



VNIVERSIDAD
D SALAMANCA

CAMPUS DE EXCELENCIA INTERNACIONAL



ESCUELA TÉCNICA SUPERIOR
DE INGENIERÍA INDUSTRIAL

Trabajo Fin de Máster
Máster Universitario en Ingeniería
Industrial

Diseño, desarrollo y optimización de conector para
máscara de buceo con uso potencial en el manejo de
insuficiencia respiratoria aguda

*Design, development and optimisation of a diving mask connector with
potential use in the management of severe respiratory insufficiency*

Autor: Sergio González Moreno

Septiembre 2023

RESUMEN

Debido a la proliferación del virus *COVID-19*, y a la falta de material tanto de protección para el personal sanitario como de maquinaria de asistencia a los pacientes, multitud de investigadores y empresas privadas empezaron a desarrollar prototipos con el objetivo de colaborar en la medida de lo posible. De ello nació la válvula *Charlotte*, un prototipo producido mediante fabricación aditiva y que permitía conectar una máscara de *snorkel* a un respirador que diera soporte respiratorio a los pacientes.

Rápidamente, se detectó que la máscara *Charlotte* presentaba deficiencias que provocaban que la introducción de aire al paciente no fuera completamente adecuada, las cuales debían de ser subsanadas. Para solucionar dichos inconvenientes, un grupo de investigadores de la *Universidad de Salamanca* desarrolló el prototipo de válvula denominada *Isabel*, cuyo nombre se determinó en honor a la primera sanitaria fallecida debido al virus.

A lo largo del presente documento, se analizan mediante la técnica de la dinámica de fluidos computacional las válvulas *Charlotte* e *Isabel*, con el objetivo de realizar una comparativa de las mismas y, constatar que la válvula *Isabel* soluciona las deficiencias mostradas por la válvula *Charlotte*.

A tal efecto, se utiliza el software *Ansys*, concretamente su módulo *Fluent*, que permite determinar con precisión las condiciones iniciales y de contorno del sistema, las propiedades físicas del modelo y las variables de interés que posteriormente serán analizadas.

Es preciso resaltar, que los modelos de dinámica de fluidos computacional expuestos en este proyecto, destacan por su precisión en la discretización del dominio espacial del prototipo y en el modelo de turbulencia seleccionado para la representación del flujo de aire que circula a través de las válvulas.



ABSTRACT

Due to the proliferation of the *COVID-19* virus, and the lack of both protective equipment for healthcare workers and patient care equipment, many researchers and private companies began to develop prototypes with the aim of collaborating as much as possible. This led to the creation of the *Charlotte* valve, a prototype produced by additive manufacturing, which allowed a snorkel mask to be connected to a respirator to provide respiratory support to patients.

It was quickly realised that the *Charlotte* mask had deficiencies that meant that the introduction of air to the patient was not completely adequate, and these had to be remedied. To solve these problems, a group of researchers from the *Universidad de Salamanca* developed a prototype valve called *Isabel*, named after the first female doctor who died of the virus.

Throughout this document, the *Charlotte* and *Isabel* valves are analysed using the computational fluid dynamics technique, with the aim of comparing them and verifying that the *Isabel* valve solves the deficiencies shown by the *Charlotte* valve.

For this purpose, *Ansys* software is used, specifically its *Fluent* module, which allows the initial and boundary conditions of the system, the physical properties of the model and the variables of interest that will later be analysed to be determined with precision.

It should be noted that the computational fluid dynamics models presented in this project stand out for their precision in the discretisation of the spatial domain of the prototype and in the turbulence model selected for the representation of the air flow circulating through the valves.



ÍNDICE

CAPÍTULO I. INTRODUCCIÓN	6
1. Introducción.....	6
2. Descripción y antecedentes del proyecto	15
2.1. Descripción	15
2.2. Antecedentes del proyecto.....	16
3. Objetivos	19
3.1. Objetivo principal	19
3.2. Objetivos secundarios.....	19
CAPÍTULO II. ESTADO DEL ARTE Y LA TÉCNICA	20
4. Oxigenoterapia para insuficiencias respiratorias agudas	20
4.1. Sistemas de alto flujo	21
4.1.1. Mascarillas Venturi	21
4.1.2. Mascarillas con conexiones en T.....	22
4.1.3. Ventiladores mecánicos.....	23
4.1.3.1. Ventiladores mecánicos no invasivos.....	24
4.1.3.2. Ventiladores mecánicos invasivos.....	25
4.2. Sistemas de bajo flujo	26
4.2.1. Cánulas nasales	26
4.2.2. Mascarillas con bolsa-reservorio.....	27
5. Máscara de snorkel Easybreath y válvula Charlotte	29
6. Alternativas a la válvula Charlotte.....	32
6.1. Válvula <i>H.O.P.E.</i>	32
6.2. Válvula <i>CENEPA</i>	33
6.3. Válvula <i>Charlotte V4</i>	35
7. Fabricación aditiva.....	38
7.1. Tecnologías de fabricación aditiva	39
7.1.1. Fotopolimerización en tanque.....	40
7.1.2. Fusión en lecho de polvo.....	41
7.1.3. Deposición de energía focalizada.....	41
7.1.4. Proyección de material	42
7.1.5. Proyección de aglutinante	43
7.1.6. Laminado de hojas	44
7.1.7. Extrusión de material.....	44
7.2. Fabricación aditiva en medicina durante el COVID-19	45



8. Principios generales de la dinámica de fluidos	48
8.1. Leyes de Conservación.....	48
8.1.1. Concepción Lagrangiana y Euleriana	49
8.1.2. Teorema del transporte de <i>Reynolds</i>	50
8.2. Relación tensión-deformación en un fluido.....	52
8.2.1. Tensor de tensiones de <i>Cauchy</i>	53
8.2.2. Ecuaciones de <i>Navier-Stokes</i>	55
9. Dinámica de Fluidos Computacional (CFD)	56
9.1. Discretización del dominio espacial.....	57
9.1.1. Tipos de malla	58
9.1.2. Criterios de calidad de una malla.....	61
9.2. Discretización de las ecuaciones gobernantes.....	62
9.2.1. Término temporal	62
9.2.2. Término convectivo y término difusivo	63
9.2.3. Término fuente	64
9.3. Discretización del dominio temporal.....	64
9.4. Condiciones iniciales y de contorno	65
9.5. Acoplamiento presión-velocidad.....	66
9.6. Solución de las ecuaciones discretizadas	66
CAPÍTULO III: MATERIALES Y MÉTODOS	68
10. Diseño CAD mediante software <i>SolidWorks</i>	68
10.1. Limpieza de geometría.....	69
10.2. Definición del dominio del fluido	70
11. Simulación y análisis CFD mediante software <i>Ansys</i>	72
11.1. Modelización de mallas	72
11.2. Modelización de la simulación.....	74
11.2.1. Modelización de las condiciones iniciales y de contorno.....	74
11.2.2. Modelización de las propiedades físicas.....	75
11.2.3. Modelización del flujo	78
11.2.4. Definición de los modelos de turbulencia.....	80
11.3. Postprocesado de la simulación.....	84
12. Proceso de manufactura.....	87
12.1. Fabricación de piezas en PLA.....	88
12.2. Fabricación de piezas en ABS	89
CAPÍTULO IV: RESULTADOS Y DISCUSIÓN.....	91
13. Estudio de la válvula Charlotte	91



13.1. Independencia de malla	92
13.2. Elección modelo de turbulencia.....	105
13.2.1. Modelo de turbulencia BSL.....	106
13.2.2. Modelo de turbulencia SST.....	117
13.2.3. Modelo de turbulencia Geko	120
13.2.4. Comparativa entre modelos de turbulencia.....	123
14. Estudio de la válvula Isabel	129
14.1. Independencia de malla	132
14.2. Elección modelo de turbulencia.....	144
14.2.1. Modelo de turbulencia BSL.....	145
14.2.2. Modelo de turbulencia SST.....	146
14.2.3. Modelo de turbulencia Geko	147
14.2.4. Comparativa entre modelos de turbulencia.....	148
15. Comparativa entre la válvula Charlotte y la válvula Isabel	152
15.1. Comparativa de velocidades	153
15.2. Comparativa de presiones	159
15.3. Comparativa de viscosidad de Eddy	163
CAPÍTULO V. PRESUPUESTO	166
16. Presupuesto de los prototipos	166
CAPÍTULO VI. CONCLUSIONES	171
17. Conclusiones finales y trabajos futuros.....	171
BIBLIOGRAFÍA.....	172
ÍNDICE DE FIGURAS	177
ÍNDICE DE TABLAS	184
ÍNDICE DE PLANOS	185
GLOSARIO DE TÉRMINOS Y ABREVIACIONES	186
ANEXOS.....	187
ANEXO A. Tabla de resultados	187
ANEXO B. Planos	190

CAPÍTULO I. INTRODUCCIÓN

1. Introducción

El desarrollo del SARS-Cov-2 (*Severe Acute Respiratory Syndrome Coronavirus 2*) durante el año 2020, hizo que todo el sistema sanitario a nivel mundial se preparase para hacer frente a un reto sin precedentes. El COVID-19 es una afección principalmente respiratoria, cuya sintomatología puede variar hasta alcanzar un distrés respiratorio agudo (*SDRA*). En marzo de 2020, la prestigiosa revista *The Lancet* predijo que las unidades de cuidados intensivos de Italia estarían por encima de su capacidad máxima en el mes de abril [1].

En el año 2020, el 5% de los pacientes necesitaban soporte ventilatorio invasivo en las unidades de cuidados intensivos. De este modo, sumado el alto contagio junto con el elevado porcentaje de pacientes que necesitaban soporte ventilatorio hizo que la demanda de respiradores fuera muy superior a la oferta existente, presentándose un grave problema de escasez de los mismos. De este modo, *G. Tusman, M. Campos y E. Cogniat* [2], propusieron diversas ideas que permitían aumentar el número de respiradores para el tratamiento del COVID-19, transformando equipos de ventilación no invasiva (*VNI*) en ventiladores de críticos para pacientes intubados.

El principal problema de los VNI es que su diseño no es óptimo para los pacientes que se encuentran en estado crítico o grave de infección de COVID-19, ya que estos están intubados y dichos equipos no permiten la expulsión completa del dióxido de carbono de la espiración, sino que parte es reinhalado en la siguiente inspiración. Como solución, se propusieron tres opciones de adaptación de los equipos de ventilación no invasiva [Fig. 1]. La opción 1 se basa en el lavado de CO₂ a través de un puerto de fuga que presentan este tipo de equipos. Para ello, el equipo de VNI debe de disponer de un generador de flujo muy eficiente que permita mantener el sistema presurizado. La opción 2 consiste en la sustitución del circuito de rama único del equipo de VNI por un sistema de anestesia Bain, permitiendo de este modo que el gas espirado que contiene CO₂ sea eliminado por el tubo interno sin perder las condiciones de humedad y temperatura dentro del circuito. Finalmente, la opción 3 se basa en la instalación de una válvula unidireccional tipo *Duck-Bill* en el único circuito del equipo VNI evitándose por completo la reinhalación del CO₂.

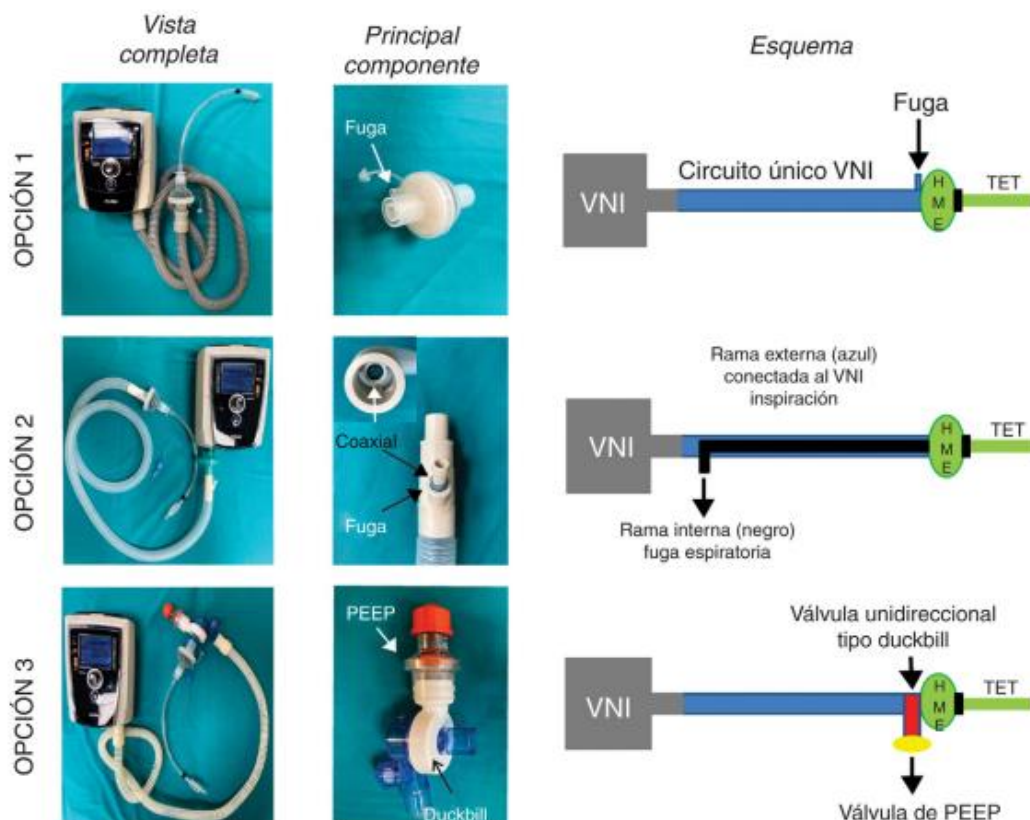


Fig. 1: Opciones para transformar equipos de ventilación no invasiva (VNI) en ventiladores de críticos para pacientes intubados. Fuente: [2].

Las ventajas que presentan este tipo de adaptaciones de equipos se fundamentan en que pueden ser utilizados para pacientes de cualquier edad, talla o peso, las presiones que se alcanzan en las vías aéreas se encuentran dentro de las aceptables, se puede esterilizar de una manera muy rápida y eficaz y aumenta considerablemente la disponibilidad de equipos de ventilación.

Por su parte, las principales desventajas radican en la imposibilidad de tener un control exacto del flujo, la escasa monitorización de la que se dispone y en consecuencia, el bajo número de alarmas o alertas disponibles en el equipo.

A su vez, se propusieron multitud de alternativas como las explicadas a priori. Destacan las propuestas analizadas en [3] donde se realiza un estudio de los cuatro principales respiradores desarrollados en España durante la crisis sanitaria del COVID-19, y, que contaron con una homologación o autorización de ensayo clínico.

El respirador *LEITAT 1* [Fig. 2], fue fabricado por *LEITAT & CZFB*. Consta de un mecanismo que permite introducir el aire a los pacientes a partir de un ambú mecanizado que se conecta a un tubo endotraqueal. Consta de materiales realizados mediante impresoras 3D industriales. Su mayor virtud se basa en la posibilidad de disponer en el equipo de

conectividad IoT que permite controlar en remoto los distintos parámetros que presenta el equipo.



Fig. 2: Fotografía equipo de respiración LEITAT 1 ensamblado y disponible para su funcionamiento. Fuente: [3].

Así mismo, el equipo de respiración *HELPAIR* [Fig. 3] fue llevado a cabo por un grupo de empleados de *Ferrovial* y *Singular*. Se trata de un respirador de doble rama que se opera a partir de un modo de volumen controlado, usando ambú como mecanismo respiratorio. Su desarrollo fue llevado a cabo principalmente a partir de impresión 3D. Una de las principales ventajas que presenta el respirador *HELPAIR* es su ligereza debido al uso de materiales plásticos, además de su bajo coste frente a la mayoría de los equipos de respiración desarrollados para la crisis sanitaria del COVID-19.

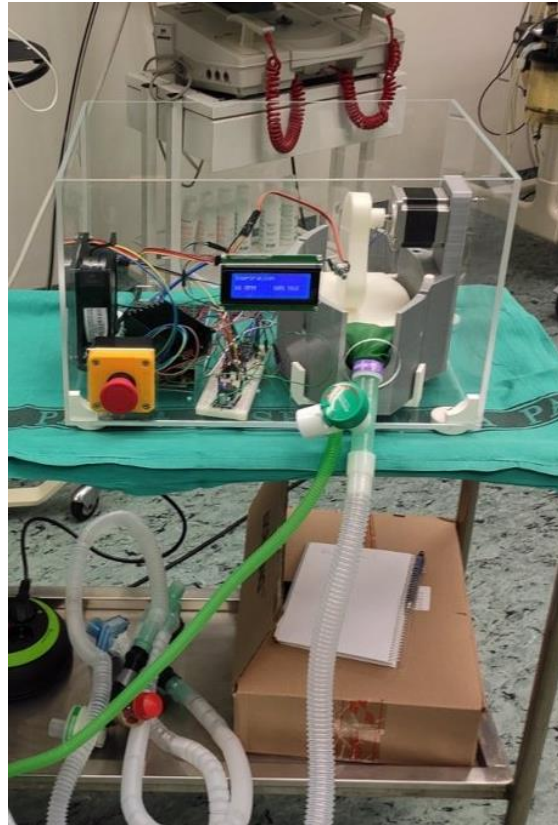


Fig. 3: Fotografía equipo de respiración HELPAIR ensamblado y disponible para su funcionamiento. Fuente: [3].

Por otro lado, el respirador *REESPIRATOR 2020* [Fig. 4], desarrollado por una comunidad de Makers autodenominado *Reesistencia*, permite mantener las constantes de respiración de un paciente a través del suministro de aire por un circuito anestésico Jackson Rees. Se construye mediante impresoras 3D y material disponible en domicilios. Destaca por su facilidad de montaje siendo este un aspecto clave en equipos que van a ser utilizados en una situación de emergencia sanitaria.

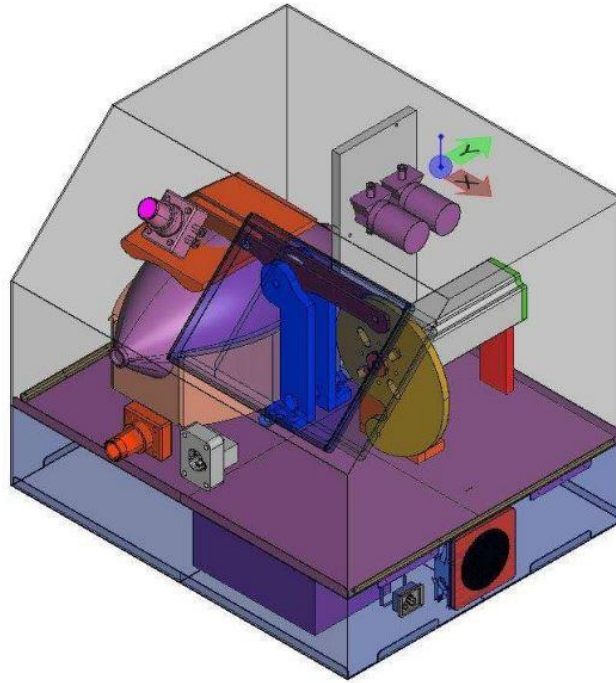


Fig. 4: Esquema equipo de respiración REESPIRATOR 2020. Fuente: [3].

Otro equipo de respiración fue el llevado a cabo por la comunidad de Makers *OxyGEN Project* y liderado por la empresa *Protofy*, que recibió el nombre de *OxyGEN-IP* [Fig. 5]. Igual que en el caso de otros respiradores, se basa en un ambú, con ventilación controlada por volumen, dando la posibilidad de ser monitorizado y que se automatice el ciclo de compresión y descompresión sobre el balón. En este caso, no se utiliza la deposición de plásticos como forma de construcción principal, sino que se basa en la utilización de madera y metacrilato. Destaca su desarrollo con materiales sencillos, que permiten que el costo sea bajo y que sea de fácil y rápida construcción en situaciones de emergencia.

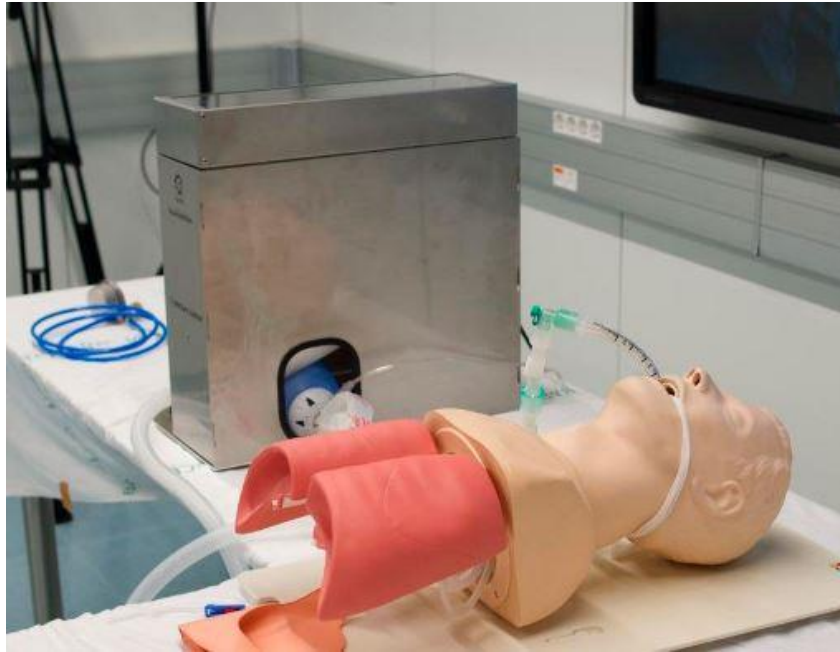


Fig. 5: Fotografía equipo de respiración OxyGEN-IP conectado a un prototipo de paciente para su validación. Fuente: [3].

Del mismo modo, el *Dr. Renato Favero*, antiguo jefe de servicio del *Hospital de Gardone Valtrompia*, ubicado en Lombardía, contacto con la empresa *Isinnova* [4], para ayudar en la situación de crisis de escasez de mascarillas hospitalarias de CPAP (*Continuous Positive Airway Pressure*) para cuidados intermedios a través de la construcción de una mascarilla respiratoria de emergencia a partir de la readaptación de una máscara de buceo comercial también conocida como máscara de *snorkel*. La máscara de buceo permitió la recuperación de los pacientes cuando se encontraban en etapas tempranas e intermedias del contagio.

La máscara de *snorkel* original fue el modelo *Easybreath* © del distribuidor *Decathlon*. Para la conexión de la máscara con los tubos del respirador [Fig. 6], se utilizó el diseño CAD de una válvula denominada *Charlotte* suministrado por la empresa distribuidora *Isinnova*. Dicho conjunto prototipo fue testado durante el mes de marzo de 2020 en el *Hospital de Chiari* situado en la región de Lombardía. La prueba se basó en la conexión del respirador con el cuerpo, arrojando resultados positivos. A continuación, se realizaron pruebas en un único paciente, dando resultados favorables y publicando el prototipo para ser de uso libre durante el desarrollo de la pandemia del SARS-CoV-2. No obstante, cabe destacar que tanto la máscara como la conexión no cuentan con las certificaciones necesarias para su uso en clínica, y que su utilización está supeditada a situaciones de ausencia de equipamiento y una necesidad de urgencia.

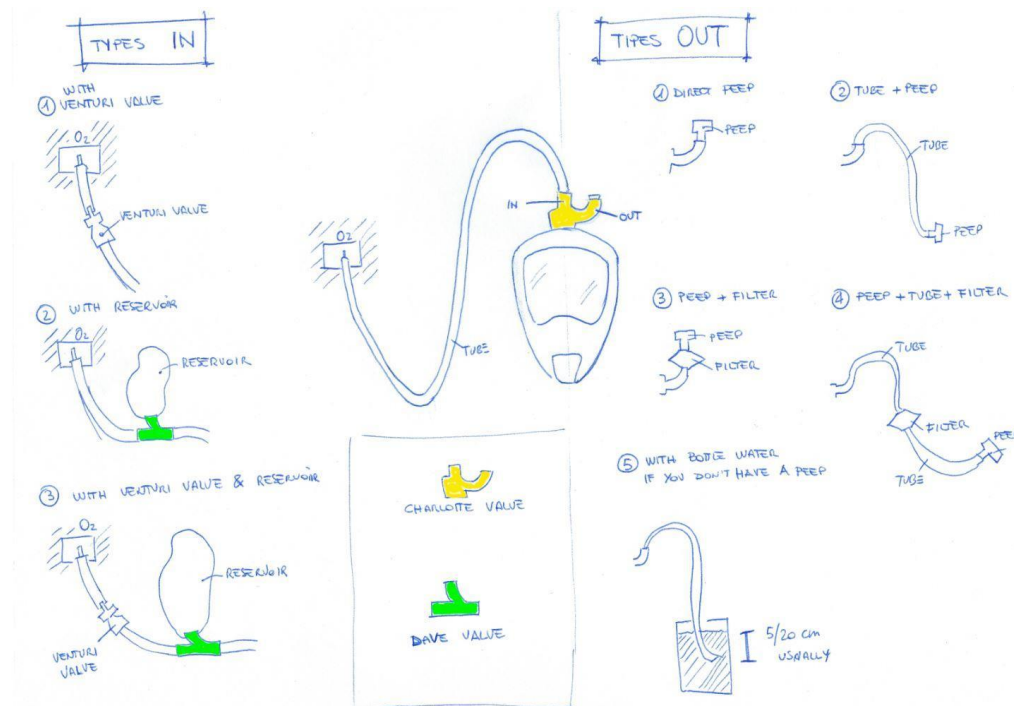


Fig. 6: Esquema original de conexión de la válvula Charlotte recogido en su página web. Fuente: [4].

El uso de la máscara de buceo en combinación con la válvula Charlotte para la ayuda en la recuperación de pacientes que padecen COVID-19 tenía como objetivo fundamental mejorar el intercambio gaseoso, incrementando el volumen pulmonar espiratorio final. Sin embargo, una interfaz que no sea correcta podía provocar una reinhalación de CO₂ poniendo en riesgo la utilidad del tratamiento. Es por ello, que el estudio realizado por *Alberto Noto, Claudia Crimi, Andrea Cortegiani, Massimiliano Giardina, Filippo Benedetto, Pietro Princi, Annalisa Carlucci, Lorenzo Appendini y Cesare Gregoret* [5] pretendía analizar la viabilidad del proyecto del uso de la máscara de *snorkel* conectada con la válvula Charlotte [Fig. 7]. Las conclusiones obtenidas del experimento fueron las siguientes:

- Reinspiración de CO₂: Se necesita que el flujo de gas sea lo suficientemente alto para generar presiones que logren mantener abierta la válvula PEEP, garantizando así la eliminación completa del CO₂.
- Eficacia para alcanzar el objetivo de CPAP (*Continuous Positive Airway Pressure*): Los resultados arrojaron que la presión dentro de la máscara no es inferior a cero durante la fase inspiratoria. No obstante, siempre se mantuvieron muy por debajo del nivel de CPAP establecido, siendo este un mal funcionamiento. Esto debe de ser evitado aumentando el flujo de aire a través de la válvula PEEP. Por otro lado, durante la fase espiratoria, superó el nivel de CPAP previamente establecido, provocando un aumento incorrecto del volumen pulmonar de fin de espiración. Esto es debido a que

la válvula PEEP funciona con un flujo elevado superando la capacidad de esta y derivando en que la presión se vuelve dependiente del flujo.

- Actividad diafragmática y bienestar: Las grandes variaciones de presión alrededor del nivel de CPAP derivan en un aumento del esfuerzo respiratorio. Las variaciones de presión que se producen demuestran una ineficacia en la producción de flujo y volumen, provocando un esfuerzo respiratorio de los pacientes malgastado.

Encontradas una serie de limitaciones en la utilización de la máscara de buceo del distribuidor *Decathlon*, se puso de manifiesto la utilidad de realizar una serie de mejoras del conjunto.

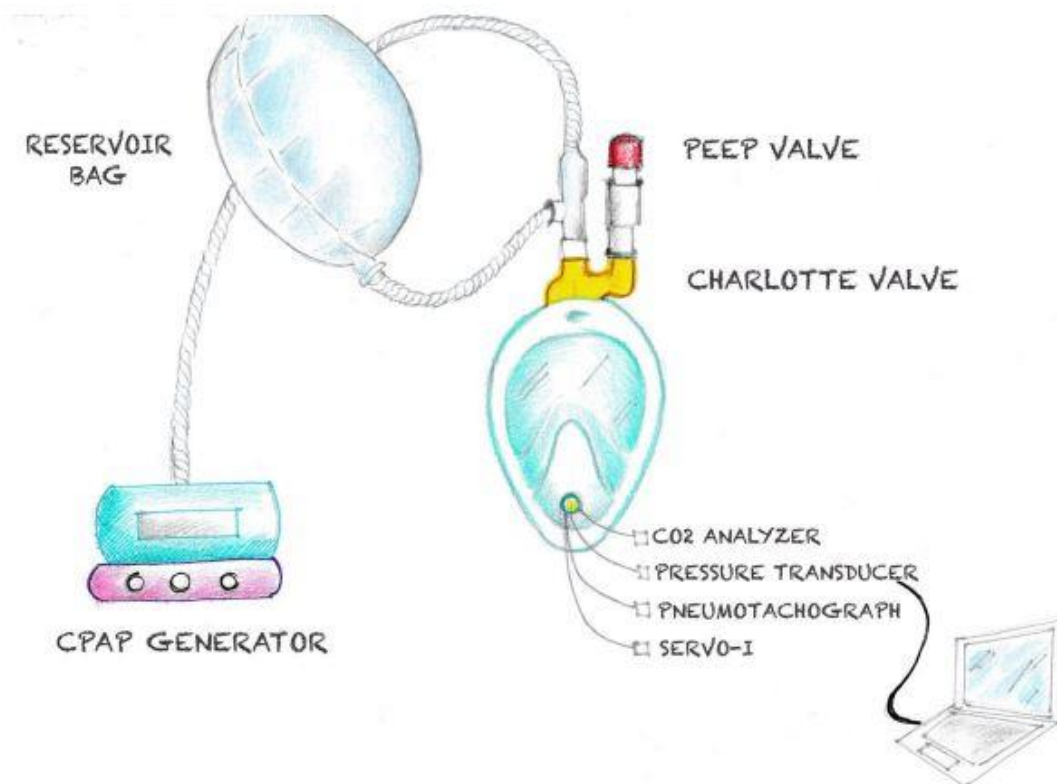


Fig. 7: Configuración experimental tomada por Alberto Noto para comprobar la viabilidad del uso de la máscara de snorkel conectada con la válvula Charlotte. Fuente: [5].

Para poder lograr las certificaciones necesarias para el uso en clínica de cualquier dispositivo o equipo médico, resulta necesario realizar una serie de experimentos y validaciones a diferentes niveles hasta lograr el correcto funcionamiento en pacientes. Para ello, resulta de gran importancia apoyarse en simulaciones que permitan optimizar los tiempos y costes de los posteriores ensayos. En el caso de la mascarilla y de la válvula de conexión *Charlotte*, se han utilizado herramientas de simulación basadas en la Dinámica de Fluidos Computacional (*Computational Fluid Dynamics*), también llamada CFD.

Dicha rama de la mecánica de fluidos utiliza el análisis mediante métodos numéricos y algoritmos computacionales para la obtención de soluciones lo más exactas posibles a través de la resolución de las ecuaciones de *Navier-Stokes*. Las ecuaciones de *Navier-Stokes*, describen el comportamiento y relación existente entre la velocidad, presión, temperatura, densidad y viscosidad de un fluido que se encuentre en movimiento.

No obstante, la utilización de la dinámica de fluidos computacional o CFD no garantiza que la simulación sea una representación exacta de la realidad, sino que es necesario realizar una verificación y validación, de modo que se pueda garantizar la autenticidad de los resultados que se obtienen.

De este modo, la combinación de los resultados que se obtienen mediante CFD con los ensayos de la mascarilla y válvula *Charlotte* en diferentes entornos y pacientes, se puede lograr una mejor adaptación de estas a los parámetros necesarios para la recuperación de los pacientes.

A su vez, la facilidad de fabricación de la válvula *Charlotte*, fue uno de los aspectos claves a la hora de su utilización en la crisis sanitaria derivada del SARS-Cov-2. Los desarrolladores de la válvula encontraron en la fabricación aditiva por deposición de plásticos, concretamente la impresión 3D [Fig. 8], una solución para hacer frente al reto de producir de manera rápida, eficaz, económica y accesible la válvula *Charlotte* [6].

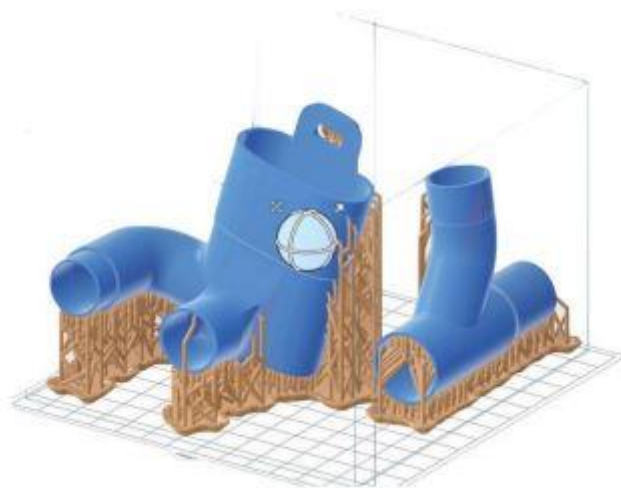


Fig. 8: Previsualización de la impresión 3D de la válvula *Charlotte*. Fuente: [6].

2. Descripción y antecedentes del proyecto

2.1. Descripción

Tal y como se ha introducido previamente, la utilización de la máscara de buceo del distribuidor *Decathlon* junto con la válvula *Charlotte* desarrollada por la empresa *Isinnova* presenta una serie de inconvenientes que se deben de solventar para mejorar notablemente su rendimiento.

Uno de los principales problemas que presenta la válvula *Charlotte* es la falta de simetría de su diseño. La idea original desarrollada por la compañía *Isinnova* emplea las vías laterales de la máscara como elementos de salida, siendo la vía central utilizada como vía de entrada, tal y como se observa en [Fig. 9].



Fig. 9: Esquema de la circulación de la válvula Charlotte en la máscara de snorkel.

Esta disposición del circuito respiratorio, presentando dos conductos con diferente geometría y longitud, se traduce en posibles eventos inesperados en los flujos de alimentación de O₂. A su vez, se puede producir una notable diferencia de la turbulencia entre un conducto y otro, aumentando la presión de salida que resulta inapropiada para el final de la espiración del paciente.

A su vez, se pueden observar distintos problemas en materia de fabricación. Por un lado, algunas de las paredes que presenta el diseño son excesivamente delgadas, no superando un espesor de 1.5 mm. Dichas paredes pueden producir un fallo del material en ciertas

orientaciones utilizando la tecnología de impresión 3D, además de que la porosidad se incrementa considerablemente.

Por otro lado, las tolerancias que presenta la válvula Charlotte son excesivas para la utilización que se le va a dar al diseño. Dichas tolerancias son superiores a los 2 mm. dando lugar a fugas y bypass entre salidas y entradas.

