4b que muestra la distribución de los gases exhalados al final de la espiración, en el momento previo al comienzo de la inspiración. Es evidente como el aire sucio de color azul ha sido retirado en su mayoría. Teniendo todo esto en cuenta, se puede llegar a la conclusión indiscutible de que el giro de 95° es el más beneficioso para el paciente de todos los estudiados, tanto a nivel de reinhalación, como de espacio muerto.

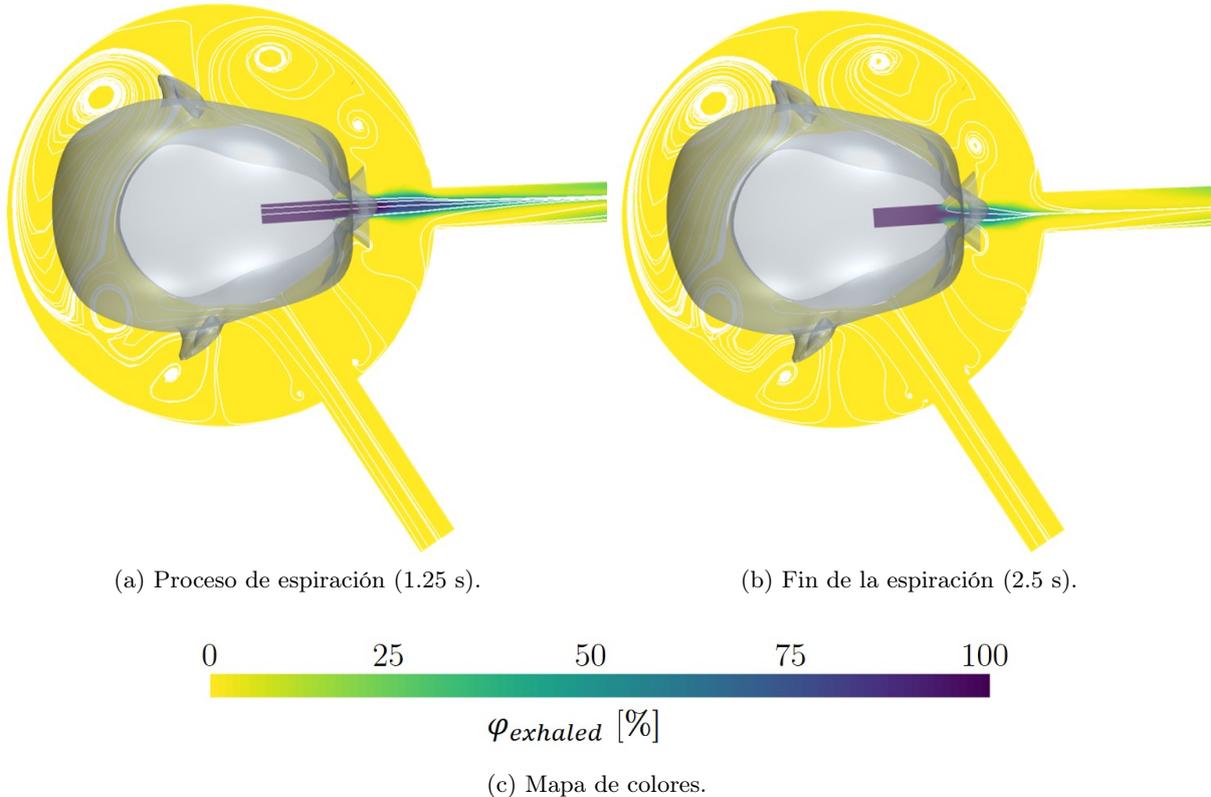


Figura 4.4: Distribución del aire exhalado para dos instantes temporales del ciclo respiratorio diferentes en términos de concentración del gas exhalado para un giro de la cabeza de 95° y un caudal de entrada de 40 L/min .

Finalmente, cabe añadir que, aunque existe una relación entre el espacio muerto y la reinhalación, no son parámetros intercambiables. La observación del campo fluido y la comparación con datos de la literatura permiten inferir que un mayor volumen de la interfase debería ser beneficioso en términos de reinhalación. De hecho, en las interfases de menor tamaño, como aquellas estudiadas por Fodil et al. [58], los gases exhalados permanecen cerca de la boca del paciente, volviendo a ser respirados con facilidad. De esta forma, para una interfase de bajo volumen, incluso para valores altos de caudal de entrada, un notable porcentaje de reinhalación puede ser esperado. Respecto al espacio muerto, en interfases de bajo volumen, la cantidad de gas exhalado no eliminado del dominio es significativamente menor en valor absoluto. Sin embargo, este no es el caso cuando se evalúa el porcentaje de espacio muerto y se adimensionalizan los valores.

4.2.1.1. Fiabilidad de los resultados obtenidos

Los resultados de las simulaciones expuestos en la Figura 4.2b muestran, asimismo, como para cualquier valor de caudal entrante superior a 25 L/min, el porcentaje de espacio muerto en el interior del casco es inferior al 15 %, es decir, ocupa menos de 3.18 L. Si los caudales de entrada de aire fresco pasan a ser superiores a 50 L/min, el espacio muerto pasa a ocupar menos de 2.12 L, o lo que es lo mismo, su porcentaje se halla por debajo del 10 %. Si se sigue incrementando el caudal entrante, los valores del espacio muerto se vuelven asintóticos y prácticamente constantes, especialmente si se centra la atención en los giros de 100, 95 y 90° (por ejemplo, el último giro presenta un porcentaje de espacio muerto del 0.17 % para 60 L/min y uno del 0,10 % para 70 L/min). Queda excluida de este análisis la configuración espacial en la que la cabeza del paciente está girada 30°, pues esta posición presenta el problema de evacuación de gases exhalados ya comentado, no correspondiéndose los valores obtenidos con lo expuesto en este párrafo. No obstante, la tendencia sí es la misma; a mayor caudal de entrada de aire fresco menor es el porcentaje de espacio muerto en la interfase.

Teniendo en cuenta lo anterior se puede llegar a la conclusión de que el espacio muerto de la interfase tipo casco es mucho menor que su volumen real. Esto concuerda con estudios previos, lo que permite establecer la fiabilidad de los cálculos actuales. De hecho, Fodil et al.[58], obtuvieron resultados comparables para una interfase similar pero de menor volumen, de tan solo 10.2 L. A partir de sus resultados, también se puede deducir que, en interfases de menor volumen como máscaras oronasales, el espacio muerto puede llegar a ocupar hasta el 15 % de la interfase. Por tanto, la interfase tipo casco parece ser más eficaz en términos de este parámetro, pudiendo conseguir una ocupación de la interfase por parte del aire exhalado menor al 0.5 % en las configuraciones más favorables.

En cuanto al aire reinhalado, como se extrae de la Figura 4.2a, sigue la misma tendencia que el espacio muerto al aumentar el caudal entrante de aire fresco, es decir, disminuye. Se ve, asimismo, como para caudales elevados, el porcentaje de reinhalación en la interfase tipo casco es considerablemente reducido, especialmente en las configuraciones óptimas, llegando a ser inferior al 1 %. La explicación viene dada por el hecho de que al final del proceso de exhalación, el gas rico en CO₂ se mezcla con el gas restante presente en el casco. Por lo tanto, la concentración de masa global de aire exhalado es relativamente baja dentro de la interfase. Esto es coherente con los hallazgos realizados anteriormente por Taccone et al.[44], contribuyendo a la validez de los resultados extraídos.

La fiabilidad de los resultados obtenidos también viene dada por la comparación de los mismos con los obtenidos en el artículo de A. Gil et al. [14], en el cual, como ya se ha mencionado,

se ha basado parte del estudio aquí presentado. Como se puede ver en la Figura 4.5, si se comparan los porcentajes de las variables de interés de ambos casos para la misma configuración espacial, es decir, giro nulo (por ser la única posición estudiada en el artículo), se puede apreciar que las diferencias no son demasiado notables. De hecho, la tendencia general de ir disminuyendo los porcentajes con el aumento del caudal de entrada es idéntica para ambos estudios. En el caso del espacio muerto, Figura 4.5b, los porcentajes son extremadamente similares para todos los caudales de entrada, exceptuando el primer caudal analizado de 10 L/min. Para este caudal las diferencias pueden deberse a la aparición de recirculación en el puerto de salida explicado con más detalle previamente en la Subsección 4.2.1. Como se ha dicho anteriormente en dicha sección los datos numéricos obtenidos para este caudal no se corresponde con la realidad por lo que la diferencia vista en el gráfico no es trascendental para el estudio. Solo son importantes los datos numéricos a partir del caudal de 20 L/min, en el que es sabido que ya no existe flujo inverso. En lo que al porcentaje de reinhalación concierne, es necesario decir que, tal como se advierte en la Figura 4.5a, las diferencias son mayores que aquellas presentes en el porcentaje del espacio muerto. No obstante, estas no le restan validez a los resultados, pues son debidas a la simplificación de la ley respiratoria asumida. En este proyecto se ha tomado la hipótesis de modelar la respiración del paciente como una función senoidal en la que la duración de la espiración e inspiración es la misma. Por el contrario, en el artículo se ha considerado una ley de aire respirado más realista, según la cual la espiración es más larga en el tiempo que la inspiración. Por tanto, teniendo en cuenta que la condición de contorno impuesta en *Laringe Inlet* no es idéntica en ambos casos, las diferencias vistas son asumibles y no han de sorprender al lector, ya que están justificadas.

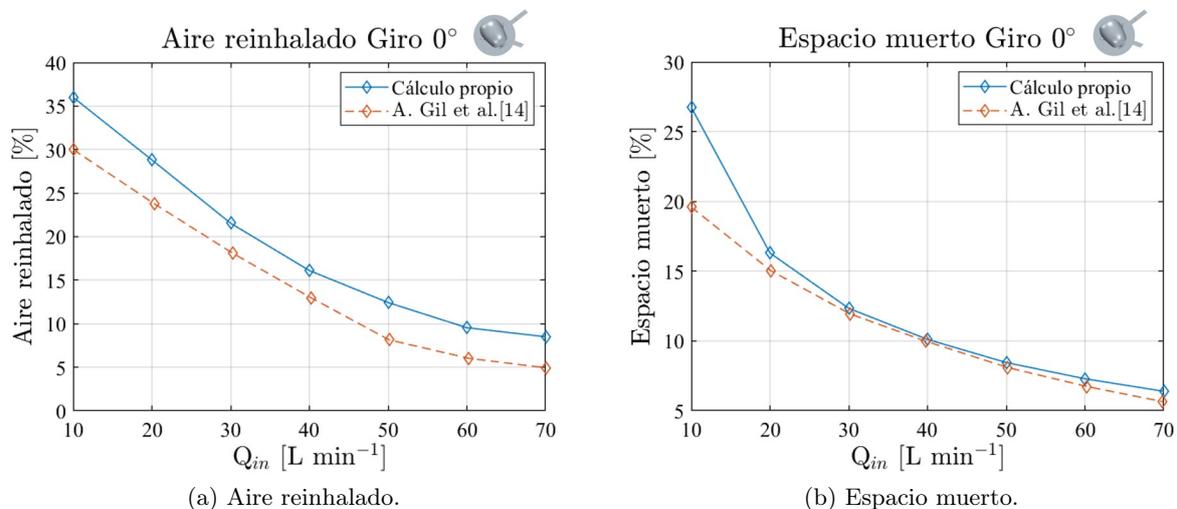


Figura 4.5: Comparación entre los resultados del artículo de A. Gil et al.[14] y los obtenidos a partir del cálculo propio en términos de aire reinhalado y espacio muerto en el interior de la interfase para diferentes valores del caudal de aire fresco entrante.

4.2.2. Análisis de las variables de interés para la configuración óptima

En esta sección se analiza exclusivamente la configuración espacial determinada como óptima en la Subsección 4.2.1, es decir, aquella que se corresponde con un giro de 95° por parte de la cabeza del paciente. Para dicha posición se cuantifican los parámetros más relevantes del estudio, como son el espacio muerto, la reinhalación, la distribución de temperatura, presión y concentración de gas exhalado y el caudal mínimo entrante necesario.