Finalmente, la separación entre los canales, destacando el canal central se sitúa a unos 2-3 mm. del tope del canal en la máscara. Resulta de un problema crucial en el diseño de la válvula, ya que provoca que se mezclen el aire inhalado y exhalado, siendo un aspecto muy negativo en la recuperación del paciente.

Descritos los problemas que presenta la actual válvula, el presente documento se enfoca en el diseño, desarrollo y optimización del conector Charlotte para la máscara de buceo con uso potencial en el manejo de la insuficiencia respiratoria aguda. Con la finalidad de desarrollar un diseño eficiente que solvante todos los problemas que presenta la geometría inicial y estudiar en profundidad la capacidad de la válvula para asistir de manera correcta al paciente, se realiza un análisis mediante la utilización de herramientas de simulación CFD. Para ello, se apoya en la utilización del software *Ansys* que facilita la interpretación del comportamiento del fluido a lo largo de la válvula adaptando modelos físicos personalizados. A su vez, se realiza la fabricación de la pieza mediante impresión 3D, verificando que las simulaciones son correctas en materia de dinámica de fluidos y que los parámetros de fabricación son completamente adecuados.

En función de lo expuesto con anterioridad, el proyecto se constituye de las siguientes partes:

1. Estudio del diseño inicial de la válvula Charlotte.
2. Rediseño de la válvula inicial Charlotte en función del estudio anterior.
3. Programación del modelo de solución en el software *Ansys*.
4. Modelización del dominio de computación y elaboración de las mallas.
5. Simulación CFD de los diseños en el software *Ansys*.
6. Post-procesado de los resultados obtenidos en el software *Ansys*.
7. Proceso de fabricación de ambos diseños.

2.2. Antecedentes del proyecto

En pleno desarrollo del COVID-19, los centros médicos demandaban material sanitario que permitiera la protección de los médicos frente a la infección. En este contexto, inicialmente diferentes centros de investigación, y posteriormente, empresas privadas e incluso particulares se apresuraron a fabricar de manera artesanal material que permitiera paliar en la medida de lo posible el desarrollo de la enfermedad.

Uno de los primeros materiales sanitarios proporcionados por centros de investigación y demás entes fueron las correas de las mascarillas [7]. La utilización de mascarillas de manera continuada tal y como ocurría en el desarrollo de la pandemia, supone un aumento del dolor con su uso, derivando en una reducción del cumplimiento de los protocolos de seguridad. Dicho dolor es derivado de la presión y fricción constante de la piel con las correas elásticas que rodean la región auricular posterior. Como medida de solución se realizó el diseño de un extensor de máscara fabricado a partir de impresión 3D, permitiendo la colocación de la mascarilla detrás de la cara posterior del pabellón auricular sin ejercer presión directa sobre él, distribuyendo la presión en toda la parte posterior de la cabeza [Fig. 10].

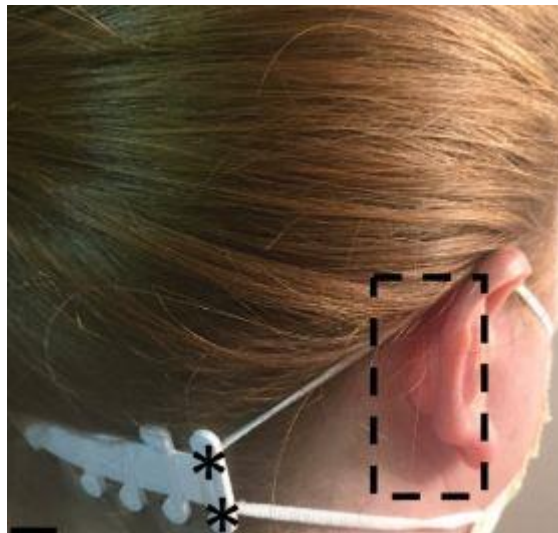


Fig. 10: Aplicación de un extensor de mascarilla, fabricado mediante impresión 3D, colocado fuera de la parte exterior de la oreja (recuadro discontinuo). Fuente: [7].

Posteriormente, se desarrollaron más equipos sanitarios fabricados mediante impresión 3D y siendo proporcionados por distintos centros de investigación y universidades. Uno de los más destacados, fueron los protectores faciales [8]. Dichos protectores también se fabricaban mediante impresión 3D, constando de una tira de sujeción en la parte posterior de la cabeza y una pantalla que se extiende desde dicha tira de sujeción hasta por debajo de la barbilla y hacia las orejas lateralmente [Fig. 11]. Su uso tenía por objetivo garantizar la protección de ojos, cara y parte del cuello del personal sanitario frente a aerosoles y salpicaduras de los pacientes. A su vez, evitaba el contacto de las manos del personal sanitario con la cara, siendo una medida aprovechable para evitar el contagio.



Fig. 11: Aplicación de un protector facial, fabricado mediante impresión 3D, colocado en la parte superior de la cabeza.

Tras el desarrollo de EPIs de protección contra el COVID-19 para el personal sanitario, se comenzaron a desarrollar ventiladores para la asistencia directa al paciente. Los ventiladores fueron unos de los diseños más difíciles de abordar mediante la tecnología de fabricación aditiva. La principal dificultad que presentaron los ventiladores mecánicos era asegurar una presión positiva al final de la espiración, la presión inspiratoria máxima y el tiempo inspiratorio del paciente. Estas características de diseño resultaban definitorias para no perjudicar al paciente y poder contribuir a su recuperación. A su vez, el diseño debía de garantizar una correcta estanqueidad y durabilidad, haciendo de los respiradores un dispositivo sensible a la fabricación. Derivado de la fabricación de respiradores, también se desarrollaron sistemas de ventilación no invasiva, siendo el caso de la utilización de la máscara de buceo del distribuidor *Decathlon* junto con la válvula Charlotte desarrollada por la empresa *Isinnova*.

El trabajo desarrollado en el presente documento propone el rediseño y optimización de la válvula Charlotte de modo que pueda ser utilizada como mecanismo de acople para la fabricación de un sistema de ventilación no invasiva. Este proyecto suma esfuerzos en la dirección del desarrollo de material sanitario de emergencia complementario al normalmente presente en los centros médicos, con la expectativa de que en caso de necesidad por emergencia sanitaria, pueda ser utilizado para la ayuda a la recuperación del paciente, mejorando su estado y contribuyendo a la reducción de la presión hospitalaria por falta de material sanitario.

3. Objetivos

Para la realización del presente documento, se han establecido una serie de objetivos que deben ser cumplidos durante su desarrollo, partiendo de un objetivo principal y continuando con una serie de objetivos secundarios.

3.1. Objetivo principal

El objetivo principal del proyecto es el rediseño y optimización de un acoplador, que recibe inicialmente el nombre de “válvula Charlotte” mediante el uso de la dinámica de fluidos computacional, utilizándose en un sistema de mascarilla respiratoria de emergencia. Dicho elemento se basa en la readaptación de una máscara de buceo presente en el mercado, el modelo *Easybreath* © del distribuidor *Decathlon*. La principal ventaja de la optimización de la válvula es la mejora de la adaptación y capacidad para adaptar las conexiones a los filtros respiratorios de la rama inspiratoria y espiratoria, además de facilitar su suministro mediante la mejora de la resistencia mecánica y los procesos de fabricación.

3.2. Objetivos secundarios

Como objetivos secundarios se establecen los siguientes:

- Rediseño del producto de modo que pueda ser accesible a todo el mundo en caso de emergencia, basándose en la tecnología de impresión 3D con materiales de fácil obtención.
- Garantizar que el resultado obtenido suponga una mejora y que asegure un correcto funcionamiento del mismo en el paciente.
- Desarrollar un diseño que permita implementar un método de impresión fiable y rápido y que permita la producción en masa del producto en caso de emergencia sanitaria.
- Asegurar una viabilidad económica suficiente de modo que el diseño pueda ser producido en volúmenes amplios por un gran número de usuarios en caso de necesidad sanitaria.
- Presentar el código desarrollado en una plataforma de repositorios de modo que pueda ser accesible para cualquier investigador en materia de avance de la tecnología o por cualquier usuario en caso de necesidad debido a una emergencia sanitaria.
- Publicar en una revista científica el desarrollo obtenido de modo que pueda resultar útil para cualquier línea de investigación que un científico desarrolle.

CAPÍTULO II. ESTADO DEL ARTE Y LA TÉCNICA

4. Oxigenoterapia para insuficiencias respiratorias agudas

La función principal que debe de desarrollar el aparato respiratorio es el intercambio pulmonar de gases, es decir, conseguir el oxígeno necesario y eliminar el dióxido de carbono producido por el metabolismo. Si el sistema respiratorio no logra una correcta correlación entre la oxigenación y la eliminación del dióxido de carbono, se produce una insuficiencia respiratoria. La insuficiencia respiratoria (*IR*) se mide a través de la saturación de oxígeno de la hemoglobina, de modo que, disponer de una presión arterial de oxígeno inferior a 60 mmHg respirando aire ambiente es significado de que el paciente sufre una insuficiencia respiratoria aguda [9].

La insuficiencia respiratoria aguda puede suponer un peligro muy importante para los pacientes que la sufren, por lo que realizar un diagnóstico y tratamiento médico rápido de emergencia en el hospital puede resultar vital para la recuperación de quien la sufre. Un tratamiento de emergencia adecuado, contribuye a mejorar aceleradamente la respiración y a aportar oxígeno al organismo de modo que se pueda evitar el daño en otros órganos. La insuficiencia respiratoria aguda se puede clasificar en:

- Insuficiencia respiratoria hipercápnica: se trata de un aumento de la presión arterial de CO₂ producida en el momento que el aparato respiratorio no puede asumir el soporte de la carga respiratoria. Las causas más comunes de este tipo de insuficiencia respiratoria aguda es la presencia de un asma grave, una enfermedad pulmonar obstructiva crónica o la incapacidad de los músculos respiratorios.
- Insuficiencia respiratoria no hipercápnica: puede ser producida por una enfermedad aguda localizada como una neumonía grave, una enfermedad aguda difusa como el síndrome de distrés respiratorio agudo (SDRA), una enfermedad crónica como el asma bronquial y un gran número de enfermedades vasculares pulmonares crónicas.

El objetivo que se lleva a cabo para la mejora de la insuficiencia respiratoria aguda se basa en la consecución de un valor de oxígeno en sangre suficiente y una correcta ventilación alveolar. Más allá de la utilización de los medicamentos, el tratamiento más común para tratar la insuficiencia respiratoria es la oxigenoterapia.

La oxigenoterapia es el tratamiento que permite la entrega de oxígeno adicional para respirar al paciente que sufre insuficiencia respiratoria aguda mediante algún tipo de dispositivo. El paciente puede recibirla por un periodo corto de tiempo o a largo plazo.

Existen diferentes sistemas para llevar a cabo el transporte de oxígeno a los pulmones, siendo estos los sistemas de alto flujo y los sistemas de bajo flujo.

4.1. Sistemas de alto flujo

Los sistemas de alto flujo son aquellos que se utilizan para suministrar el flujo de oxígeno necesario y a su vez la fracción inspiratoria de oxígeno del paciente no se ve modificada mediante la ventilación. Esto es debido a que el flujo es superior o más alto del que paciente necesita. Generalmente, el flujo es humidificado y calentado, de modo que se favorece la tolerancia de este por el paciente. Los sistemas de alto flujo no son recomendables de utilizar en fracciones inspiratorias de oxígeno superiores al 40-50%.

Las principales ventajas con las que cuenta los sistemas de alto flujo son las siguientes:

- Mejor adaptación entre el flujo inspiratorio que es demandado por el paciente y el flujo de gas que el dispositivo es capaz de entregar.
- Se produce un efecto de presión positiva en la vía aérea que deriva en una distensión pulmonar.
- Produce un lavado del espacio muerto nasofaríngeo que favorece el intercambio de gases alveolares.
- Los distintos diseños son más cómodos para el paciente, permitiendo que este pueda comer y hablar sin grandes dificultades.
- Disminuye la frecuencia respiratoria y la frecuencia cardiaca del paciente.

En cuanto a las desventajas se puede observar que en ocasiones se produce una condensación del cánula nasal, además de que si su uso es prolongado en el tiempo puede producir erosiones en la piel, especialmente en la nariz. Además, existe el riesgo de que se produzca una infección por contaminación del sistema [10].

Existen diferentes tipos de sistemas de alto flujo para solventar las insuficiencias respiratorias agudas, entre los que destacan las mascarillas *Venturi*, las mascarillas con conexiones en T y los ventiladores mecánicos.

4.1.1. Mascarillas Venturi

La mascarilla Venturi es el sistema de alto flujo más común utilizado en la oxigenoterapia para insuficiencias respiratorias agudas. Su base de funcionamiento radica en uno de los principios más importantes de la mecánica de fluidos, siendo este el principio de Bernoulli.

El efecto *Bernoulli* en el que se basan las mascarillas Venturi consiste en una disminución de la presión al aumentar la velocidad del flujo del fluido, siendo en un primer lugar oxígeno y, posteriormente, la mezcla de oxígeno con el aire ambiental. El flujo de oxígeno es conducido a través de un tubo estrecho con unas aperturas laterales, a través de las cuales se permite

la introducción de aire ambiental en una cantidad de modo que la mezcla sea la adecuada para el paciente. A su vez, cuenta con un orificio jet que permite la entrega de la mezcla al paciente. Por otro lado, el exceso del gas y del CO₂ respirado es evacuado por el mango evitando que el paciente inhale CO₂ [Fig. 12]



Fig. 12: Mascarilla Venturi de oxigenoterapia para el tratamiento de insuficiencias respiratorias agudas.

4.1.2. Mascarillas con conexiones en T

Otro de los sistemas de alto flujo utilizados son las mascarillas con conexiones en T. Se trata de una variación de las mascarillas Venturi estudiadas a priori, las cuales son utilizadas en pacientes con cánulas de plástico de traqueotomía o tubos de intubación endotraqueal [Fig. 13].



Fig. 13: Mascarilla con conexiones en T de oxigenoterapia para el tratamiento de insuficiencias respiratorias agudas.

Se trata de un dispositivo cuya ventaja principal radica en su ligereza, produciendo una cantidad de oxígeno fiable y con una alta humidificación. Las principales desventajas que presenta es la posibilidad de acumulación de agua en las conexiones y la reinhalación de gas inspirado si se utiliza a bajo flujo.

4.1.3. Ventiladores mecánicos

Por otro lado, otro de los sistemas de alto flujo para el tratamiento de las insuficiencias respiratorias agudas más reconocibles son los ventiladores mecánicos. Los ventiladores mecánicos son los dispositivos que contienen una turbina interna de modo que se genera un flujo de aire a una determinada presión introduciéndose en la vía aérea del paciente.

El mecanismo realiza las etapas de introducir el aire (inspiración) y sacar el aire de los pulmones (expiración) con una determinada frecuencia y con una cantidad determinada. De este modo, se sustituye parcial o completamente la respiración común del paciente.

El funcionamiento básico de un ventilador [Fig. 14] permite la conexión al paciente mediante un tubo, a través del cual el ventilador suministra el gas, siendo este aire o aire más oxígeno en función de necesidad del paciente, hacia los pulmones. En algunos casos el tubo irá conectado a la tráquea del paciente o en otras se conectará mediante una mascarilla o dispositivo similar.

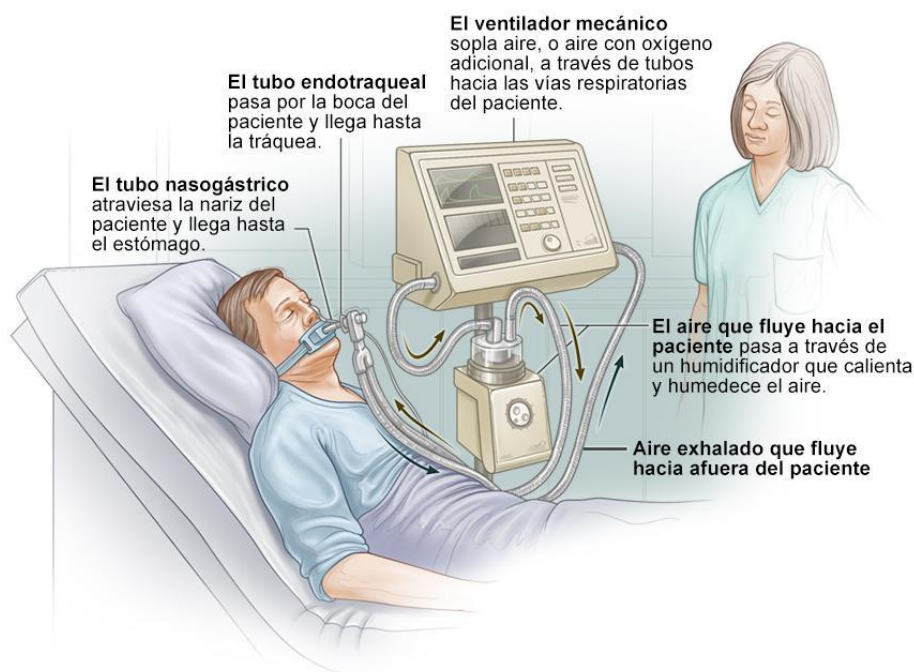


Fig. 14: Ilustración explicativa de un ventilador mecánico de oxigenoterapia para el tratamiento de insuficiencias respiratorias agudas. Fuente: [11]

Los ventiladores mecánicos pueden ser fundamentalmente de dos tipos en función de si se utiliza una interfaz fuera de la vía aérea del paciente o si se conecta directamente a esta. Dichos tipos son los ventiladores mecánicos no invasivos y los ventiladores mecánicos invasivos respectivamente.

4.1.3.1. Ventiladores mecánicos no invasivos

Los ventiladores mecánicos no invasivos son aquellos que dan un soporte ventilatorio sin necesidad de crear una vía aérea artificial como se realiza mediante una intubación endotraqueal [Fig. 15].

Una de las interfaces utilizadas para dar soporte al paciente son las mascarillas. Estas pueden ser nasales o nasobucales, pero todas ellas van fijadas a la cabeza del paciente mediante distintos mecanismos. Las mascarillas nasales son más cómodas para el paciente frente a las nasobucales, permitiendo que estos hablen, coman o eliminen secreciones, no obstante, presentan más riesgo de fuga. Las mascarillas son uno de los aspectos más claves en los ventiladores mecánicos no invasivos, ya que de ellas depende la tolerancia del paciente y la existencia o no de fugas.



Fig. 15: Ventilador mecánico no invasivo de oxigenoterapia para el tratamiento de insuficiencias respiratorias agudas. Fuente: [12]

Estos dispositivos pueden realizar el tratamiento mediante dos modalidades diferentes:

- CPAP/PEEP: La modalidad CPAP (presión positiva continua sobre las vías respiratorias) / PEEP (presión positiva al final de la espiración) es utilizado para la mejora de la oxigenación arterial en pacientes que presentan hipoxemia grave. Para ello, se utiliza una fuente de alto flujo que permita suministrar valores altos de fracción inspirada de oxígeno. Además, es de vital importancia utilizar mascarillas nasobucales

que eviten fugas. En este tipo de sistemas, todo el trabajo respiratorio es llevado a cabo por el paciente.

- Ventilación no invasiva: En este sistema, se pretende incrementar el resultado de la ventilación alveolar, de modo que, el dispositivo realiza parte del trabajo respiratorio. Según su funcionamiento, se pueden encontrar dos tipos de equipos:
 - Ventilación controlada por volumen: La característica principal de estos dispositivos es que se puede pautar el volumen y la frecuencia respiratoria, de modo que se asegura un volumen minuto predeterminado. Presentan la ventaja de que siempre disponen de alarmas pero, son más pesados y se acoplan menos a la demanda del paciente.
 - Ventilación limitada por presión: En el presente caso, se determina una presión inspiratoria determinada y, a través de un patrón descendente del flujo se asegura una presión constante en todo el proceso de la inspiración. Presentan la ventaja de ser equipos ligeros y fácilmente transportables.

Las principales ventajas que presenta la ventilación mecánica no invasiva son las siguientes:

- Permiten el reposo de la musculatura ventilatoria del paciente.
- Eliminación de las intubaciones del paciente y de las complicaciones infecciosas asociadas a ello.
- Mejora de la calidad de vida del paciente al permitirle la comunicación con su entorno, la alimentación y no tener sedación.

Por otro lado, los inconvenientes fundamentales son expuestos a posteriori:

- Incomodidad del paciente por el uso de la mascarilla.
- Es necesaria la colaboración del paciente para su correcta colocación y funcionamiento.
- Puede conllevar un mal control de secreciones del paciente con las consecuencias que ello conlleva.

4.1.3.2. Ventiladores mecánicos invasivos

Por otro lado, existen los denominados ventiladores mecánicos invasivos. Estos dispositivos permiten dar un soporte ventilatorio creando una vía aérea artificial con el paciente, siendo en la mayoría de los casos una intubación traqueal [Fig. 16].

La utilización de los ventiladores mecánicos invasivos está supeditada a situaciones en las que el paciente necesita un soporte vital avanzado, siendo fundamentalmente en casos de parada respiratoria, parada cardiaca, insuficiencia respiratoria grave o con riesgo vital inmediato y reducción del nivel de conciencia de modo que no se pueda proteger la vía aérea.

Los inconvenientes principales que muestran los ventiladores mecánicos invasivos frente a los ventiladores mecánicos no invasivos son:

- Se pueden producir traumas o arritmias durante la intubación del paciente o durante la ventilación mecánica derivado a una malposición u obstrucción del tubo.
- Presencia de infección pulmonar al no calentar, humidificar y filtrar el aire correctamente o no manejar de manera adecuada las secreciones bronquiales.
- Inducción de un barotrauma debido a la presencia de aire fuera de las vías aéreas del paciente.
- Volutrauma derivado de una distensión alveolar que comprime los vasos alveolares del paciente.



Fig. 16: Ventilador mecánico invasivo de oxigenoterapia para el tratamiento de insuficiencias respiratorias agudas. Fuente: [13]

4.2. Sistemas de bajo flujo

Los sistemas de bajo flujo son aquellos en los que el flujo de gas no completa todas las necesidades inspiratorias del paciente de modo que parte del gas que el paciente inspira procede del aire ambiente.

Los dispositivos más habituales de los sistemas de bajo flujo para oxigenoterapia son las cánulas nasales y las mascarillas con bolsa-reservorio.

4.2.1. Cánulas nasales

Se trata del sistema más barato y cómodo para el paciente desarrollado para la oxigenoterapia. Permite al paciente comer sin que se produzca una interrupción del aporte de oxígeno, además de hablar sin dificultad. Para poder utilizarlo, el paciente debe de contar con la capacidad suficiente de respiración por la nariz, siendo consciente de que debe de respirar

tranquilo y sin hiperventilaciones. Se trata de un sistema ideal para pacientes que requieren bajos rangos de fracción inspiratoria de oxígeno.

Las cánulas nasales están compuestas de un material plástico flexible de poco peso, formadas por una doble cánula con dos puntas las cuales son introducidas en las fosas nasales. Requieren de un humidificador, agua destilada, fuente de oxígeno y flujómetro. Generalmente, se fijan al paciente mediante un esparadrapo [Fig. 17].

La principal desventaja de este sistema de bajo flujo es que puede causar sequedad en la orofaringe y que la cantidad de fracción inspiratoria de oxígeno depende del paciente.



Fig. 17: Cánulas nasales de oxigenoterapia para el tratamiento de insuficiencias respiratorias agudas.

4.2.2. Mascarillas con bolsa-reservorio

Las mascarillas con bolsa-reservorio, a diferencia de las cánulas nasales son un sistema de bajo flujo de oxígeno de alta capacidad. Esto significa que puede conseguir valores de fracción inspiratoria próximos al 90% en condiciones óptimas.

Para ello, cuenta con una bolsa de al menos un litro de capacidad, que se ubica entre la fuente de oxígeno y la mascarilla, estando separada por una válvula unidireccional que impide la entrada del aire espirado y que se abre cuando durante la inspiración se produce una presión negativa dentro de la mascarilla [Fig. 18]. Para que este mecanismo funcione correctamente, la mascarilla debe de estar perfectamente colocada sobre el paciente y que las válvulas unidireccionales garanticen la no entrada de aire espirado. A su vez, la bolsa reservorio no debe de encontrarse en ningún momento vacía, ya que esto significa que el paciente no cuenta con una plena satisfacción ventilatoria. Para ello, se debe de contar con un caudalímetro indicando un flujo de 7-8 litros por minuto.



Fig. 18: Mascarilla con bolsa-reservorio de oxigenoterapia para el tratamiento de insuficiencias respiratorias agudas.

Las principales ventajas que presentan las mascarillas con bolsa-reservorio es su efectividad para lograr altas concentraciones de oxígeno, siendo fácilmente desechable, ligera y fácil de instalar. En contrapartida, es un sistema poco tolerado por el paciente, dificulta la exploración del personal sanitario y además puede producir quemaduras faciales, sequedad e irritación de los ojos.

5. Máscara de snorkel Easybreath y válvula Charlotte

Durante el desarrollo del COVID-19 la comunidad científica y las empresas privadas realizaron multitud de esfuerzos en la construcción de distintos dispositivos que ayudasen al personal sanitario a reducir los efectos de la pandemia. Uno de los más destacados fue la construcción de ventiladores mecánicos, destacando la utilización de la máscara de snorkel modelo *Easybreath* © del distribuidor *Decathlon* como respirador mecánico no invasivo. Dicha máscara permite la introducción de aire y oxígeno a presión positiva de forma continua durante todo el ciclo respiratorio del paciente. Para ello, el tubo respiratorio que presentan los respiradores mecánicos no invasivos convencionales fue sustituido por un soporte de plástico apto para ser conectado a tubos de suministro de oxígeno médico, el cual recibió el nombre de válvula Charlotte.

El proyecto de la válvula Charlotte fue desarrollado por la empresa italiana *Isinnova*, la cual publicó en su web de forma gratuita los archivos STL para que cualquier usuario pudiera descargarlo y contribuir a la construcción del mayor número de respiradores mecánicos no invasivos de emergencia que fueran posible.

La configuración completa del sistema utilizado como sustituto a los ventiladores mecánicos no invasivos constaba de los siguientes elementos [Fig. 19]:

- Fuente de oxígeno.
- Válvula *Venturi*.
- Válvula “*Dave*”: A través de la cual se conectaban tanto el tubo de la inspiración como el depósito.
- Tubo conector.
- Válvula “*Charlotte*”: Permite conectarse a las ramas de inspiración y espiración del circuito respiratorio.
- Máscara modelo *Easybreath*: Se utiliza como máscara facial de los VNI.
- Filtro.
- Válvula de presión positiva al final de la espiración.



Fig. 19: Máscara de snorkel modelo Easybreath © del distribuidor Decathlon conectada a válvula Charlotte utilizado como respirador mecánico no invasivo. Fuente: [14]

Centrando en la válvula Charlotte, esta fue diseñada originariamente para un proceso de impresión 3D por extrusión de material, ya que esta tecnología resulta accesible para personas que poseen impresoras en sus hogares. El proceso de impresión establecido se basaba en los siguientes pasos:

1. El archivo STL proporcionado por la empresa *Issinova* se importa al software de la impresora 3D.
2. Se establece la posición de la pieza en la placa de la impresora en función de las instrucciones aportadas por la empresa distribuidora.
3. Se determina un tiempo de funcionamiento predeterminado de cinco horas y cuarto.
4. Se realiza el post-procesado de la pieza de modo que la válvula se retira de la impresora y se le aplica un lavado con una solución hidroalcohólica desinfectante.
5. Finalmente, se comprueba que la válvula Charlotte queda correctamente acoplada a la máscara sin posibilidad de fuga del gas [Fig. 20].



Fig. 20: Válvula Charlotte perfectamente acoplada a máscara snorkel utilizada como respirador mecánico no invasivo. Fuente: [6].

La válvula Charlotte debe de fabricarse de un material que sea inodoro, biocompatible y relativamente flexible para que pueda conectarse fácilmente con el componente de la máscara y que este no presente ningún tipo de fuga. Para ello, los ajustes recomendados en la fabricación de la válvula Charlotte son:

- Densidad: 1,00.
- Tamaño de los puntos de contacto: 0,90.
- Soportes internos: Activos.
- Separación del plano: 5,00.
- Multiplicador de inclinación: 1,00.
- Altura sobre la base: 5,00.
- Grosor de la base: 2,00.
- Grosor de la capa: 0,1.
- Tiempo de impresión: 5 h. 15 min.
- Capas: 392.
- Volumen: 60,52 ml.

6. Alternativas a la válvula Charlotte

La introducción de la válvula Charlotte como un componente de la adaptación de la máscara de snorkel para el tratamiento de oxigenoterapia de pacientes que sufrían el COVID-19, evitó que multitud de pacientes empeorasen cuando era utilizada en etapas iniciales e intermedias de la enfermedad.

Viendo los resultados positivos de la válvula Charlotte, y que la asistencia ventilatoria intrahospitalaria era una de las herramientas más valiosas con la que el personal sanitario podía luchar contra la enfermedad, científicos, organizaciones y particulares realizaron más propuestas de válvulas con el fin de mejorar las características de esta y de contribuir a la distribución de material sanitario de bajo costo y rápida disponibilidad.

La mayor parte de las propuestas que se realizaron, tomaron como punto de partida la válvula Charlotte, ya que esta fue la primera en desarrollarse y contaba con el bagaje de haber sido utilizada en multitud de ocasiones.

Las alternativas más destacadas fueron la válvula *H.O.P.E* desarrollada por *O.Guzmán Del Giudice*, la válvula *CENEPA* llevada a cabo por *E. Suárez-Vidal* y la válvula Charlotte V4 cuyo autor principal fue *Guilherme Arthur Longhitano*.

6.1. Válvula *H.O.P.E.*

Una de las primeras alternativas surgidas a la válvula Charlotte es la desarrollada por *O.Guzmán Del Giudice* en [15] donde presenta un diseño de válvula inspirada en la válvula Charlotte con el objetivo de mejorar esta y de aportar una nueva variante funcional para el tratamiento de pacientes que presentaban COVID-19. La válvula recibe el nombre de *H.O.P.E.* [Fig. 21], cuya característica principal es su diseño en una única pieza o monobloque.

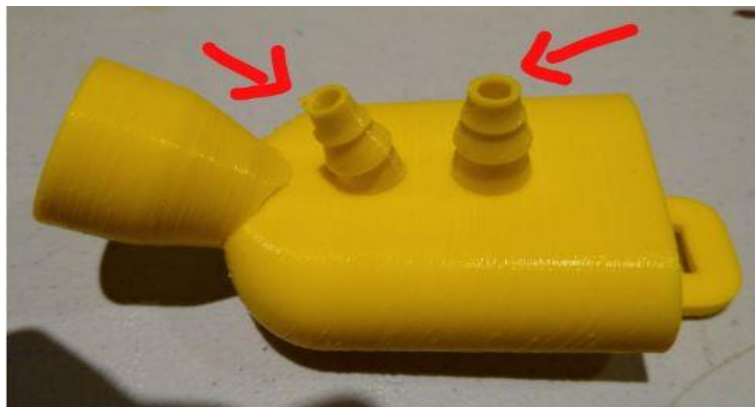


Fig. 21: Válvula *H.O.P.E.* diseñada para acoplarse a máscara snorkel utilizada como respirador mecánico no invasivo. Fuente: [15].

El diseño que presenta la válvula *H.O.P.E.* se basa en un puerto de exhalación en la zona superior del monobloque, además de dos puertos de oxígeno integrados. Dichos puertos permiten un flujo máximo de 30 l/min. Dicho diseño permite disponer al paciente con una posición de decúbito prono, además de contar con un número menor de objetos sobre la cabeza como pueden ser tubos o más válvulas.

Una de las ventajas del nuevo desarrollo es que su funcionalidad está destinada tanto para uso hospitalario como extrahospitalario, ya que sólo se debe de disponer de un balón de oxígeno que suministre flujos de 15 l/min. Esto es debido a que su ensamblaje es más simple que el de la válvula Charlotte. Los dos puertos de oxígeno integrados citados a priori, presentan una forma tipo nipple, de modo que estos puedan ofrecer un alto flujo en cualquier situación.

A su vez, la válvula *H.O.P.E.* presenta en su interior dos flujos, uno inhalatorio que es suministrado a través de las tomas nipple presentes, y otro exhalatorio que está conectado al filtro antibacterias.

A continuación, se muestra una imagen donde se puede observar el ensamblaje definitivo de la válvula *H.O.P.E.* [Fig. 22].



Fig. 22: Válvula H.O.P.E. acoplada a máscara snorkel utilizada como respirador mecánico no invasivo. Fuente: [15].

6.2. Válvula *CENEPA*

Posteriormente, como alternativa a la válvula Charlotte y a la previamente estudiada válvula *H.O.P.E.* ha sido desarrollada la denominada válvula *CENEPA*. Su diseño fue ideado por *Erick Suárez-Vidal* [16] cuyo objetivo principal era la mejora de las anteriores y permitir usar más tipos de máscaras de snorkel como respiradores mecánicos no invasivos.

A diferencia de las válvulas Charlotte y *H.O.P.E.*, la válvula *CENEPA* no ha sido ideada para la máscara de snorkel modelo *Easybreath* © del distribuidor *Decathlon*, sino para el modelo de media cara 3M® 7502/6200 [Fig. 23]. Dicho cambio ha sido realizado debido a que la nueva máscara permite disponer de una mayor hermeticidad, comodidad y adhesión a la cara del paciente al estar hecha en su mayor parte de silicona.



Fig. 23: Máscara snorkel modelo 3M® 7502/6200 utilizada como respirador mecánico no invasivo. Fuente: [16].

Dicha máscara dispone de dos entradas inspiratorias en los laterales. Uno de ellos presenta una entrada nipple que permite la conexión de mangueras, mientras que el otro es una entrada tubular de 15 mm. para insertar en él un dispositivo tipo Venturi. En la parte inferior de la máscara se encuentra una salida espiratoria a la cual va acoplada la válvula *CENEPA* junto con un filtro antibacteriano y una válvula PEEP [Fig. 2.4]. En cuanto al método de fabricación y materiales utilizados, la válvula ha sido manufacturada mediante impresión 3D utilizando PLA Seda Plata como material.



Fig. 24: Válvula GENEPA acoplada a máscara snorkel utilizada como respirador mecánico no invasivo. Fuente: [16].

6.3. Válvula *Charlotte V4*

La válvula *Charlotte V4* es el resultado final de una serie de iteraciones realizadas a la válvula *Charlotte* por parte de *Guilherme Arthur Longhitano* y sus compañeros de investigación. Dichas mejoras fueron presentadas en el artículo [17], donde se realiza un estudio evolutivo de la válvula *Charlotte* hasta presentar un diseño final. El objetivo principal de la investigación es el rediseño para el proceso de sinterizado selectivo por láser (SLS), de modo que se puede realizar una notable maximización de la producción.

Para mejorar los tiempos de fabricación y mejorar el ajuste de la máscara se utilizó la técnica SLS. Dicha técnica utiliza la fabricación aditiva por fusión de lecho de polvo, es decir, utiliza material polvo que se sinteriza mediante un láser de CO₂. Las principales ventajas que presenta este tipo de fabricación, es que no es necesario la fabricación de soporte para piezas complejas, dando lugar a la posibilidad de apilar piezas durante la producción de modo que se aumenta notablemente la proactividad [Fig. 25]. Otra de las ventajas, es que el polvo no sinterizado se puede reciclar y reutilizar en futuros procesos de fabricación.