4.2.2.1. Espacio muerto y reinhalación

Análogamente a como se había hecho en la Subsección 4.2.1 para los diferentes giros de cabeza, en este apartado se estudia el porcentaje de aire reinhalado y de espacio muerto pero solo para una configuración espacial, la de 95° . En cuanto al aire reinhalado, de la Figura 4.6a se deduce que para valores de caudal entrante superiores a 20 L/min, el porcentaje de reinhalación es inferior al 0.5%, es decir, se reinspiran menos de 2.5 mL de aire rico en CO_2 . Si los caudales de entrada de aire fresco pasan a ser superiores a 40 L/min, el porcentaje de reinhalación sigue reduciéndose hasta el 0.17%, o lo que es lo mismo, se vuelven a inspirar menos de 0.85 mL de gas exhalado. A partir de este caudal los valores de gas reinhalado se vuelven prácticamente constantes, aunque con una ligera tendencia a reducirse conforme se sigue incrementando el caudal de entrada. En cuanto al porcentaje de espacio muerto, expuesto en la Figura 4.6b, se aprecia que para valores de caudal entrante superiores a 20 L/min, el porcentaje de espacio muerto en el interior del casco es inferior al 0.32%, es decir, ocupa menos de 0.07 L. Además, si los caudales de entrada de aire fresco pasan a ser superiores a 40 L/min, el espacio muerto pasa a ocupar menos de 0.02 L, o lo que es lo mismo, su porcentaje se encuentra por debajo del 0.1%. Si el caudal se sigue incrementando, los valores del espacio muerto se vuelven prácticamente constantes, aunque con una ligera tendencia a disminuir conforme se sigue aumentando el caudal de entrada.

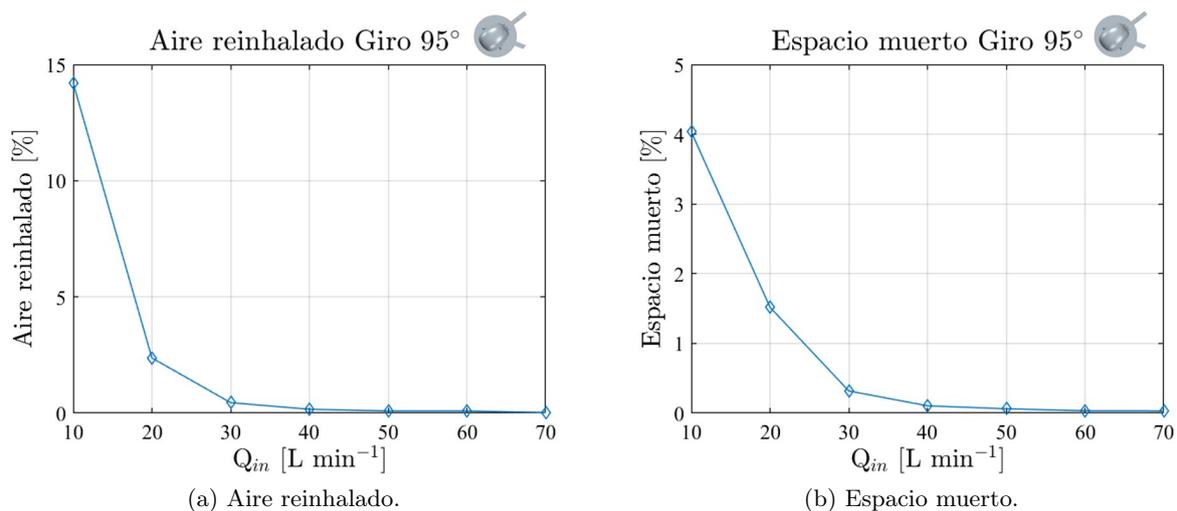


Figura 4.6: Evaluación de la interfase con giro de 95° en términos de aire reinhalado y espacio muerto en el interior de la interfase para diferentes valores del caudal de aire fresco entrante.

Ya se ha analizado como varía el espacio muerto medio en un ciclo respiratorio con el caudal de entrada a la interfase. A continuación, se procede a estudiar como se ve modificado el espacio muerto a lo largo de un ciclo respiratorio para diferentes caudales de entrada (se excluye el caudal de 10 L/min por no reflejar correctamente la realidad al presentar flujo inverso en el puerto de salida). Con este fin se hace uso de la Figura 4.7. En ella se ve como la variación del espacio muerto no es muy pronunciada, encontrándose acotada durante el ciclo respiratorio. Asimismo, es evidente que durante la espiración, es decir, hasta los 2.5 s, el espacio muerto es mayor, pues el paciente se encuentra exhalando aire rico en CO_2 constantemente en el interior de la interfase. Posteriormente, en la inspiración, la cantidad de gas exhalado se reduce al ser evacuado o reinhalado por el paciente. Es necesario añadir que, al igual que en la Figura 4.6b, en esta también es evidente como a mayor caudal, menor es el espacio muerto dentro de la interfase, aunque llega un punto en el que las diferencias son ínfimas.

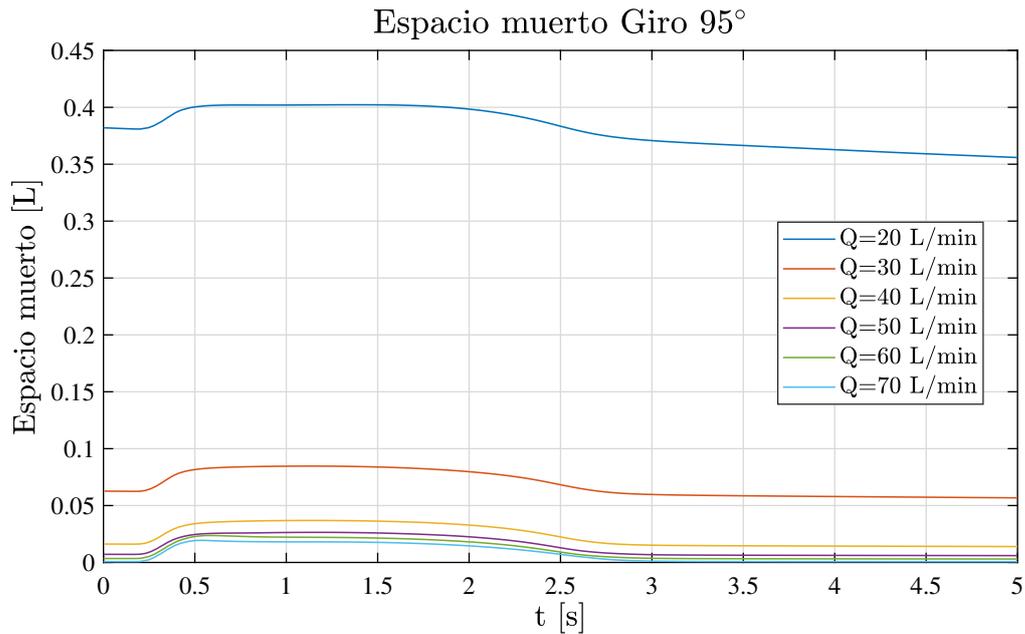


Figura 4.7: Cálculo del espacio muerto en el interior de la interfase durante un ciclo respiratorio para diferentes valores del caudal de aire fresco entrante.

Tal como se ha realizado con el espacio muerto, algo análogo se lleva a cabo para el caudal de reinhalación. De este modo, en la Figura 4.8 se representa el caudal volumétrico de aire reinhalado durante un ciclo de respiración completo para diferentes caudales de aire entrantes (el caudal de 10 L/min queda excluido por los motivos ya comentados).

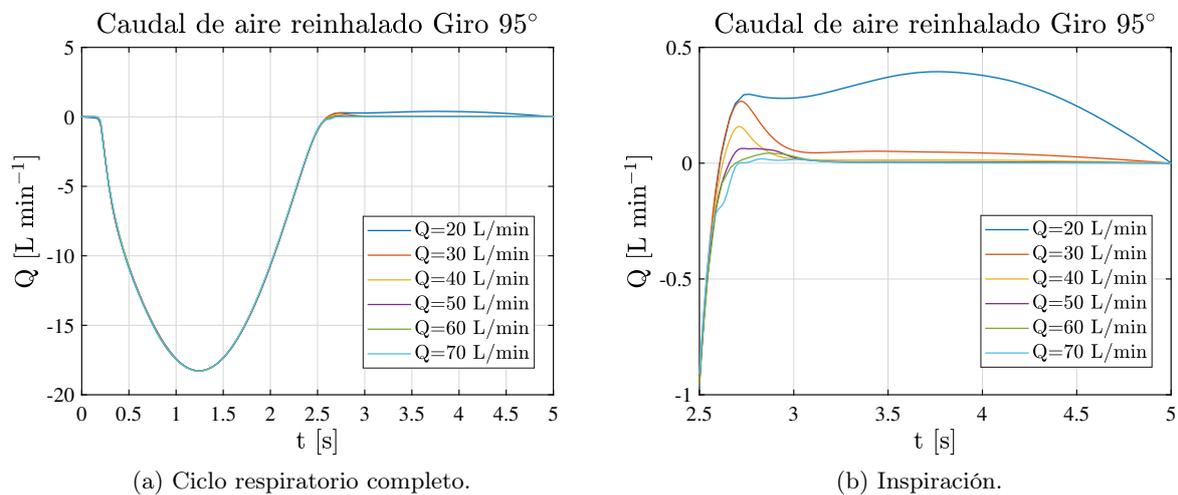


Figura 4.8: Cálculo del caudal reinhalado por el paciente durante un ciclo respiratorio para diferentes valores del caudal de aire fresco entrante.

Se puede ver en la Figura 4.8a como en la espiración, es decir, durante los primeros 2.5 s, el paciente se encuentra expulsando aire, pues el caudal de reinhalación es negativo. Además, todas las curvas quedan superpuestas, ya que para todos los caudales de entrada el proceso de exhalación es el mismo. Por el contrario, para la inspiración las curvas comienzan a diferenciarse, pues es en este proceso donde los diferentes caudales de entrada marcan la diferencia a la hora de conseguir una mayor o menor reinhalación. Es necesario decir que, para una mejor visualización

de los resultados se ha optado por incluir la Figura 4.8b, que representa exclusivamente el proceso de inhalación. Al igual que en la Figura 4.6a en esta también es evidente que a mayor caudal, menor es la reinhalación que tiene lugar durante la inspiración, aunque, al igual que pasaba con el espacio muerto, al aumentar considerablemente el caudal las diferencias se vuelven prácticamente inadvertidas. Otra característica del gráfico que llama la atención, es como al incrementar el caudal de entrada, no solo el área bajo la curva es menor, es decir, la reinhalación, sino que, además, esta se encuentra cada vez más concentrada al inicio de la inspiración. Esto puede deberse a que a mayor caudal de entrada, los gases son eliminados más rápidamente; se ha visto como el espacio muerto disminuye con esa variable. Entonces, los gases exhalados se encuentran cerca de la boca del paciente, posibilitando su reinhalación, durante un periodo de tiempo menor. Una vez el aire rico en CO_2 ha sido evacuado, la reinspiración de este gas es imposible.

Todo este estudio podría realizarse para diversos valores del volumen corriente o tidal. No obstante, ante la falta de tiempo para repetir todos los cálculos y simulaciones de nuevo, se ha optado por analizar cómo influye este parámetro en los resultados a partir de la adimensionalización de los datos llevada a cabo en el artículo de A. Gil et al.[14].

En este artículo se exponen los valores de los porcentajes de reinhalación y espacio muerto de una manera similar a la Figura 4.6, pero para un giro de 0° y usando como variable independiente el caudal volumétrico adimensionalizado con el valor del caudal máximo de inspiración. El valor de este último se calcula con la Ecuación 3.5 vista anteriormente y depende de manera proporcional, de acuerdo con el modelado de la respiración asumido en este proyecto, de la frecuencia respiratoria y del volumen tidal. De este modo, a partir de la figura del artículo, reproducida en la Figura 4.9, se puede predecir para cualquier combinación de frecuencia respiratoria y volumen tidal los valores de los gases reinhalados y del espacio muerto en el interior de la interfase.