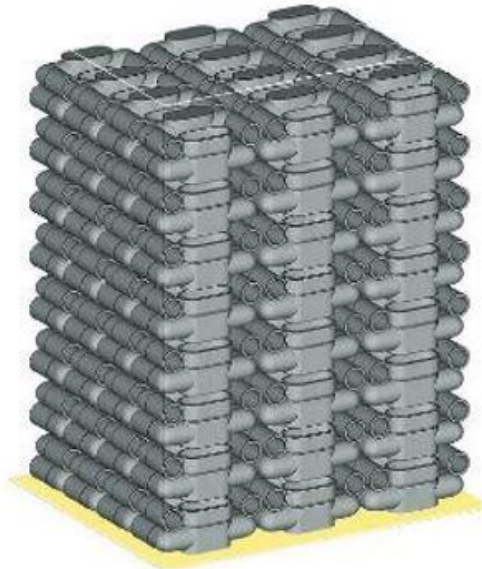


Fig. 25: Vista previa de la fabricación de un gran número de Válvulas Charlotte V4 mediante la técnica de SLS. Fuente: [17].

Los investigadores del presente diseño detectaron que la conexión de la válvula Charlotte original es deficiente, además de que no se garantiza una correcta estanqueidad con la abertura de entrada/salida de la máscara. Para corregirlo, rediseñaron y fabricaron diversos prototipos de la válvula con el objetivo de evitar cualquier fuga de gas en el ensamblaje final [Fig. 26]. En la primera versión, el canal de conexión fue modificado para una mejor adaptación del tubo de la máscara de snorkel. En la segunda versión, la geometría de los tubos conectados al filtro HEPA y al tubo plegable fue convertida a una forma cónica de modo que se mejoraba la conexión mecánica. En la tercera versión se realizó un trabajo de simplificación de los codos de la válvula. Finalmente, en la última versión se realizó una optimización del proceso de fabricación con el objetivo de aumentar la producción, logrando un resultado de 192 válvulas fabricadas en el sistema *Sinterstation HiQ*. Es importante señalar que el cuarto y último modelo fue revisado por personal sanitario especialista en la materia.

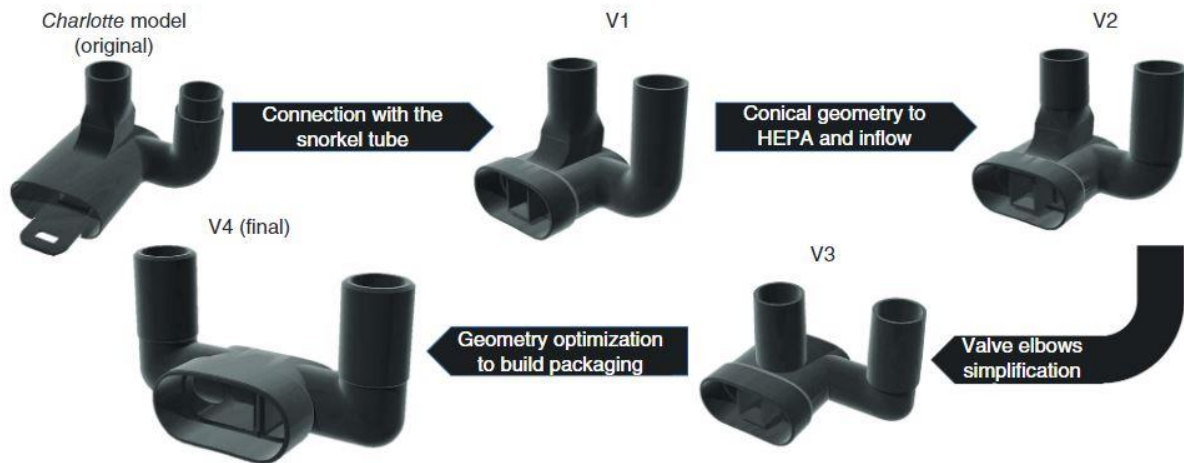


Fig. 26: Proceso evolutivo de la optimización de la válvula Charlotte hasta lograr la versión final denominada Válvula Charlotte V4. Fuente: [17].

Centrado en el modelo final denominado *Válvula Charlotte V4*, este ha sido diseñado para que la conexión se realice con el tubo de la máscara de buceo original, de modo que se garantiza una correcta estanqueidad con el tubo de la máscara de snorkel. Además, a dicha conexión se le ha añadido un pegamento sellador de poliéster siloxano sin disolventes ni componentes volátiles. Del mismo modo, la válvula de diafragma frontal que presenta la máscara se retira y se coloca un pasador de silicona en el orificio, de modo que se evite que entre aire en el interior de la máscara. A continuación, se conecta el tubo plegable, el tubo adaptador y el filtro HEPA y la válvula PEEP a la entrada y la salida de la válvula respectivamente [Fig. 27].



Fig. 27: Válvula Charlotte V4 acoplada a máscara snorkel utilizada como respirador mecánico no invasivo. Fuente: [17].

7. Fabricación aditiva

La tecnología de la fabricación aditiva (*Additive Manufacturing*) consiste en la adición sucesiva de capas de material a partir de un diseño en formato digital compuesto por geometrías tridimensionales. Las capas de material se irán adhiriendo una a otra hasta que formen la geometría física del diseño digital.

El proceso de manufactura de una pieza o elemento mediante fabricación aditiva presenta las siguientes fases con independencia de la tecnología específica que se utilice:

1. **Preprocesado:** Se trata de la primera fase del proceso de fabricación aditiva. En ella se incluye el modelado u obtención del modelo a fabricar, la conversión de dicho modelo a formatos de lectura de los archivos aceptados por la impresora y la selección de los parámetros de diseño de la pieza o elemento a fabricar.
2. **Impresión:** Se trata de la fase más importante del proceso ya que en ella se produce la fabricación propiamente dicha del diseño. Durante esta fase, se realiza la selección del material del que se va a componer la fabricación, la elección de la tecnología de fabricación aditiva más adecuada y la configuración de los laminadores.
3. **Postprocesado:** Finalmente se realiza el postprocesado del elemento fabricado. El postprocesado consiste en la eliminación de las estructuras de soporte de la pieza en caso de que esta presente algún voladizo y la mejora del acabado superficial de la fabricación.

La tecnología de fabricación aditiva presenta multitud de ventajas frente a otros métodos de fabricación tradicionales. Entre las numerosas ventajas destacan las siguientes:

- **Creación de geometrías complejas:** La fabricación aditiva permite la creación de diseños complejos que la fabricación tradicional no puede llevar a cabo o tiene una gran dificultad para ello. Un ejemplo de ellos es la creación de huecos internos para aligerar las piezas, típico de la industria de la automoción o aeroespacial.
- **Aplicaciones personalizadas:** En la industria de la medicina, la fabricación aditiva permite crear implantes personalizados para los distintos pacientes.
- **Facilidad de ingeniería de diseño:** El proceso de ingeniería se facilita al poder eliminarse múltiples configuraciones y tiempo de proceso adicional en comparación a las tecnologías de fabricación sustractiva.
- **Fabricación eficiente:** El proceso de fabricación propiamente dicho es un sólo paso reduciéndose las operaciones de fabricación y un gran consumo de energía.
- **Materiales ligeros:** La mayoría de los materiales son plásticos ligeros. No obstante, se pueden personalizar para lograr un menor peso, mayor resistencia química o elasticidad.

- Poco desperdicio de material: A diferencia de la fabricación sustractiva, donde se elimina material para la fabricación de la pieza, la fabricación aditiva sólo utiliza el material necesario para la pieza. Además, muchos de los materiales son reciclables para procesos posteriores.
- Rapidez de fabricación: La fabricación aditiva permite la fabricación de diseños en apenas horas.
- Reducción de costes: La producción puede llegar a realizarse en hogares, reduciendo notablemente los costes de infraestructuras.
- Sostenibilidad: Se trata de una tecnología respetuosa con el medio ambiente, debido a que se necesita menos material y este es reciclable en su mayoría.

Por otro lado, la fabricación aditiva también presenta distintas desventajas que la hacen vulnerable frente a otros tipos de tecnologías:

- Precisión: La precisión de la fabricación aditiva es inferior a la que se puede llegar a lograr con maquinaria CNC.
- Inversión inicial: La implantación de los equipos, la formación del personal que lo manipula y el desarrollo de los procesos puede tener unos costes iniciales muy elevados.
- Vulnerabilidad de los derechos de autor: La existencia de los escáneres 3D permite la réplica de cualquier objeto mediante fabricación aditiva de una forma muy sencilla.
- Disponibilidad de materiales: Los materiales disponibles para la fabricación aditiva son reducidos en comparación con otros procesos de fabricación.
- Calidad de las piezas: Si los parámetros de fabricación no son los adecuados, las piezas pueden presentar fragilidad, tensiones internas o deformaciones.
- Post-procesamiento: La mayor parte de las fabricaciones realizadas mediante esta tecnología necesitan de un tratamiento de post procesado.
- Tamaño: La mayoría de la maquinaria utilizada para la fabricación aditiva únicamente permite la construcción de diseños pequeños.

7.1. Tecnologías de fabricación aditiva

El gran desarrollo que ha sufrido la fabricación aditiva, ha dado lugar a multitud de tecnologías diferentes. La clasificación de dichas tecnologías, ha sido realizada en la normativa *UNE-EN ISO/ASTM 52900:2021* donde se proponen siete grupos en función de la forma de aporte del material, la materia prima que se emplea y la energía que se utiliza para la fabricación. Los grupos son: fotopolimerización en tanque, fusión de lecho en polvo, deposición de energía focalizada, proyección de material, proyección de aglutinante y extrusión de material. A continuación, se realiza un estudio de cada una de las técnicas.

7.1.1. Fotopolimerización en tanque

La fotopolimerización en tanque (*VAT Photopolymerization*) es la tecnología de fabricación aditiva que utiliza la curación de un polímero líquido en una cuba mediante polimerización activada por luz. Para ello, dentro del contenedor de resina, en una plataforma de impresión se van formando las capas que componen la pieza, de modo que dicha plataforma se mueve verticalmente permitiendo la fabricación de una capa encima de otra [Fig. 28].

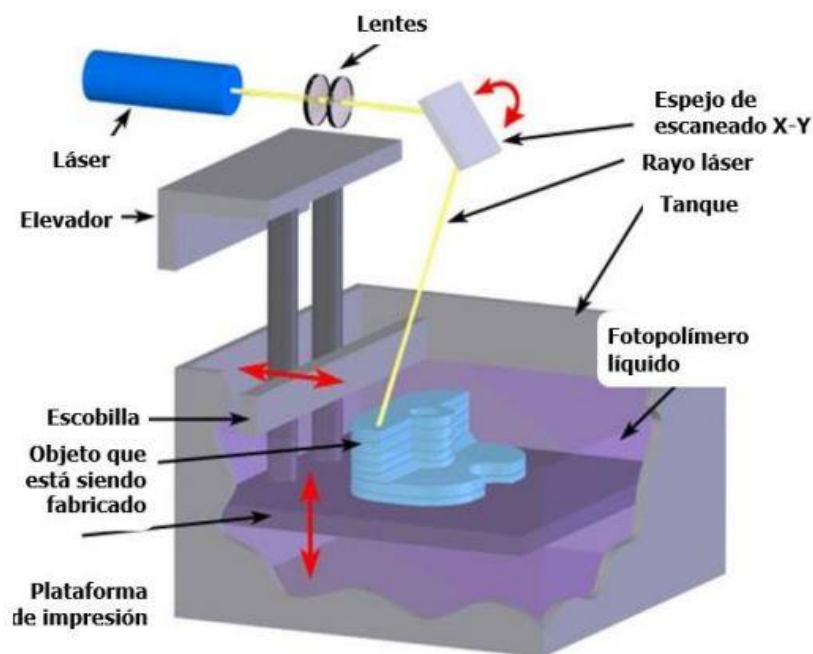


Fig. 28: Tecnología de fotopolimerización en tanque mediante estereolitografía.

Existen diferentes mecanismos de fotopolimerización en tanque en función de la fuente y forma de incidir la luz para activar la polimerización:

- Estereolitografía (*Stereolithography, SLA*): La fuente de luz es un láser centrado sobre el punto de la pieza a solidificar. Para controlar la fabricación se utilizan galvanómetros.
- Procesamiento digital de luz (*Digital Light Processing, DLP*): Utiliza una pantalla digital para curar toda una capa entera de la pieza de forma simultánea.
- Estereolitografía enmascarada (*Masked Stereolithography, MSLA*): Se trata de una variante de la SLA, en la cual el láser es sustituido por una fuente de luz ultravioleta enmascarada en una pantalla LCD.

7.1.2. Fusión en lecho de polvo

Otra de las tecnologías de fabricación aditiva destacable es la fusión en lecho de polvo (*Powder Bed Fusion, PBF*), también llamada sinterizado selectivo por láser (*Selective Laser Sintering, SLS*). Dicha tecnología utiliza una fuente de calor fundente para aportar energía térmica a ciertas zonas de lecho en polvo. El lecho en polvo puede estar compuesto de partículas cerámicas, metálicas o plásticas, siendo estas últimas las más utilizadas. La energía aportada al lecho en polvo provoca una capa del diseño final de la pieza, la cual es alisada durante su formación, permitiendo la generación sucesiva de capas sin necesidad de estructuras de soporte [Fig. 29].

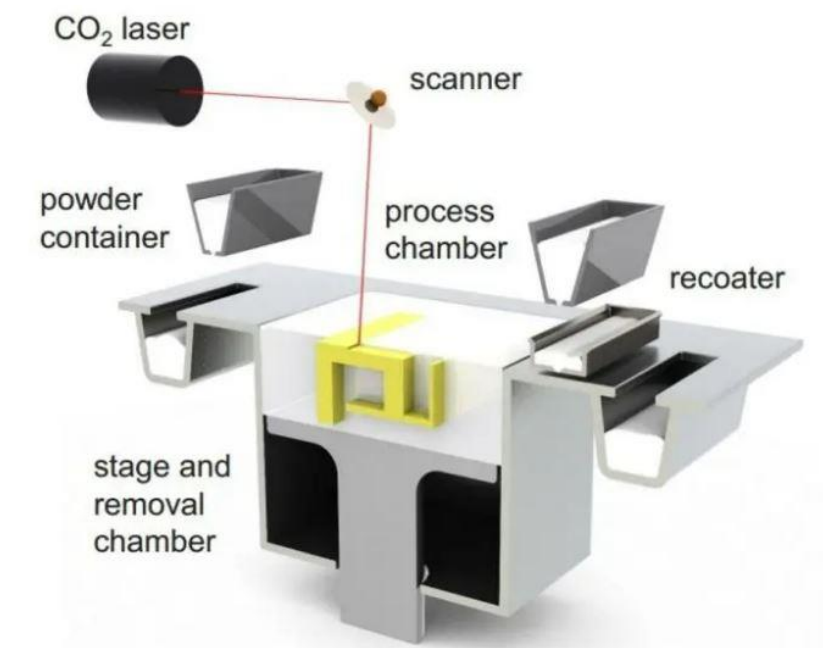


Fig. 29: Tecnología de fabricación aditiva mediante fusión en lecho de polvo. Fuente: [18]

7.1.3. Deposición de energía focalizada

La fabricación aditiva mediante deposición de energía focalizada (*Directed Energy Deposition, DED*), es una tecnología que también utiliza la energía térmica focalizada para pegar material a partir de la fusión. Para ello, el dispositivo está compuesto por una boquilla sobre la que se introduce el material, pudiendo estar en forma de filamento o polvo. A su vez, una fuente de aporte térmico, ya sea un láser, haz de electrones o arco funde el material antes de que se deposite sobre una plataforma ubicada en la parte inferior. El material depositado forma una capa de la pieza que se desea obtener, por lo que el proceso se repite secuencialmente [Fig. 30].

Esta tecnología es especialmente interesante en la reparación de piezas de gran complejidad como puede ser el álabe de una turbina.

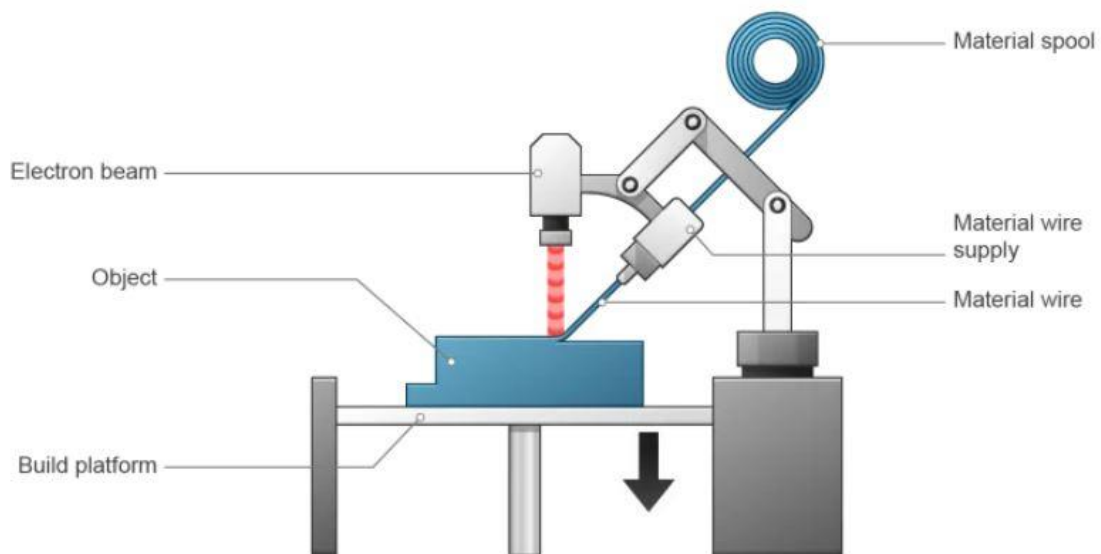


Fig. 30: Tecnología de fabricación aditiva mediante deposición de energía focalizada. Fuente: [19]

7.1.4. Proyección de material

A su vez, la proyección de material (*Material Jetting, MJ*) es otra de las tecnologías de fabricación aditiva presentes en la actualidad. Su proceso de fabricación se basa en la deposición de gotas de material, siendo estas resinas fotopoliméricas o ceras, sobre una plataforma, para a continuación realizar un curado del material a través de una fuente de luz [Fig. 31].

Este proceso de fabricación permite utilizar con una excelente precisión diferentes materiales en un mismo diseño.

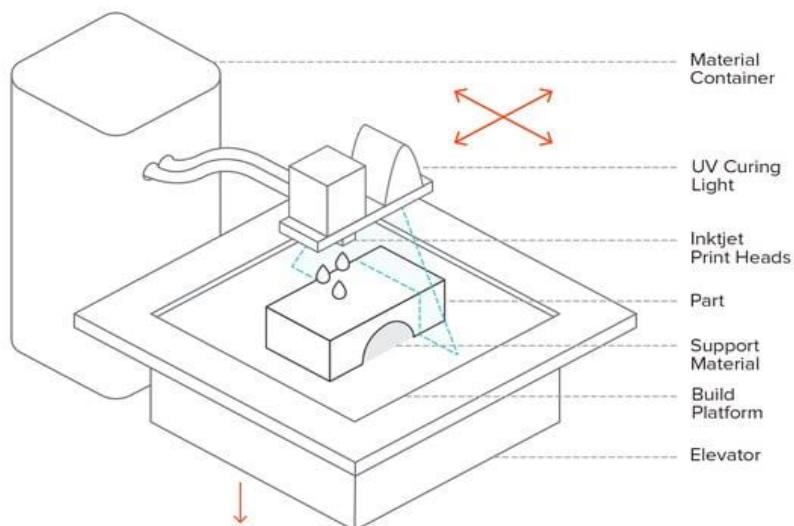


Fig. 31: Tecnología de fabricación aditiva mediante proyección de material. Fuente: [19]

7.1.5. Proyección de aglutinante

La proyección de aglutinante (*Binder Jetting, BJ*) es una tecnología de fabricación aditiva en la que partículas de polvo son unidas mediante la inyección de un líquido aglutinante. Para ello, se utiliza un cabezal de gran precisión que se mueve sobre la plataforma de construcción, compuesto de dos inyectores, uno que deposita el material y otro que aplica el líquido aglutinante. El proceso de fabricación es similar a los anteriores, ya que se van formando capas sucesivas de material hasta lograr el diseño final [Fig. 32].

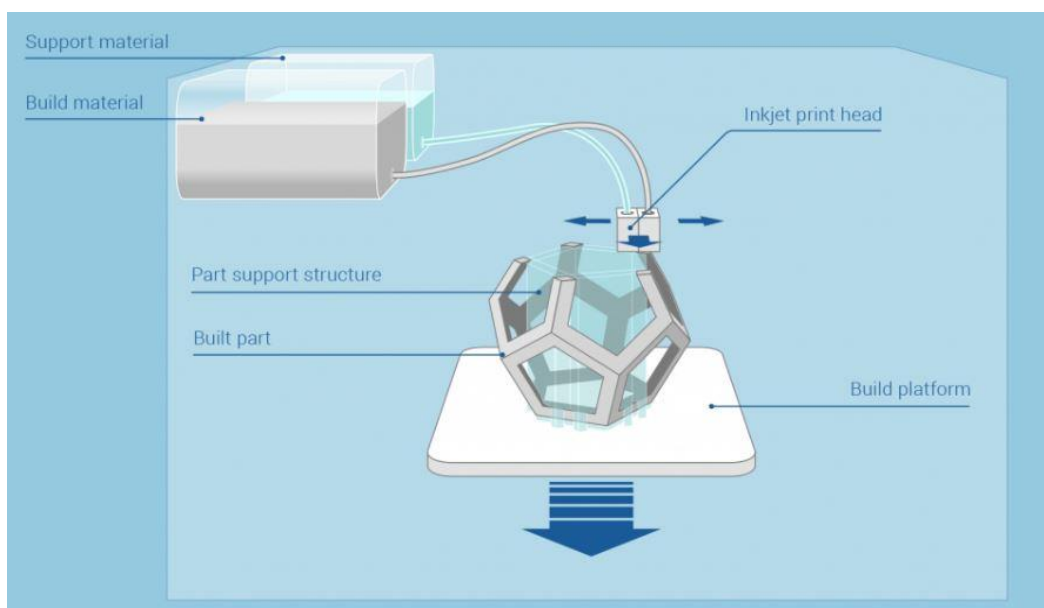


Fig. 32: Tecnología de fabricación aditiva mediante proyección de aglutinante. Fuente: [20]

7.1.6. Laminado de hojas

Otra de las tecnologías de fabricación aditiva existentes es el laminado de hojas (*Sheet Lamination, SHL*). Se trata de una forma de fabricación aditiva particular en la cual se utiliza el material en forma de hojas que se depositan y se cortan con la forma de la capa que compone el diseño final de la pieza. Las hojas de material pueden ser de metal, papel o algún tipo de polímero. Para unir las capas se puede utilizar ultrasonido o adhesivo plástico [Fig. 33].

La principal ventaja de esta tecnología es que no necesita utilizar temperaturas elevadas ni cámaras estancas durante el proceso de fabricación.

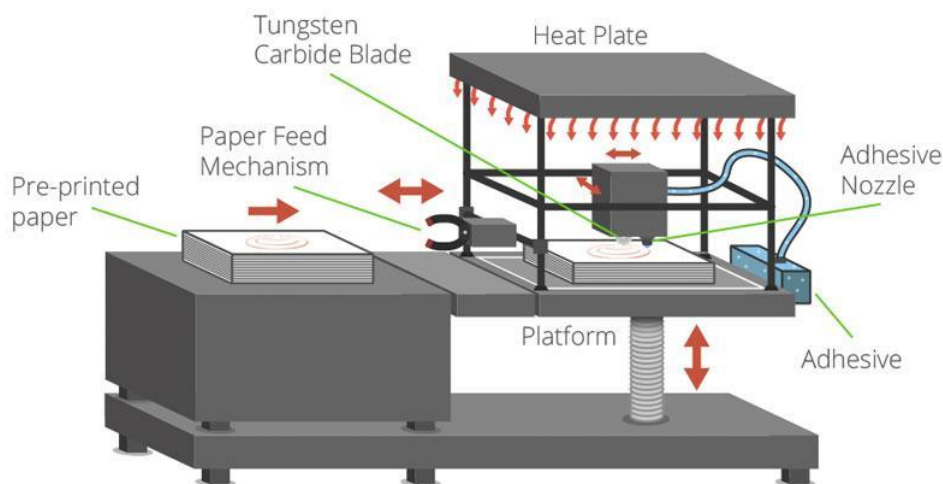


Fig. 33: Tecnología de fabricación aditiva mediante laminado de hojas. Fuente: [21]

7.1.7. Extrusión de material

La extrusión de material (*Material Extrusion, MEX*) es la tecnología de fabricación aditiva más extendida, debido fundamentalmente a su facilidad para disponer de ella en un ámbito particular a bajo coste.

El proceso de fabricación se basa en la deposición del material fundido a través de una boquilla a alta temperatura sobre una base o cama. El material utilizado generalmente es termoplástico sólido, de modo que se pueda empujar a través de la boquilla en forma fundida. La deposición del material fundido se realiza sobre la cama a partir del movimiento de esta, del cabezal o de ambas, generando capas sucesivas de material hasta formar el diseño final de la pieza [Fig. 34].

La extrusión de material es una de las tecnologías más rápidas de fabricación aditiva, no obstante, presenta el inconveniente de que en la mayoría de los casos la precisión es relativamente baja.

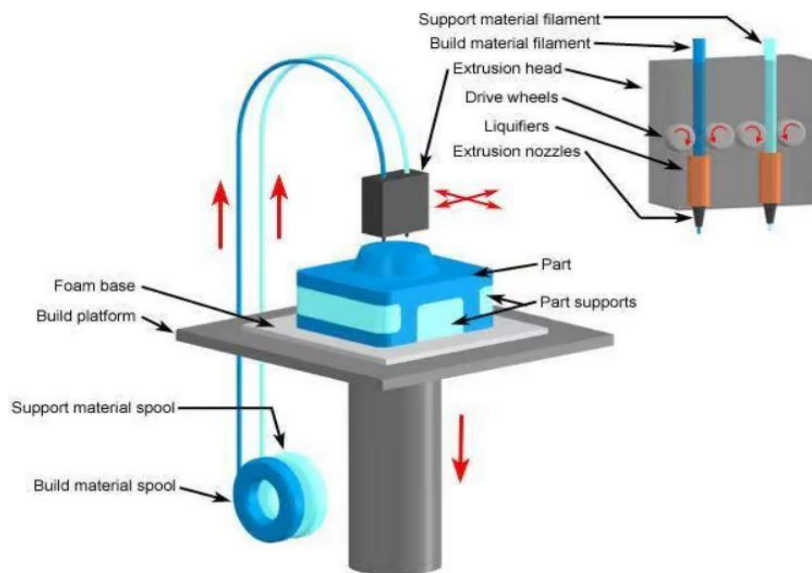


Fig. 34: Tecnología de fabricación aditiva mediante extrusión de material. Fuente: [21]

Existen diferentes tipos de impresoras de extrusión de material en función del sistema de coordenadas en el que se basen para definir la posición de un punto en el espacio y a partir de él poder realizar la fabricación de la pieza:

- Impresoras cartesianas: Se basan en el sistema de coordenadas cartesianas, es decir, utilizan tres ejes perpendiculares entre sí que se cortan en un origen.
- Impresoras polares: Utilizan el sistema de coordenadas polares, es decir, los puntos se determinan a partir de una distancia y de un ángulo.
- Impresoras delta: Se caracterizan por utilizar un mecanismo de cinemática paralela de modo que el cabezal de extrusión tiene un movimiento con seis grados de libertad.
- Impresoras SCARA (*Selective Compliance Assembly Robot Arm*): Presentan un mecanismo de tipo brazo robótico SCARA con cuatro grados de libertad con posicionamiento horizontal.
- Impresoras Core-XY: Este sistema permite el movimiento horizontal del extrusor y el movimiento vertical de la plataforma.

7.2. Fabricación aditiva en medicina durante el COVID-19

La fabricación aditiva ha sido desarrollada a lo largo de los años en diferentes ámbitos de la ciencia y de la ingeniería. Uno de los campos donde la fabricación aditiva está mostrando un mayor grado de desarrollo y de implicación es en el ámbito de la medicina, sobre todo desde el desarrollo del COVID-19 y de los números esfuerzos que se realizaron en la comunidad para combatir el virus.

Una de las principales ventajas de la fabricación aditiva es la facilidad y rapidez con la que se pueden realizar diversas iteraciones de los distintos diseños que se proponen. Teniendo en cuenta la situación de emergencia durante el desarrollo de una pandemia, esta característica es muy beneficiosa para acortar plazos de ensayo, evaluación y distribución y poder paliar la escasez de productos en distintas zonas. No obstante, esto también puede llegar a suponer un problema, ya que la rapidez de producción y en algunos casos, la no probatura o verificación de los diseños, puede derivarse en una carencia de protección vírica o de mal funcionamiento [22].

A continuación, se exponen una serie de productos o diseños desarrollados durante el COVID-19 y que han sido producidos mediante la técnica de la fabricación aditiva [23]:

- Ventiladores: Tal y como se ha explicado con anterioridad, muchos de los componentes diseñados para los ventiladores de emergencia desarrollados durante la pandemia, fueron fabricados mediante la técnica de fabricación aditiva. Los componentes principales fabricados mediante esta técnica fueron las válvulas de presión, las cuales son estudiadas e incluso desarrolladas en el presente documento.
- Protectores de ojos, nariz y boca: Se han creado diseños mediante fabricación aditiva utilizados como protectores faciales. Un ejemplo de ellos serían las pantallas faciales, compuestas de una lámina de plástico transparente y, en algunos casos, de una banda. Cabe destacar, que los residuos plásticos procedentes de los protectores cuando acaban su vida útil son fácilmente reciclables.
- Mascarillas N95: Debido a la escasez de las mascarillas N95 durante los primeros compases del desarrollo del virus COVID-19, se elaboraron sustitutos de estas mediante la fabricación aditiva. Para ello, se han diseñado mecanismos similares a una mascarilla mediante la técnica anterior, unidos a un filtro HEPA que permita su correcto funcionamiento.
- Protectores oculares: A su vez, como medida de protección del personal sanitario frente al virus, fueron desarrollados protectores oculares mediante la fabricación aditiva. Estos protectores se basaban en la montura de unas gafas autoajustables similares a las pantallas faciales explicadas a priori.
- Termómetros desechables: Los termómetros desechables se basaban en un sistema de variación química entre dos sustancias químicas orgánicas solubles entre sí y con un punto de fusión diferente. La tecnología de la fabricación aditiva se aplicaba para fabricar la carcasa del sistema químico.
- Sillas de ruedas: En diversos talleres y *fablabs* se fabricaron sillas de ruedas hábiles para condiciones exigentes y que pudiesen desarrollarse mediante fabricación aditiva. La principal ventaja de este modo de fabricación de sillas de ruedas, es que presentan

un bajo coste, una gran personalización para el paciente y que los materiales que la componen son fácilmente accesibles.

- Glucómetro con tiras: Se han desarrollado diversos glucómetros como los productos Meehan o Gluco. Este último se basa en un arduino para su funcionamiento, puede adaptarse a las tiras reactivas de cualquier proveedor y su carcasa está producida mediante fabricación aditiva. Cabe destacar que actualmente se está investigando en la impresión en papel de tiras reactivas de glucosa de bajo coste.

A posteriori, se puede observar un prototipo fabricado de cada una de los productos descritos con anterioridad y que han utilizado fabricación aditiva para su manufactura [Fig. 35].

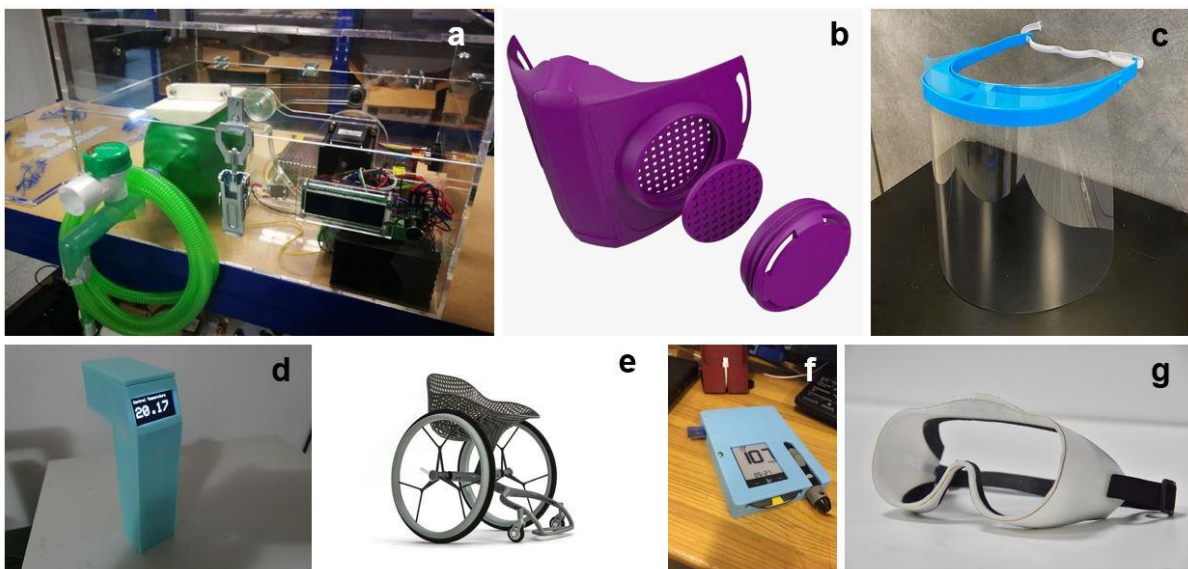


Fig. 35: (a) Respirador mecánico no invasivo. (b) Mascarilla N95. (c) Pantalla protectora facial. (d) Termómetro desechable. (e) Silla de ruedas. (f) Glucómetro con tiras. (g) Gafas de protección ocular desarrolladas mediante la tecnología de fabricación aditiva durante el desarrollo de la pandemia del COVID-19.

8. Principios generales de la dinámica de fluidos

La dinámica de fluidos es una rama de la mecánica que se encarga del estudio de los fluidos en movimiento y de las fuerzas que lo provocan. A su vez, también incluye la interacción que se produce entre el propio fluido y el contorno que lo limita.

Las partículas que constituyen un fluido cumplen con las leyes del movimiento de *Newton*, no obstante, existen ecuaciones generales que gobiernan su comportamiento y que pueden ser notablemente complejas. Dichas ecuaciones reciben el nombre de ecuaciones de *Navier-Stokes*, las cuales forman un conjunto de leyes de conservación mediante un sistema de ecuaciones en derivadas parciales de segundo orden no lineales. Las ecuaciones de *Navier-Stokes* no han sido resueltas en la actualidad, por lo que se recurre a aproximaciones para encontrar una solución.

Uno de los principales problemas, radica en el comportamiento caótico que presentan los fluidos que se encuentran en turbulencia, de modo que se debe recurrir a un modelo aproximado para describir cómo un fluido pasa de un régimen laminar a un régimen turbulento. Para resolver dicho problema, se recurre a un análisis numérico que permite encontrar soluciones aproximadas de ello. No obstante, existen ciertos casos en los que el comportamiento del fluido puede suponerse como ideal bajo ciertas hipótesis obteniendo así una solución exacta.

A continuación, se desarrollan los conceptos de la mecánica de fluidos que permiten entender y desarrollar el presente documento.

8.1. Leyes de Conservación

Las leyes de conservación son uno de los principios fundamentales de la física clásica, a partir de las cuales se determina que ciertas magnitudes físicas mantienen constante su valor a lo largo del tiempo en un sistema aislado. Las leyes de conservación pueden ser aplicadas a los fluidos, de modo que resultan muy interesantes en el presente estudio.

Existen multitud de principios de conservación en la física, siendo los más destacables la conservación de la carga eléctrica, la conservación del momento, la conservación de la masa o la conservación de la energía.

Posteriormente, se analiza la aplicación de las leyes de conservación a la mecánica de fluidos.

8.1.1. Concepción Lagrangiana y Euleriana

Las leyes de conservación previamente definidas pueden formularse matemáticamente mediante dos enfoques, siendo estos el enfoque Lagrangiano y el enfoque Euleriano [Fig. 36].

Desde un punto de vista de un enfoque o Marco de Referencia Lagrangiano, el comportamiento temporal a lo largo de una trayectoria de una partícula de un fluido se puede definir como su posición r' en el instante de tiempo t en el que se ha realizado la medición y respecto de un sistema de referencia no inercial que ha sido definido por un vector arbitrario r_0 . De este modo, la aceleración de dicha partícula de un fluido se puede determinar a partir de una derivada ordinaria de la velocidad $c(t)$, ya que el tiempo es la única variable independiente [Ec. 1]

$$a(t) = \frac{dc(t)}{dt} = \frac{d^2r(r_0, t)}{dt^2} = \frac{d^2x}{dt^2} \vec{i} + \frac{d^2y}{dt^2} \vec{j} + \frac{d^2z}{dt^2} \vec{k} = a_x \vec{i} + a_y \vec{j} + a_z \vec{k}$$

Ec. 1

Por su parte, centrado en un punto de vista de un enfoque o Marco de Referencia Euleriano, la partícula de un fluido atraviesa a lo largo del tiempo una región fija del espacio, denominada Volumen de Control. De este modo, el flujo presenta variables no sólo en función del tiempo, sino también de las coordenadas espaciales presentes en el Volumen de Control, dando lugar a que magnitudes como la velocidad $c(x, y, z, t)$ pasen a ser campos vectoriales. Derivando a partir de la regla de la cadena se obtiene el valor de la aceleración de la partícula del fluido $a(x, y, z, t)$ en un punto del Volumen de Control [Ec. 2].

$$a(x, y, z, t) = \frac{dc(x, y, z, t)}{dt} = \frac{\partial c}{\partial t} + (c \cdot \nabla)c = a_x \vec{i} + a_y \vec{j} + a_z \vec{k}$$

Ec. 2

El Marco de Referencia Lagrangiano y el Marco de Referencia Euleriano de una partícula de un fluido se pueden relacionar a través de un operador que recibe el nombre de derivada sustancial o material. A partir de un campo de velocidades $c = (u, v, w)$ y un campo euleriano $\beta(x, y, z, t)$ la derivada sustancial o material se define como el cambio de β que sufre una partícula lagrangiana, cuyo cálculo se realiza a partir de [Ec. 3].

$$\frac{D\beta}{Dt} = \frac{\partial\beta}{\partial t} + (c \cdot \nabla)\beta$$

Ec. 3

De este modo, el cambio total de β para una partícula de un fluido en un campo euleriano de velocidades es igual a la suma de la variación convectiva en el volumen de control desde un enfoque Lagrangiano más la variación temporal desde un enfoque Euleriano.

Es importante destacar, que en la dinámica de fluidos es más interesante estudiar los problemas desde un enfoque Euleriano, ya que desde un punto de vista Lagrangiano se requiere el estudio de múltiples partículas. De este modo, el resto del estudio de las leyes de conservación se realiza desde un enfoque Euleriano.

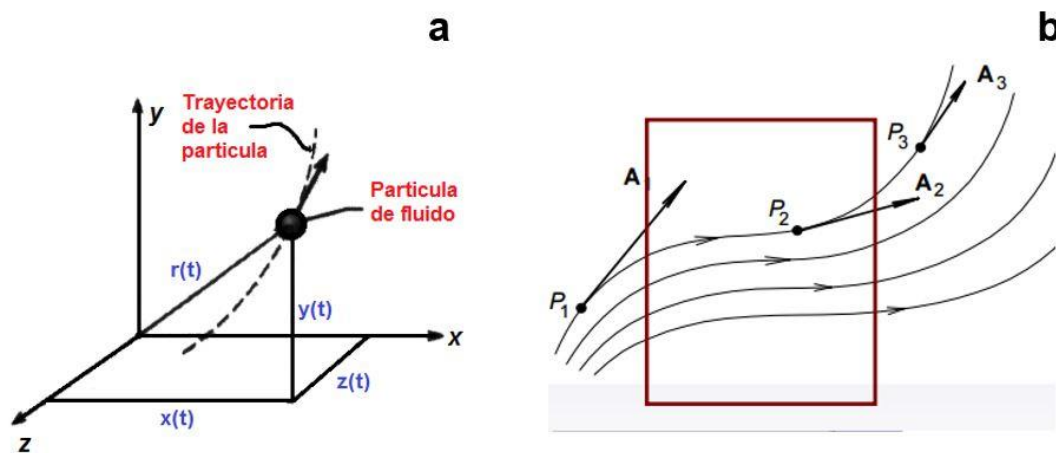


Fig. 36: (a) Marco de Referencia Lagrangiano. (b) Marco de Referencia Euleriano de una partícula de un fluido en movimiento. Fuente: [24]

8.1.2. Teorema del transporte de Reynolds

El teorema del transporte de Reynolds, define la conservación de las magnitudes más relevantes de un fluido en el interior de un volumen de control como el balance entre procesos cuyo valor tiende a aumentar o disminuir.

Una propiedad genérica de un fluido, es decir, velocidad, temperatura, masa, etc. se puede definir como ϕ , siendo su valor intensivo por unidad de volumen [Ec. 4].

$$\varphi = \frac{\partial \phi}{\partial V}$$

Ec. 4

De este modo, el balance de procesos que modifica una propiedad genérica de un fluido ϕ se define como la suma de la tasa de aumento de ϕ por convección en el volumen de control, más la tasa de aumento de ϕ por difusión en el volumen de control, más la tasa de creación de ϕ en el volumen de control.

La convección en un volumen de control es el transporte de una variable a nivel macroscópico debido al movimiento que presenta el fluido. Por su parte, la difusión en un volumen de control es el transporte de una variable a nivel microscópico debido a diferentes leyes, como pueden ser las leyes de Fick, Fourier o Newton.

El balance de procesos definido a priori, se define matemáticamente en la denominada Ecuación de Transporte, cuya forma diferencial se puede encontrar en [Ec. 5].

$$\frac{D\rho\phi}{Dt} = \frac{\partial(\rho\phi)}{\partial t} + \nabla \cdot (\rho\phi U) = \nabla \cdot (T \nabla \phi) + S_\phi$$

Ec. 5

Siendo ρ la densidad, U el campo de velocidades, T el coeficiente de difusión y S_ϕ el término fuente que representa las fuerzas externas que afectan al movimiento del fluido.

No obstante, resulta interesante conocer el teorema de transporte de Reynolds en su forma integral, ya que permite mostrar la variación temporal de la propiedad genérica del fluido ϕ en el interior de un volumen de un control. Para ello, considerando un volumen de control arbitrario [Fig. 2.26], integrando la [Ec. 5] sobre dicho volumen de control y aplicando el Teorema de la Divergencia de Gauss, se obtiene la Ecuación de Transporte de Reynolds para la propiedad genérica del fluido ϕ en su forma integral [Ec. 6].

$$\int_{VC} \frac{\partial(\rho\phi)}{\partial t} dV + \oint_S n \cdot (\rho\phi U) dS = \oint_S n \cdot (T \nabla \phi) dS + \int_{VC} S_\phi dV$$

Ec. 6

Siendo n un vector unitario normal a la superficie S del volumen de control VC .

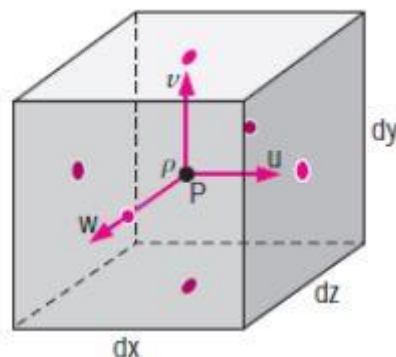


Fig. 37: Volumen de control arbitrario por el que circula un fluido.

Cabe destacar que si en la Ecuación de Transporte de Reynolds, ya sea en su forma diferencial [Ec. 5] o en su forma integral [Ec. 6], se sustituyen los términos generales por los términos de masa, momento o energía, se obtienen las ecuaciones de la conservación de la

masa, conservación del momento lineal y conservación de la energía, en su forma diferencial e integral respectivamente. A continuación, se realiza una explicación más extensa de las ecuaciones expuestas a priori:

- Ley de Conservación de la Masa: Viene derivada de la ecuación de transporte de la densidad. Debido a que la masa no es transportada por convección, el coeficiente de difusión es nulo. A su vez, el término fuente también es nulo si se considera que no ocurren procesos de transformación de masa en energía.
- Ley de Conservación del Momento: En ella, el término difusivo representa la cantidad de movimiento transportada por efectos moleculares. Hay que tener en cuenta, que la difusión se ve afectada por la viscosidad, es decir, la fricción intermolecular de un fluido. En este caso, el término fuente no es nulo, ya que implica las fuerzas superficiales como la presión, viscosidad y las fuerzas volumétricas como las fuerzas gravitacionales.
- Ley de Conservación de la Energía: Viene derivada de la ecuación de transporte de la energía. En ella, el término difusivo representa la conductividad térmica y el calor específico del fluido. No obstante, se debe tener en cuenta que pueden aparecer otros fenómenos que afectan al término difusivo, como puede ser la fricción o la acumulación de energía cinética. Estos fenómenos pueden afectar también al término fuente.

Las ecuaciones anteriores, tanto en su formulación diferencial como integral son muy importantes para el estudio del movimiento o dinámica de los fluidos. Dichas ecuaciones serán estudiadas en profundidad en el *Capítulo III: Materiales y Métodos*, debido a que sobre ellas se construye gran parte de la dinámica de fluidos computacional.

8.2. Relación tensión-deformación en un fluido

Una vez enunciadas las ecuaciones de Conservación de la Masa, Conservación del Momento y Conservación de la Energía, se puede determinar que presentan algunas variables desconocidas. Una de las más destacables son las componentes del tensor de tensiones cortante T_{ij} el cual debe ser determinado. Para ello, el tensor de tensiones cortantes se pueden utilizar ecuaciones diferenciales, las cuales se deben a la relación entre los esfuerzos que se aplican sobre un fluido y la tasa de deformación que provocan en él. Esta relación entre esfuerzos y deformaciones de un fluido es conocida como viscosidad.

La viscosidad tal y como se ha desarrollado previamente, se define como la resistencia que presenta un fluido a ser deformado debido a las colisiones moleculares que se producen en él.

En función de esta definición, se puede distinguir entre los fluidos Newtonianos y los fluidos no Newtonianos. Los fluidos Newtonianos son aquellos cuya viscosidad puede mantenerse constante, mientras que los no Newtonianos su viscosidad varía con la temperatura y la tensión cortante que se le aplica [Fig. 38]. Debido a que en el presente documento se trabaja con aire como fluido principal, se realiza un desarrollo más exhaustivo de los fluidos Newtonianos.

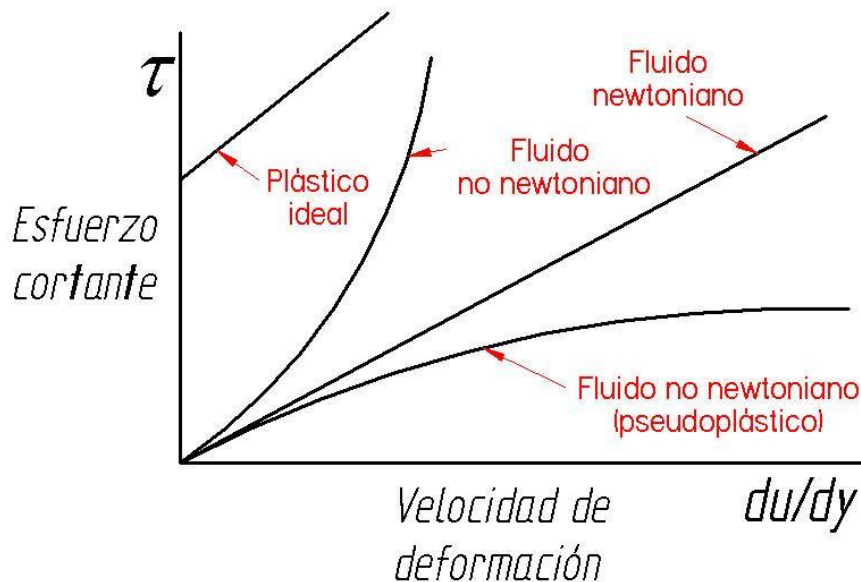


Fig. 38: Esfuerzo cortante frente a velocidad de deformación para diferentes tipos de fluidos.

Tal y como se ha introducido previamente, los fluidos Newtonianos son aquellos en los que se guarda una relación de proporcionalidad entre el esfuerzo cortante aplicado sobre el propio fluido T_{ij} y la tasa de deformación que se produce en él $\dot{\gamma}$. En la [Ec. 7], se observa la Ley de Newton de la viscosidad donde se encuentra la relación entre el esfuerzo cortante y la deformación de un fluido.

$$\tau_{xy} = \frac{F}{A} = \mu \dot{\gamma} = \mu \frac{\partial v_x}{\partial y}$$

Ec. 7

Siendo μ la viscosidad dinámica del fluido y v_x la constante de la velocidad en la dirección del esfuerzo cortante aplicado.

8.2.1. Tensor de tensiones de Cauchy

El tensor de tensiones de *Cauchy* permite conocer el estado de tensión de un punto material sobre el que se está aplicando una hipótesis de carga. Su representación es una matriz

algebraica de segundo orden constituido por nueve componentes de σ_{ij} . Resulta de vital importancia en el caso de la dinámica de fluidos, ya que permite conocer el valor de los elementos del tensor de esfuerzos cortantes T_{ij} en función de la tasa de deformación en un fluido Newtoniano. El tensor de esfuerzos cortantes es normalmente conocido por su término anglosajón *shear-stress tensor*, mientras que el tensor de la tasa de deformación cortante D , se le conoce como *shear strain-rate tensor*.

En el caso de un elemento diferencial de un fluido newtoniano [Fig. 39], el tensor de tensiones de *Cauchy* se define del siguiente modo [Ec. 8].

$$\sigma = \begin{bmatrix} \sigma_{xx} & \sigma_{xy} & \sigma_{xz} \\ \sigma_{yx} & \sigma_{yy} & \sigma_{yz} \\ \sigma_{zx} & \sigma_{zy} & \sigma_{zz} \end{bmatrix} = \sigma_h + \sigma_d = \begin{bmatrix} -p & 0 & 0 \\ 0 & -p & 0 \\ 0 & 0 & -p \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} \tau_{xx} & \tau_{xy} & \tau_{xz} \\ \tau_{yx} & \tau_{yy} & \tau_{yz} \\ \tau_{zx} & \tau_{zy} & \tau_{zz} \end{bmatrix}$$

Ec. 8

Siendo σ_h la componente hidrostática y σ_d el tensor de esfuerzos cortantes. Cabe destacar que la componente hidrostática se debe a las fuerzas de presión.

A continuación, se define el tensor de la tasa de deformación cortante D a partir de la [Ec. 9].

$$D = \frac{1}{2} \left\{ \frac{\partial u_j}{\partial x_i} + \frac{\partial u_i}{\partial x_j} \right\} = \frac{1}{2} [\nabla \otimes U + (\nabla \otimes U)^T]$$

Ec. 9

Siendo u_x, u_y, u_z las componentes cartesianas del campo de velocidades U .

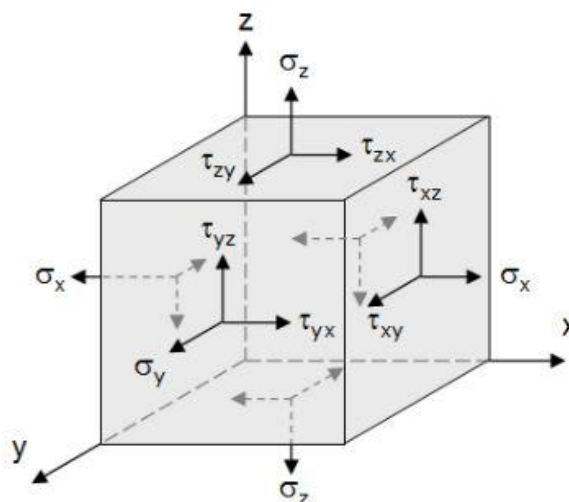


Fig. 39: Elemento diferencial de un fluido Newtoniano sobre el que se aplican esfuerzos normales y cortantes.

Posteriormente, se obtienen las ecuaciones que permiten conocer el valor de los elementos del tensor de esfuerzos cortantes presentes en las ecuaciones de conservación [Ec. 10], [Ec. 11]. Para ello, se integra la Ley de *Newton* de la viscosidad [Ec. 7].

$$\tau_{xx} = -2\mu \frac{\partial u_x}{\partial x} + \left(\frac{2}{3}\mu - k \right) (\nabla \cdot U)$$

Ec. 10

$$\tau_{xy} = \tau_{yx} = -\mu \left(\frac{\partial u_x}{\partial y} + \frac{\partial u_y}{\partial x} \right)$$

Ec. 11

Siendo k la viscosidad volumétrica. Cabe destacar que las ecuaciones expuestas a priori son equivalentes para el resto de componentes del elemento diferencial del fluido Newtoniano.

Finalmente, si se agrupan las ecuaciones anteriores de todas las componentes del elemento diferencial del fluido, se obtiene la ecuación de un fluido Newtoniano donde se relaciona el tensor de tensiones cortantes con la tasa de deformación [Ec. 12].

$$\tau = -2\mu D + \left(\frac{2}{3}\mu - k \right) (\nabla \cdot U) I$$

Ec. 12

De este modo, se determina por completo la constante de la viscosidad de un elemento diferencial de un fluido Newtoniano.

8.2.2. Ecuaciones de Navier-Stokes

Tal y como se ha explicado con anterioridad, las ecuaciones de *Navier-Stokes* constituyen un conjunto de ecuaciones en derivadas parciales no lineales que permiten conocer el movimiento de un fluido viscoso. Integrando la [Ec. 12] en la ley de conservación del momento se obtienen dichas ecuaciones. En notación vectorial, las ecuaciones de Navier-Stokes se reducen a la siguiente ecuación [Ec. 13].

$$\frac{\partial}{\partial t} \rho U + \nabla \cdot (\rho U \otimes U) = \nabla \cdot \left(2\mu D + \left[-\frac{2}{3}\mu + k \right] (\nabla \cdot U) I \right) - \nabla_p + \rho g$$

Ec. 13

La ecuación presentada anteriormente, puede ser expuesta en coordenadas cartesianas, cilíndricas o polares. En el *Capítulo III: Materiales y métodos* se realiza un estudio más exhaustivo de las ecuaciones de *Navier-Stokes* para la modelización del flujo mediante ecuaciones gobernantes.

9. Dinámica de Fluidos Computacional (CFD)

La Dinámica de Fluidos Computacional (*CFD*) es una rama o aplicación de la mecánica de fluidos que permite la simulación y presentación del movimiento de un fluido a través de métodos y algoritmos numéricos. Dichos métodos y algoritmos predicen el comportamiento de los fluidos aproximando la solución de las ecuaciones que los gobiernan. La Dinámica de Fluidos Computacional es capaz de analizar distintos tipos de problemas, incluyendo flujos laminares y turbulentos, fluidos compresibles e incompresibles y flujos monofásicos o multifásicos.

Para que la solución de los problemas sea lo más correcta posible es necesario realizar un número muy elevado de cálculos a través de un proceso iterativo. Para ello, se debe de contar con una potencia informática suficiente, por lo que las herramientas informáticas es uno de los aspectos más importantes en el CFD.

El constante progreso de las herramientas de CFD, ha dado lugar a multitud de softwares especializados en la materia, los cuales cuentan con una gran variedad u opciones en el preprocesado, mallado o postprocesado de los modelos que se planten. La resolución del modelo o problema planteado, se basa en un problema de discretización, es decir, la aproximación del problema a partir de elementos discretos. Dicha discretización se realiza en tres etapas:

1. Discretización espacial: Se basa en la división del dominio que va a ser sometido a estudio en elementos de un tamaño pequeño. Dichos elementos son conocidos como celdas. El conjunto de todas las celdas forman la denominada malla del modelo.
2. Discretización temporal: La presente discretización sólo tiene lugar en simulaciones transitorias, es decir, simulaciones en las que se tiene en cuenta el tiempo. Para ello, el tiempo que se quiere estudiar se divide en una serie de intervalos que determinan el desarrollo del tiempo en la simulación sucediéndose secuencialmente.
3. Discretización de las ecuaciones gobernantes: Para cada uno de los elementos que componen la malla formada en la discretización espacial, se le aplican las ecuaciones en derivadas parciales (*EDPs*) que describen el movimiento del fluido. Dichas ecuaciones aproximadas mediante el empleo de métodos numéricos, siendo esto la discretización de las ecuaciones gobernantes.

Existen diferentes métodos numéricos empleados en la discretización de las ecuaciones gobernantes:

- Método de Diferencias Finitas (*MDF*): Se basan en la formulación diferencial de las ecuaciones gobernantes mediante desarrollos de Taylor de los nodos que conforman el dominio estudiado. Son adecuados para obtener discretizaciones con un error bajo,

pero en geometrías complejas de malla se ve comprometida la conservación de la masa y el momento.

- Método de Elementos Finitos (*FEM*): Se basan en la multiplicación de las EDPs por funciones para a continuación ser integradas. Para ello, dividen el dominio estudiado en subdominios llamados elementos finitos formando una malla.
- Método de Volúmenes Finitos (*FVM*): Es el tipo más utilizado en CFD, ya que su uso es adecuado con independencia del tipo y geometría de la malla. A su vez, asegura la conservación de las variables que intervienen en el comportamiento del fluido. Para ello, el dominio estudiado es dividido en volúmenes de control cuyo conjunto forman la malla. Dichos volúmenes de control son celdas en cuyo centro se emplea la interpolación para encontrar la aproximación de la solución de las variables almacenadas en los nodos.

Puesto que en el presente documento se trata un problema de CFD, se realiza el estudio de la discretización teniendo en cuenta el método de volúmenes finitos.

9.1. Discretización del dominio espacial

En primer lugar, se realiza el estudio de la etapa de la simulación donde se realiza la discretización del dominio espacial. Se trata del primer paso a realizar en todo análisis mediante CFD. Tal y como se ha introducido a priori, se basa en la división del dominio que va a ser sometido a estudio en elementos de un tamaño pequeño o volúmenes de control, cuyo conjunto forman la malla del modelo [Fig. 40].

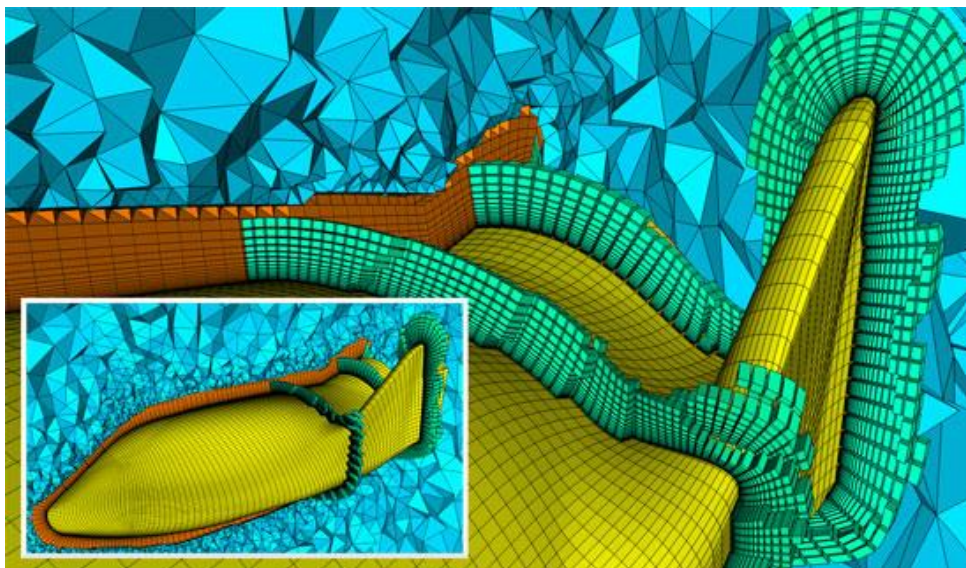


Fig. 40: Vista general del mallado de un vehículo de la NASA X-38 mediante el algoritmo T-Rex de Pointwise. Fuente: [21]

La información correspondiente a las variables del estudio se almacenan en los nodos del volumen de control, que pueden encontrarse en los vértices o caras. Es por ello, que la topología de las celdas es uno de los aspectos más importantes de la etapa de discretización del dominio espacial, destacando las geometrías hexaédricas y tetraédricas sobre el resto. Existen dos tipos de caras de celda de una malla en función de con qué se encuentren en contacto. Por un lado, se encuentran las caras internas, las cuales están en contacto con otro volumen de control. Mientras que, por otro lado, las caras externas definen el contorno del dominio de estudio.

A su vez, se debe de tener en cuenta la calidad de resolución de la malla. Se debe contar con un compromiso entre el refinamiento necesario para que la simulación tenga convergencia y la solución sea válida, con la necesidad computacional que va a tener simular dicha malla. Para facilitar la generación de una correcta malla, se han desarrollado multitud de softwares específicos de mallado, entre los que destacan: *Ansys*, *Salome* o *Blender*.

9.1.1. Tipos de malla

Se encuentran diferentes tipos de malla en función de diversos parámetros. Posteriormente, se muestran los tipos principales:

- Malla estructurada o malla no estructurada: Las mallas estructuradas son aquellas cuyas celdas se pueden identificar a través de un índice ordenado y a partir de un cambio de coordenadas adecuado se puede formar una red cartesiana. Las celdas que las componen pueden ser planas de cuatro lados (2D) o volumétricas con seis caras (3D). Las mallas estructuradas presentan una buena convergencia, sin embargo, no son adecuadas para geometrías complejas. Por otro lado, las mallas no estructuradas permiten una gran adaptación o flexibilidad, de modo que se adapta muy bien a dominios o geometrías complejas, admitiendo un gran número de elementos de lados comunes [Fig. 41].

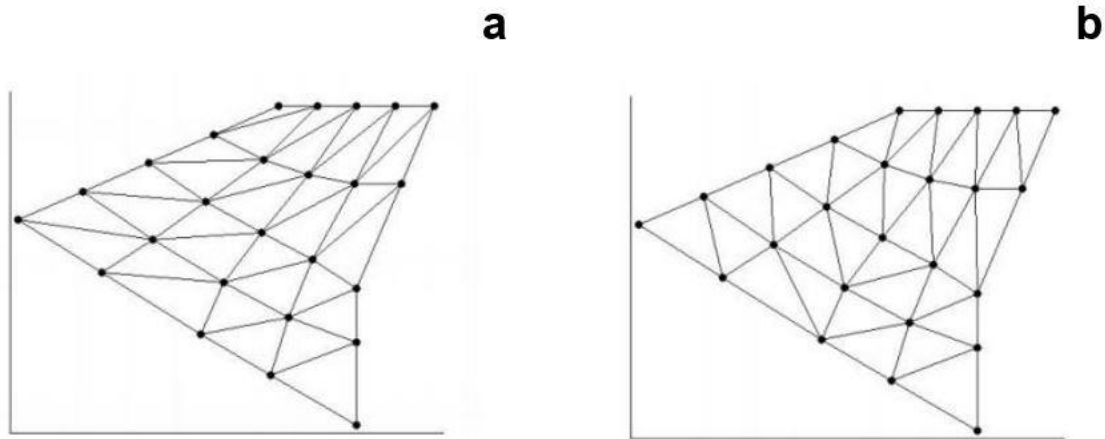


Fig. 41: (a) Ejemplo de malla estructurada. (b) Ejemplo de malla no estructurada utilizada en la discretización del dominio espacial en una simulación CFD.

- Malla centrada o malla segregada: A su vez, se puede distinguir entre mallas centradas y mallas segregadas. Las primeras son aquellas en las que las variables del fluido simulado se encuentran almacenadas en un nodo centroide de cada celda y la información en las caras internas se aproximan a través de la interpolación. Por el contrario, en las mallas segregadas las variables del fluido se encuentran almacenadas en el centro de cada cara y el valor en el centroide de la celda se obtiene por aproximación [Fig. 42].

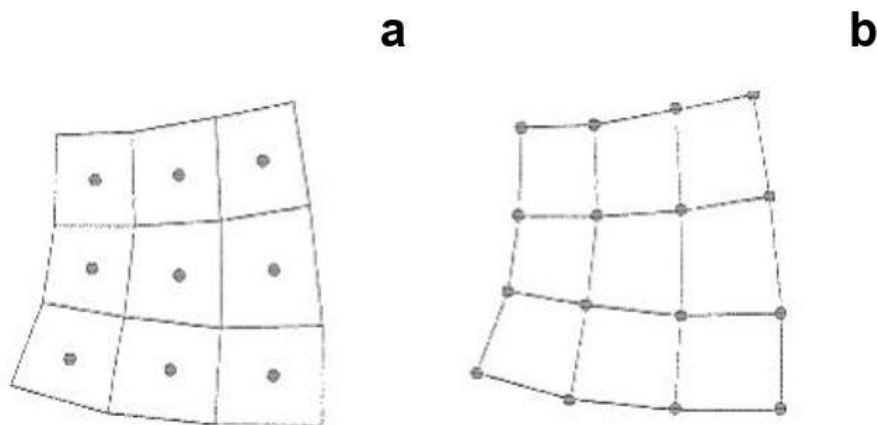


Fig. 42: (a) Ejemplo de malla centrada. (b) Ejemplo de malla segregada utilizada en la discretización del dominio espacial en una simulación CFD.

- Malla conforme o malla no conforme: En ocasiones, el dominio que es mallado no utiliza el mismo tipo de elementos. Este tipo de mallas son conocidas como mallas híbridas o mallas por bloques. Dentro de estas se encuentran dos tipos en función de las interfaces de los bloques que las componen, siendo estas las mallas conformes y las mallas no conformes. Las mallas conformes son aquellas en las que las caras y

los nodos de las celdas a un lado y al otro de la interfaz coinciden. Mientras que, las mallas no conformes son aquellas en las que la interfaz entre las caras y los nodos de las celdas no coinciden, siendo necesario interpolar entre ambos bloques para encontrar una solución más aproximada. Dicha interpolación se puede derivar en problemas de convergencia de la simulación [Fig. 43].

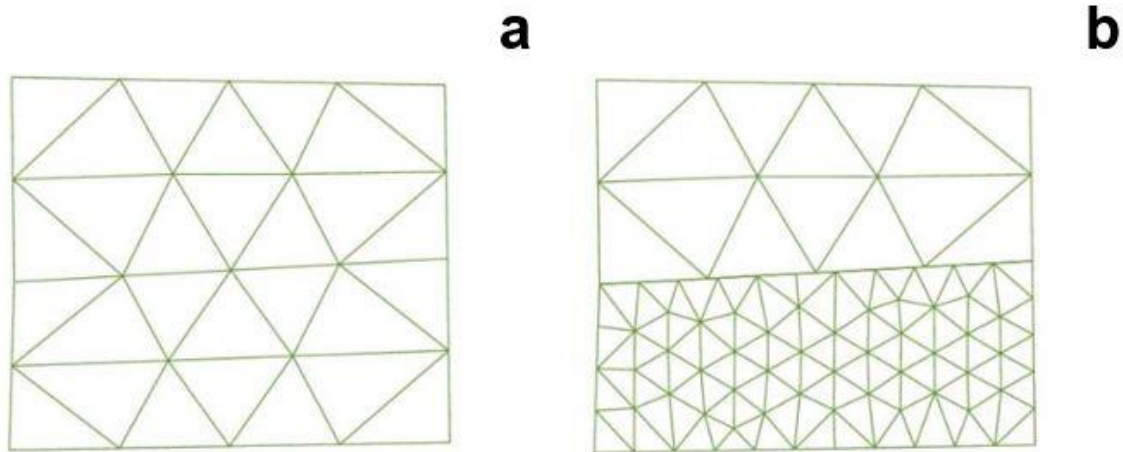


Fig. 43: (a) Ejemplo de malla conforme. (b) Ejemplo de malla no conforme utilizada en la discretización del dominio espacial en una simulación CFD.

- Malla estática, móvil o quimera: Las mallas estáticas son las tradicionales mallas en las que los dominios permanecen parados a lo largo del transcurso del tiempo. No obstante, en ciertos problemas es necesario tener en cuenta el movimiento del dominio, para ello existen las denominadas mallas móviles. Dichas mallas móviles pueden desplazarse, rotar o deformarse en función de las necesidades del problema. Por otro lado, se encuentran las conocidas como mallas quimeras. Se trata de dos mallas superpuestas que se desplazan, giran o deforman de manera independiente, de modo que existe una solución para cada una de ellas. Este último tipo de malla es habitual encontrarlo en modelos aeroelásticos [Fig. 44].

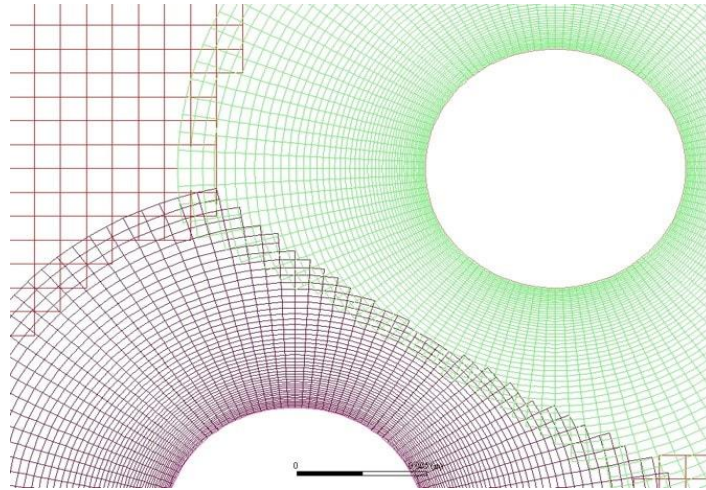


Fig. 44: Ejemplo de malla quimera utilizada en la discretización del dominio espacial en una simulación CFD.