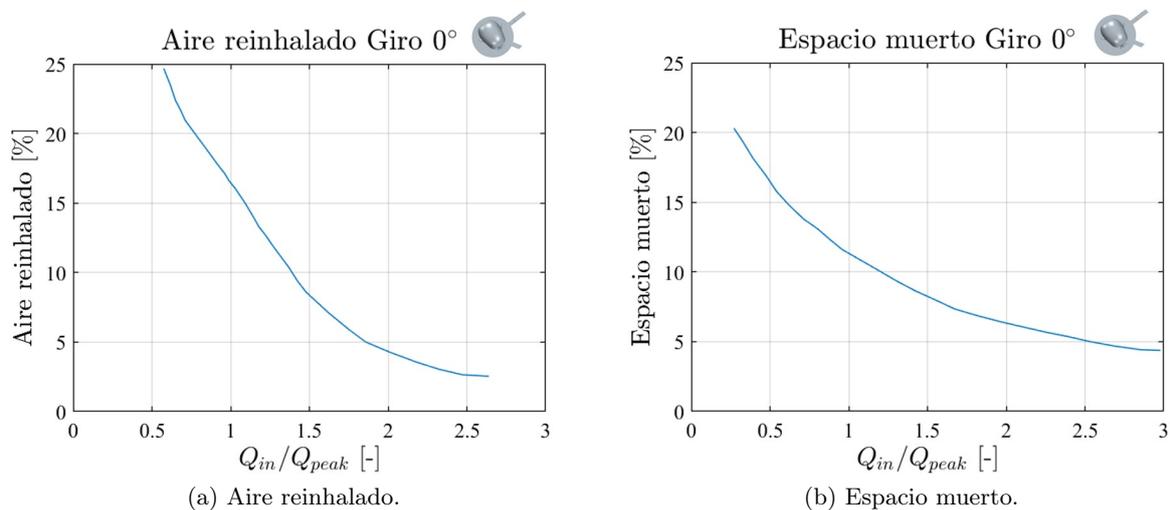


Figura 4.9: Adimensionalización de los resultados del artículo de A. Gil et al.[14] en términos de aire reinhalado y espacio muerto en el interior de la interfase para diferentes valores del caudal de aire fresco entrante en forma adimensionalizada.

A partir la Figura 4.9a se pueden establecer que el porcentaje de gases reinhalados será menor cuanto más reducido sea el volumen corriente del paciente, pues a menor V_{tidal} , menor será el valor de Q_{peak} , mayor será, entonces, el caudal volumétrico adimensional y el porcentaje de reinhalación será inferior como indica la tendencia de la gráfica. Lo mismo sucede con el espacio muerto en el interior de la interfase si se visualiza la Figura 4.9b. Esto tiene una justificación

sencilla; un paciente con un volumen de corriente bajo exhala una menor cantidad de gases ricos en CO_2 y, por lo tanto, se pueden eliminar más fácilmente del casco. En consecuencia, tanto el espacio muerto como la reinhalación son menores. Por tanto, se puede deducir que, en términos de comportamiento fluidodinámico, la interfase tipo casco es la óptima para pacientes con volúmenes tidal bajos, como lo son los pacientes pediátricos. Esto fue, asimismo, sugerido por Milési et al. [75]

4.2.2.2. Distribución de la concentración de gas exhalado

En esta sección se analiza para la configuración objeto de estudio la composición de la mezcla del aire durante el instante más representativo del ciclo respiratorio para diferentes valores del caudal entrante. Para ello, en la Figura 4.10 se muestra la distribución de la concentración de gas exhalado dentro de la interfase durante el instante álgido de la inhalación para diferentes caudales de entrada mediante el uso de la gama de colores ya explicada en la Subsección 4.2.1. Asimismo, se incluyen las líneas de corriente del flujo en este instante, representadas por líneas de color blanco.

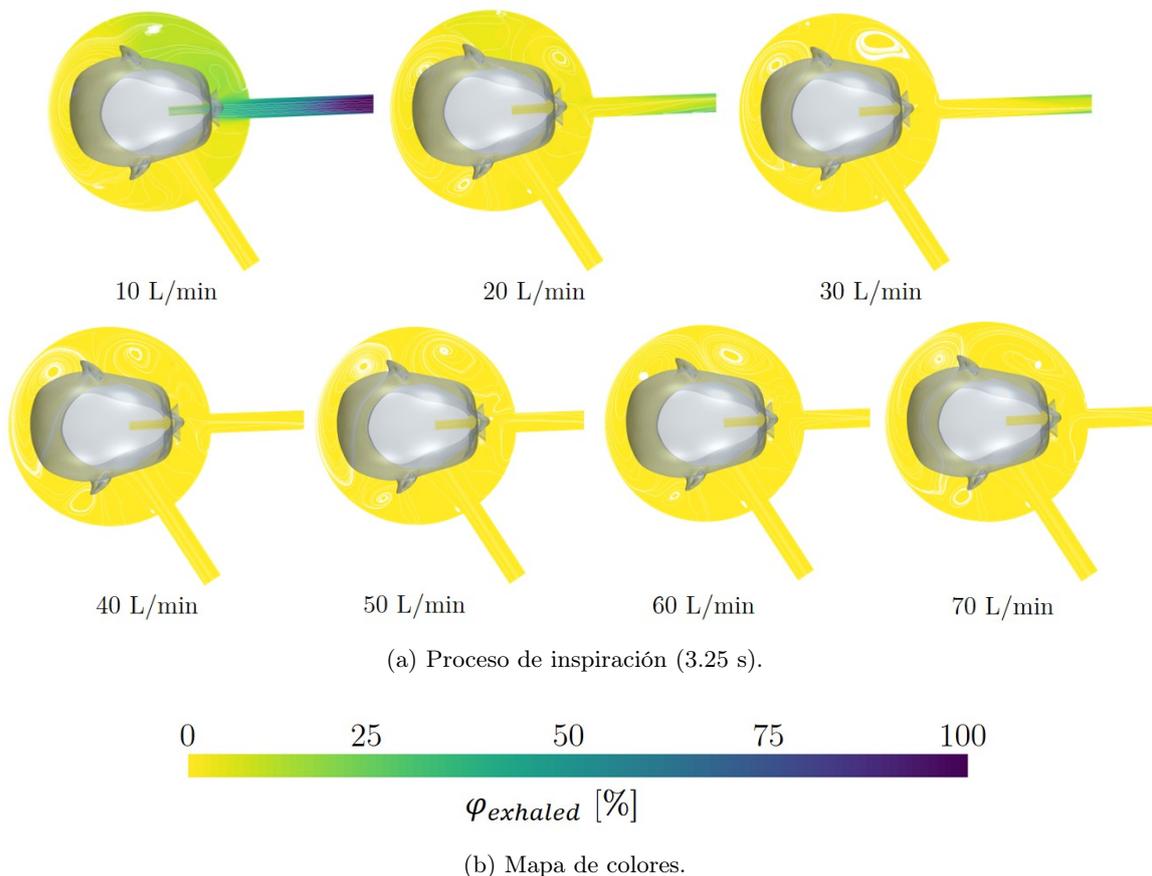


Figura 4.10: Distribución del aire exhalado durante el proceso de inspiración en términos de concentración del gas exhalado para un giro de la cabeza de 95° y diferentes valores del caudal de aire fresco entrante.

Se puede observar como para el caudal de 10 L/min, la cantidad de aire rico en CO_2 en el interior de la interfase es elevado. Además, como ya se había comentado, para este caudal hay recirculación en el puerto de exhalación. Para visualizar dicho fenómeno en el cálculo CFD se

ha impuesto que el flujo que entre de la atmósfera al dominio por medio del puerto de salida tenga una concentración del 100% de gas exhalado. De esta forma, el flujo que se encuentra en el puerto de exhalación es de color azul, pues es flujo inverso. Si se centra la atención en el caudal de 20 L/min, se puede advertir como para este caso ya no hay flujo inverso, sino que el aire exhalado en el instante medio de la inhalación todavía no ha terminado de evacuarse. Conforme se va aumentando el caudal se puede apreciar que el aire rico en CO_2 es eliminado con mayor rapidez. De hecho, para 40 L/min, en el tiempo del ciclo respiratorio expuesto, ya se ha evacuado prácticamente todo el gas exhalado. A partir de este valor de caudal volumétrico, las diferencias son mínimas y poco relevantes, pues como se había expuesto en la Subsubsección 4.2.2.1, los valores del espacio muerto se vuelven prácticamente constantes.

4.2.2.3. Distribución de temperatura

En este apartado se analiza para la configuración objeto de estudio la temperatura del aire en el interior de la interfase durante el instante más representativo del ciclo respiratorio para diferentes valores del caudal entrante. Para ello, en la Figura 4.11 se muestra la distribución de la temperatura dentro de la interfase durante el instante álgido de la inhalación para diferentes caudales de entrada mediante el uso de una gama de colores. Dentro de dicho espectro (4.11b), el color azul indica una temperatura de 20 °C, mientras que temperaturas más cálidas, de 40 °C, se identifican con el color amarillo. Asimismo, se incluyen las líneas de corriente del flujo en este instante, representadas por líneas de color blanco.

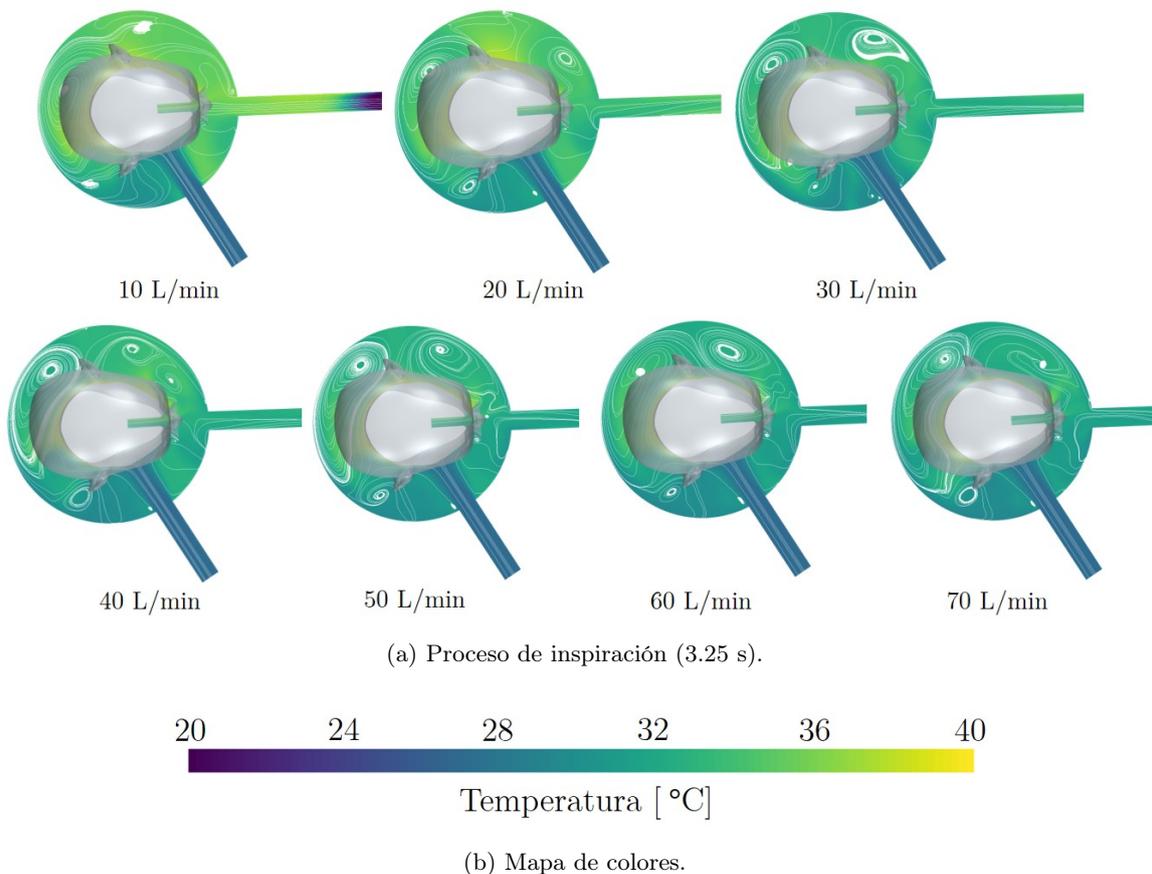


Figura 4.11: Distribución de la temperatura durante el proceso de inspiración para un giro de la cabeza de 95° y diferentes valores del caudal de aire fresco entrante.

Se puede extraer de la Figura 4.11 que para caudales de entrada inferiores a 20 L/min, en el puerto de exhalación se genera una zona de baja temperatura, vista en azul oscuro. Esto se atribuye al, ya comentado, flujo inverso. Cuando los caudales de entrada están por debajo de este valor, el aire fresco entrante es insuficiente para ofrecer soporte respiratorio al paciente y, como consecuencia, el aire que falta es obtenido a través del puerto de salida de la atmósfera exterior que se encuentra a una temperatura inferior, de 20°C. Para el resto de caudales de entrada, la temperatura dentro de la interfase es bastante uniforme. No obstante, destaca el caudal de entrada que se halla a 27°C, como se indicaba en la Sección 3.4. Asimismo, es necesario remarcar que el aire en contacto con la cabeza del paciente, visto en un color próximo al amarillo, se encuentra a una temperatura superior, pues se recuerda que la piel del paciente se ha asumido en condiciones febriles, es decir, a 39°C.