9.1.2. Criterios de calidad de una malla

Para obtener unos resultados de simulación correctos y con el menor error posible, es necesario contar con una malla de calidad suficiente. Dicha calidad se logra con aspectos como una transición de tamaño adecuado a través del dominio y con celdas de formas regulares y no alargadas. Es importante mencionar que, en las zonas próximas a la capa límite, se debe de contar con celdas más refinadas. Además, en zonas de geometrías complejas o discontinuas, también se tienen que utilizar celdas finas.

A continuación, se determinan los criterios de calidad más importantes en la generación de una correcta malla en la discretización del dominio espacial:

- **Ortogonalidad:** Se trata de la desviación angular que se produce entre el vector normal a la superficie de la cara de una celda y el vector que une su centroide con el de la celda vecina. Dicha desviación angular puede extenderse entre 0° y 180° , tomando el valor de 0° como la situación ideal de ortogonalidad de una malla.
- **Oblicuidad:** La oblicuidad de una malla representa la desviación del vector que une el centroide de dos celdas con respecto al centro de su cara interna. Para que una malla cuente con un criterio de calidad de oblicuidad ideal, este debe de ser de valor unidad. Cuanto mayor es la desviación del vector, mayor es la oblicuidad y más error presenta la solución de la simulación.
- **Cociente de aspecto:** El siguiente criterio de calidad de una malla es el coeficiente de aspecto. Dicho criterio determina el cociente entre la longitud mayor y la longitud menor de una celda. A mayor cociente de aspecto, más deformada se encuentra la malla y, por tanto, peor resultado puede presentar la simulación.
- **Cociente jacobiano:** El presente criterio de calidad indica la deformación de los elementos de una malla en una zona de curvatura o geometría compleja. Del mismo

modo que el coeficiente de aspecto, cuanto mayor sea el el coeficiente jacobiano peor calidad presentará la malla.

9.2. Discretización de las ecuaciones gobernantes

A continuación, se desarrolla la tercera etapa de la discretización, siendo esta la discretización de las ecuaciones gobernantes. Para cada uno de los elementos que componen la malla formada a priori mediante la discretización espacial, se le aplican las EDPs que describen el movimiento del fluido. Para ello, se genera un sistema de ecuaciones con dichas EDPs cuya resolución se obtiene mediante un método iterativo (*Jacobi*, *Gauss-Seidel*, etc) o mediante un método directo (*Gauss*, *Cramer*, etc). Recordar que únicamente se va a emplear el método de volúmenes finitos.

Obtenida la discretización del dominio espacial, se realiza la integración de las ecuaciones de conservación en cada una de las celdas que forman la malla. Para ello, se integra la ecuación de transporte de Reynolds [Ec. 6] a lo largo de un volumen de control de la malla [Ec. 14].

$$\int_{VC} \frac{\partial(\rho\varphi)}{\partial t} dV + \oint_S n \cdot (\rho\varphi U) dS = \oint_S n \cdot (\Gamma \nabla \varphi) dS + \int_{VC} S_\varphi dV$$

Ec. 14

Siendo la primera integral el término temporal, la segunda el término convectivo, la tercera el término difusivo y la cuarta el término fuente.

Posteriormente, se realiza la discretización de cada uno de los términos que componen la ecuación [Ec. 14], suponiendo la malla como centrada y no segregada.

9.2.1. Término temporal

La discretización del término temporal cuenta con numerosos métodos numéricos para llevarla a cabo. Sin embargo, la expansión polinomial en series de Taylor de primer orden es el método más aplicado, obteniéndose la derivada de la ecuación [Ec. 15].

$$\int_{VC} \frac{\partial(\rho\varphi)}{\partial t} dV \approx \rho_P \frac{\varphi_P^n - \varphi_P^0}{\Delta t} V_P$$

Ec. 15

Siendo 0 el paso del tiempo actual, n el paso del tiempo futuro y P el nodo de la celda que se integra.

La utilización de las series de *Taylor* de primer orden permiten lograr órdenes mayores, logrando un menor error y una mayor velocidad de cálculo en la simulación.

9.2.2. Término convectivo y término difusivo

La discretización del término convectivo y del término difusivo se logra mediante la aplicación del teorema de la divergencia de Gauss a la integral del volumen de control original, obteniéndose una integral de superficie.

Suponiendo que el volumen de control de la malla integrado presenta como contorno una serie de caras planas, dicha integral del volumen de control se puede dividir en un sumatorio de integrales de cada una de las caras planas. A su vez, si se supone que la magnitud genérica conservada φ varía linealmente en función de la superficie que presenta el volumen de control, se puede obtener únicamente un sumatorio de los flujos en cada una de las caras planas.

A partir de lo explicado a priori, el término convectivo presenta la siguiente forma discretizada [Ec. 16].

$$\oint_S n \cdot (\rho \varphi U) dS \approx \sum_f A (\rho u)_{f\varphi f}$$

Ec. 16

A su vez, la ecuación discretizada para el término difusivo es [Ec. 17]:

$$\oint_S n \cdot (\Gamma \nabla \varphi) dS \approx \sum_f \Gamma_f (A \cdot \nabla_{\varphi f})$$

Ec. 17

Siendo φ_f es el valor de la magnitud conservada en las caras del volumen de control de la malla y A un vector normal a la cara de módulo equivalente a su superficie.

Las ecuaciones explicadas anteriormente no tienen dependencia de las variables que son almacenadas en el centroide del volumen de control, ya que dependen del valor que presentan las caras internas de cada celda. Como se está analizando el caso de una malla no segregada se debe tener en cuenta que dichos valores no están determinados, por lo tanto, es necesario utilizar esquemas de interpolación para obtenerlos. Existen diferentes esquemas de interpolación, entre los que destacan los siguientes:

- Esquema de interpolación lineal: En el presente esquema se deriva el valor de la magnitud en la cara interna que compone dos celdas. Su utilización no es habitual en problemas de convección, ya que no tiene en cuenta la dirección del flujo a través de la malla, dando lugar a oscilaciones. Su uso es generalmente para discretizar el término difusivo.
- Esquema de interpolación upwind: En este caso, el esquema de interpolación upwind si tiene en cuenta la dirección del flujo a través de la malla. Se utiliza habitualmente

para la discretización del término convectivo, ya que su uso no es adecuado para flujos difusivos.

- Esquema de interpolación upwind-lineal: El esquema de interpolación upwind-lineal es una combinación del esquema de interpolación lineal y el esquema de interpolación upwind. Su uso es extendido para la discretización del término convectivo.

9.2.3. Término fuente

Finalmente, se estudia la discretización del término fuente. Para ello, se utiliza la integración del método de *Picard* en el volumen de control estudiado, dando lugar a [Ec. 18]:

$$\int_{VC} S_{\varphi} dV = \int_{VC} (\varphi_P S_P + S_u) dV = S_P V_P \varphi_P + S_u V_P$$

Ec. 18

Siendo V_P el volumen de la celda, S_P el coeficiente de linealización que depende de la magnitud conservada y S_u el coeficiente de linealización constante.

En ocasiones, el término fuente no depende de la magnitud conservada, por lo que no es necesario que sea linealizado y se puede obtener de manera directa de la integral.

9.3. Discretización del dominio temporal

Posteriormente, se aborda la discretización del dominio temporal. Tal y como se ha mencionado con anterioridad, el presente proceso sólo se realiza en los problemas transitorios, debido a que los problemas de origen estacionario únicamente se tiene en cuenta el valor último de los componentes del sistema, sin dependencia del avance a lo largo del tiempo de las ecuaciones gobernantes.

El proceso de discretización temporal se basa en la división del tiempo en intervalos discretos Δt , que determinan el desarrollo del tiempo en la simulación sucediéndose secuencialmente. Para ello, se integra la ecuación de transporte de *Reynolds* [Ec. 6] en el espacio que transcurre entre un instante de tiempo actual t y un tiempo que le sucede $t + \Delta t$ [Ec. 19].

$$\int_t^{t+\Delta t} \int_{VC} \frac{\partial}{\partial t} (\rho \varphi dV) dt + \int_t^{t+\Delta t} \oint_S n \cdot (\rho \varphi U) dS dt = \int_t^{t+\Delta t} \oint_S n \cdot (\Gamma \nabla \varphi) dS dt + \int_t^{t+\Delta t} \int_{VC} S_{\varphi} dV dt$$

Ec. 19

Como se ha visto en la discretización del dominio espacial, las integrales volumétricas pueden ser sustituidas por ellas mismas discretizadas. La integración se puede llevar a cabo mediante dos tipos de métodos numéricos diferentes:

- Métodos numéricos explícitos: Se lleva a cabo a través de los valores que se conocen en instantes de tiempos anteriores para obtener el nuevo valor del paso temporal contiguo. Presentan la ventaja de que no se necesitan sistemas de ecuaciones algebraicas no lineales, pero, son inestables para ciertos valores numéricos. Los métodos numéricos de *Euler explícito* o *Runge-Kutta* están incluidos dentro de los métodos numéricos explícitos.
- Métodos numéricos implícitos: Se realiza a partir tanto de los valores que se conocen en instantes de tiempos anteriores como los valores del siguiente paso temporal. A diferencia de los métodos numéricos explícitos son siempre estables, aunque presentan la desventaja de que necesitan sistemas de ecuaciones algebraicas no lineales. Ejemplo de los métodos numéricos implícitos son *Euler implícito*, *Runge-Kutta implícito* o *Crank-Nicolson*.

9.4. Condiciones iniciales y de contorno

Las ecuaciones en derivadas parciales o las ecuaciones diferenciales ordinarias tienen dependencia de las condiciones iniciales y de las condiciones de contorno del sistema o problema al que pertenecen y que es sometido a estudio y simulación de fluidos computacional. Las condiciones iniciales indican el estado o situación de las variables implicadas en el problema, como puede ser la presión, temperatura o velocidad, en un instante inicial $t = 0$. Por su parte, las condiciones de contorno indican los valores que toman dichas variables en el contorno del dominio o malla estudiado.

A diferencia de las caras internas mencionadas a priori que utilizan esquemas de interpolación para su cálculo, el cálculo de los valores de las condiciones de contorno se lleva a cabo a través de la determinación directa a partir del dominio y de las características específicas de cada problema sometido a estudio y simulación. Las condiciones de contorno más utilizadas son las de *Dirichlet* y las de *Neumann*. A continuación, se aborda cada una de ellas:

- Condiciones de contorno de *Dirichlet*: En este tipo, se aporta un valor específico en todo el contorno de la geometría, como puede ser la temperatura de una pared o la condición de no deslizamiento, es decir, la velocidad específica de una pared.
- Condiciones de contorno de *Neumann*: En el presente caso, se aporta un gradiente de la variable en todo el contorno de la geometría, siendo por ejemplo el gradiente de presión de un flujo a la entrada.

9.5. Acoplamiento presión-velocidad

La resolución numérica de la ecuación de continuidad y de la ecuación de conservación del momento presenta un problema notable. Dicho problema es derivado de la no aparición de la presión en la ecuación de conservación de la masa.

Para solucionar el problema de la ausencia de la presión, en fluidos compresibles la ecuación de continuidad puede ser tomada como una ecuación de transporte de la densidad, mientras que la ecuación de conservación se puede utilizar como una ecuación de transporte de temperatura. De este modo, teniendo en cuenta que en este tipo de fluidos la densidad es función de la temperatura y de la presión, con la simple introducción de una ecuación de estado se podría calcular la presión.

Por su parte, en fluidos incompresibles, la densidad no puede ser directamente relacionada con la presión, ya que esta se mantiene constante. De este modo, se produce un acoplamiento entre la presión y la velocidad, siendo necesario la introducción de un campo de presiones en las ecuaciones de momento para que las velocidades que son obtenidas cumplan la ecuación de continuidad. Para ello, se emplea un proceso iterativo que es resuelto mediante métodos numéricos. Los métodos numéricos más importantes para el proceso son el algoritmo SIMPLE y el algoritmo PISO:

- Algoritmo SIMPLE (*Semi Implicit Method of Pressure Linked Equations*): Se utiliza para los estudios en estado estacionario. El proceso consiste en la derivación de una ecuación de presión a partir de la ecuación de momento y de la masa. A su vez, se incorpora un elemento corrector del campo de velocidades con el objetivo de asegurar el cumplimiento de la ecuación de continuidad.
- Algoritmo PISO (*Pressure Implicit of Split Operations*): Es aplicado para los estudios en estado transitorio. En este caso, se utilizan directamente las velocidades que aseguran el cumplimiento de la ecuación de continuidad para obtener el campo de presiones.

9.6. Solución de las ecuaciones discretizadas

Finalmente, se lleva a cabo la solución de las ecuaciones que han sido expuestas a lo largo del capítulo y que han sido debidamente discretizadas. Para ello, se lleva a cabo distintos procesos de solución para la dinámica de fluidos computacional, como pueden ser los métodos de *Jacobi*, *Gauss-Seidel*, *TDMA* o *Newton-Raphson*. Para asegurarse que dichos métodos de solución, y también los métodos de análisis previamente estudiados, han sido elegidos de manera correcta y son completamente válidos, se estudian las propiedades de consistencia, estabilidad y convergencia. Posteriormente, se lleva a cabo el análisis de cada una de las propiedades:

- **Consistencia:** Se puede considerar que se cumple la propiedad de consistencia cuando la ecuación discretizada y la ecuación diferencial que se obtiene al hacer infinitesimales los diferenciales temporales y volumétricos son semejantes.
- **Estabilidad:** Por su parte, la estabilidad se produce cuando los errores producidos en un cálculo no aumentan sin cesar cuando se avanza en el tiempo de dicho cálculo. Es decir, cuando el error no aumenta entre iteración e iteración.
- **Convergencia:** La convergencia es una de las propiedades más destacables en la comprobación de los métodos utilizados. Se dice, que una solución converge cuando la solución de la ecuación discretizada y la solución exacta de la ecuación diferencial tienden a ser iguales. Puesto que en la dinámica de fluidos computacional se utilizan procesos iterativos y no se logra una solución exacta, se considera que una solución converge cuando el error cometido en el cálculo es lo suficientemente pequeño. Para poder monitorizar la convergencia de una simulación, se utiliza lo conocido como representación de los residuos. Se trata de una técnica que permite cuantificar un parámetro representativo de todos los elementos de malla por cada iteración, de modo que se puede representar una gráfica para ver la estabilidad de esta [Fig. 45].

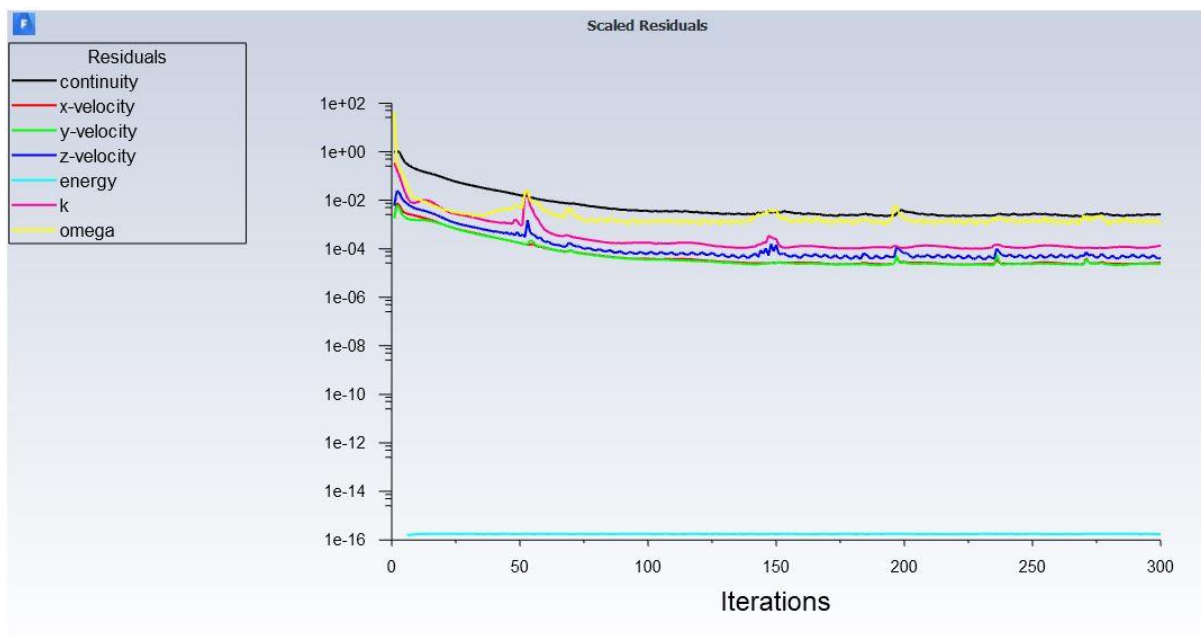


Fig. 45: Ejemplo de gráfica de residuos con modelo de turbulencia K-Omega obtenida mediante el software ANSYS.

CAPÍTULO III: MATERIALES Y MÉTODOS

En el presente apartado, se van a analizar los distintos materiales y métodos utilizados en el estudio de las válvulas Charlotte e Isabel mediante el uso de la dinámica de fluidos computacional, además de la fabricación de las mismas.

En primer lugar, como en cualquier diseño de una geometría o estudio de la misma, es necesario contar con un software de diseño CAD que permita el diseño completo, ensamblaje o limpieza de la geometría que se quiere realizar. En este caso, no se realiza el diseño de una pieza desde el comienzo, si no que se realiza la limpieza de los errores presentes y la definición del dominio del fluido en las geometrías ya elaboradas por diferentes compañeros. Para ello, se utiliza el software de diseño CAD *SolidWorks*.

Por otro lado, para la realización de una simulación de dinámica computacional se debe de contar con un software específico. Dicho software debe de contar con un módulo de preparación de la simulación en materia de definición de las condiciones de contorno y de simulación, un ejecutor o solver de la simulación y un postprocesador que permita la visualización de los resultados obtenidos. En este caso, el software utilizado es *Ansys*.

A continuación, se va a realizar un estudio más profundo de los aspectos que implican al software de diseño CAD *SolidWorks*, al software de dinámica de fluidos computacional *Ansys* y a los posibles materiales de las válvulas utilizados durante el proceso de manufactura.

10. Diseño CAD mediante software *SolidWorks*

En cuanto al software *SolidWorks*, se trata de un programa de diseño CAD/CAE que permite la elaboración de distintas piezas, y en consecuencia, ensamblajes, de diseños muy elaborados y con un nivel alto de complejidad.

SolidWorks permite obtener soluciones para cada fase de diseño, ya que dispone de un número amplio de herramientas que permiten el desarrollo de un producto de forma eficaz en todos sus pasos. El software expuesto permite el trabajo de cinco bloques de herramientas distintas. Dichas herramientas son las siguientes [25]:

- Herramientas de diseño para la elaboración de modelos y ensamblajes.
- Herramientas de diseño destinadas a la fabricación mecánica de modo que permite generar de manera automática documentación sin planos 2D.
- Herramientas para simulación que permiten la evaluación del diseño.

- Herramientas destinadas a la evaluación del impacto medioambiental del diseño a lo largo de su ciclo de vida.
- Herramientas que simplifican la manera de operar de las empresas en materia de comunicación técnica a partir de la reutilización de datos de CAD en 3D.

10.1. Limpieza de geometría

Tal y como se ha enunciado anteriormente, la utilización principal del software SolidWorks para el estudio de las válvulas Charlotte e Isabel se corresponde con la limpieza de sus geometrías. A continuación, se observa cuales son los problemas típicos de topología que aparecen en las geometrías CAD y la solución que tienen para su posterior mallado de manera correcta.

- Superficies sin unir: El caso más típico son superficies que están en contacto, pero no terminan de estar bien unidas. Dicho error es debido fundamentalmente a que una de las aristas de la superficie presenta un punto que genera un problema el cual debe de ser eliminado y restaurado, o que una superficie sobresale más que la otros, por lo que se debe de eliminar la parte de la superficie que sobresale.
- Intersección de superficies: En ocasiones se encuentran superficies que se interseccionan pero cuya intersección no está definida. Para solucionar este problema, se debe seleccionar las caras a intersectar y posteriormente eliminar las superficies que no interesen [Fig. 46].

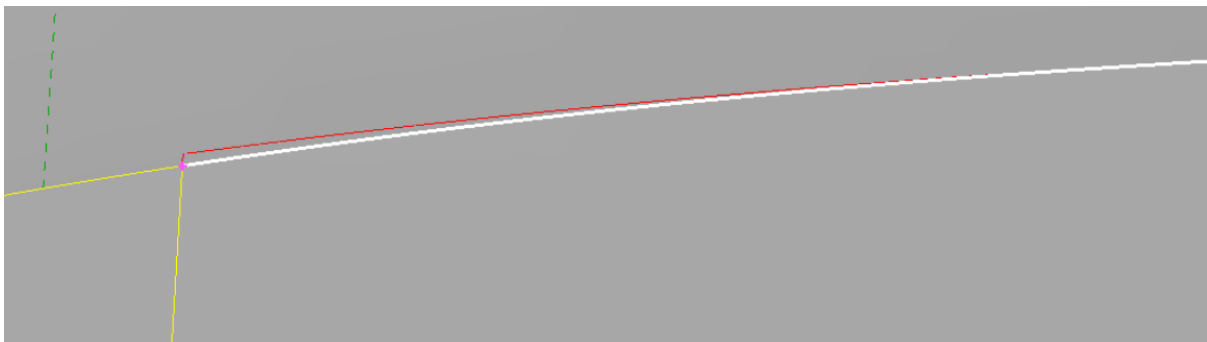


Fig. 46: Ejemplo de error debido a una intersección de superficies obtenida mediante el software SolidWorks.

- Superficies sin definir: A su vez, se pueden observar superficies que no están bien creadas, están rotas e incluso que están ocultas. En estos casos, si la superficie es pequeña es recomendable eliminarla y crear otra nueva respetando la curvatura original.
- Aristas colapsadas: En el momento de limpiar una geometría, pueden aparecer aristas que se encuentren colapsadas, es decir, que tienen el inicio y el final de su curva en

el mismo punto. Para eliminar el error, se debe de identificar qué punto es el erróneo y ubicarlo de manera correcta [Fig. 47].

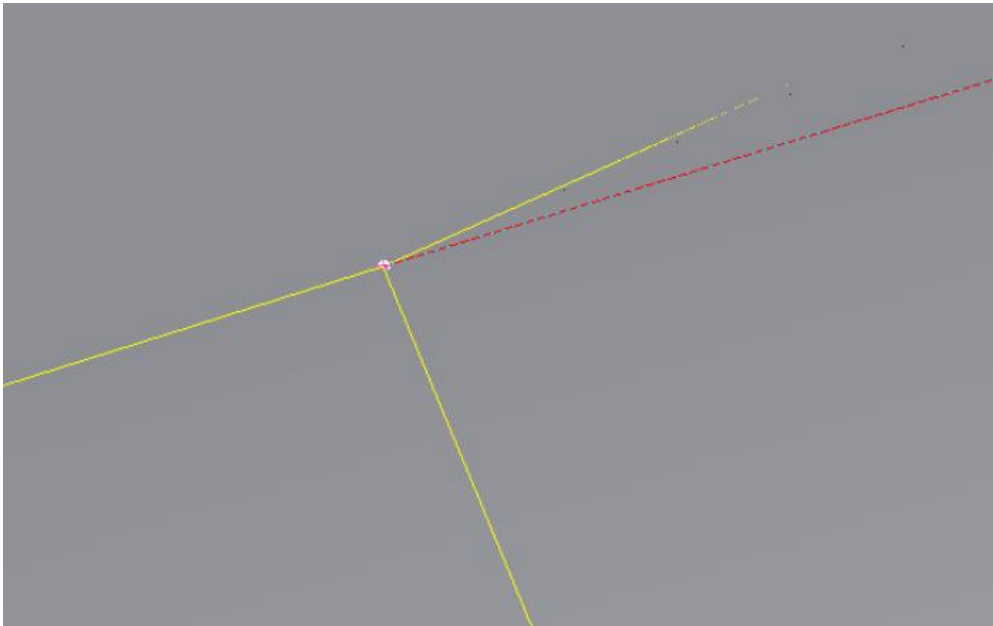


Fig. 47: Ejemplo de error debido a una arista colapsada obtenida mediante el software SolidWorks.

10.2. Definición del dominio del fluido

Una vez realizada la limpieza de las distintas geometrías, se aborda la última fase de utilización del software *SolidWorks*. Dicha fase se corresponde con la definición del dominio del fluido. En este caso, como la geometría de cualquiera de las válvulas se corresponde con un conjunto de conductos en cuyo interior circula el aire, es necesario tomar toda la válvula como un único sólido para que posteriormente pueda ser mallado por completo y discretizado en los elementos necesarios.

Para ello, se utiliza la herramienta *Rellenar*, en la cual se seleccionan los planos correspondientes a la entrada y salida del conducto de modo que el programa realiza un sólido con la geometría del hueco interior disponible entre los planos definidos anteriormente. [Fig. 48].

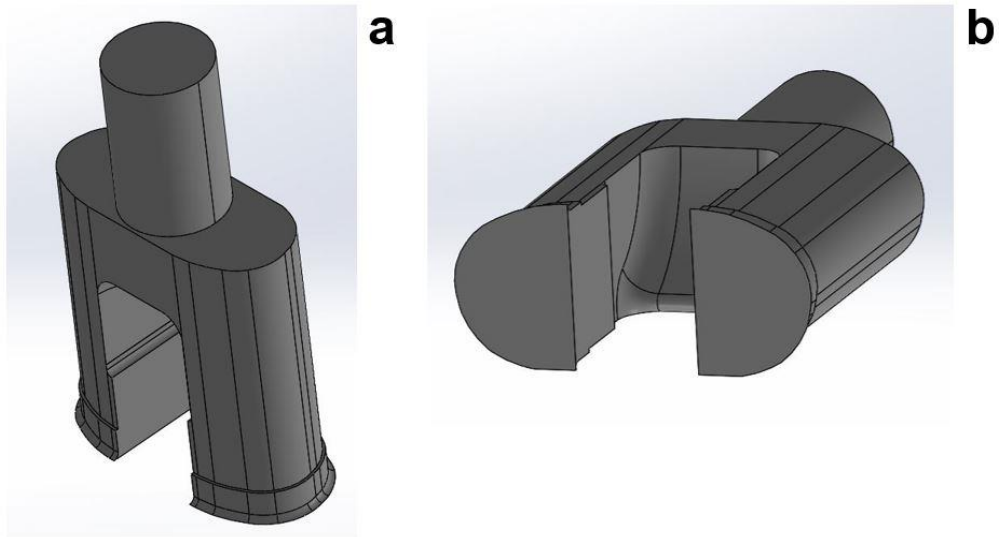


Fig. 48: (a) Conducto de entrada (b) Conductos de salidas rellenos para la definición del dominio fluido mediante la utilización del software SolidWorks.

11. Simulación y análisis CFD mediante software *Ansys*

Ansys es una plataforma de análisis de flujo de trabajo, que combina la fuerza de las principales herramientas de simulación con las herramientas necesarias para gestionar sus proyectos. Para construir un análisis, se añaden bloques de construcción llamados sistemas al espacio de trabajo principal del proyecto. Estos sistemas forman un diagrama de flujo que representa el flujo de datos a través de su proyecto. Cada sistema es un bloque de uno o más componentes llamados celdas, que representan los pasos secuenciales necesarios para el tipo específico de análisis. Una vez añadidos, pueden ser unidos para compartir o transferir datos entre sistemas [26].

Desde las celdas, se puede trabajar con varias aplicaciones de *Ansys* y tareas de análisis; algunas de ellas se abren en pestañas dentro del entorno, mientras que otras se abren de forma independiente en sus propias ventanas.

Las aplicaciones de *Ansys* permiten definir como parámetros las características de análisis como las dimensiones de la geometría, las propiedades de los materiales y las condiciones de contorno. Se puede gestionar los parámetros a nivel de proyecto en el entorno. Para realizar un análisis, se trabaja a través de las celdas de cada sistema en orden definiendo las entradas, especificando los parámetros del proyecto, ejecutando su simulación e investigando los resultados.

Ansys permite investigar fácilmente las alternativas de diseño, pudiendo modificar cualquier parte de un análisis o variar uno o más parámetros, y luego actualizar automáticamente el proyecto para ver el efecto del cambio en el resultado de la simulación.

Para la realización del estudio de las válvulas Charlotte e Isabel mediante el uso de la dinámica de fluidos computacional, se utiliza el módulo de *Ansys* denominado *Fluent*. Dicho módulo se encuentra integrado en el programa informático *Ansys*, utilizándose para modelar el flujo de fluidos, la transferencia de calor y las reacciones químicas en geometrías complejas.

A continuación, se procede a un análisis más completo del módulo utilizado en el presente documento.

11.1. Modelización de mallas

Tal y como se ha explicado con anterioridad, la modelización de mallas es el proceso mediante el cual una geometría se discretiza espacialmente en elementos y nodos. Esta malla, junto con las propiedades de los materiales, se utiliza para representar matemáticamente la distribución geométrica de un diseño. El modelo de mallado disponible en el software *Ansys* es un mallador automático en el cual se pueden ajustar diversos parámetros.

El tamaño del elemento por defecto se determina en base a una serie de factores, incluyendo el tamaño global del modelo, la proximidad de otras topologías, la curvatura del cuerpo y la complejidad del diseño. Si es necesario, el software permite ajustar la finura de la malla hasta cuatro veces (ocho veces para un ensamblaje) con el fin de lograr una malla exitosa.

Fluent proporciona una completa flexibilidad de malla, incluyendo la capacidad de resolver problemas de flujo utilizando mallas no estructuradas que pueden generarse sobre geometrías complejas. Los tipos de malla soportados incluyen mallas 2D triangulares y cuadrilaterales, 3D tetraédricas, hexaédricas, pirámide, cuña y poliédricas, y mallas mixtas (híbridas). A su vez, permite refinar o engrosar una malla en base a la solución de flujo, el establecimiento de condiciones límite, la definición de las propiedades de los fluidos, la ejecución de la solución, el refinamiento de la malla y el postprocesamiento y la visualización de los resultados [Fig. 49].

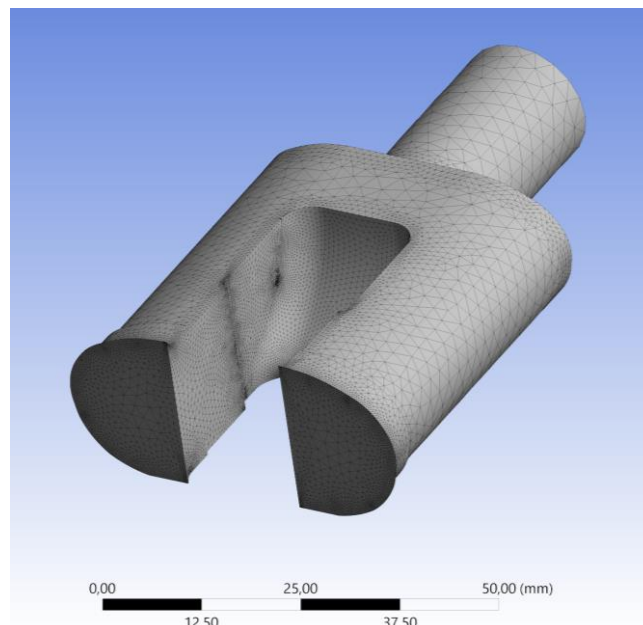


Fig. 49: Ejemplo de refinamiento de malla en la válvula Isabel obtenida mediante el software Ansys.

A su vez, el módulo de *Ansys Fluent*, permite modificar la malla traduciendo o escalando las coordenadas de los nodos, partiendo el dominio para el procesamiento paralelo, y fusionando o separando zonas. Del mismo modo, permite convertir todas las mallas 3D en celdas poliédricas, excepto las mallas hexagonales puras, las cuales se conservan durante la conversión.

Finalmente, permite obtener información de diagnóstico sobre la malla, incluyendo el uso de la memoria y la información simple, topológica y de dominio, averiguar el número de nodos, caras y celdas en la malla, determinar los volúmenes mínimos y máximos de celdas en el dominio, y comprobar el número adecuado de nodos y caras por celda.

11.2. Modelización de la simulación

Tras la definición del problema que se quiere estudiar o resolver mediante la dinámica de fluidos computacional y generar la malla adecuada mediante la cual se ha realizado la discretización del dominio espacial de la geometría, se procede a la modelización de la simulación. Para ello, se va a realizar la modelización de los siguientes aspectos:

- Condiciones iniciales y de contorno del sistema estudiado.
- Propiedades físicas que presenta la simulación.
- Comportamiento del flujo que va a intervenir en el estudio.

A continuación, se exponen las posibilidades que ofrece el software de simulación de dinámica de fluidos *Ansys* de los aspectos enunciados a priori.

11.2.1. Modelización de las condiciones iniciales y de contorno

Posteriormente, se describen las opciones de condiciones iniciales y de contorno disponibles en módulo *Fluent* de *Ansys*. Las condiciones iniciales y de contorno especifican las variables de flujo y térmicas en los límites de un modelo físico. Son, por lo tanto, un componente crítico de las simulaciones de dinámica de fluidos computacional, siendo muy importante su especificación adecuada. Los tipos de condiciones iniciales y de contorno disponibles en *Ansys Fluent* se clasifican de la siguiente manera [Tabla 1]:

Categoría	Tipo de condición
Externa	<ul style="list-style-type: none">- Eje- Desgasificación- Ventilador de escape- Ventilación de entrada- Interfaz- Entrada de flujo de masa- Salida de flujo de masa- Salida- Ventilación de salida- Sobrecarga- Campo lejano de presión- Entrada de presión- Salida de presión- Simetría

	<ul style="list-style-type: none"> - Entrada de velocidad - Pared
Interna	<ul style="list-style-type: none"> - Ventilador - Interior - Salto poroso - Radiador - Interfaz RANS/LES. - Pared
Periódica	<ul style="list-style-type: none"> - Periódica
Celda	<ul style="list-style-type: none"> - Lúcida - Sólido (los medios porosos y los ventiladores 3D son un tipo de celda de fluido)

Tabla 1: Tipos de condiciones iniciales y de contorno ofrecidas por el módulo *Fluent* del software *Ansys* para la realización de simulaciones de dinámica de fluidos.

A su vez, se pueden definir una serie de casos basados en un conjunto de valores paramétricos. Estos parámetros pueden definirse para los ajustes de la zona celda numérica y de las condiciones límite. Esto es especialmente útil si están realizando estudios paramétricos (optimización), comparando casos con diferentes configuraciones de condiciones límite.

11.2.2. Modelización de las propiedades físicas

El siguiente aspecto a tener en cuenta en la modelización de una simulación de dinámica de fluidos computacional son las propiedades físicas del sistema estudiado. Dichas propiedades físicas, incluyen los materiales que componen la geometría, las ecuaciones físicas utilizadas para calcular las propiedades de los materiales y los métodos que se pueden utilizar para cada entrada de propiedades.

Las propiedades de los materiales se definen utilizando la hoja de ruta de materiales o la rama del árbol de materiales, donde se pueden introducir valores para las propiedades que son relevantes en el problema que ha sido definido en la hoja de ruta de modelos. A continuación, se abordan una serie de propiedades físicas comunes en la dinámica de fluidos computacional:

- Densidad: La selección de la densidad en el módulo *Fluent* del software *Ansys* es de notable importancia. Establece la relación de densidad basada en un régimen de flujo.

Para los flujos compresibles, la ley de gas ideal es la relación de densidad apropiada.

Para los flujos incompresibles, se puede elegir uno de los siguientes métodos:

- Densidad constante: Se utiliza cuando la densidad es una función de la temperatura.
- Ley del gas ideal incompresible: Resulta adecuado cuando las variaciones de presión son lo suficientemente pequeñas como para que el flujo sea totalmente incompresible, pero, se desea utilizar la ley del gas ideal para expresar la relación entre la densidad y la temperatura (por ejemplo, para un problema de convección natural).
- Densidad como una función polinómica, lineal o polinómica de la temperatura: Se utiliza cuando la densidad es solamente una función de la temperatura, por ejemplo, el caso de un problema de convección natural.
- Modelo de *Boussinesq*: Es recomendable para los problemas de convección natural que implican pequeños cambios de temperatura.
- Método de la densidad de los líquidos compresibles: Permite modelar los líquidos compresibles a altas presiones.
- Viscosidad: *Ansys* proporciona varias opciones para la definición de la viscosidad del fluido:
 - Viscosidad constante.
 - Viscosidad dependiente de la temperatura y/o de la composición.
 - Viscosidad en función de la teoría cinética.
 - Viscosidad no newtoniana.
 - Viscosidad a partir de una función definida por el usuario.
- Conductividad térmica: La conductividad térmica debe definirse cuando la transferencia de calor está activa, es decir, cuando se modela la energía y el flujo viscoso. *Ansys* permite las siguientes variables para la definición de la conductividad térmica:
 - Conductividad térmica constante.
 - Conductividad térmica dependiente de la temperatura y/o composición.
 - Conductividad en función de la teoría cinética y anisotrópico (anisotrópico, biaxial, ortotrópico, ortotrópico cilíndrico, ejes principales y valores principales, anisotrópico definido por el usuario).
- Coeficientes de difusión del UDS: Hay dos tipos de difusividad del UDS que se pueden especificar en *Ansys*:
 - Isotrópica: La difusión es isotrópica cuando es la misma en todas las direcciones. Los coeficientes de difusión isotrópica pueden especificarse de dos maneras: como una única definida por el usuario que se aplica a todas las

ecuaciones de transporte de UDS definidas para su modelo; o sobre una base por escalas como constantes, funciones polinómicas de temperatura, o funciones definidas por el usuario.

- Anisotrópica: La difusión es anisótropa cuando los coeficientes de difusión son diferentes en distintas direcciones. La difusión anisotrópica puede especificarse mediante una matriz de coeficientes de difusión tensorial para cada UDS, tanto en zonas fluidas como sólidas, de cuatro maneras diferentes: anisotrópica general, ortotrópica, cilindro-ortotrópica y anisotrópica definida por el usuario.
- Capacidad de calor específica: Del mismo modo que con la conductividad térmica, la capacidad calorífica específica debe definirse cuando la ecuación de energía está activa. Las opciones disponibles en *Ansys* para la definición de la capacidad de calor son las siguientes:
 - Capacidad de calor constante.
 - Capacidad de calor dependiente de la temperatura y/o composición.
 - Capacidad de calor específica en función de la teoría cinética.
- Coeficientes de difusión de masa: Para los cálculos de transporte de especies, hay dos maneras de modelar la difusión de las especies químicas. Para la mayoría de las aplicaciones, la aproximación de la ley de *Fick* es adecuada, pero para algunas aplicaciones, por ejemplo, los flujos laminares dominados por la difusión, como la deposición química de vapor, es recomendable utilizar el modelo de difusión multicomponente completo.
- Entalpías de estado estándar: Cuando se resuelve un flujo reactivo utilizando el modelo de velocidad finita o de disipación de remolinos, se debe definir la entalpía de estado estándar, también conocida como entalpía de formación o calor de formación, para cada especie.
- Entropías de estado estándar: Si se utiliza el modelo de tasa finita con reacciones reversibles, se debe definir la entropía de estado estándar, para cada especie.
- Parámetros de la teoría cinética: El módulo *Fluent* de *Ansys* permite definir las siguientes propiedades usando la teoría cinética cuando la ley del gas ideal está activada:
 - Viscosidad: Para los fluidos.
 - Conductividad térmica: En el caso de fluidos.
 - Capacidad calorífica específica: También para fluidos.
 - Coeficientes de difusión de masa: Para mezclas multi específicas.

Es importante mencionar, que las propiedades pueden ser dependientes de la temperatura y/o dependientes de la composición, con una dependencia de la temperatura basada en una

función polinómica, lineal o polinómica de una pieza, y las propiedades de los componentes individuales definidas o calculadas a través de la teoría cinética.

11.2.3. Modelización del flujo

Posteriormente, se aborda la modelización del flujo que se realiza a través del software de simulación de dinámica de fluidos computacional *Ansys*, concretamente de su módulo *Fluent*. *Ansys* presenta los siguientes modelos físicos básicos con respecto al flujo de los fluidos:

- Flujos periódicos: El flujo periódico se produce cuando la geometría física de interés y el patrón esperado del flujo/solución tienen una naturaleza de repetición periódica. Existen dos tipos de flujo periódico que pueden ser modelados en *Ansys*. En el primer tipo, no se produce ninguna caída de presión en los planos periódicos. En el segundo tipo, se produce una caída de presión a través de los límites periódicos transitorios, dando como resultado un flujo "completamente desarrollado" o "fluido-periódico".
- Flujos giratorios y rotatorios: Muchos flujos de ingeniería importantes implican remolinos o rotación. Los flujos en espiral son comunes en la combustión, con la introducción de la espiral en los quemadores y las cámaras de combustión para aumentar el tiempo de residencia y estabilizar el patrón de flujo. Los flujos rotativos también se encuentran en la turbo maquinaria, en los tanques de mezcla y en una variedad de otras aplicaciones. Cuando se comienza el análisis de un flujo giratorio, se debe clasificar el problema en una de las siguientes cinco categorías de flujo:
 - Flujos axisimétricos con remolino o rotación.
 - Flujos completamente tridimensionales giratorios o rotativos.
 - Flujos que requieren un marco de referencia móvil.
 - Flujos que requieren múltiples marcos de referencia móviles o planos de mezcla.
 - Flujos que requieren mallas deslizantes.
- Flujos compresibles: Los efectos de la compresibilidad se encuentran en los flujos de gas a alta velocidad y/o en los que hay grandes variaciones de presión. Cuando la velocidad del flujo se aproxima o supera la velocidad del sonido del gas o cuando el cambio de presión en el sistema es grande, la variación de la densidad del gas con la presión tiene un impacto significativo en la velocidad del flujo, la presión y la temperatura. Los flujos compresibles crean un conjunto único de física del flujo para el que hay que tener en cuenta los requisitos especiales de entrada y las técnicas de solución.
- Flujos invisibles: Los análisis de flujo invisible no tienen en cuenta el efecto de la viscosidad en el flujo y son apropiados para aplicaciones de alto número de Reynolds

en las que las fuerzas de inercia tienden a dominar las fuerzas viscosas. Un ejemplo para el que es apropiado un cálculo de flujo invisible es un análisis aerodinámico de algún proyectil de alta velocidad. En un caso así, las fuerzas de presión sobre el cuerpo dominarán las fuerzas viscosas. Por lo tanto, un análisis invisible le dará una rápida estimación de las fuerzas primarias que actúan sobre el cuerpo. Después de que la forma del cuerpo haya sido modificada para maximizar las fuerzas de elevación y minimizar las fuerzas de arrastre, se puede realizar un análisis viscoso para incluir los efectos de la viscosidad del fluido y la viscosidad turbulenta en las fuerzas de elevación y arrastre. Otra área en la que el análisis de flujo invisible se utiliza rutinariamente es para proporcionar una buena solución inicial para los problemas que implican la física de flujo complicada y/o la geometría de flujo complicada. En un caso como éste, las fuerzas viscosas son importantes, pero en las primeras etapas del cálculo se ignorarán los términos viscosos en las ecuaciones de impulso. Una vez que se ha iniciado el cálculo y los residuos están disminuyendo, se pueden activar los términos viscosos, permitiendo el flujo laminar o turbulento, y continuar la solución hasta la convergencia. Para algunos flujos muy complicados, esta es la única manera de iniciar el cálculo.

Por otro lado, se encuentra la modelización del flujo turbulento. La turbulencia es el movimiento tridimensional aleatorio e inestable que se observa en los fluidos con números de *Reynolds* de moderados a altos. Como los flujos técnicos se basan típicamente en fluidos de baja viscosidad, casi todos los flujos técnicos son turbulentos. Muchas cantidades de interés técnico dependen de la turbulencia, incluyendo:

- Mezcla de impulso, energía y especies.
- La transferencia de calor.
- Pérdidas de presión y eficiencia.
- Fuerzas en los cuerpos aerodinámicos.

Si bien la turbulencia se describe, en principio, mediante las ecuaciones de *Navier-Stokes*, en la mayoría de las situaciones no es factible resolver la amplia gama de escalas en el tiempo y el espacio mediante la simulación numérica directa (*DNS*), ya que los requisitos de la CPU excederían con mucho la potencia de computación disponible. Por esta razón, se deben de aplicar procedimientos de promediación a las ecuaciones de *Navier-Stokes* para filtrar todo el espectro turbulento, o al menos partes de él. El procedimiento de promediación más ampliamente aplicado es el de *Reynolds-Promediación*, que, a todos los efectos prácticos, es la promediación en el tiempo de las ecuaciones, que da como resultado las ecuaciones de *Reynolds-Promediación de Navier-Stokes (RANS)*. Mediante este proceso, todas las estructuras turbulentas se eliminan del flujo obteniéndose una variación suave de los campos de velocidad y presión promediados. Sin embargo, el proceso de promediación introduce

términos desconocidos adicionales en las ecuaciones de transporte que deben ser proporcionados por modelos de turbulencia adecuados. La calidad de la simulación puede depender de manera crucial del modelo de turbulencia seleccionado y es importante hacer la elección del modelo adecuado, así como proporcionar una cuadrícula numérica apropiada para el modelo seleccionado. Una alternativa a la RANS son los modelos de Simulación de Resolución de Escala (SRS). Con los métodos SRS, al menos una porción del espectro turbulento se resuelve en al menos una parte del dominio del flujo. El método más conocido de este tipo es la Simulación de Grandes Eddy (LES), pero están apareciendo muchos modelos híbridos entre RANS y LES. Dado que todos los métodos de SRS requieren simulaciones resueltas en el tiempo con pasos de tiempo relativamente pequeños, es importante comprender que estos métodos son sustancialmente más costosos desde el punto de vista computacional que las simulaciones RANS.

11.2.4. Definición de los modelos de turbulencia

Posteriormente, se aborda la definición de los modelos de turbulencia mediante el software *Ansys*, concretamente en su módulo *Fluent*. Es importante señalar que en el presente estudio de la válvula Charlotte e Isabel se selecciona un modelo de turbulencia *k-omega*, variando el modelo de viscosidad con el fin de encontrar la mejor definición del modelo de turbulencia del sistema.

El modelo de turbulencia *k-omega* es un modelo común de dos ecuaciones diferenciales parciales. Permite predecir la turbulencia a partir de las dos ecuaciones diferenciales parciales que contienen dos variables, *k* y *w*, las cuales representan la energía cinética de la turbulencia y la razón específica de disipación respectivamente.

El software *Ansys*, representa la energía cinética de la turbulencia *k*, a partir de la siguiente ecuación [Ec. 20].

$$\frac{\partial}{\partial t}(\rho k) + \frac{\partial}{\partial x_i}(\rho k u_i) = \frac{\partial}{\partial x_j} \left(\Gamma_k \frac{\partial k}{\partial x_j} \right) + G_k - Y_k + S_k$$

Ec. 20

A su vez, la ecuación que define *Ansys* para la razón específica de disipación se observa en [Ec. 21].

$$\frac{\partial}{\partial t}(\rho w) + \frac{\partial}{\partial x_i}(\rho w u_i) = \frac{\partial}{\partial x_j} \left(\Gamma_w \frac{\partial w}{\partial x_j} \right) + G_w - Y_w + S_w$$

Ec. 21

Siendo G_k la generación de energía cinética de turbulencia debido a gradientes de velocidad medios, G_w la generación de w , Γ_k y Γ_w la difusividad efectiva de k y w , e Y_k e Y_w la disipación de k y w debido a la turbulencia.

Por su parte, las difusividades efectivas para el modelo k-omega están dadas por [Ec. 22] y [Ec. 23].

$$\Gamma_k = \mu + \frac{\mu_t}{\sigma_k}$$

Ec. 22

$$\Gamma_w = \mu + \frac{\mu_t}{\sigma_w}$$

Ec. 23

Siendo σ_k y σ_w los números turbulentos de *Prandtl* para k y w , respectivamente.

La viscosidad turbulenta μ_t se calcula a partir de la siguiente ecuación [Ec. 24].

$$\mu_t = \alpha^* \frac{\rho k}{w}$$

Ec. 24

El coeficiente α^* amortigua la viscosidad turbulenta provocando una corrección del número de Reynolds, de modo que resulta en [Ec. 25].

$$\alpha^* = \alpha_\infty^* \left(\frac{\alpha_0^* + \frac{Re_t}{R_k}}{1 + \frac{Re_t}{R_k}} \right)$$

Ec. 25

Para evaluar G_k de manera consistente, Ansys utiliza la hipótesis de *Boussinesq*, representada en [Ec. 26].

$$G_k = \mu_t S^2$$

Ec. 26

Donde S es el módulo del tensor de tasa de deformación media.

Finalmente, la producción de w viene dado por la siguiente ecuación [Ec. 27].

$$G_w = \alpha \frac{w}{k} G_k$$

Ec. 27

Conocidas todas las ecuaciones del modelo estándar de k-omega, se realizan tres variaciones del modelo de viscosidad con el fin de encontrar el más adecuado para abordar

el estudio de las válvulas Charlotte e Isabel. Aunque los tres modelos presentan formas similares, existen una serie de diferencias que los particularizan. Dichos modelos son los llamados BSL, SST y Geko.

En primer lugar, se aborda el modelo BSL. El modelo BSL combina la formulación robusta y precisa del modelo k-omega estándar en la región cercana a la pared, con la independencia del flujo libre del modelo k-epsilon. Esta combinación se traduce en la incorporación del término derivado de difusión cruzada D_w en la ecuación para la razón específica de disipación, dando lugar a [Ec. 28].

$$\frac{\partial}{\partial t}(\rho w) + \frac{\partial}{\partial x_j}(\rho w u_j) = \frac{\partial}{\partial x_j} \left(\Gamma_w \frac{\partial w}{\partial x_j} \right) + G_w - Y_w + D_w + S_w$$

Ec. 28

No obstante, la ecuación para la energía cinética de la turbulencia permanece constante con respecto al modelo estándar [Ec. 20].

Por su parte, el término de difusión cruzada introducido en la ecuación para la razón específica de disipación se puede encontrar en [Ec. 29].

$$D_w = 2(1 - F_l) \rho \frac{1}{w \sigma_{w,2}} \frac{\partial k}{\partial x_j} \frac{\partial w}{\partial x_j}$$

Ec. 29

Con la introducción del término previo, se ha logrado un cambio gradual del modelo estándar de k-omega en la región interior de la capa límite hacia un modelo con un número de Reynolds alto en la parte exterior de la capa límite.

Posteriormente, se aborda el segundo modelo de viscosidad perteneciente al modelo de turbulencia k-omega. Dicho modelo es el denominado SST, cuya principal característica es que tiene en cuenta los efectos de transporte del esfuerzo cortante de turbulencia en la definición de la viscosidad turbulenta, además del cambio gradual hacia un modelo con un número de Reynolds alto como sucedía en el modelo BSL.

El modelo k-omega SST es preciso y presenta una alta correlación para una clase amplia de flujos, como por ejemplo flujos de gradientes de presión adversos, perfiles aerodinámicos y ondas de choque transónicas.

El esfuerzo cortante de turbulencia se obtiene mediante un limitador de la formulación de la viscosidad turbulenta, dando como resultado la siguiente ecuación [Ec. 30].

$$\mu_t = \frac{\rho k}{w} \frac{1}{\max \left[\frac{1}{\alpha^*}, \frac{SF_2}{a_1 w} \right]}$$

Ec. 30

Siendo todos los valores conocidos previamente, a excepción de F_2 , el cual es definido en [Ec. 31].

$$F_2 = \tanh(\phi_2^2)$$

Ec. 31

Donde ϕ_2 es conocido a través de [Ec. 32].

$$\phi_2 = \max \left[2 \frac{\sqrt{k}}{0.09wy}, \frac{500\mu}{\rho y^2 w} \right]$$

Ec. 32

Finalmente, se realiza el análisis del tercer modelo de turbulencia k-omega estudiado y utilizado para el análisis de las válvulas Charlotte e Isabel. Se trata de un modelo de turbulencia recientemente incorporado por el software *Ansys*, el cual permite un modelado y un ajuste fino a través de la integración de varios coeficientes, el cual recibe el nombre de Geko [27].

Ansys ha desarrollado el modelo Geko con el objetivo de ajustar el modelo a distintos escenarios del flujo a través de parámetros libres ajustables que no tienen un impacto negativo en la calibración básica del modelo. El modelo Geko proporciona seis parámetros libres, los cuales están destinados a las siguientes funciones:

- Dos parámetros para los flujos limitados por la condición de pared.
- Dos parámetros destinados a la calibración de los efectos de transporte del esfuerzo cortante de turbulencia.
- Un coeficiente que permite mejorar la simulación de flujo de esquina.
- Un parámetro para la corrección del término de curvatura.

A continuación, se aborda el estudio de cada uno de los parámetros libres ajustables del modelo Geko proporcionados por el módulo *Fluent* del software *Ansys*:

- Coeficiente SEP: Permite ajustar la predicción de separación de la capa límite. Al aumentar el coeficiente SEP se reduce la viscosidad, de modo que se obtiene una mayor sensibilidad a los gradientes de presión adverbios para la capa límite. A su vez, aumentado el coeficiente se obtienen menos velocidades de propagación de los efectos de transporte del esfuerzo cortante de turbulencia.
- Coeficiente NW: Afecta principalmente a la parte interior de las capas límite con condición de pared. Un aumento del coeficiente NW se traduce en un aumento del esfuerzo cortante en la pared y de la transferencia de calor en dicha pared para flujos no equilibrados. Es recomendable utilizar un coeficiente NW de 0,5.

- Coeficiente MIX: Es un coeficiente que únicamente afecta a los flujos con efectos de transporte del esfuerzo cortante de turbulencia. Aumentar el coeficiente MIX provoca un incremento de la tasa de propagación de dichos efectos de transporte del esfuerzo cortante de turbulencia. Para cada valor del coeficiente SEP existe un valor óptimo del coeficiente MIX, relacionados a partir de la [Ec. 33].

$$C_{MIX} = 0.35 (C_{SEP} - 1) \sqrt{(|C_{SEP} - 1|)}$$

Ec. 33

- Coeficiente JET: Tiene influencia sobre los flujos en forma de chorro a partir del ajuste de la tasa de dispersión del flujo, manteniendo constante la tasa de dispersión de la capa de mezcla. Es recomendable utilizar un coeficiente JET de 0,9. En el caso de que el coeficiente MIX sea nulo, el coeficiente JET no tiene efecto.
- Coeficiente CORNER: Se trata de un coeficiente que permite tener en cuenta los flujos secundarios en las esquinas en término de tensión-deformación no lineal. Un ejemplo sería el flujo en la unión entre el ala y el cuerpo de un avión.
- Coeficiente CURV: Permite la corrección de la curvatura del modelo.

11.3. Postprocesado de la simulación

Una vez se realiza la simulación, el software *Ansys* ofrece multitud de herramientas y variables distintas a partir de las cuales se pueden revisar y representar los distintos resultados obtenidos en el proceso. A continuación, se muestran las principales formas de análisis y de representación de los resultados que permite el programa:

- Resultados de contorno: Muestra un gráfico de contorno del resultado de una variable, por ejemplo, la presión o velocidad [Fig. 50].

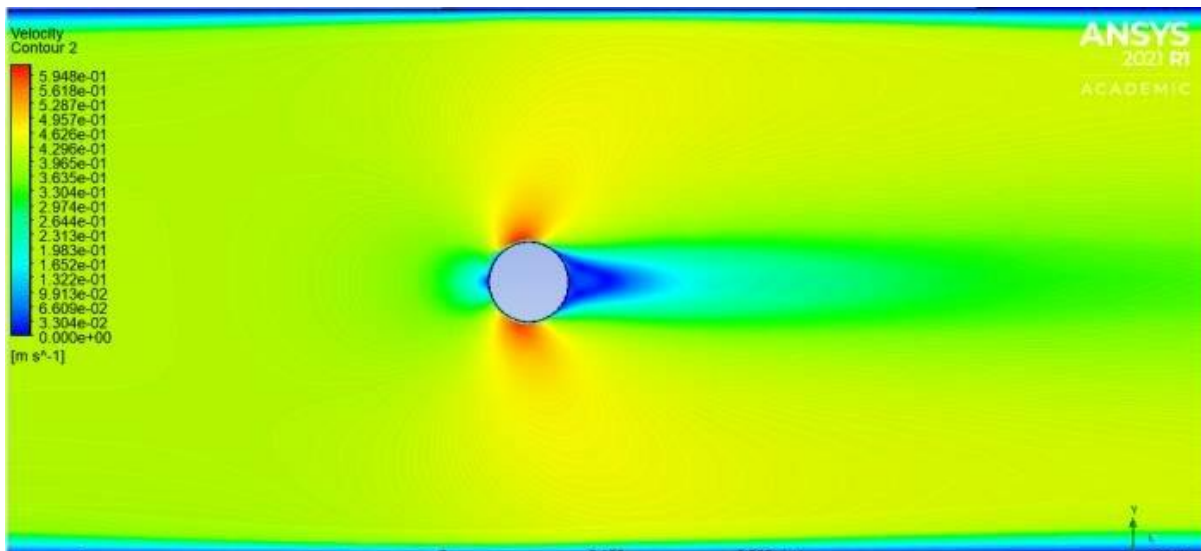


Fig. 50: Ejemplo de resultado de contorno obtenido mediante el software Ansys.

- Gráficas de vectores: Representa ciertos resultados en forma de vectores, es decir, utiliza flechas para la representación gráfica de los resultados [Fig. 51].

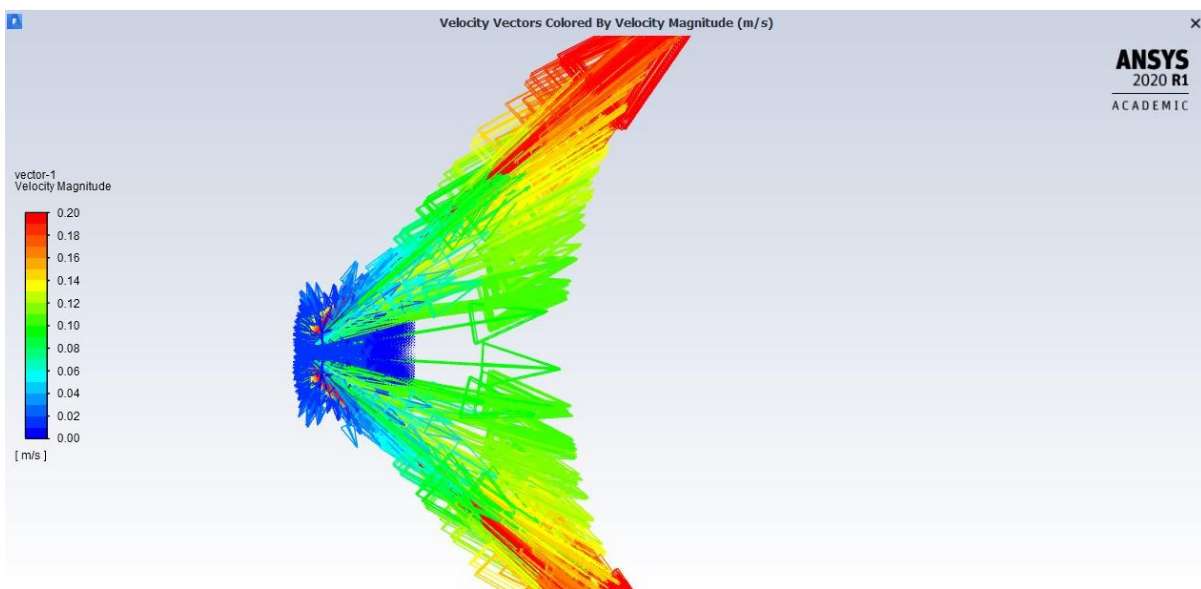


Fig. 51: Ejemplo de resultado de gráficas de vectores obtenido mediante el software Ansys.

- Sondas: Permite la visualización de un resultado en un único punto temporal, o como una variación en el tiempo, mediante la utilización de un gráfico y una tabla.
- Gráficos: Muestra diferentes resultados a lo largo del tiempo. A su vez, permite la representación de un resultado frente a otro resultado, por ejemplo, fuerza vs. desplazamiento.
- Animación: Anima la variación de los resultados sobre la geometría, incluyendo la deformación de la estructura.



- Herramienta de tensión: Permite evaluar un diseño utilizando varias teorías de fallos.
- Herramienta de fatiga: Se trata de una herramienta que realiza cálculos avanzados de predicción de vida.
- Herramienta de contacto: Herramienta a través de la cual se analiza el comportamiento de la región de contacto en ensamblajes complejos.
- Herramienta de viga: Permite evaluar las tensiones en las representaciones de cuerpos lineales.

12. Proceso de manufactura

La fabricación aditiva ha logrado una gran popularidad debido a la facilidad que presenta para manufacturar geometrías de gran complejidad. Este método de manufactura de piezas de ingeniería depende de multitud de parámetros de impresión, siendo los más destacables los relativos a la cama de adhesión de la impresora, los soportes auxiliares de apoyo, la temperatura, la velocidad, las cáscaras o el relleno [28].

Existen dos tipos principales de plásticos utilizados como material en el proceso de fabricación aditiva [29]. Dichos tipos son los siguientes:

- **Termoplásticos:** Se trata del tipo de plástico más común. Su principal característica es su capacidad para ser sometido a múltiples ciclos de fusión y solidificación. A su vez, se trata de un proceso reversible debido a que no se producen enlaces químicos, de modo que se pueden fundir y reutilizar. No obstante, es importante tener en cuenta que en el proceso de reutilización las propiedades pueden variar ligeramente. Los termoplásticos más utilizados son el PLA y el ABS.
- **Plásticos termoendurecibles:** Su principal característica radica en la necesidad de contar con un proceso de curado inducido por luz, calor o radiación de modo que los polímeros que componen el material se entrecruzan. A diferencia de los termoplásticos, los plásticos termoendurecibles se mantienen constantes en un estado sólido una vez han sido curados, de modo que cuando se calientan se descomponen y no recuperan su forma al enfriarse.

Tal y como se ha mencionado en numerosas ocasiones, la fabricación de las válvulas Charlotte e Isabel se aborda desde un punto de vista de la fabricación aditiva, de modo que su diseño y estudio está condicionado por su manufactura [Fig. 52]. Debido a las condiciones en materia de resistencia mecánica y facilidad de fabricación que deben de presentar, se ha optado por la fabricación mediante un termoplástico. Por ello, la manufactura de ambas válvulas se puede realizar tanto en material PLA como en ABS.

A continuación, se realiza un estudio más detallado de los materiales que componen las válvulas estudiadas en el presente documento.

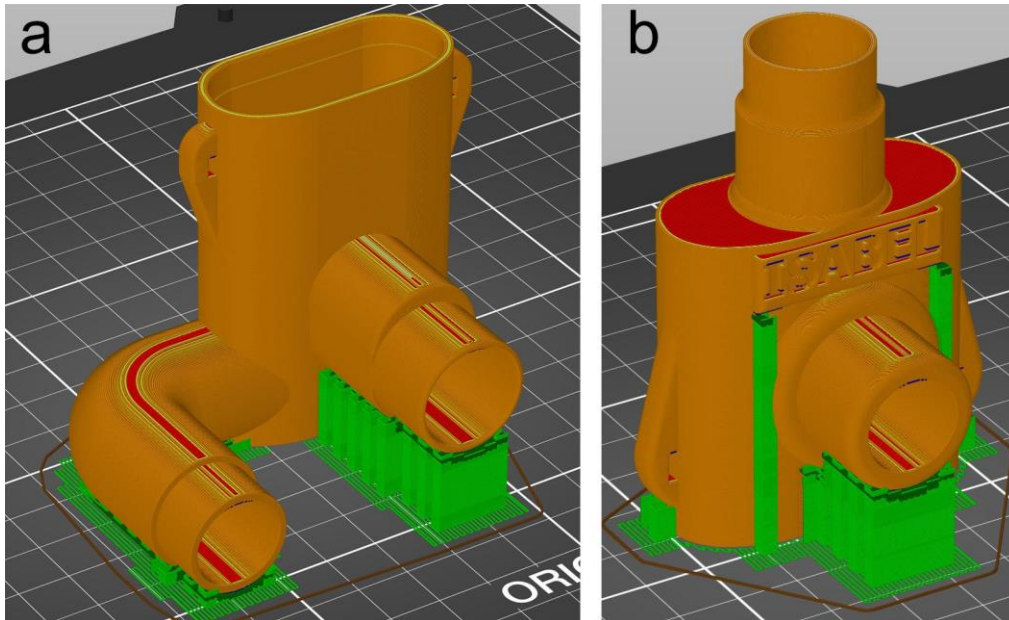


Fig. 52: (a) Válvula Charlotte (b) Válvula Isabel en una simulación previa a ser impresas mediante la técnica de fabricación aditiva.

12.1. Fabricación de piezas en PLA

Una de las posibilidades de fabricación de las válvulas Charlotte e Isabel planteadas es mediante la utilización de ácido poliláctico (PLA) como material de manufactura mediante un proceso de fabricación aditiva. Dicho material se puede utilizar en forma de filamento o pellets, siendo este un termoplástico comúnmente utilizado a nivel de usuario básico [Fig. 53].



Fig. 53: Filamentos del material PLA utilizado en el proceso de fabricación aditiva. Fuente: [30].

El material PLA tiene un origen a partir de recursos orgánicos y renovables como es el almidón de maíz, las raíces de tapioca o las cañas de azúcar. Para ello, estos productos son molidos y mezclados con ácido o monómeros láctidos, cuya fermentación produce ácido L-láctico, siendo este el principal componente del material PLA. Esta composición del PLA le conlleva

que pueda ser considerado un material biodegradable, no obstante, existen discrepancias en ello.

Por otro lado, el material PLA es considerado un fluido pseudoplástico no newtoniano, es decir, un material cuya viscosidad varía en función de la tensión a la que se encuentra sometido. Esta característica debe de ser tenida en consideración al elegir el PLA como material de fabricación.

En cuanto al proceso de fabricación, el PLA presenta una temperatura de fusión de entre 170-180°C, de modo que no es necesario la utilización de una bandeja calefactada y una cámara de impresión cerrada para su manufactura. Además, permite una alta velocidad de impresión con una muy baja tasa de deformabilidad de la pieza. La principal desventaja radica en la mayor viscosidad del PLA, de modo que puede provocar atascos en el cabezal de la impresora 3D durante su utilización. En comparación con el material ABS, el PLA presenta una menor resistencia y flexibilidad, pero su utilización durante la fabricación es notablemente más sencilla [31].

Finalmente, centrandolo en su postratamiento, el PLA generalmente no requiere una gran cantidad de procesos. No obstante, es recomendable mejorar el acabado superficial de los diseños mediante un lijado y tratado con acetona.

12.2. Fabricación de piezas en ABS

La segunda y última alternativa de material a utilizar para la fabricación de las válvulas Charlotte e Isabel es acrilonitrilo butadieno estireno, llamado comúnmente ABS. Se trata de un termoplástico muy común en la fabricación aditiva, ya sea en formato de filamento o en forma de resina para su uso en métodos de fotopolimerización [Fig. 53].

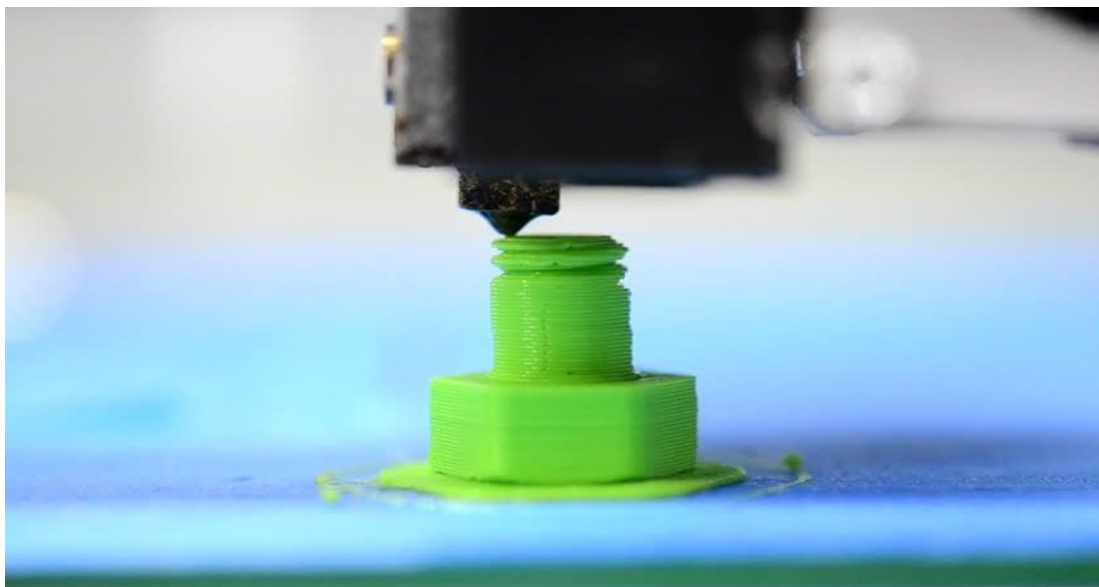


Fig. 54: Filamentos del material ABS utilizado en el proceso de fabricación aditiva. Fuente: [31].

El material ABS, se obtiene a partir de la polimerización del acrilonitrilo y estireno en presencia de polibutadieno, siendo las cantidades de un 20% de acrilonitrilo, 25% de butadieno y 55% de estireno. Dichas cantidades pueden variar ligeramente, modificándose así las propiedades del material. El estireno, le proporciona al ABS la rigidez y el brillo, mientras que el butadieno le aporta la resistencia al impacto y sus propiedades a bajas temperaturas.

En contrapartida al PLA, el material ABS no puede ser considerado un material sostenible, ya que se fabrica a partir del petróleo. No obstante, es un material reciclable, por lo que se puede considerar una ventaja desde el punto de vista medioambiental.