Además, de la Figura 4.11 se puede extraer la conclusión de que al aumentar el caudal de entrada, la cantidad de gases exhalados para el instante de tiempo estudiado se va reduciendo. Esto se deduce a partir del hecho de que los gases ricos en CO₂ exhalados por el paciente se encuentran a 39°C, presentando un tono amarillo. Entonces, al ir aumentando el caudal se puede apreciar como cada vez las secciones del interior de la interfase en color amarillo son menores. El cambio es especialmente notable entre los 20 y los 30 L/min. Efectivamente, se puede ver como para los 20 L/min los gases exhalados quedan acumulados a la izquierda de la cabeza del paciente, mientras que para los 30 L/min esto no tiene lugar. Por último, añadir que a partir de un caudal volumétrico de 40 L/min, las diferencias no son apreciables en el campo de temperaturas, pues como se había expuesto en la Subsubsección 4.2.2.1, los valores del espacio muerto se vuelven asintóticos.

4.2.2.4. Distribución de presión

En esta sección se analiza para la configuración objeto de estudio la presión del gas en el interior de la interfase durante un ciclo respiratorio y la influencia que el caudal entrante presenta sobre este parámetro. Para ello, en la Figura 4.12 se muestra, para los diferentes caudales de entrada estudiados, tanto la evolución temporal de la presión estática en la boca del paciente a lo largo de una respiración, como la distribución de la presión dentro de la interfase durante el instante álgido de la inhalación mediante el uso de una gama de colores. Dentro de dicho espectro (4.12b), el color azul indica una presión relativa de 9.8 cm H₂O, mientras que presiones ligeramente superiores, de 10.2 cm H₂O, se identifican con el color amarillo. Asimismo, se incluyen las líneas de corriente del flujo en este instante, representadas por líneas de color blanco.

Antes de analizar los resultados, es conveniente tener en cuenta que, en las interfases de VNI la presión del interior de la interfase viene fijada principalmente por los componentes resistivos ubicados en el puerto de exhalación (válvula PEEP). Pasando ya a la extracción de conclusiones, es evidente, a partir de la Figura 4.12, que la presión es uniforme a lo largo de toda la interfase para todos los caudales entrantes analizados en el instante de tiempo estudiado, concordando estos resultados con los sugeridos por Chiumello et al.[76] Además, aunque para todos los caudales se muestre una presión constante durante el ciclo respiratorio, solo para caudales superiores o iguales a 20 L/min la presión es realmente monótona en la respiración. Para el caso de 10 L/min la presión real no sería constante, sino que experimentaría una caída abrupta, ya que para ese valor de caudal volumétrico no se puede lograr la presión de soporte, al no haber suficiente gas para satisfacer las demandas máximas de inhalación del paciente. Los resultados obtenidos no muestran esta incapacidad para alcanzar la presión de soporte debido a que la

entrada de aire desde el puerto de salida se permite, posibilitando mantener la presión durante el ciclo. No obstante, es primordial saber que esta tendencia no es real, sino una consecuencia del tipo de condición de contorno impuesta en el *Outlet*. A pesar de que la gráfica para el caudal de 10 L/min no es consecuente con lo que en la realidad está ocurriendo, es cierto que proporciona un indicio de su no adecuación, al mostrar una presión inferior a 10 cm H₂O en gran parte del ciclo respiratorio. Además, a partir de la Figura 4.12 también es evidente como al aumentar el caudal de entrada, la presión en el interior de la interfase es mayor para todo el ciclo respiratorio. Esto queda expuesto con el color cada vez más verdoso que presenta la interfase, y, de manera más clara, a través de las gráficas de la evolución temporal de la presión.

Teniendo todo esto en cuenta se puede llegar a la conclusión de que la interfase tipo casco estudiada se puede utilizar para caudales de entrada tan bajos como 20 L/min, asumiendo que en este caudal el nivel de reinhalación es aceptable. Valores más bajos de la tasa de flujo no serían capaces de satisfacer la demanda de flujo máximo.

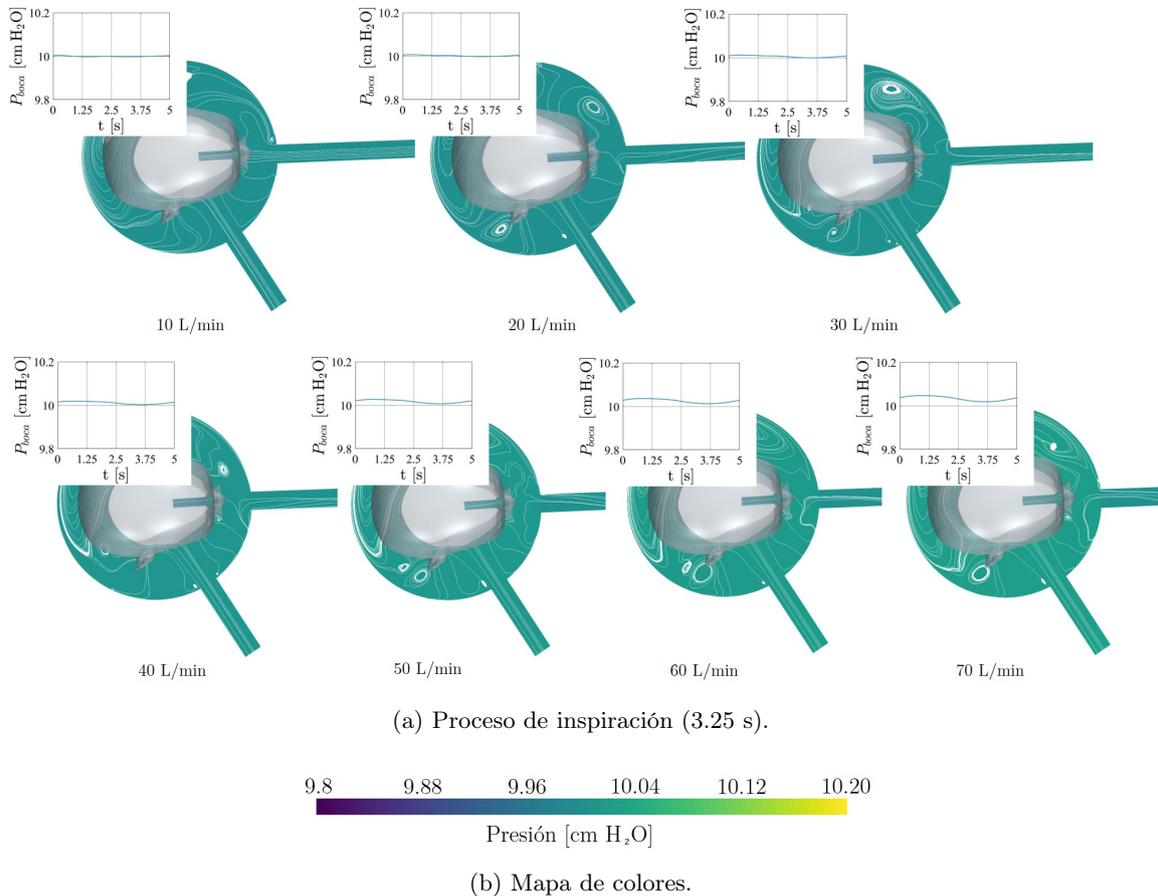


Figura 4.12: Distribución de la presión durante el proceso de inspiración para un giro de la cabeza de 95° y diferentes valores del caudal de aire fresco entrante.

4.2.2.5. Caudal entrante óptimo y mínimo requerido en la interfase

En este último apartado se procede a la determinación del caudal de entrada mínimo requerido por la interfase para garantizar el soporte respiratorio del paciente, así como a la elección del caudal óptimo que garantiza simultáneamente la correcta respiración del paciente y un uso eficiente de los recursos médicos.

Tal y como se ha ido comentando en los apartados previos, el caudal de entrada mínimo que garantiza la demanda de flujo máximo del paciente es el de 20 L/min. Como se ha dicho en numerosas ocasiones, para flujos inferiores, del orden de 10 L/min, aparece flujo inverso en el puerto de exhalación debido a que el paciente no es capaz de obtener su caudal máximo de inhalación a partir del caudal entrante de aire fresco o de los depósitos presentes en el casco. Esto se puede ver claramente en la Figura 4.13, donde se muestra para los distintos caudales de entrada estudiados el caudal del puerto de exhalación. Como se advierte de las distintas curvas, para un caudal entrante de 10 L/min hay un periodo del ciclo respiratorio en el que el caudal volumétrico se vuelve negativo. Este cambio de signo significa que el flujo adquiere la dirección inversa a la esperada, es decir, hay recirculación del flujo en el puerto de salida. Asimismo, es necesario destacar que este flujo inverso aparece cuando el paciente se encuentra inspirando (3-4.5 s), pues es el momento en el cual el paciente exige una mayor cantidad de aire para garantizar su presión de soporte. Por otro lado, la forma que presenta el caudal de salida a lo largo del ciclo respiratorio es coherente, pues, por el principio de conservación de la masa, el caudal de salida debe ser igual al de entrada. Este último viene dado por el caudal introducido a través del puerto de entrada, que es constante, y por el que sale de la boca del paciente simulando la respiración del mismo, que es senoidal. Así, es necesario que el caudal volumétrico de salida tenga un carácter senoidal para cumplir con el principio de conservación indicado.

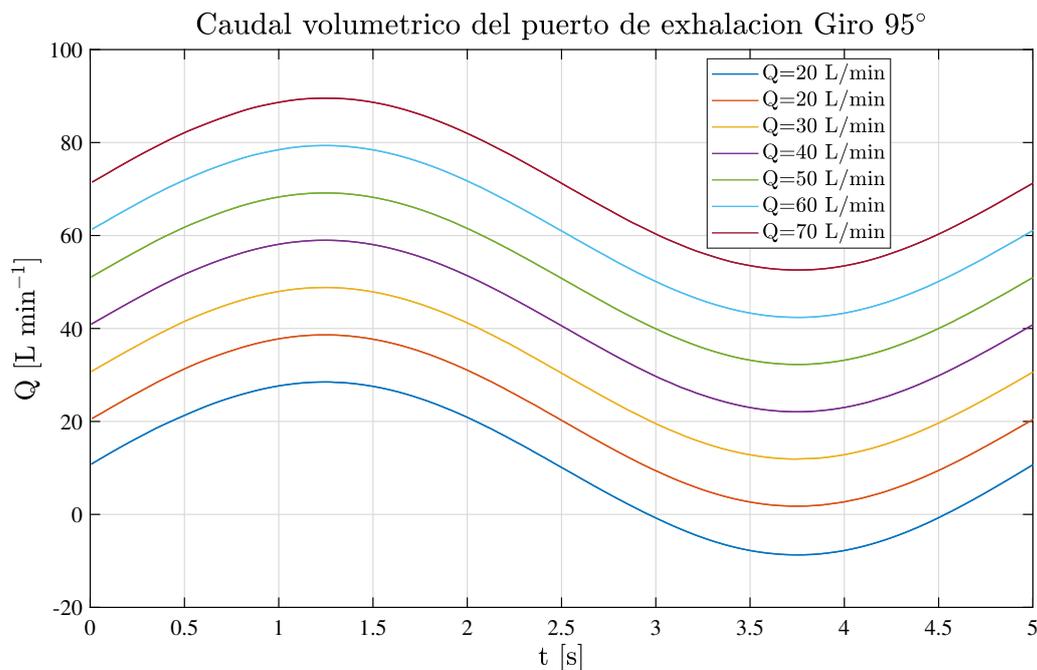


Figura 4.13: Cálculo del caudal del puerto de exhalación durante un ciclo respiratorio para diferentes valores del caudal de aire fresco entrante.