En cuanto a sus propiedades, el ABS cuenta con una buena rigidez y resistencia al impacto, con una notable ligereza. A su vez, presenta una gran resistencia a los productos químicos y al calor, de modo que es un material muy utilizado en aplicaciones industriales. La temperatura de fusión del ABS es muy superior a la del PLA, ascendiendo entre los 230 y 260°C, por lo que en este caso si es necesario la utilización de una bandeja de impresión precalentada, y es recomendable que se fabrique en un recinto cerrado.

Finalmente, al igual que ocurre con el PLA, el ABS necesita de poco postratamiento una vez se ha fabricado la pieza. No obstante, también se le puede aplicar un lijado o incluso un pintado gracias a su acabado mate.

CAPÍTULO IV: RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Para solucionar los inconvenientes que presenta la válvula Charlotte, se ha optado por una nueva válvula denominada Isabel, la cual ha sido desarrollada por diversos miembros de la *Universidad de Salamanca*. En el presente capítulo se lleva a cabo el estudio de los problemas que presenta la válvula Charlotte, teniendo en cuenta el mejor modelo de turbulencia y la correcta independencia de la discretización de su dominio, es decir, la independencia de su malla. A su vez, se aborda el estudio de la nueva propuesta de válvula Isabel, y una comparativa entre ambos modelos con diferentes flujos de entrada de aire.

13. Estudio de la válvula Charlotte

En primer lugar, se realiza el estudio de la válvula Charlotte [Fig. 55]. Para ello, se lleva a cabo una simulación de dinámica de fluidos computacional a través del software *Ansys*, el cual va a permitir obtener resultados concretos de velocidades, presiones, viscosidad o líneas de flujo que indiquen los problemas o inconvenientes que presente la válvula Charlotte.

Tal y como se ha introducido previamente, se aborda un estudio completo de independencia de malla, además de la elección del mejor modelo de turbulencia, aspectos claves para asegurar una correcta simulación e interpretación de los resultados.

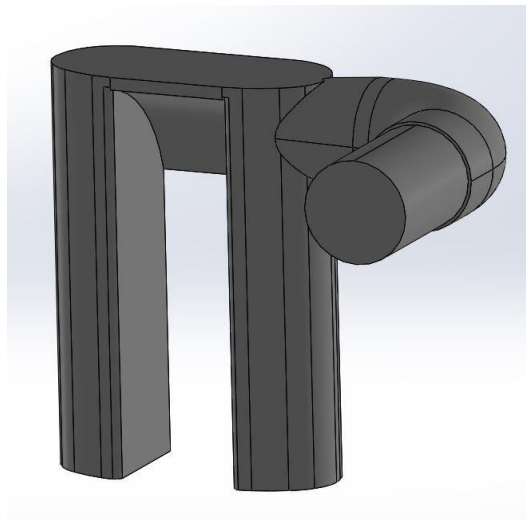


Fig. 55: Vista principal del modelo de válvula Charlotte en formato STEP utilizado para el estudio de dinámica de fluidos computacional.

13.1. Independencia de malla

Como se ha explicado en el *Capítulo II: Estado del arte y la técnica*, es muy importante ajustar con precisión el nivel de mallado de la geometría sometida a estudio, ya que un exceso de elementos y nodos van a requerir unos tiempos de simulación excesivos, mientras que un mallado corto no va a permitir obtener resultados precisos y suficientemente válidos. Para ello, es necesario ir realizando iteraciones o ajustes de mallado de modo que se obtenga una estabilización de los resultados de la simulación. En ocasiones, un insuficiente ajuste del mallado provoca la no convergencia de la simulación, siendo este un error que se solventa en el presente apartado.

Una vez se dispone del dominio del fluido de la geometría que va a ser sometida a estudio sin ningún tipo de defecto o problemas en el diseño que pueda afectar a la simulación, se lleva a cabo la discretización del dominio espacial. En este caso, al tratarse de conductos en cuyo interior circula el aire, es necesario tomar toda la válvula como un único sólido para que pueda ser mallado por completo y discretizado en los elementos necesarios. De este modo, en la ejecución de la simulación CFD se logra resultados en todo el espacio conducido por el aire, y no únicamente en la parte externa de la válvula.

En primer lugar, se realiza una primera malla general que permite visualizar si existen errores geométricos que no han sido descubiertos en la limpieza inicial de la geometría. Para la realización del mallado de nuevo se ha utilizado el software Ansys, cuyo módulo de discretización del dominio espacial es suficientemente potente, además de ofrecer múltiples funcionalidades de ajuste.

Tal y como se observa en [Fig. 56], se ha ejecutado un mallado muy general de la pieza, obteniendo un número muy bajo de elementos y nodos. En este caso, se ha determinado una malla específica de CFD, con un orden de elementos lineal, un tamaño máximo de elemento de 11,465 mm, capacidad de adaptarse a curvaturas, una transición lenta y un centro de ángulo de apertura fino, dando como resultado una malla compuesta de 44.830 elementos y 9.427 nodos.

Esta discretización del dominio espacial muestra que no existen errores de limpieza de la geometría, ya que la malla se muestra regular y de un tamaño relativamente constante en todas las partes críticas de la geometría, como pueden ser los ángulos más marcados o agudos de los conductos de salida o la zona de curvatura del tubo de entrada de aire. No obstante, se muestran zonas que deben de ser refinadas aumentando el número de elementos que componen la malla. Estas zonas de interés son las relativas a la parte donde el aire puede sufrir en términos de turbulencias o desprendimiento de la capa límite, siendo las más importantes la geometría de introducción del aire, la zona de curvatura y la parte donde el flujo se divide en dos subflujos hacia las zonas de salida.

A continuación, se realizan las posteriores iteraciones del mallado de la geometría tratando de reforzar las zonas expuestas a priori y logrando la correcta independencia de malla.

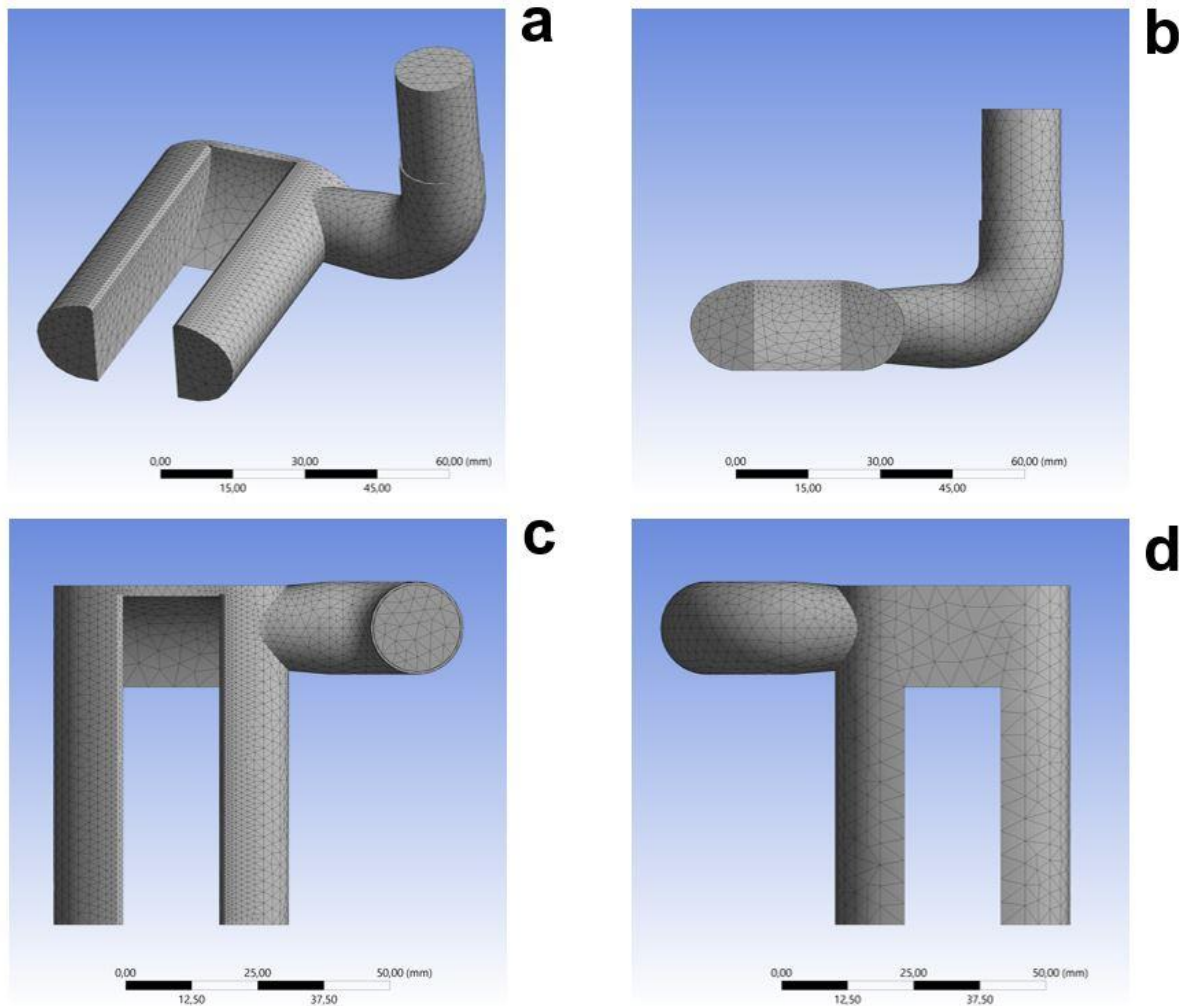


Fig. 56: (a) Vista general. (b) Vista alzado. (c) Vista frontal. (d) Vista posterior de la malla lograda en la primera iteración utilizada en la discretización del dominio espacial de la válvula Charlotte.

Tras ello, se lleva a cabo la segunda iteración del mallado de la válvula Charlotte. En este caso, los ajustes del mallado utilizados son los mismos que en el caso anterior, pero con la novedad de realizar una serie de refinamientos en la zona de entrada de aire y en las dos caras de salida del flujo. En la siguiente figura se muestra en azul las zonas que son sometidas a refinamiento en la primera iteración [Fig. 57].

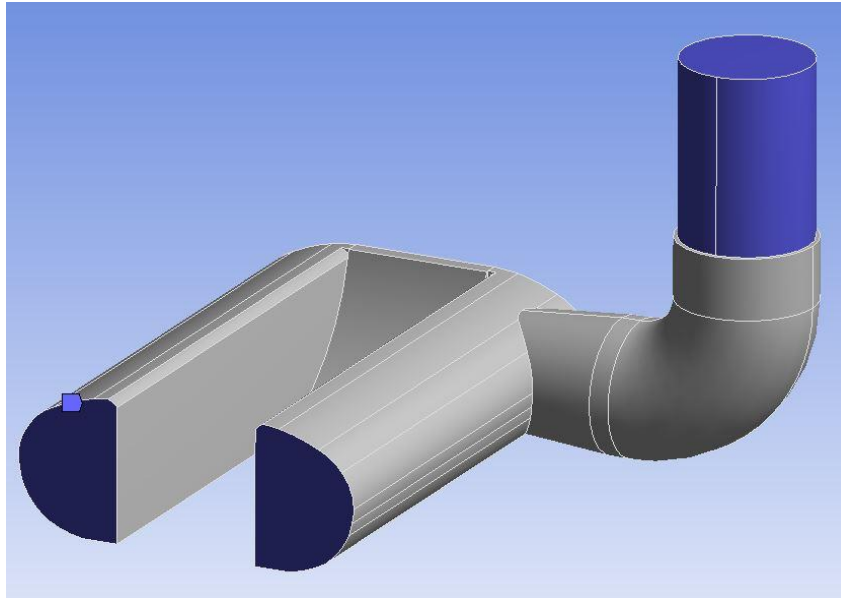


Fig. 57: Zonas sometidas a refinamiento de la malla en la segunda iteración utilizada en la discretización del dominio espacial de la válvula Charlotte.

Fijando en [Fig. 58], se observa un mayor contenido de nodos y elementos en las zonas descritas previamente. Este ajuste de geometría en dichas zonas permite tener un mayor conocimiento del comportamiento del fluido en la entrada y salida de la válvula, siendo estas unas de las zonas más importantes, ya que permite conocer la velocidad o presión de entrada y de salida. Este aspecto resulta clave en la correcta recuperación de un paciente que sufre deficiencias respiratorias, ya que el flujo o caudal de aire de entrada debe de ser el óptimo, de modo que no se produzca una sobresaturación de aire o un déficit del mismo. Dicho refinamiento desemboca en un aumento notable del número de elementos y nodos del dominio mallado, alcanzando un total de 23.361 nodos y 115.936 elementos, lo que supone un aumento de un 158% en materia de elementos con respecto a la primera iteración. Es importante destacar que un aumento de la composición de la malla implica mayor necesidad de capacidad computacional, no obstante, este refinamiento de la malla es todavía perfectamente asumible.

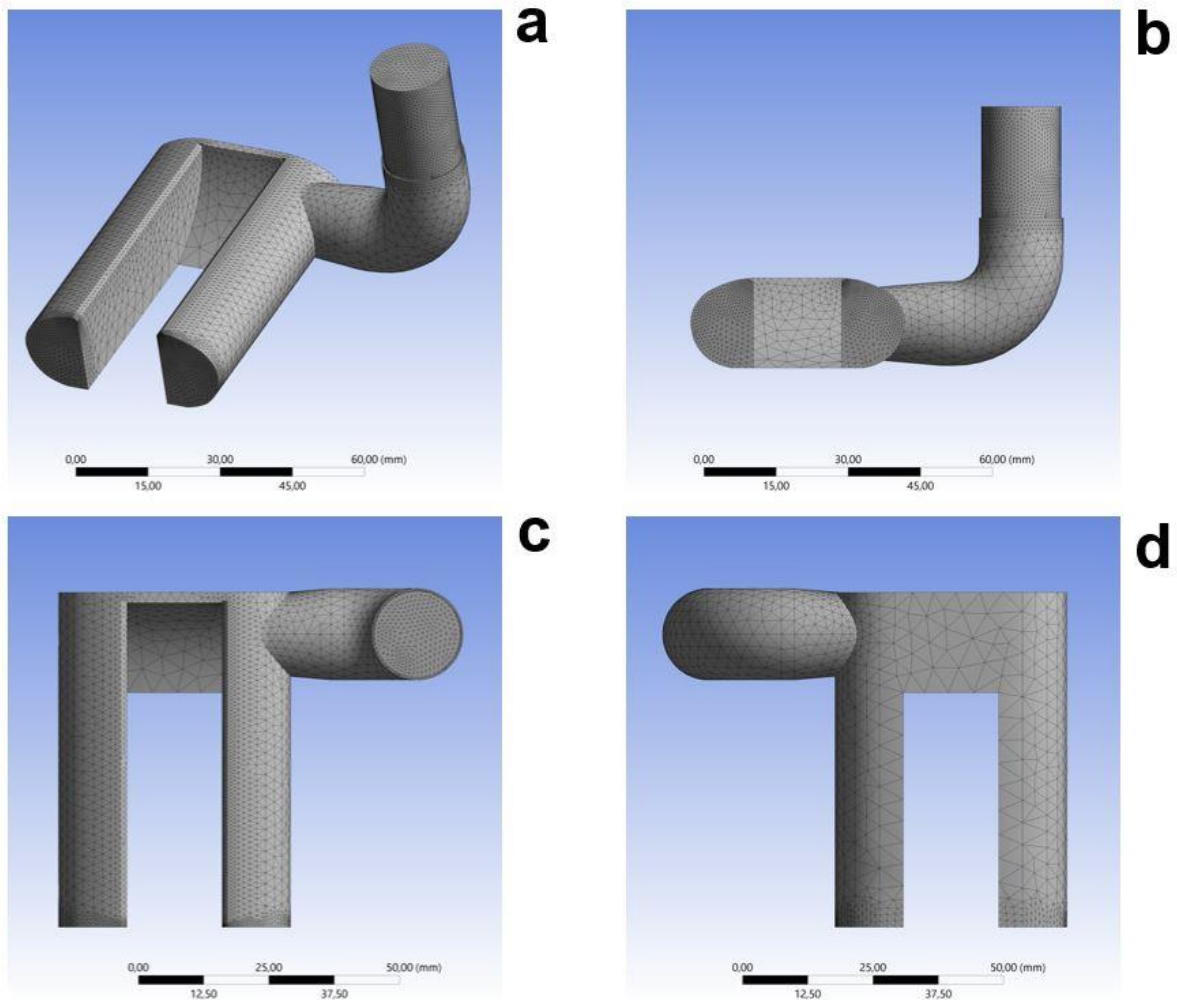


Fig. 58: (a) Vista general. (b) Vista alzado. (c) Vista frontal. (d) Vista posterior de la malla lograda en la segunda iteración utilizada en la discretización del dominio espacial de la válvula Charlotte.

Posteriormente, se lleva a cabo un nuevo ajuste de la malla de generada para el estudio de la dinámica de fluidos de la válvula Charlotte. En dicho ajuste, se aborda el refinamiento del codo o curva del tubo de entrada de aire que compone la válvula [Fig. 59]. El presente refinamiento o detallado de la malla se ha realizado a partir del ajuste anterior, es decir, es acumulativo sobre el refinado de la zona de entrada y las dos salidas realizadas en la iteración previa.

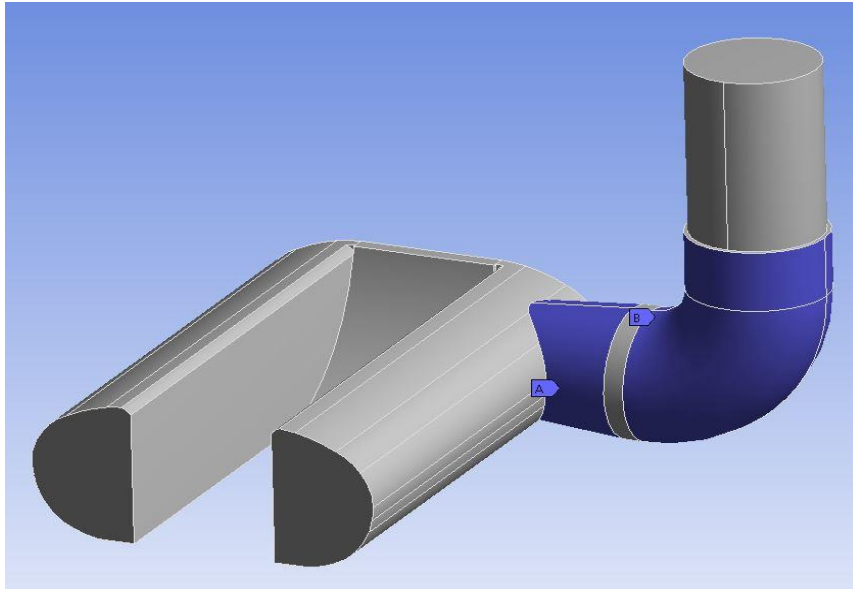


Fig. 59: Zonas sometidas a refinamiento de la malla en la tercera iteración utilizada en la discretización del dominio espacial de la válvula Charlotte.

Observando la [Fig. 60] se demuestra un importante aumento del ajuste de malla en las zonas del codo del conducto de entrada. Los ajustes relativos a tamaño de elemento, transición o adaptación a la curvatura se mantienen en todas las iteraciones constantes, por lo que las únicas modificaciones son las relativas al refinamiento de los elementos y nodos correspondientes a la discretización del dominio espacial. En la presente iteración, se tiene en cuenta el comportamiento del flujo cuando hay una zona de curvatura o cambio de dirección a una velocidad relativamente alta. Este cambio se suele traducir en un aumento de la turbulencia, lo que provoca un desprendimiento del aire sobre la capa en que se desarrolla y, a continuación, una inestabilidad de la velocidad del flujo. Dicha inestabilidad provoca una distribución desuniforme del flujo en los conductos y una mala inserción del aire en el paciente. De este modo, se ha realizado un refinamiento de la malla en la zona de curvatura de entrada, permitiendo tener un mayor control del comportamiento del fluido en una zona crítica para las turbulencias. Dicho refinamiento se ha traducido en la obtención de una malla compuesta de 45.052 nodos y 230.085 elementos, lo que supone un aumento de un 98% sobre la iteración de la malla realizada justo a priori.

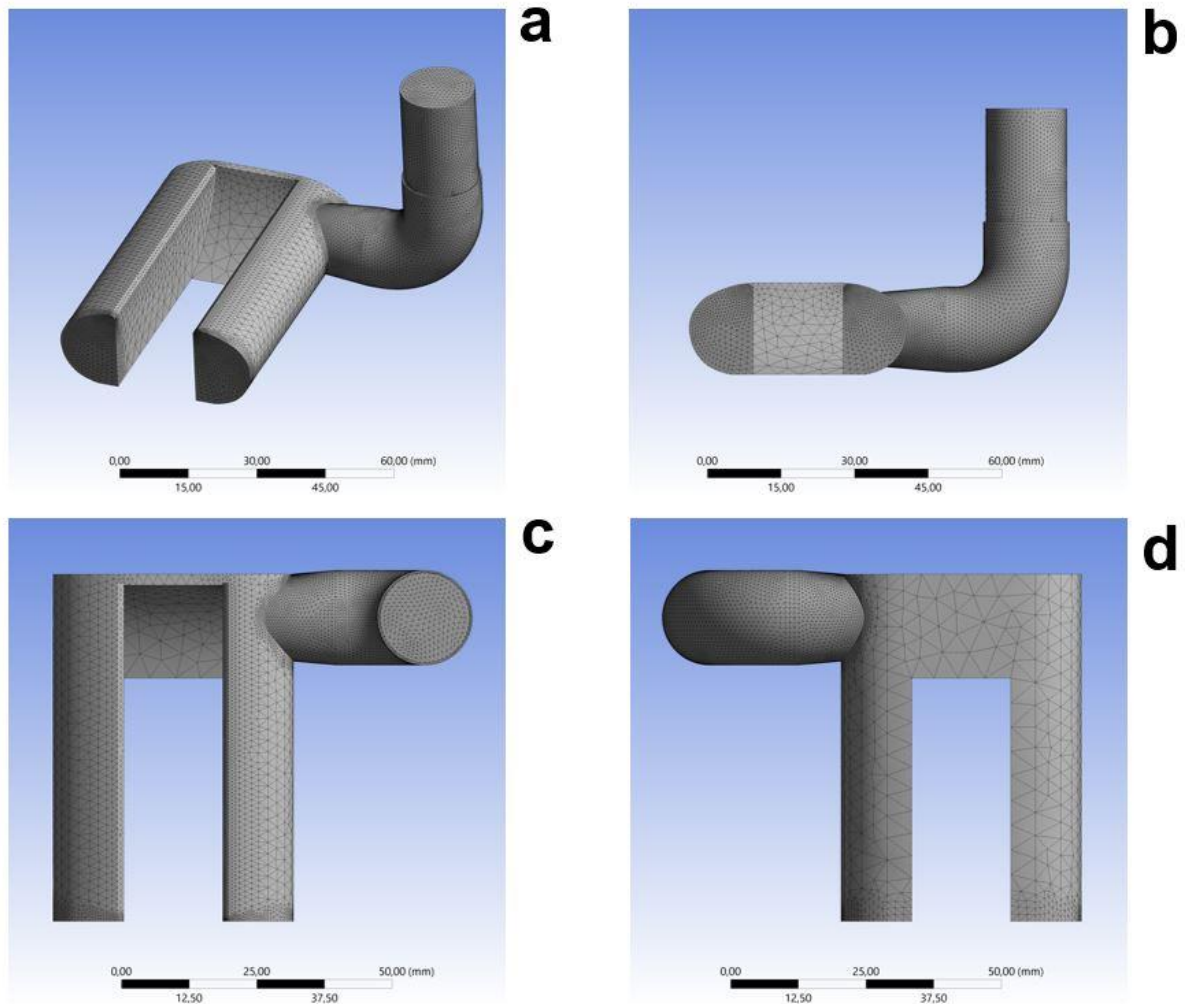


Fig. 60: (a) Vista general. (b) Vista alzado. (c) Vista frontal. (d) Vista posterior de la malla lograda en la tercera iteración utilizada en la discretización del dominio espacial de la válvula Charlotte.

Luego, se realiza el ajuste de la malla correspondiente a la cuarta iteración. Esta iteración presenta la particularidad de que el refinamiento se realiza en dos zonas independientes, zona frontal y zona posterior, por lo que se debe indicar en el software de mallado mediante dos refinamientos independientes [Fig. 61]. De nuevo, este ajuste de la discretización del dominio espacial se realiza de modo acumulativo sobre el trabajo de refinamiento ya realizado.

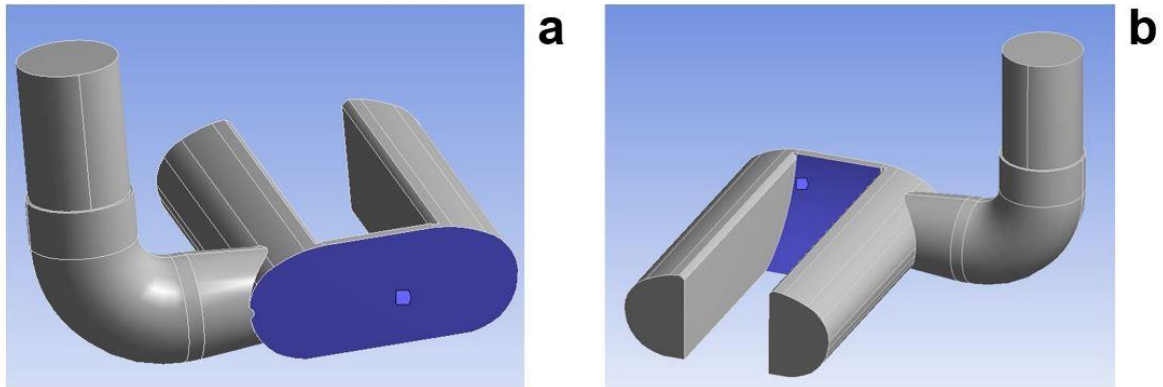


Fig. 61: (a) Zona posterior. (b) Zona frontal sometidas a refinamiento de la malla en la cuarta iteración utilizada en la discretización del dominio espacial de la válvula Charlotte.

En la presente iteración, se lleva a cabo el refinamiento de la zona posterior y frontal de la válvula [Fig. 62]. Dichas zonas representan una de las partes notables de la geometría, ya que en ellas se produce la división del flujo que se introduce por la zona superior y que permite la entrada del aire por los dos canales inferiores hacia el paciente. En dicha zona es muy importante contar con un refinamiento de malla lo suficientemente ajustado de modo que se puedan visualizar los distintos comportamientos que presenta el flujo, asegurando una correcta simetría del caudal. En el caso de que la malla no contenga con los suficientes elementos y nodos, los resultados de la simulación pueden mostrar velocidades y presiones simétricas, sin que realmente sea ese el comportamiento real del flujo. Tras la obtención de la nueva iteración, se han alcanzado los 65.277 nodos y 337.240 elementos, lo que supone un aumento de un 46% sobre la iteración anterior.

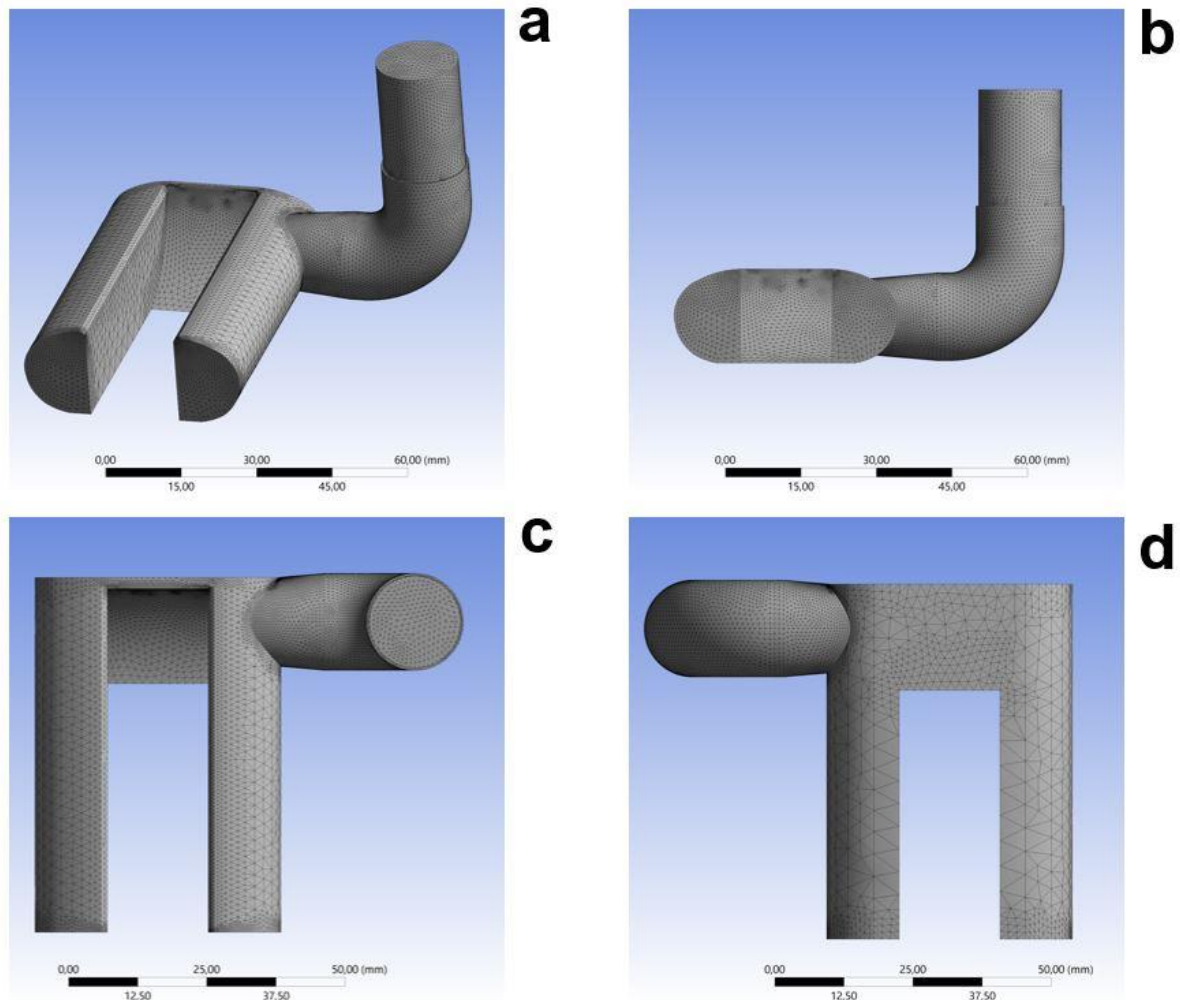


Fig. 62: (a) Vista general. (b) Vista alzado. (c) Vista frontal. (d) Vista posterior de la malla lograda en la cuarta iteración utilizada en la discretización del dominio espacial de la válvula Charlotte.

Finalmente, se establece una última iteración de la geometría, de modo que se logre una correcta independencia de malla de la válvula sometida a estudio. [Fig. 63]. Para ello, se realiza un refinamiento de las paredes laterales de los conductos de salida de la válvula, de modo que se pueda lograr una correcta interpretación del movimiento del flujo en la salida hacia el paciente y, al igual que en el caso anterior, ver si existe falta de simetría o distinto comportamiento en ambos canales de salida.

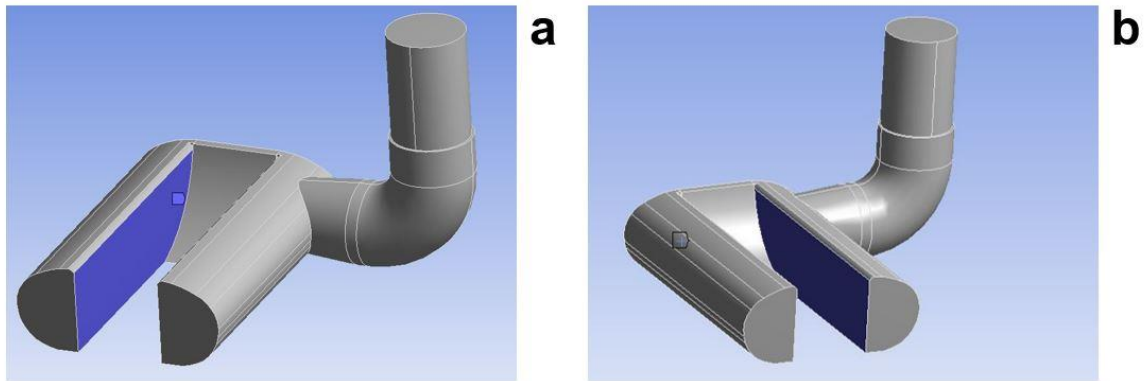


Fig. 63: (a) Conducto de salida izquierdo. (b) Conducto de salida derecho sometidos a refinamiento de la malla en la quinta iteración utilizada en la discretización del dominio espacial de la válvula Charlotte.

En este caso, el refinamiento de la malla se hace necesario por el característico ángulo que presenta la válvula cuando se divide en los dos conductos de salida. Como se ha explicado en el caso de la tercera iteración, la presencia de ángulos muy pronunciados en las geometrías sobre las que circula un fluido puede provocar la aparición de turbulencias y en consecuencia de una inestabilidad de la velocidad del flujo. En la utilización de válvulas para respiradores, es importante evitar que se produzcan reducciones inesperadas de velocidad del fluido, ya que ello implicaría que el flujo de aire que se le introduce al paciente no llegue con las condiciones establecidas, de modo que es necesario tener un notable control de las distintas variables que presenta el flujo durante todo su recorrido. En el último refinamiento se obtienen un total de 90.862 nodos y 470.257 elementos, lo que supone un aumento de 39% sobre la iteración previa [Fig. 64].