Si se compara el valor obtenido de 20 L/min con los de la literatura se encuentra que el primero es significativamente inferior a los tradicionalmente esperados. De hecho, en artículos como el de Bello et al.[77] se recomiendan caudales de entrada superiores a 45 L/min. La explicación ante esta reducción inesperada del caudal necesario es que el aire del interior de la interfase actúa como reservorio. Esto implica que cuando el caudal volumétrico de inhalación máximo del paciente es mayor que aquel suministrado a la interfase, el paciente puede respirar el aire acumulado en el casco. Este no es el caso si se utilizan interfases de bajo volumen, donde el gas contenido en el interior no es suficiente para satisfacer la demanda respiratoria del paciente, como se puede concluir de los trabajos de Patroniti et al.[47]

Para corroborar este bajo valor de caudal mínimo requerido se aplica la estimación del caudal de entrada mínimo propuesta por A. Gil et al.[14] En su artículo se propone la Ecuación 4.2 para el cálculo de dicho caudal. Para obtener la expresión los autores se basaron en encontrar el valor mínimo de caudal adimensional al que se producía recirculación del aire desde el puerto de exhalación. Si se aplica la mencionada ecuación se obtiene un caudal mínimo de 13.2 L/min, muy similar al obtenido en este proyecto.

$$Q_{in_{min}} = 0,70 \cdot Q_{peak} \quad (4.2)$$

De esta forma, queda definido el caudal mínimo necesario para ofrecer soporte respiratorio al paciente. Sin embargo, es necesario analizar si los valores de reinhalación y espacio muerto son aceptables para ese caudal de entrada. Para 20 L/min el porcentaje de espacio muerto es de 1.52 %, lo que equivale a 0.33 L de gas exhalado dentro del casco, y el porcentaje de reinhalación toma un valor de 2.37 %, es decir, 11.9 mL de gas rico en CO₂ son reinspirados. Estos no son valores elevados, de hecho son resultados aceptables para el paciente. No obstante, si empleamos un caudal de 30 L/min, el espacio muerto y los gases reinhalados se reducen en un 500 % aproximadamente. Efectivamente, para 30 L/min el porcentaje de espacio muerto se reduce hasta el 0.32 %, lo que equivale a tan solo 0.07 L de gas exhalado dentro de la interfase, y el porcentaje de reinhalación disminuye hasta tomar un valor de 0.45 %, es decir, solamente 2.2 mL de gas rico en CO₂ son reinspirados. La reducción experimentada en ambas variables es importante por lo que es recomendable, siempre que sea posible, aumentar el caudal entrante hasta 30 L/min. Sin embargo, si se sigue incrementando el caudal volumétrico de entrada, como se ha visto en gráficos previos, los cambios son cada vez menos significativos. Para el espacio muerto solo se conseguiría reducir el gas exhalado en un máximo de 0.06 L, que son despreciables frente a los 21.2 L de la interfase. Por su parte, el aire reinhalado tan solo disminuiría 1-2 mL, según el incremento de caudal impuesto. Por todo ello, no es necesario seguir subiendo el caudal de entrada; con un valor de 30 L/min se consiguen unos valores reducidos de reinhalación y espacio muerto en la interfase al mismo tiempo que se hace un uso eficiente de los recursos médicos.

Conclusiones y trabajos futuros

5.1. Fiabilidad y limitaciones del estudio

Durante la realización del proyecto, se han comparado los resultados que se han ido obteniendo con aquellos extraídos de artículos científicos y otros datos de la literatura. La finalidad de este proceso era asegurar la fiabilidad y correcta elaboración de los cálculos. En la mayoría de casos, las conclusiones alcanzadas a partir de las simulaciones eran similares y coherentes con las de la literatura. Sin embargo, se han dado ocasiones en las que estas no coincidían pero, para estas circunstancias se ha encontrado justificaciones plausibles a las diferencias existentes entre ambas fuentes. De esta forma, se puede garantizar la veracidad y la adecuación de los datos a la realidad. No obstante, es evidente que, como todo estudio científico, este proyecto presenta unas ciertas limitaciones que deben tenerse en consideración.

Una de las más relevantes es que, durante el estudio actual, no se han considerado las posibles fugas que pueden existir en el casco de manera no deliberada, especialmente aquellas susceptibles de aparecer en el sellado del cuello del paciente. Estas fugas podrían conducir a un mal funcionamiento de la interfase de VNI tipo casco, como sugirieron Louis et al.[78] en sus estudios. Sin embargo, el estudio actual puede considerarse adecuado y con aplicabilidad directa para aquellas circunstancias en las cuales el caudal volumétrico de entrada es muy superior a aquel de la fuga no intencionada.

Es importante recordar también las suposiciones realizadas a la hora de modelar la respiración del paciente. En este proyecto se ha asumido que la ley respiratoria se ajusta a una función senoidal, en la que la inspiración y la espiración duran el mismo periodo de tiempo dentro de un ciclo respiratorio (Figura 3.7a). Sin embargo, es sabido que la espiración es más larga que la inspiración. Ciertamente, la espiración dura 3.33 s mientras que la inspiración, tan solo 1.67 s.[14]

Por otro lado, se han realizado otras hipótesis cuya influencia en los resultados se espera que sea de un orden inferior a las ya mencionadas. Primeramente, se ha despreciado la existencia de convección natural, es decir, se ha optado por no considerar la existencia de la gravedad. Antes de imponer tal suposición un análisis sobre la influencia de este factor ha sido elaborado en la Subsección 4.1.1. Aunque se ha llegado a la conclusión de que su relevancia es despreciable para un trabajo académico como el presentado, para estudios científicos de índole superior, la gravedad debe tenerse en cuenta con el fin de alcanzar resultados más veraces. En segundo lugar, se ha asumido que la pared de la interfase es infinitamente rígida, presentando la forma perfecta de

un cilindro. Es cierto que, una vez presurizada, la geometría del casco permanece prácticamente constante durante los ciclos respiratorios, pero aun así, al igual que en el caso de la gravedad, para ser más fieles al fenómeno real, es recomendable incorporar cierta flexibilidad en las paredes de la interfase. Además, aunque se ha impuesto en la cabeza del paciente una temperatura febril (39 °C), no se ha modelado ninguna transferencia de calor entre el fluido y las paredes, por lo que, esto también afecta a los resultados obtenidos. Asimismo, es necesario indicar que el hecho de no haber realizado una independencia de malla para el estudio CFD hace que el mismo no quede totalmente completado y que pueda haber una cierta desviación de los resultados respecto a la realidad. No obstante, como la malla elegida se ha basado en la independencia elaborada por otro artículo muy parecido al presente trabajo y los resultados entre ambos son similares, las deficiencias por no haber elaborado la independencia de malla no deben ser sustanciales.

Finalmente, es necesario añadir que el estudio realizado solo ha valorado pacientes que encajan en la descripción de un adulto medio, ya que la elección de la frecuencia respiratoria, del volumen de corriente y del tamaño y forma de la cabeza, boca y vías respiratorias, se ha establecido en base a la población adulta estándar. Esto limita el rango de aplicación del estudio, por ejemplo, no pueden extrapolarse los resultados obtenidos para trabajar con pacientes pediátricos de manera completamente fiable, pues su frecuencia de respiración es mucho más elevada (de hasta 60 respiraciones por minuto[79]) y su volumen tidal es considerablemente inferior. A pesar de ello, ciertas conclusiones respecto a volúmenes de corriente reducidos han sido expuestas en la Subsubsección 4.2.2.1, pero teniendo como referencia otro artículo donde el análisis de un volumen tidal menor sí se ha llevado a cabo.

5.2. Conclusiones

Este trabajo permite mediante el uso de un método computacional caracterizar los fenómenos dinámicos del fluido en el interior de una interfase de tipo casco, demostrando el potencial que posee dicho método para comprender, diseñar y mejorar el uso de la VNI. El proyecto se ha centrado en este tipo de interfases, por ser uno de los dispositivos más utilizados en VNI, tanto para la crisis de salud COVID-19, como para otras muchas aplicaciones.

Con la intención de cumplir con el objetivo de determinar la geometría más beneficiosa para el paciente, en términos de una menor reinhalación y espacio muerto, se ha llevado a cabo un estudio paramétrico del giro de la cabeza del paciente en el interior de la interfase. Tras la realización de dicho estudio ha quedado extremadamente clara la gran influencia que tiene la orientación de la cabeza del paciente a la hora de evacuar el aire exhalado del modo más efectivo. De hecho, se ha visto como las diferencias de los dos parámetros fundamentales analizados (aire reinhalado y espacio muerto) entre la posición más desfavorable y aquella más ventajosa puede ser de hasta un 30 % aproximadamente. Cabe añadir que, los giros más ventajosos en cuanto a reinhalación son los de 95° y 30°. Sin embargo, para el espacio muerto el segundo giro es la configuración menos favorable debido a la interacción entre el aire entrante al casco y el exhalado por el paciente. Aunque el espacio muerto, a diferencia del aire reinhalado, no es un parámetro vital a la hora de medir la efectividad de la interfase, la posición de 30° no ha sido elegida como la más adecuada, pues sus resultados ventajosos son muy susceptibles de verse modificadas ante cualquier cambio ligero de posición del paciente. Por todo ello, se opta por una configuración más robusta y estable, la de 95°, que además de reducir al mínimo la reinhalación, hace lo propio también para el espacio muerto.

Una vez seleccionada la posición más provechosa para el paciente se analiza y cuantifica para la misma parámetros tales como el volumen de aire exhalado, el volumen reinhalado o las distribuciones de presión, temperatura y concentración de gas exhalado en el interior de la interfase. Todo ello se analiza para varios caudales volumétricos de entrada y proporciona una información que se puede utilizar para mejorar la utilización del casco. Por ejemplo, se ha observado que es recomendable introducir un caudal volumétrico de entrada igual a 30 L/min, pues para ese valor se consigue un espacio muerto del 0.32 % (0.07 L) y una reinhalación del 0.45 % (2.2 mL). Es cierto que podrían introducirse caudales superiores y, entonces, el espacio muerto y la reinhalación se reducirían aún más; pero si se tiene como objetivo el buen uso y aprovechamiento de los recursos médicos, un caudal de 30 L/min es el adecuado. No obstante, es preciso decir que caudales inferiores, de hasta 20 L/min, pueden ser asimismo empleados, ya que garantizan el soporte respiratorio del paciente. Su desventaja fundamental y el hecho por el cual se recomienda un caudal superior es que presenta un 500 % más de gas exhalado y reinhalado que el caso anterior. Aun así, es necesario dejar patente que el mínimo caudal volumétrico requerido por la interfase para satisfacer la demanda de caudal máximo de inhalación del paciente es de 20 L/min.

Es imprescindible destacar que estos valores han sido calculados para la interfase concreta estudiada, por lo que deben usarse con cuidado para interfaces tipo casco similares. Además, nunca deben emplearse en interfaces de bajo volumen, pues en estas los caudales volumétricos recomendados son mayores al no presentar reservorio y para su estimación se debe efectuar un esfuerzo de investigación adicional.

Por otro lado, se ha demostrado que la reinhalación y el espacio muerto son funciones de un caudal adimensional que permite determinar el valor de dichas variables en función de la frecuencia respiratoria y el volumen corriente del paciente. En consecuencia, esto podría ser utilizado por los médicos para asegurar el tratamiento más eficiente según las características propias de cada paciente.

Finalmente, tras analizar los resultados se puede concluir que la interfase tipo casco ostenta características prometedoras a la hora de proporcionar VNI en términos de reinhalación, espacio muerto, caudal mínimo entrante requerido y uniformidad de los campos de presión y temperatura. Además, debido al bajo coste asociado a su fabricación y su facilidad de uso, puede ser una opción excelente para la VNI, especialmente durante la actual pandemia de COVID-19. Asimismo, gracias al bajo flujo mínimo requerido, este dispositivo conlleva un mejor uso de los recursos durante una crisis sanitaria o en países en proceso de desarrollo.

5.3. Trabajos futuros

Teniendo en cuenta las limitaciones expuestas en la Sección 5.1, se pueden incorporar numerosos cambios y mejoras al estudio realizado para acercar los resultados en mayor medida a la realidad de la interfase de VNI tipo casco.

En primer lugar, se proponen como posibles estudios futuros establecer el efecto real de las fugas no intencionadas alrededor del cuello; modelar una ley respiratoria más cercana a la realidad, cuya espiración e inspiración no sean iguales en el tiempo; incluir el modelo de la gravedad en el cálculo computacional, teniendo en cuenta así, la convección natural; seleccionar un modelo

de transferencia de calor adecuado que cuantifique la distribución de temperatura en el interior del casco; o realizar una independencia de malla para la geometría de estudio. Asimismo, puede ser interesante considerar la flexibilidad de las paredes de la interfase, especialmente en la zona superior (contorno *Top* de la Figura 3.6a), pues como se advierte de la Figura 1.1, esta superficie del casco queda ligeramente abombada.

Por otro lado, puede ser objeto de futuros proyectos estudiar la sensibilidad de los parámetros calculados para diferentes pacientes, analizando su variación con el tamaño de la cabeza, la frecuencia respiratoria o el volumen de corriente impuestos. Igualmente, es posible realizar un estudio de sensibilidad en cuanto al modelo de turbulencia empleado para modelar la dinámica del fluido en el interior de la interfase, determinando su relevancia y su influencia en los cálculos obtenidos. Otra opción es ampliar el estudio paramétrico relativo a la geometría óptima realizado. Se pueden llevar a cabo análisis adicionales con la finalidad de visualizar como influye el tamaño de la interfase o la posición relativa entre ambos puertos en la reinhalación y el espacio muerto del casco.

Cabe añadir que, como las interfases de VNI no han sido estudiadas en abundancia desde el punto de vista del cálculo computacional, sino que hay un gran desconocimiento respecto a este campo, numerosos estudios innovadores pueden llevarse a cabo para su mejora y análisis exhaustivo. Especialmente, en las circunstancias actuales, en la cuales estos respiradores han sido realmente imprescindibles y de gran utilidad debido a la reciente pandemia. Además, las investigaciones que pueden realizarse en el ámbito de la VNI, no tienen por qué abarcar solamente las interfases tipo casco; hay otro tipo de respiradores que pueden ser objeto de observación. De hecho, se podría realizar un estudio similar al expuesto en el presente documento pero esta vez para una mascarilla oronasal. De este modo sería posible comparar si, efectivamente, la interfase tipo casco presenta unos mejores resultados, en cuanto reinhalación y espacio muerto, en comparación con aquellas que poseen un menor volumen.

Bibliografía

- [1] Centro de Coordinación de Alertas y Emergencias Sanitarias. *Información científica-técnica. Enfermedad por coronavirus, COVID-19*. Ministerio de Sanidad, Gobierno de España, 2021.
- [2] Zunyou Wu and Jennifer M. McGoogan. Characteristics of and Important Lessons From the Coronavirus Disease 2019 (COVID-19) Outbreak in China: Summary of a Report of 72314 Cases From the Chinese Center for Disease Control and Prevention. *JAMA*, 323(13):1239–1242, 04 2020.
- [3] Dawei Wang, Bo Hu, Chang Hu, Fangfang Zhu, Xing Liu, Jing Zhang, Binbin Wang, Hui Xiang, Zhenshun Cheng, Yong Xiong, Yan Zhao, Yirong Li, Xinghuan Wang, and Zhiyong Peng. Clinical Characteristics of 138 Hospitalized Patients With 2019 Novel Coronavirus-Infected Pneumonia in Wuhan, China. *JAMA*, 323(11):1061–1069, 03 2020.
- [4] Arthur Simonnet, Mikael Chetboun, Julien Poissy, Violeta Raverdy, Jerome Noulette, Alain Duhamel, Julien Labreuche, Daniel Mathieu, Francois Pattou, Merce Jourdain, et al. High prevalence of obesity in severe acute respiratory syndrome coronavirus-2 (sars-cov-2) requiring invasive mechanical ventilation. *Obesity*, 28(7):1195–1199, 2020.
- [5] Xiaobo Yang, Yuan Yu, Jiqian Xu, Huaqing Shu, Hong Liu, Yongran Wu, Lu Zhang, Zhui Yu, Minghao Fang, Ting Yu, et al. Clinical course and outcomes of critically ill patients with sars-cov-2 pneumonia in wuhan, china: a single-centered, retrospective, observational study. *The Lancet Respiratory Medicine*, 8(5):475–481, 2020.
- [6] Pavan K Bhatraju, Bijan J Ghassemieh, Michelle Nichols, Richard Kim, Keith R Jerome, Arun K Nalla, Alexander L Greninger, Sudhakar Pipavath, Mark M Wurfel, Laura Evans, et al. Covid-19 in critically ill patients in the seattle region—case series. *New England Journal of Medicine*, 382(21):2012–2022, 2020.
- [7] Giacomo Grasselli, Alberto Zangrillo, Alberto Zanella, Massimo Antonelli, Luca Cabrini, Antonio Castelli, Danilo Cereda, Antonio Coluccello, Giuseppe Foti, Roberto Fumagalli, et al. Baseline characteristics and outcomes of 1591 patients infected with sars-cov-2 admitted to icus of the lombardy region, italy. *Jama*, 323(16):1574–1581, 2020.
- [8] Srinivas Murthy, Charles D Gomersall, and Robert A Fowler. Care for critically ill patients with covid-19. *Jama*, 323(15):1499–1500, 2020.
- [9] Suhail Raoof, Stefano Nava, Charles Carpati, and Nicholas S. Hill. High-flow, noninvasive ventilation and awake (nonintubation) proning in patients with coronavirus disease 2019 with respiratory failure. *Chest*, 158(5):1992–2002, 2020.
- [10] Marta Lazzeri, Andrea Lanza, Raffaella Bellini, Angela Bellofiore, Simone Cecchetto, Alessia Colombo, Francesco D’Abrosca, Cesare Del Monaco, Giuseppe Gaudiello, Mara Paneroni, et al. Respiratory physiotherapy in patients with covid-19 infection in acute setting: a

- position paper of the italian association of respiratory physiotherapists (arir). *Monaldi Archives for Chest Disease*, 90(1), 2020.
- [11] Ted J Vaughan, Frank Kirrane, Kevin M Moerman, Tara Cahill, Anthony O'Regan, and Derek T O'Keeffe. A novel dual non-invasive ventilator continuous positive airway pressure non-aerosolization circuit for emergency use in the covid-19 pandemic. *Journal of Open Hardware*, 4(1), 2020.
- [12] John J Marini, Patricia RM Rocco, and Luciano Gattinoni. Static and dynamic contributors to ventilator-induced lung injury in clinical practice. pressure, energy, and power. *American journal of respiratory and critical care medicine*, 201(7):767–774, 2020.
- [13] Dejan Radovanovic, Maurizio Rizzi, Stefano Pini, Marina Saad, Davide Alberto Chiumello, and Pierachille Santus. Helmet cpap to treat acute hypoxemic respiratory failure in patients with covid-19: a management strategy proposal. *Journal of clinical medicine*, 9(4):1191, 2020.
- [14] A. Gil, M. Martínez, P. Quintero, and A. Medina. Computational evaluation of rebreathing and effective dead space on a helmet-like interface during the covid-19 pandemic. *Journal of Biomechanics*, 118:110302, 2021.
- [15] D del Castillo Otero, A Cortés Caballero, A García Cuesta, and NP de la Cruz Castro. Ventilación mecánica no invasiva (vni) en pacientes agudos y crónicos.
- [16] Laurent Brochard, Jordi Mancebo, Marc Wysocki, Frédéric Lofaso, Giorgio Conti, Alain Rauss, Gérald Simonneau, Salvador Benito, Alessandro Gasparetto, François Lemaire, et al. Noninvasive ventilation for acute exacerbations of chronic obstructive pulmonary disease. *New England Journal of Medicine*, 333(13):817–822, 1995.
- [17] Wei Jie Lim, Redhuan Mohammed Akram, Kristin V Carson, Satya Mysore, Nadina A Labiszewski, Jadwiga A Wedzicha, Brian H Rowe, and Brian J Smith. Non-invasive positive pressure ventilation for treatment of respiratory failure due to severe acute exacerbations of asthma. *Cochrane Database of Systematic Reviews*, (12), 2012.
- [18] João C Winck, Luís F Azevedo, Altamiro Costa-Pereira, Massimo Antonelli, and Jeremy C Wyatt. Efficacy and safety of non-invasive ventilation in the treatment of acute cardiogenic pulmonary edema—a systematic review and meta-analysis. *Critical Care*, 10(2):1–18, 2006.
- [19] Sean P Keenan, Caroline E Powers, and David G McCormack. Noninvasive positive-pressure ventilation in patients with milder chronic obstructive pulmonary disease exacerbations: a randomized controlled trial. *Respiratory Care*, 50(5):610–616, 2005.
- [20] Philippe Jolliet, Blanca Abajo, Patrick Pasquina, and Jean-Claude Chevreton. Non-invasive pressure support ventilation in severe community-acquired pneumonia. *Intensive care medicine*, 27(5):812–821, 2001.
- [21] N Ambrosino and G Vaghegghini. Noninvasive positive pressure ventilation in the acute care setting: where are we? *European Respiratory Journal*, 31(4):874–886, 2008.
- [22] Frank van Rooyen and Krisztina Soltész. Non-invasive ventilation—a century of experience. *Dräger Medical, Inc., Germany*, 2011.
- [23] Salvador Díaz Lobato and Sagrario Mayoralas Alises. Modern non-invasive mechanical ventilation turns 25. *Archivos de Bronconeumología (English Edition)*, 49(11):475–479, 2013.

-
- [24] Richard J Ing, Corey Bills, Glenn Merritt, Rosalia Ragusa, Ross M Bremner, and Francesco Bellia. Role of helmet-delivered noninvasive pressure support ventilation in covid-19 patients. *Journal of Cardiothoracic and Vascular Anesthesia*, 34(10):2575–2579, 2020.
- [25] American Thoracic Society, Infectious Diseases Society of America, et al. Guidelines for the management of adults with hospital-acquired, ventilator-associated, and healthcare-associated pneumonia. *American journal of respiratory and critical care medicine*, 171(4):388, 2005.
- [26] John P Kress, Anne S Pohlman, Michael F O'Connor, and Jesse B Hall. Daily interruption of sedative infusions in critically ill patients undergoing mechanical ventilation. *New England Journal of Medicine*, 342(20):1471–1477, 2000.
- [27] E Wesley Ely, Ayumi Shintani, Brenda Truman, Theodore Speroff, Sharon M Gordon, Frank E Harrell Jr, Sharon K Inouye, Gordon R Bernard, and Robert S Dittus. Delirium as a predictor of mortality in mechanically ventilated patients in the intensive care unit. *Jama*, 291(14):1753–1762, 2004.
- [28] John P Kress and Jesse B Hall. Icu-acquired weakness and recovery from critical illness. *New England Journal of Medicine*, 370(17):1626–1635, 2014.
- [29] Hill NS Mehta S. Noninvasive ventilation. *American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine*, 163:540–577, 2001.
- [30] H Hernández Garcés, A Belenguer Muncharaz, and R Zaragoza Crespo. Ventilación mecánica no invasiva y covid-19. minimizando la dispersión. *Medicina Intensiva*, 2020.
- [31] Safiya Richardson, Jamie S Hirsch, Mangala Narasimhan, James M Crawford, Thomas McGinn, Karina W Davidson, Douglas P Barnaby, Lance B Becker, John D Chelico, Stuart L Cohen, et al. Presenting characteristics, comorbidities, and outcomes among 5700 patients hospitalized with covid-19 in the new york city area. *Jama*, 323(20):2052–2059, 2020.
- [32] Bhakti K Patel, John P Kress, and Jesse B Hall. Alternatives to invasive ventilation in the covid-19 pandemic. *Jama*, 324(1):43–44, 2020.
- [33] Bruno L Ferreyro, Federico Angriman, Laveena Munshi, Lorenzo Del Sorbo, Niall D Ferguson, Bram Rochweg, Michelle J Ryu, Refik Saskin, Hannah Wunsch, Bruno R da Costa, et al. Association of noninvasive oxygenation strategies with all-cause mortality in adults with acute hypoxemic respiratory failure: a systematic review and meta-analysis. *Jama*, 324(1):57–67, 2020.
- [34] Arantxa Mas and Josep Masip. Noninvasive ventilation in acute respiratory failure. *International journal of chronic obstructive pulmonary disease*, 9:837, 2014.
- [35] Marco Piastra, Massimo Antonelli, Antonio Chiaretti, Giancarlo Polidori, Lorenzo Polidori, and Giorgio Conti. Treatment of acute respiratory failure by helmet-delivered non-invasive pressure support ventilation in children with acute leukemia: a pilot study. *Intensive care medicine*, 30(3):472–476, 2004.
- [36] Arnaud W Thille, Damien Contou, Chiara Fragnoli, Ana Córdoba-Izquierdo, Florence Bois-sier, and Christian Brun-Buisson. Non-invasive ventilation for acute hypoxemic respiratory failure: intubation rate and risk factors. *Critical Care*, 17(6):1–8, 2013.
- [37] Andrew R Schwartz, Robert M Kacmarek, and Dean R Hess. Factors affecting oxygen delivery with bi-level positive airway pressure. *Respiratory care*, 49(3):270–275, 2004.
-

- [38] David S Hui, Benny K Chow, Thomas Lo, Susanna S Ng, Fanny W Ko, Tony Gin, and Matthew TV Chan. Exhaled air dispersion during noninvasive ventilation via helmets and a total facemask. *Chest*, 147(5):1336–1343, 2015.
- [39] Bhakti K Patel, Krysta S Wolfe, Anne S Pohlman, Jesse B Hall, and John P Kress. Effect of noninvasive ventilation delivered by helmet vs face mask on the rate of endotracheal intubation in patients with acute respiratory distress syndrome: a randomized clinical trial. *Jama*, 315(22):2435–2441, 2016.
- [40] D Chiumello, AM Esquinas, O Moerer, and N Terzi. A systematic technical review of the systems for the continuous positive airway pressure. *Minerva Anesthesiol*, 78(12):1385–1393, 2012.
- [41] Luca Cabrini, Giovanni Landoni, Alessandro Oriani, Valentina P Plumari, Leda Nobile, Massimiliano Greco, Laura Pasin, Luigi Beretta, and Alberto Zangrillo. Noninvasive ventilation and survival in acute care settings: a comprehensive systematic review and metaanalysis of randomized controlled trials. *Critical care medicine*, 43(4):880–888, 2015.
- [42] Anna Maria Brambilla, Stefano Aliberti, Elena Prina, Francesco Nicoli, Manuela Del Forno, Stefano Nava, Giovanni Ferrari, Francesco Corradi, Paolo Pelosi, Angelo Bignamini, et al. Helmet cpap vs. oxygen therapy in severe hypoxemic respiratory failure due to pneumonia. *Intensive care medicine*, 40(7):942–949, 2014.
- [43] Qi Liu, Yonghua Gao, Rongchang Chen, and Zhe Cheng. Noninvasive ventilation with helmet versus control strategy in patients with acute respiratory failure: a systematic review and meta-analysis of controlled studies. *Critical Care*, 20(1):1–14, 2016.
- [44] Paolo Taccone, Dean Hess, Pietro Caironi, and Luca M Bigatello. Continuous positive airway pressure delivered with a “helmet”: effects on carbon dioxide rebreathing. *Critical care medicine*, 32(10):2090–2096, 2004.
- [45] Stefano Nava and Paolo Navalesi. Helmet to deliver noninvasive ventilation: “handle with care”. *Critical care medicine*, 37(6):2111–2113, 2009.
- [46] Fabrizio Racca, Lorenzo Appendini, Cesare Gregoret, Elisa Stra, Antonio Patessio, Claudio F Donner, and V Marco Ranieri. Effectiveness of mask and helmet interfaces to deliver noninvasive ventilation in a human model of resistive breathing. *Journal of Applied physiology*, 99(4):1262–1271, 2005.
- [47] Nicolò Patroniti, Giuseppe Foti, Annamaria Manfio, Anna Coppo, Giacomo Bellani, and Antonio Pesenti. Head helmet versus face mask for non-invasive continuous positive airway pressure: a physiological study. *Intensive care medicine*, 29(10):1680–1687, 2003.
- [48] Guilherme PP Schettino, Sunisa Chatmongkolchart, Dean R Hess, and Robert M Kacmarek. Position of exhalation port and mask design affect co2 rebreathing during noninvasive positive pressure ventilation. *Critical care medicine*, 31(8):2178–2182, 2003.
- [49] Alberto Lucchini, Marco Giani, Stefano Isgrò, Roberto Rona, and Giuseppe Foti. The “helmet bundle” in covid-19 patients undergoing non invasive ventilation. *Intensive & critical care nursing*, 58:102859, 2020.
- [50] Oxford Medical Education. Non-invasive ventilation (NIV), 04 2016.
- [51] Lukas Schickhofer and Mihai Mihaescu. Analysis of the aerodynamic sound of speech through static vocal tract models of various glottal shapes. *Journal of biomechanics*, 99:109484, 2020.

-
- [52] Sung Kyun Kim, Yang Na, Jee-In Kim, and Seung-Kyu Chung. Patient specific cfd models of nasal airflow: overview of methods and challenges. *Journal of biomechanics*, 46(2):299–306, 2013.
- [53] Yujie Li, David I Verrelli, William Yang, Yi Qian, and Winston Chong. A pilot validation of cfd model results against piv observations of haemodynamics in intracranial aneurysms treated with flow-diverting stents. *Journal of biomechanics*, 100:109590, 2020.
- [54] Eliram Nof, Metar Heller-Algazi, Filippo Coletti, Dan Waisman, and Josué Sznitman. Ventilation-induced jet suggests biotrauma in reconstructed airways of the intubated neonate. *Journal of the Royal Society Interface*, 17(162):20190516, 2020.
- [55] Kaveh Ahookhosh, Maysam Saidi, Habib Aminfar, Mousa Mohammadpourfard, Hamed Hamishehkar, and Shadi Yaqoubi. Dry powder inhaler aerosol deposition in a model of tracheobronchial airways: Validating cfd predictions with in vitro data. *International journal of pharmaceutics*, 587:119599, 2020.
- [56] Talib Dbouk and Dimitris Drikakis. On coughing and airborne droplet transmission to humans. *Physics of Fluids*, 32(5):053310, 2020.
- [57] Yihuan Yan, Xueren Li, Lin Yang, Ping Yan, and Jiyuan Tu. Evaluation of cough-jet effects on the transport characteristics of respiratory-induced contaminants in airline passengers' local environments. *Building and environment*, 183:107206, 2020.
- [58] Redouane Fodil, François Lellouche, Jordi Mancebo, Gabriela Sbirlea-Apiou, Daniel Isabey, Laurent Brochard, and Bruno Louis. Comparison of patient–ventilator interfaces based on their computerized effective dead space. *Intensive care medicine*, 37(2):257–262, 2011.
- [59] Henk Kaarle Versteeg and Weeratunge Malalasekera. *An introduction to computational fluid dynamics: the finite volume method*. Pearson education, 2007.
- [60] J Xamán. *Dinámica de fluidos computacional para ingenieros*. Palibrio, 2016.
- [61] P Martí. Introducción al CFD. Apuntes de Ampliación de Mecánica de Fluidos. Universidad Politécnica de Valencia, 2019.
- [62] CD-adapco. Star CCM+ User Guide, 2006.
- [63] P Martí. Aspectos numéricos y resolución en CFD. Apuntes de Ampliación de Mecánica de Fluidos. Universidad Politécnica de Valencia, 2019.
- [64] P Martí. Introducción a la turbulencia. Apuntes de Ampliación de Mecánica de Fluidos. Universidad Politécnica de Valencia, 2019.
- [65] P Martí. Ecuaciones del flujo medio. Apuntes de Ampliación de Mecánica de Fluidos. Universidad Politécnica de Valencia, 2019.
- [66] M Zrunek, W Happak, M Hermann, and W Streinzer. Comparative anatomy of human and sheep laryngeal skeleton. *Acta oto-laryngologica*, 105(1-2):155–162, 1988.
- [67] ML Ajmani. A metrical study of the laryngeal skeleton in adult nigerians. *Journal of anatomy*, 171:187, 1990.
- [68] Martin Spiegel, Thomas Redel, Y Jonathan Zhang, Tobias Struffert, Joachim Hornegger, Robert G Grossman, Arnd Doerfler, and Christof Karmonik. Tetrahedral vs. polyhedral mesh size evaluation on flow velocity and wall shear stress for cerebral hemodynamic simulation. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*, 14(01):9–22, 2011.
-

- [69] P Martí. Capas límite. Apuntes de Ampliación de Mecánica de Fluidos. Universidad Politécnica de Valencia, 2019.
- [70] Dirk Trescher. Development of an efficient 3-d cfd software to simulate and visualize the scavenging of a two-stroke engine. *Archives of Computational Methods in Engineering*, 15(1):67–111, 2008.
- [71] Paul Jackson Mansfield and Donald A. Neumann. Chapter 13 - kinesiology of mastication and ventilation. In Paul Jackson Mansfield and Donald A. Neumann, editors, *Essentials of Kinesiology for the Physical Therapist Assistant (Third Edition)*, pages 368–385. Mosby, St. Louis (MO), third edition edition, 2019.
- [72] Erwan L’her, Jérôme Martin-Babau, and François Lellouche. Accuracy of height estimation and tidal volume setting using anthropometric formulas in an icu caucasian population. *Annals of intensive care*, 6(1):1–10, 2016.
- [73] Kim E Barrett. Ganong’s review of medical physiology. 2019.
- [74] R Fletcher, B Jonson, GSBJ Cumming, and J Brew. The concept of deadspace with special reference to the single breath test for carbon dioxide. *British journal of anaesthesia*, 53(1):77–88, 1981.
- [75] Christophe Milési, Félicie Ferragu, Samir Jaber, Aline Rideau, Clémentine Combes, Stefan Matecki, Jacques Bourlet, Jean-Charles Picaud, and Gilles Cambonie. Continuous positive airway pressure ventilation with helmet in infants under 1 year. *Intensive care medicine*, 36(9):1592–1596, 2010.
- [76] Davide Chiumello, Paolo Pelosi, Eleonora Carlesso, Paolo Severgnini, Michele Aspesi, Chiara Gamberoni, Massimo Antonelli, Giorgio Conti, Maurizio Chiaranda, and Luciano Gattinoni. Noninvasive positive pressure ventilation delivered by helmet vs. standard face mask. *Intensive care medicine*, 29(10):1671–1679, 2003.
- [77] Giuseppe Bello, Gennaro De Pascale, and Massimo Antonelli. Noninvasive ventilation: practical advice. *Current opinion in critical care*, 19(1):1–8, 2013.
- [78] Bruno Louis, Karl Leroux, Daniel Isabey, Brigitte Fauroux, and Frédéric Lofaso. Effect of manufacturer-inserted mask leaks on ventilator performance. *European Respiratory Journal*, 35(3):627–636, 2010.
- [79] Rafael Martínez, Julio Maggiolo, Guido Girardi, Flor Mora, Verónica Carreño, and Julián Mascaró. Frecuencia respiratoria en lactantes y preescolares sanos y con infección respiratoria aguda. *Enfermedades respir. cir. torac*, pages 134–40, 1990.
- [80] Real Decreto 486/1997, de 14 de abril, por el que se establecen las disposiciones mínimas de seguridad y salud en los lugares de trabajo. *Boletín Oficial del Estado*. Ministerio de Trabajo y Asuntos Sociales, Gobierno de España, Madrid, 23 de abril de 1997, núm. 97.
- [81] Real Decreto 488/1997, de 14 de abril, sobre disposiciones mínimas de seguridad y salud relativas al trabajo con equipos que incluyen pantallas de visualización. *Boletín Oficial del Estado*. Ministerio de Trabajo y Asuntos Sociales, Gobierno de España, Madrid, 23 de abril de 1997, núm. 97.

Parte II

PLIEGO DE CONDICIONES

Pliego de condiciones

El desarrollo de este Trabajo Fin de Grado (TFG) se ha realizado en el Departamento de Máquinas y Motores Térmicos (CMT) de la Universidad Politécnica de Valencia (UPV), en régimen de Beca de Colaboración del Ministerio de Educación y Formación Profesional del Gobierno de España. No obstante, debido a la situación actual desencadenada por la pandemia COVID-19, no ha sido posible realizar el estudio en las instalaciones de la universidad que se utilizaban para ello con anterioridad. Por el contrario, todo el desarrollo del trabajo ha tenido que ser elaborado en el domicilio particular del estudiante. Por razones obvias, las condiciones de trabajo presentes en dicho espacio no se corresponden con las que deberían existir en el edificio inicialmente asignado, perteneciente a la UPV.

Las condiciones mínimas de seguridad y salud que se deben cumplir en dichos lugares de trabajo vienen indicadas en el Real Decreto 486/1997, del 14 de abril, en conformidad con el Artículo 6 de la Ley 31/1995, del 8 de noviembre, de Prevención de Riesgos Laborales.[80] A estas disposiciones mínimas hay que sumarles aquellas relativas al trabajo con equipos que incluyen pantallas de visualización, como es el caso. Estas se encuentran recogidas en el Real Decreto 488/1997, del 14 de abril, asimismo, en conformidad con el artículo 6 de la Ley 31/1995, de 8 de noviembre, de Prevención de Riesgos Laborales.[81]

A continuación, en las Secciones 1.1 y 1.2, se explican, respectivamente, las condiciones referentes al entorno de trabajo y a los recursos informáticos disponibles. Salvo que se especifique lo contrario, todos los anexos, artículos y apartados mencionados pertenecen a los Reales Decretos especificados con anterioridad. Cabe añadir que, se incluyen exclusivamente aquellos relevantes para el tipo de trabajo desarrollado.

1.1. Condiciones del entorno de trabajo

En primer lugar, se explica de manera somera, las condiciones mínimas a aplicar en un entorno de trabajo general. Según el Anexo I del Real Decreto 486/1997, los edificios donde se lleven a cabo los trabajos deben ser seguros a nivel estructural y sus dimensiones deben permitir a los trabajadores realizar sus tareas sin riesgos para su seguridad y salud, en condiciones ergonómicas aceptables. Respecto a los suelos, estos tienen que ser fijos, estables y no resbaladizos, sin irregularidades ni pendientes peligrosas. Además, las ventanas, dispositivos de ventilación e iluminación, puertas, rampas y escaleras fijas y de servicio deben ser adecuados y seguros, cumpliendo con las

especificaciones indicadas para cada uno de estos elementos. En cuanto a las vías de circulación, tanto las situadas en el exterior como en el interior deben poder utilizarse de forma fácil y con total seguridad para los peatones o vehículos que circulen por ellas y para el personal que trabaje en sus proximidades. Asimismo, las vías y salidas de evacuación deben garantizar condiciones de máxima seguridad, permitiendo la rápida evacuación de los trabajadores. Por otro lado, los lugares de trabajo deben ajustarse a lo dispuesto en la normativa sobre condiciones de protección contra incendios y sobre instalaciones eléctricas. Finalmente, añadir que los trabajadores de movilidad reducida deben poder utilizar todas las instalaciones del edificio, por lo que estas deben estar adaptadas para ello.

En el Anexo II de ese mismo documento se recogen las regulaciones referidas a las condiciones de orden, limpieza y mantenimiento del puesto de trabajo. Estas indican que dicho espacio debe limpiarse de manera periódica con el fin de mantener unas condiciones higiénicas adecuadas y que las zonas de paso han de estar libres de obstáculos de forma que sea posible utilizarlas sin dificultades. Además, las instalaciones tienen que ser objeto de un mantenimiento regular, de forma que sus condiciones de funcionamiento satisfagan siempre las especificaciones del proyecto, subsanándose con rapidez las deficiencias que puedan afectar a la seguridad y salud de los trabajadores.

En referencia al Anexo III, este es el que establece las condiciones ambientales de los lugares de trabajo. La exposición a dichas condiciones no debe suponer un riesgo para la seguridad y la salud de los trabajadores y, en la medida de lo posible, tampoco debe constituir una fuente de incomodidad o molestia. La temperatura debe estar, por tanto, comprendida entre 17 y 27 °C y la humedad relativa, entre el 30 y el 70 %.

El Anexo IV estipula la iluminación de los lugares de trabajo. Siempre que sea posible, la iluminación debe ser natural, complementándose con una iluminación artificial cuando la primera, por sí sola, no garantice las condiciones de visibilidad adecuadas. En tales casos se utilizará preferentemente la iluminación artificial general, complementada a su vez con una localizada cuando, en zonas concretas, se requieran niveles de iluminación elevados. Por otra parte, la distribución de los niveles de iluminación tiene que ser lo más uniforme posible, intentando mantener unos niveles y contrastes de luminancia adecuados, evitando variaciones bruscas y deslumbramientos.

El Anexo V rige los servicios higiénicos. En lo que a esto respecta, los lugares de trabajo tienen que disponer de agua potable en cantidad suficiente y fácilmente accesible. Asimismo, deben tener en las proximidades retretes, dotados de lavabos.

Por último, el Anexo VI determina el material para primeros auxilios necesario en caso de accidente, que debe ser adecuado, en cuanto a su cantidad y características, al número de trabajadores, a los riesgos a que estén expuestos y a las facilidades de acceso al centro de asistencia médica más próximo.

Se centra ahora la atención en el Real Decreto 488/1997, que regula las disposiciones mínimas de seguridad y salud relativas al trabajo con equipos que incluyen pantallas de visualización. La mención de estas condiciones es indispensable, pues durante la realización de este proyecto las pantallas de visualización han desempeñado un papel fundamental. De este modo, se debe adaptar el lugar de trabajo con el fin de evitar riesgos en el usuario que se encuentra delante del ordenador, en particular los posibles riesgos para la vista y los problemas físicos y de carga mental,

así como el posible efecto añadido o combinado de los mismos. Algunas de las recomendaciones a adoptar para evitar estos problemas que dañan la salud del empleado se recogen a continuación.

En cuanto al equipo, la utilización propia del mismo no debe ser una fuente de riesgo para los trabajadores. Para ello, la pantalla debe ser orientable e inclinable a voluntad con caracteres e imágenes bien definidos y estables. Asimismo, su luminosidad debe ser fácilmente ajustable y no debe tener reflejos ni destellos que puedan molestar al usuario. El teclado debe ser inclinable e independiente de la pantalla, facilitando la comodidad del usuario y evitando el cansancio de brazos y manos. Además, tiene que haber suficiente espacio para colocar los brazos delante del mismo. Las teclas han de ser legibles y resaltar de manera suficiente, presentando una disposición que tienda a facilitar su utilización. La mesa debe ser poco reflectante con unas dimensiones suficientes que permitan la colocación del equipo y del material, así como, una posición cómoda del trabajador. El asiento ha de permitir al usuario libertad de movimientos, así como, proporcionar una postura confortable. Su altura debe ser regulable y el respaldo reclinable.

Respecto al entorno, el puesto de trabajo debe tener una dimensión suficiente para permitir los cambios de postura. La iluminación general y la iluminación especial deben garantizar unos niveles adecuados de iluminación y unas relaciones adecuadas de luminancias entre la pantalla y su entorno. Además, se deben evitar los deslumbramientos y los reflejos molestos en la pantalla u otras partes del equipo, de manera que las ventanas deben estar equipadas con dispositivos que permitan regular la luz entrante. El ruido producido por los equipos instalados en el puesto de trabajo debe tenerse en cuenta a la hora de diseñar el mismo, en especial para que no se perturbe la atención del trabajador. Los equipos instalados en el puesto de trabajo no deben producir un calor adicional que pueda ocasionar molestias a los trabajadores. Asimismo, las radiaciones electromagnéticas que quedan fuera del espectro visible deben reducirse a niveles insignificantes garantizando la protección de la seguridad y de la salud de los trabajadores.

Finalmente, en lo que a interconexión ordenador-persona se refiere, el programa debe ser adecuado para la tarea objetivo y fácil de usar, estando adaptado a los niveles de conocimiento y experiencia del usuario.

1.2. Condiciones de los recursos informáticos

Para llevar a cabo los cálculos de este proyecto, ha sido necesario el uso de recursos informáticos de altas prestaciones. Estos pueden ser divididos en *hardware* y *software*.

En lo referente al *hardware*, el equipo físico necesario para realizar el proyecto, debe presentar gran potencia de cálculo y memoria dadas las exigencias de las simulaciones a realizar. Por ello, el *hardware* empleado ha sido el ordenador portátil del alumno, para las tareas de diseño, simulación y análisis de datos y redacción; y la estación que posee el tutor en el departamento, para completar los cálculos computacionales más exigentes. Las características de ambos equipos se muestran en las Tablas 1.1 y 1.2.

Respecto al *software*, los programas informáticos requeridos para desarrollar el proyecto, se emplean los que en la Tabla 1.3 se exponen, incluyendo, asimismo, la finalidad o función que cada uno ha tenido.

Especificaciones técnicas	
Modelo	HP 250 G5 Notebook PC
Procesador	Intel(R) Core(TM) i5-6200U CPU @ 2.30GHz (4 CPUs)
Memoria RAM	8192MB
Almacenamiento	238GB + Samsung Portable SSD T5 SATA 500GB
Tarjeta Gráfica	Intel(R) HD Graphics 520
Sistema operativo	Windows 10 Pro 64 bits

Tabla 1.1: Especificaciones técnicas del portátil del alumno.

Especificaciones técnicas	
Procesador	Intel(R) Xeon(R) CPU E5-2630 v4 @ 2.20GHz 2.20 GHz (2 procesadores)
Memoria RAM	112GB
Sistema operativo	Windows 10 64 bits

Tabla 1.2: Especificaciones técnicas de la estación del tutor.

Software	Función
STAR-CCM+ 2021.1.1	Simulaciones CFD
MATLAB R2020a	Postprocesado de datos y realización de gráficos
Wolfram Mathematica 10.4	Cálculos diversos
Microsoft Office 2019	Tratamiento de datos y elaboración de presentaciones
Overleaf LaTeX	Redacción y edición de texto

Tabla 1.3: *Software* requerido para el desarrollo global del proyecto.

Parte III

PRESUPUESTO

Presupuesto

El presente apartado tiene como objetivo recoger y desglosar una estimación del coste que implica el desarrollo del presente TFG, y que conforma el presupuesto del proyecto. Dicho presupuesto considera tanto el coste humano requerido, como el coste del uso de licencias informáticas y de adquisición del *hardware*.

Se considera que la unidad monetaria empleada es el euro [€], de acuerdo con la Unión Europea, y, la unidad temporal es la hora [h]. Además, al valor final se le añade el 21 % correspondiente al Impuesto sobre el Valor Añadido (IVA).

1.1. Coste de mano de obra

El coste de mano de obra incluye tanto al estudiante que concluye los estudios de grado y está realizando el proyecto, como al ingeniero que lo tutoriza. Se considera que el ingeniero cobra un sueldo acorde a su labor, mientras que el estudiante cuenta con un sueldo de becario en prácticas. El tiempo que dedica el tutor incluye horas de reuniones, de consulta de dudas, de revisión del trabajo y de gestión de los trámites del proyecto. Por otro lado, las horas que dedica el estudiante se corresponden con las 675 horas de las que debe constar la Beca de Colaboración del Ministerio de Educación y Formación Profesional del Gobierno de España, donde ya se encuentran incluidos los 12 ECTS (360 h) propios del Trabajo Fin de Grado.

Los costes mencionados se encuentran detallados en la Tabla 1.1. En ella se realiza un desglose de las horas trabajadas y del coste unitario por hora que supone el autor y el tutor, incluyendo, asimismo el coste humano total del proyecto.

Concepto	Tiempo [h]	Coste unitario [€/h]	Coste [€]
Autor	675	5.00	3375
Tutor	75	18.28	1371
Total			4746

Tabla 1.1: Desglose del coste humano del proyecto.

1.2. Coste computacional

El coste computacional incluye tanto el valor de adquisición de los equipos (*hardware*) requeridos para el proyecto, como el coste de las licencias de los programas utilizados durante el desarrollo del trabajo (*software*).

Dentro del equipo utilizado para realizar los cálculos se encuentra el ordenador portátil del alumno y la estación del tutor, cuyas especificaciones se incluyen en la Sección 1.2 del pliego de condiciones. Los valores de mercado de dichos equipos se recogen en la Tabla 1.2.

Dentro de los programas informáticos empleados, hay que incluir STAR-CCM+, Wolfram Mathematica, MATLAB, Microsoft Office y Overleaf LaTeX; mencionados también con anterioridad en la Sección 1.2 del pliego de condiciones. Exceptuando el primer *software*, el resto pueden ser adquiridos y utilizados de manera gratuita gracias a la licencia de estudiante proporcionada por la UPV o bien por ser de acceso libre como es el caso de Overleaf. El coste total que ha supuesto adquirir las licencias de estos programas durante el periodo de desarrollo del trabajo se desglosa en la Tabla 1.2.

Concepto	Coste [€]
STAR-CCM+	2000
MATLAB	0
Wolfram Mathematica	0
Microsoft Office	0
Overleaf LaTeX	0
C.A. Portátil	579
C.A. Estación	2750
Total	5329

Tabla 1.2: Desglose del coste computacional del proyecto.

1.3. Coste total del proyecto

Sumando los costes totales de mano de obra y computacionales y añadiéndole el 21% de IVA correspondiente, el valor total estimado del proyecto asciende a:

DOCE MIL CIENTO NOVENTA EUROS CON SETENTA Y CINCO CÉNTIMOS

(12190.75 €)

Para un desglose más detallado acudir a la Tabla 1.3.

Concepto	Coste [€]
Coste de personal	4746
Coste computacional	5329
Total bruto	10075
IVA (21 %)	2115.75
Total	12190.75

Tabla 1.3: Desglose del coste total del proyecto.