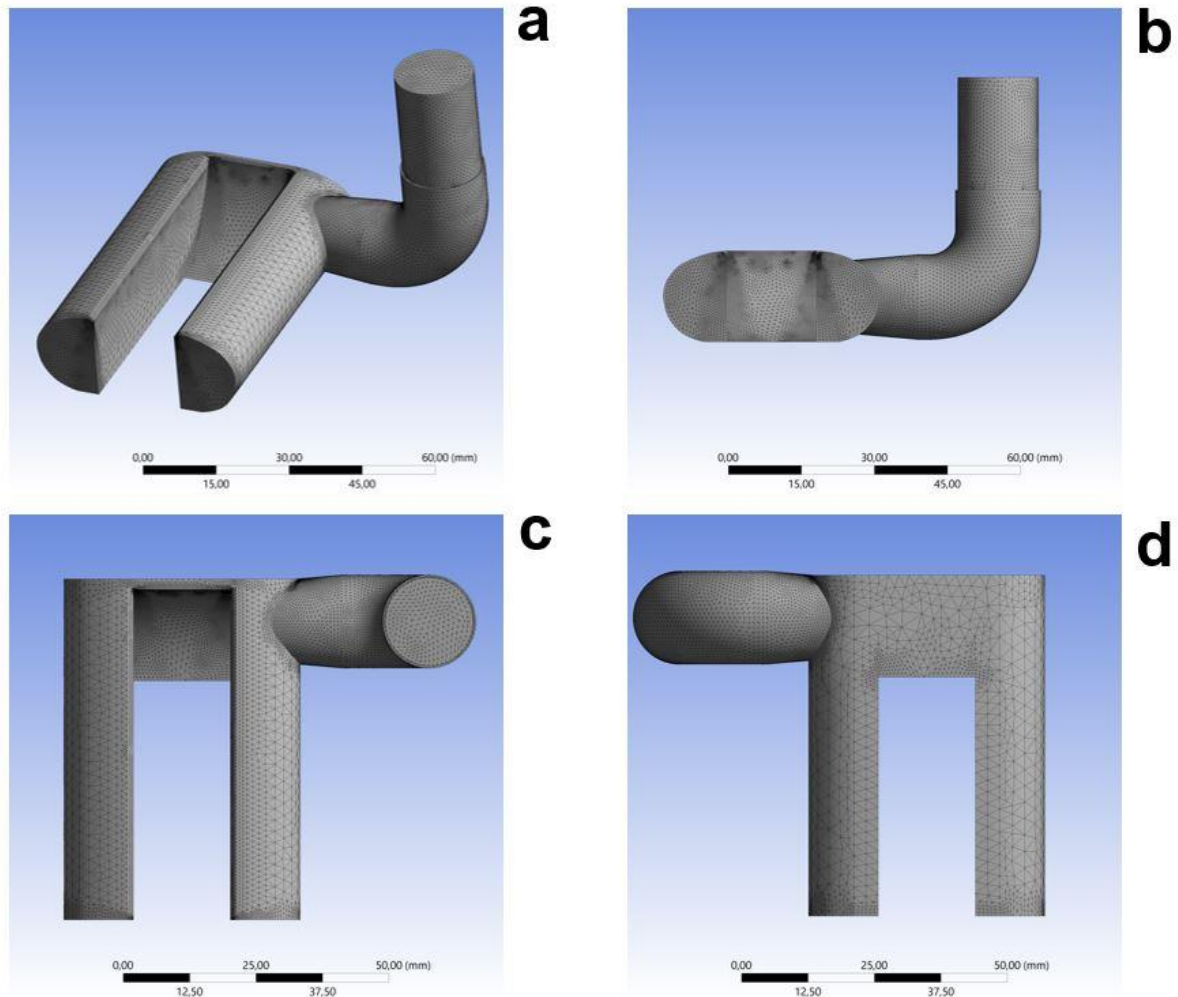


Fig. 64: (a) Vista general. (b) Vista alzado. (c) Vista frontal. (d) Vista posterior de la malla lograda en la quinta y última iteración utilizada en la discretización del dominio espacial de la válvula Charlotte.

A continuación, se presenta una tabla con la progresión del mallado que se ha realizado a la válvula Charlotte con el objetivo de lograr su correcta independencia y que la simulación CFD no se vea afectada en la etapa de discretización del dominio espacial.

Como se observa, se ha realizado un aumento progresivo de los elementos que componen la malla realizada a la geometría, aumentando cada vez un menor número de elementos y un porcentaje mucho menor sobre la iteración de mallado anterior. La explicación que se le da a este aumento progresivo, es la capacidad informática disponible. Como se ha explicado en reiteradas ocasiones, cuanto mayor sea el refinamiento o número de elementos que componen la malla, mayor es la necesidad informática, de modo que el aumento se ha realizado de tal manera que los tiempos de simulación siguieran siendo asumibles por el usuario.

Tal y como se muestra en [Tabla 2], el porcentaje de aumento entre iteraciones se ha ido reduciendo significativamente entre ellos, de modo que se comenzaba con un aumento muy superior al doble y se ha finalizado con un aumento que no llegaba a la mitad de la iteración

anterior. No obstante, esto puede llevar a confusión, ya que aunque el porcentaje que se aumenta es menor, el número de elementos que se incorporan a la malla es superior según se va avanzando en las iteraciones, es por ello que el tiempo de simulación aumenta más segundos con respecto al salto temporal anterior. El tiempo de simulación obtenido para la última iteración es de 982 segundos, lo que equivale aproximadamente a 16 minutos. Teniendo en cuenta que se realizan unas 50 simulaciones entre ensayos y obtención de resultados para la válvula, resulta asumible disponer de este nivel de mallado para la geometría sometida a estudio.

Iteración	Nodos	Elementos	Porcentaje de aumento sobre la iteración anterior (%)	Tiempo de simulación (s)
1	9.427	44.830	-	98
2	23.361	115.936	158	250
3	45.052	230.085	98	483
4	65.277	337.240	46	709
5	90.862	470.257	39	982

Tabla 2: Resultados de las iteraciones llevadas a cabo para lograr la independencia de la malla utilizada en la discretización del dominio espacial de la válvula Charlotte.

Una vez refinada la malla hasta un punto en el que se cumplen con las características mínimas en materia de número de nodos y elementos de distintas zonas de la geometría y en la que el tiempo máximo de simulación alcanzado con la potencia informática disponible es asumible por el autor, se lleva a cabo el estudio de distintos parámetros que permitan observar si se cumple con la independencia de la malla en los resultados obtenidos de la simulación.

Para ello, se lleva a cabo una simulación con las mismas características en materia de condiciones de la geometría y de simulación por cada iteración de mallado presentada a priori. Dichas simulaciones, mostrarán cómo van variando los resultados obtenidos en función del refinamiento de malla que se tiene. Para que se pueda considerar a la malla independiente de las simulaciones, los resultados obtenidos de los distintos parámetros estudiados se deben ir estabilizando hasta que no varíen o sufran variaciones mínimas, de modo que se

compruebe que aunque se siga aumentando el refinamiento de la malla, los resultados obtenidos de la simulación no van a modificarse.

De este modo, se ha comenzado por analizar la velocidad en una sección media de la válvula, de modo que se pueda comprobar si existen variaciones de velocidad en distintos puntos críticos en función del número de elementos que componen la malla. Tal y como se observa en [Fig. 65], las variaciones que presenta la geometría con las distintas iteraciones de mallado no son demasiado notables, no obstante, existen una serie de detalles que sí que hacen necesario llegar hasta el punto de refinamiento que se ha indicado anteriormente.

En primer lugar, hay que centrarse en el aumento de velocidad que se produce en el canal de salida izquierdo cuando el fluido abandona el tubo de entrada. Ese aumento de velocidad es derivado de la presencia de un ángulo muy pronunciado. En la primera iteración de malla (a) se logra una velocidad en ese punto de unos 13 m/s. aumentando hasta casi los 16 m/s en las tres últimas iteraciones. Aunque a priori parece un aumento despreciable, al tratarse de una válvula conectada a respiradores de pacientes, la precisión debe de ser máxima, por lo que lograr la estabilidad de resultados en ese punto es fundamental.

A su vez, se puede observar que la reducción de velocidad que se produce tras la aparición de dicho flujo turbulento es muy distinta entre la primera y la última iteración. En la primera (a), ocupa toda la superficie del conducto izquierdo de salida, de modo que prácticamente no circula el fluido por la zona izquierda de la válvula. Por su parte, en la iteración última (e) el desprendimiento del aire en la capa límite se acorta antes, de modo que se observa que circula aire a unos 8,5 m/s.

Finalmente, también se muestran variaciones en el canal derecho de la válvula. En la primera (a) y segunda (b) iteración, se observa que a la salida del conducto se produce una reducción de velocidad alargada. Por su parte, cuando se realiza el refinamiento de dicha zona en la iteración cuarta (d) se observa como la reducción de velocidad se mantiene estable con respecto a la última iteración (e).

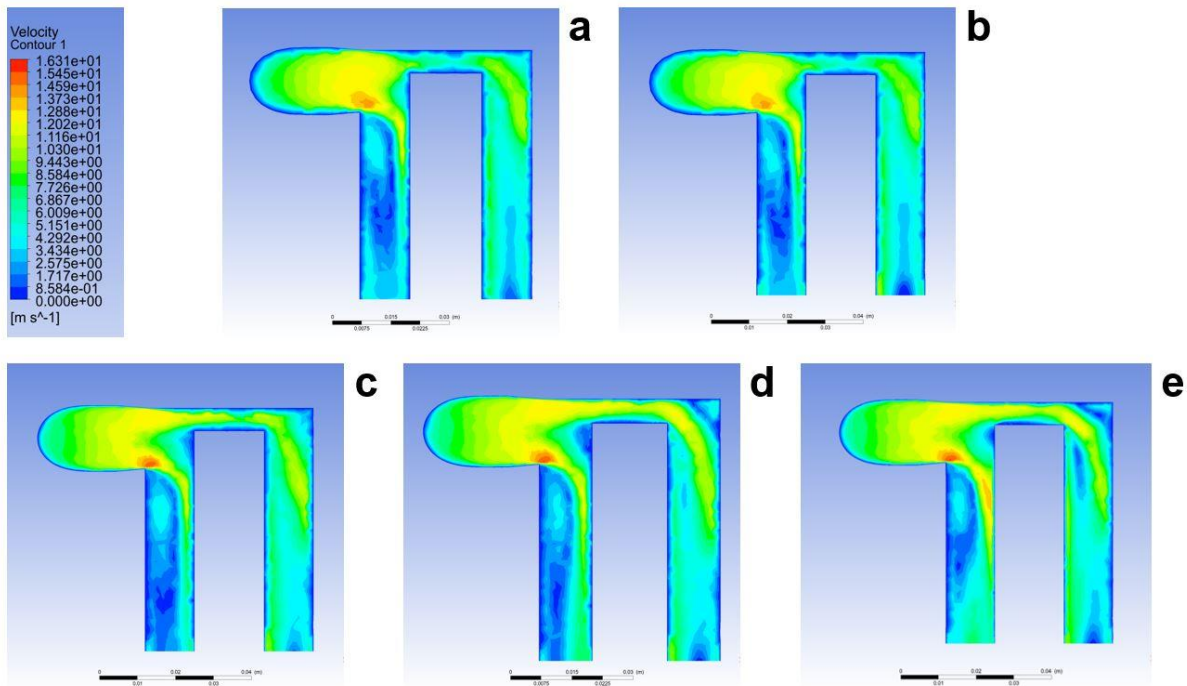


Fig. 65: Contorno de velocidades en (a) Iteración 1. (b) Iteración 2. (c) Iteración 3. (d) Iteración 4. (e) Iteración 5 obtenidos en la discretización del dominio espacial de la válvula Charlotte.

Posteriormente, se aborda el análisis de la presión en el plano final de los dos conductos de salida [Fig. 66]. En este caso, los resultados obtenidos han confirmado las variaciones entre iteraciones que se han detectado en el estudio de la velocidad del flujo que circula por la válvula Charlotte. Tal y como ocurría en el análisis previo, en el conducto izquierdo es donde se producen las variaciones más notables entre iteraciones. En la iteración inicial (a) se produce un aumento muy importante de presión en la esquina superior hasta alcanzar los 8 Pa, derivada de la inestabilidad de velocidad que se produce en el flujo cuando presenta turbulencia. Realizado el refinamiento de la zona en la iteración tercera (c) se observa como el aumento de presión se mantiene constante en valores de 4 Pa, logrando así una correcta y comprobada independencia de la malla.

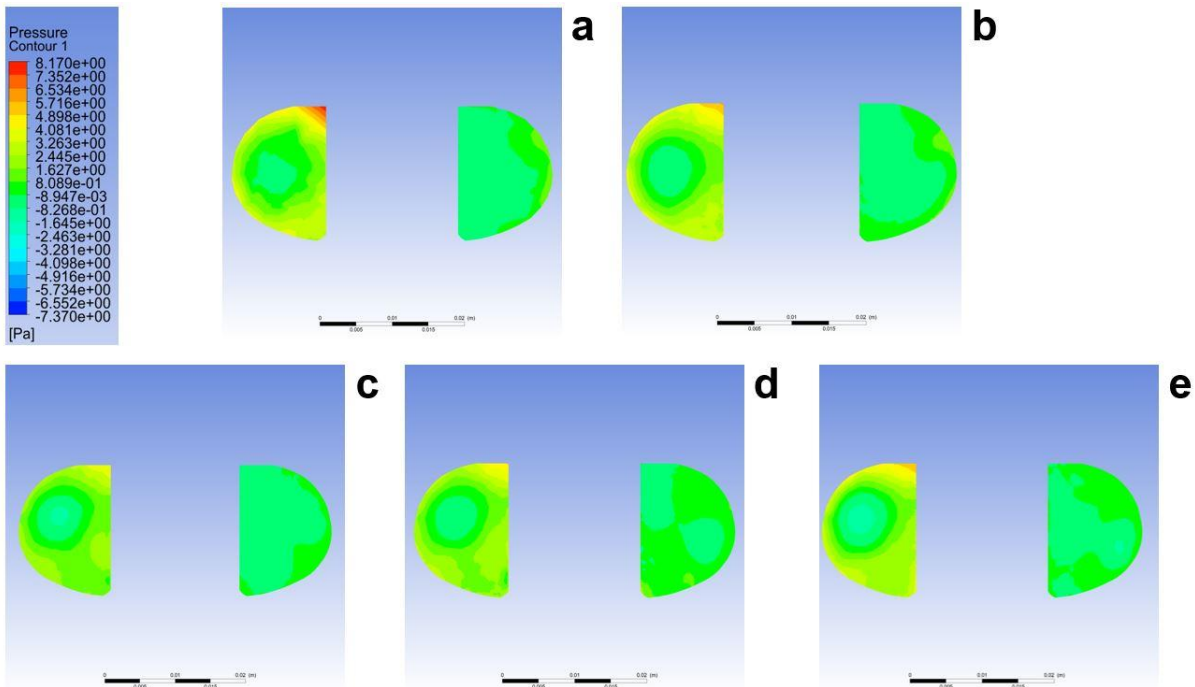


Fig. 66: Contorno de presiones en (a) Iteración 1. (b) Iteración 2. (c) Iteración 3. (d) Iteración 4. (e) Iteración 5 obtenidos en la discretización del dominio espacial de la válvula Charlotte.

Analizadas distintas variables que pueden verse influenciadas por un incorrecto mallado de la geometría, se concluye que en las últimas tres iteraciones los resultados obtenidos son muy regulares. De este modo, con tres refinamientos de la malla sería suficiente para considerar a esta independiente en los resultados obtenidos en cada simulación. No obstante, como la potencia informática y los tiempos de simulación con la última discretización del dominio espacial eran asumibles por el autor para realizar el estudio completo de la válvula Charlotte, se ha tomado el mallado quinto como el final para la elaboración del análisis.

13.2. Elección modelo de turbulencia

Posteriormente, se aborda la elección del modelo de turbulencia más adecuado para la simulación del comportamiento del fluido a través de la válvula Charlotte. Es importante señalar que en el presente estudio se selecciona un modelo de turbulencia k-omega, variando el modelo de viscosidad con el fin de encontrar la mejor definición del modelo de turbulencia del sistema.

Aunque los tres modelos de turbulencia estudiados presentan formas similares, existen una serie de diferencias que los particularizan. Dichos modelos son los correspondientes a los modelos de turbulencia k-omega BSL, k-omega SST y k-omega Geko.

13.2.1. Modelo de turbulencia BSL

En primer lugar, se lleva a cabo el estudio de la válvula Charlotte a través de un modelo de turbulencia k-omega BSL. Para ello se utiliza el módulo *Fluent* del software de simulación de dinámica de fluidos computacional *Ansys*.

A continuación, se lleva a cabo la configuración del modelo de turbulencia. Recordar, que previamente a la configuración del modelo de turbulencia, es necesario realizar la discretización del dominio espacial o mallado de la geometría, la cual ha sido explicada anteriormente.

Para comenzar, es necesario establecer los materiales que van a componer la simulación, es decir, el material del fluido que circula a través de la válvula y el material del sólido o prototipo por el que circula el fluido. En cuanto a las propiedades del fluido se ha establecido aire con los siguientes parámetros establecidos en el software [Tabla 3]:

Propiedad	Valor
Densidad	Gas ideal incompresible
Cp (Calor específico)	1006,43 J/kg K
Conductividad térmica	0,0242 W/m K
Viscosidad	1,7894e-05 kg/m s
Peso molecular	28,966 kg/kmol

Tabla 3: Propiedades del material fluido establecidas para la simulación de la válvula Charlotte.

Por su parte, para el material del sólido o válvula se ha establecido el PLA como el material de simulación. Aunque previamente se ha determinado que el ABS podría ser otro material de fabricación, se ha establecido el material PLA como definitivo debido a que era del que se disponía en el proceso de manufactura de las válvulas. A continuación, se muestran las propiedades del sólido [Tabla 4]:

Propiedad	Valor
Densidad	1240 kg/m ³
Cp (Calor específico)	871 J/kg K
Conductividad térmica	202,4 W/m K

Tabla 4: Propiedades del material sólido establecidas para la simulación de la válvula Charlotte.

Una vez establecidas las propiedades de los materiales, se lleva a cabo el establecimiento de las condiciones de contorno. Para ello, se establecen tres condiciones de contorno, una para la entrada de la válvula, otra para los conductos de la válvula y finalmente, una para las dos salidas de la válvula [Fig. 67].

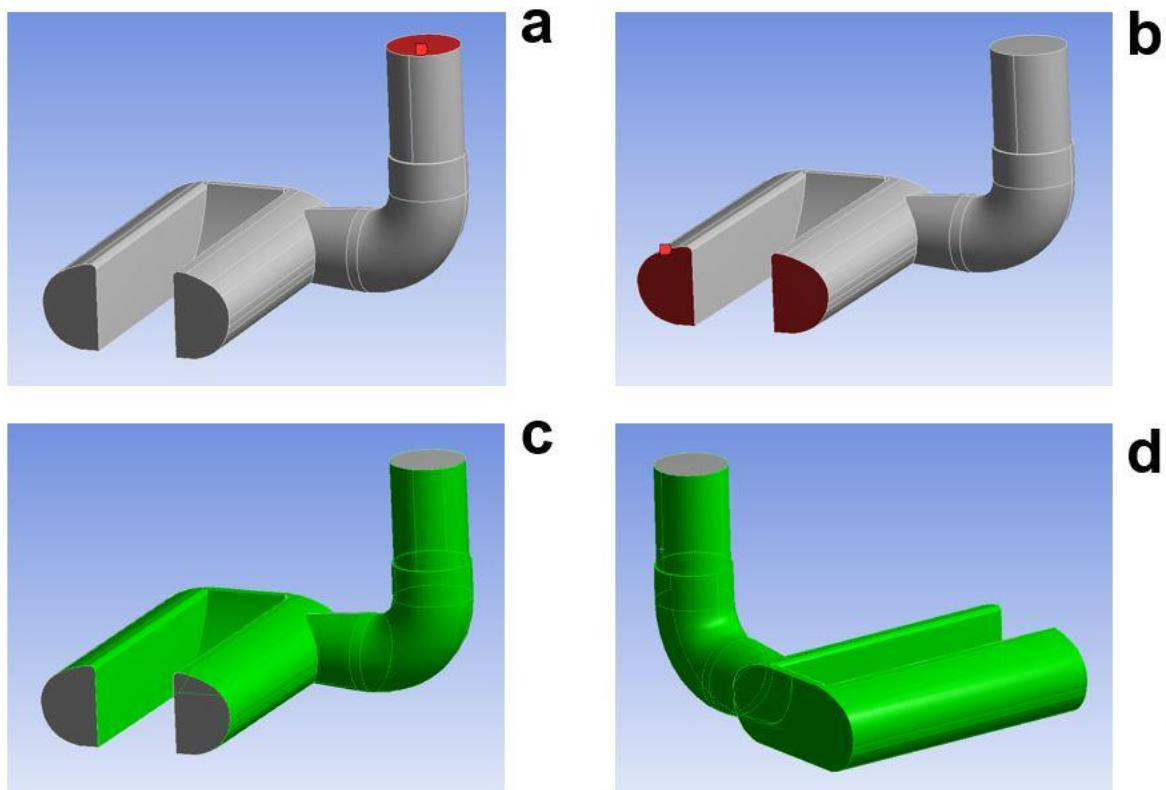


Fig. 67: (a) Condición a la entrada. (b) Condición a la salida. (c) Condición de los conductos determinados en la simulación de la válvula Charlotte.

En cuanto a la condición de contorno de la entrada de la válvula, se establece una condición de flujo másico con las siguientes condiciones en materia de momento y temperatura [Tabla 5]. Es importante destacar que, la propiedad de caudal másico, es la única que se varía en función de si se quiere realizar una simulación a 40 l/min, 80 l/min o 120 l/min, valores de

caudal de entrada establecidos para la realización de los estudios de la válvula Charlotte e Isabel.

Propiedad	Valor
Marco de referencia	Absoluto
Caudal másico	0,0025856 kg/s (120 l/min)
Presión manométrica inicial	0 Pa
Método de especificación de la dirección	Normal a la frontera
Método de especificación de la turbulencia	Intensidad y coeficiente de viscosidad
Intensidad de turbulencia	5%
Coficiente de viscosidad turbulenta	10
Temperatura total	300 K

Tabla 5: Propiedades de la condición de contorno en la entrada establecidas para la simulación de la válvula Charlotte.

A su vez, se establecen las condiciones de contorno de las dos salidas de la válvula, siendo una condición de presión total a la salida. En este caso, las condiciones de presión total a la salida se mantienen constantes con independencia del caudal de entrada en la válvula [Tabla 6].

Propiedad	Valor
Marco de referencia	Absoluto
Presión manométrica inicial	0 Pa
Multiplicador del perfil de presión	1
Método de especificación de la dirección del flujo de retorno	Normal a la frontera
Especificación de la presión de flujo de retorno	Presión total
Método de especificación de la turbulencia	Intensidad y coeficiente de viscosidad
Intensidad de turbulencia de flujo de retorno	5%
Coeficiente de viscosidad turbulenta de flujo de retorno	10
Temperatura total	298 K

Tabla 6: Propiedades de la condición de contorno en las salidas establecidas para la simulación de la válvula Charlotte.

Posteriormente, se establece la condición para los conductos de la válvula, es decir, para toda la válvula a excepción de la entrada y las salidas. En este caso, se establece una condición de “wall” o pared, cuyas propiedades se pueden ver en la siguiente tabla [Tabla 7].

Propiedad	Valor
Movimiento de la pared	Pared estacionaria
Movimiento	Relación con la zona de celda adyacente
Condición de cizallamiento	Sin deslizamiento
Modelo de rugosidad	Estándar
Altura de rugosidad	0,0 m
Constante de rugosidad	0,5 m
Condiciones térmicas	Temperatura
Temperatura total	298 K

Tabla 7: Propiedades de la condición de contorno en los conductos establecidas para la simulación de la válvula Charlotte.

Tras ello, se realiza el establecimiento de las condiciones en cuanto al modelo de turbulencia a utilizar. Resulta de vital importancia señalar que esta es la única variación que se realiza entre todas las simulaciones, con independencia de las condiciones de caudal de entrada o de la válvula a simular. Es por este motivo que, en los apartados posteriores de estudio, únicamente se abordarán las variaciones realizadas en el apartado del modelo de turbulencia. En este caso se establece un modelo de turbulencia k-omega BSL cuyas constantes del modelo son las siguientes [Tabla 8]:

Constante del modelo	Valor
Alpha*	1
Alpha	0,52
Beta*	0,09
Beta inner	0,075
Beta outer	0,0828
TKE Prandtl interior	2
TKE Prandtl exterior	1
SDR Prandtl interior	2
SDR Prandtl exterior	1,168
Número de Prandtl de energía	0,85
Número de Prandtl de pared	0,85
Factor de recorte del limitador de producción	10

Tabla 8: Constantes del modelo de turbulencia *k-omega* BSL establecidas para la simulación de la válvula Charlotte.

Posteriormente, se establecen las condiciones de la solución que se obtiene tras la realización de la simulación. Para ello se establecen las condiciones relativas al método o esquema de la solución, el control de la solución y el criterio de convergencia de la solución. Al igual que ocurre con las propiedades de los materiales y de las condiciones de contorno, las condiciones de la solución se mantienen inamovibles para todas las simulaciones, por lo que su explicación únicamente se aborda en este caso.

En cuanto al esquema utilizado para las soluciones de las simulaciones, se establecen los siguientes métodos [Tabla 9]. Es importante definir con coherencia estos criterios, ya que de ellos depende en gran medida la convergencia o no de la solución.

Propiedad	Esquema
Esquema	Acoplado
Gradiente	Basado en celdas de mínimos cuadrados
Presión	Segundo orden
Momento	Segundo orden
Energía cinética turbulenta	Primer orden
Tasa de disipación específica	Primer orden
Energía	Segundo orden

Tabla 9: Esquemas de solución establecidos para la simulación de la válvula Charlotte.

Por su parte, el control de la solución está referido a la determinación de los factores de relajación explícitos pseudo transitorios. Dichos factores controlan el cambio en la superposición del valor de una variable entre una iteración y la siguiente. La utilización de los factores de relajación tiene como objetivo disminuir la aparición de divergencia en la simulación, logrando una estabilidad de la solución. No obstante, un aumento excesivo de los factores de relajación puede provocar un descenso de la velocidad de convergencia, por lo que al igual que ocurría con los esquemas de solución, es determinante elegir unos valores adecuados. A continuación, se presenta una tabla con los valores de los factores de relajación utilizados en las simulaciones [Tabla 10].

Factor de relajación	Valor
Presión	0,5
Momento	0,5
Densidad	1
Fuerzas del cuerpo	1
Energía cinética turbulenta	0,75
Tasa de disipación específica	0,75
Viscosidad turbulenta	1
Energía	0,75

Tabla 10: Factores de relajación explícitos pseudo transitorios establecidos para la simulación de la válvula Charlotte.

Finalmente, se establece el criterio de convergencia de la solución. Para ello, se ha establecido un criterio absoluto de convergencia de $1e-05$ para todas las ecuaciones en la gráfica de residuos, es decir, para la ecuación de continuidad, velocidad x, velocidad y, velocidad z, energía, k y omega. A su vez, se ha determinado que se realicen 300 iteraciones y que se represente una gráfica de los residuos por consola para determinar si la simulación alcanza la convergencia.

Una vez establecidas, todas las condiciones de simulación referidas a la modelización de mallas, modelización de las condiciones iniciales y de contorno, modelización de las propiedades físicas, modelización del flujo, definición de los modelos de turbulencia y la modelización de la solución, se realiza el lanzamiento de la simulación correspondiente al modelo de turbulencia k-omega BSL de la válvula Charlotte con una entrada de caudal de 120 l/min.

En primer lugar, se realiza el análisis de la gráfica de residuos obtenida [Fig. 68]. Dicha gráfica permite conocer la convergencia de la solución. Tal y como se puede observar, en un primer momento durante las 10 primeras iteraciones existe una divergencia muy elevada, ya que el método numérico de aproximación se encuentra muy alejado de encontrar una solución de todas las ecuaciones lo suficientemente próxima. A medida que se avanza en el número de iteraciones se va logrando una mayor convergencia de la solución, manteniéndose relativamente estable hasta la iteración 275. En ese momento se produce una pequeña

alteración de la convergencia, no obstante, se vuelve a estabilizar y se puede considerar que la simulación ha alcanzado la convergencia y, por tanto, es válida.

Es importante señalar, que el haber alcanzado la convergencia de la simulación no significa que dicha simulación esté validada, ya que para ello sería necesario realizar una medición y comprobación experimental, la cual no ha sido realizada.

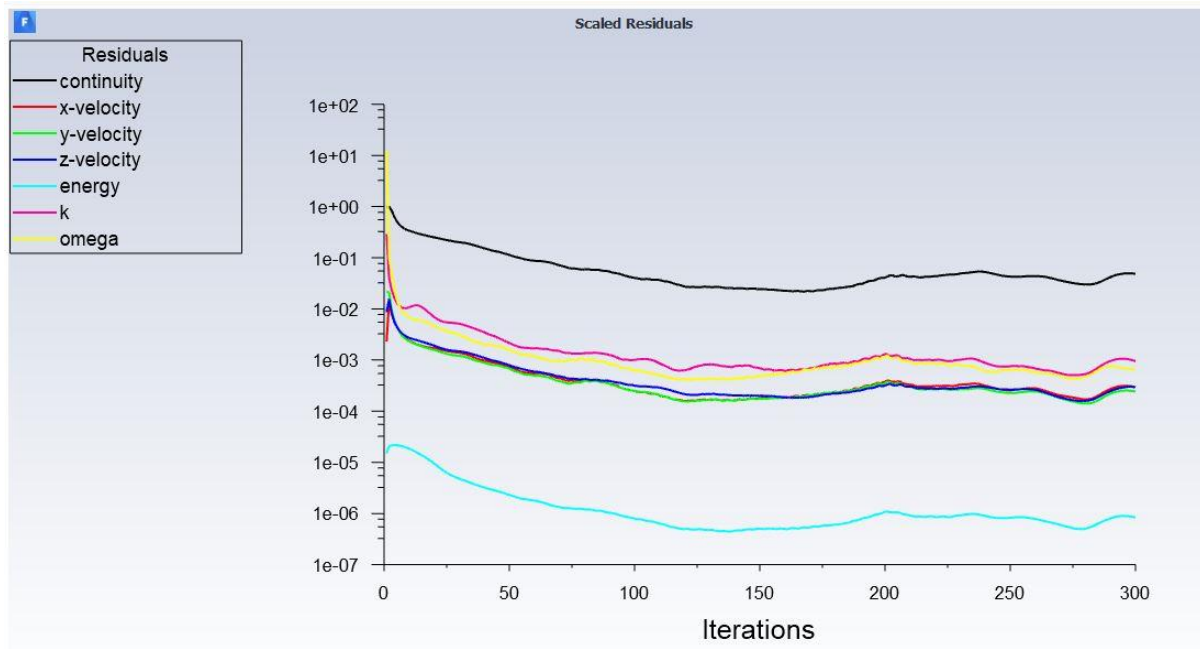


Fig. 68: Gráfica de residuos obtenida en la simulación de la válvula Charlotte

Una vez completada la simulación y habiendo analizado y comprobado que se ha alcanzado la convergencia de la solución, se procede al análisis de los resultados obtenidos desde un punto de vista del modelo de turbulencia. Esto quiere decir que no se hará un estudio del comportamiento del fluido en función del diseño de la válvula, el cual se realizará en el apartado de comparación de resultados, si no que se analizará el comportamiento del flujo en función del modelo de turbulencia utilizado, siendo en este caso el modelo k-omega BSL. Para ello, se han analizado los resultados obtenidos de la variable velocidad, presión y viscosidad en dos planos fundamentales de la válvula. Por un lado, en el plano vertical en medio de la válvula, de modo que se puede visualizar el comportamiento del flujo en todo su recorrido desde la entrada hasta los dos conductos de salida [Fig. 69].

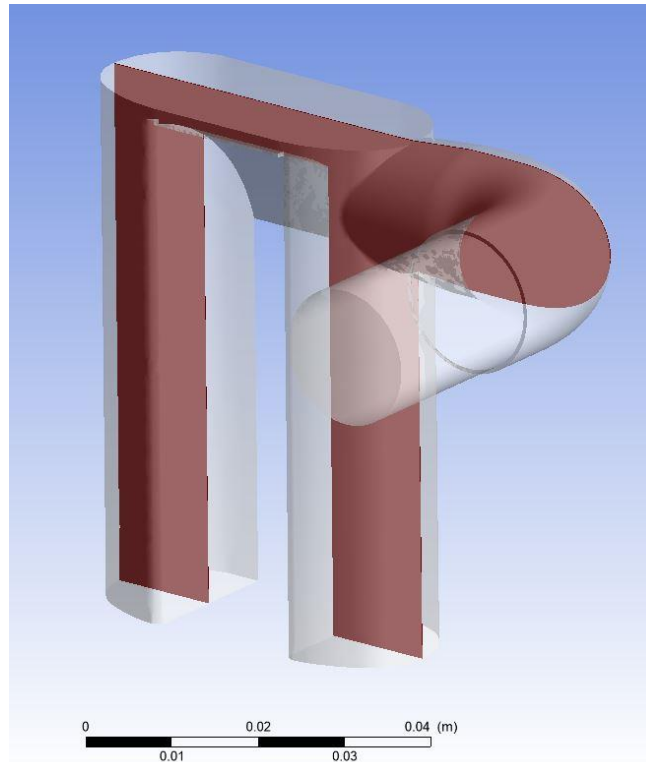


Fig. 69: Plano vertical establecido en la válvula Charlotte para la representación de distintas variables de estudio.

Por otro lado, se establece otro plano en el plano horizontal en los dos conductos de salida de ambas válvulas, de modo que se puedan estudiar los resultados de las variables en el momento inmediatamente anterior a la salida del flujo [Fig. 70].

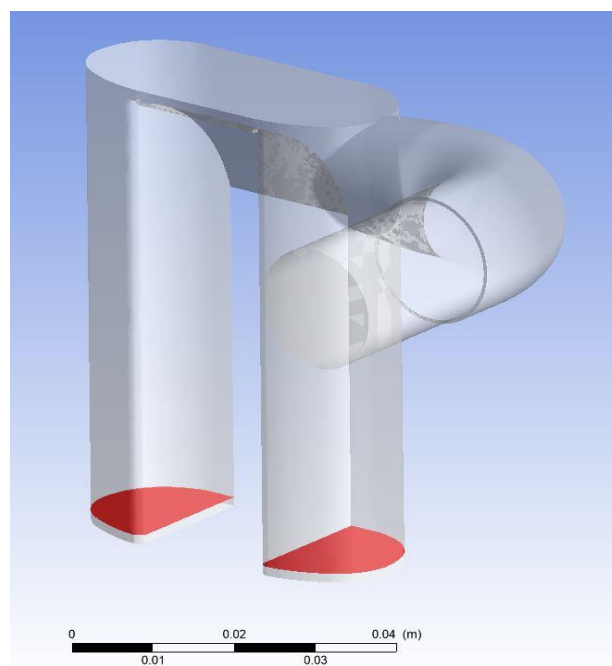


Fig. 70: Plano horizontal establecido en la válvula Charlotte para la representación de distintas variables de estudio.

En las dos figuras previas, los dos planos utilizados para el estudio de las distintas variables han sido representados en color rojo sobre la válvula Charlotte en blanco semitransparente, de modo que se puedan interpretar correctamente las comparativas realizadas a posteriori. A continuación, se muestran los resultados obtenidos de la velocidad, presión y viscosidad de Eddy, desde un punto de vista de la elección del modelo de turbulencia [Fig. 71]. En el modelo de turbulencia k-omega BSL se combina la precisión del modelo k-omega estándar en la región cercana a la pared, con la independencia del flujo libre del modelo k-epsilon. Esto se muestra en los resultados correspondiente a la velocidad, donde la reducción de velocidad mostrada en el conducto de salida izquierdo es representativo de un flujo turbulento, poniendo de manifiesto la independencia del flujo del modelo k-epsilon. Tal y como se muestra, existe una gran variación de la velocidad en ese punto, alcanzando valores entre los 0,8 m/s y los 16,1 m/s. Esta representación de la velocidad tan variada en una zona geométrica muy cercana muestra la precisión del modelo BSL en la región cercana a la pared. Por su parte, estudiando la presión, se observa que se representan valores muy elevados de esta variable, alcanzando los 113 Pa en el conducto de entrada. La representación de estos valores de presión elevados muestra el buen comportamiento del modelo k-omega BSL frente a gradientes de presión elevados, como ocurre con el modelo de turbulencia k-epsilon.

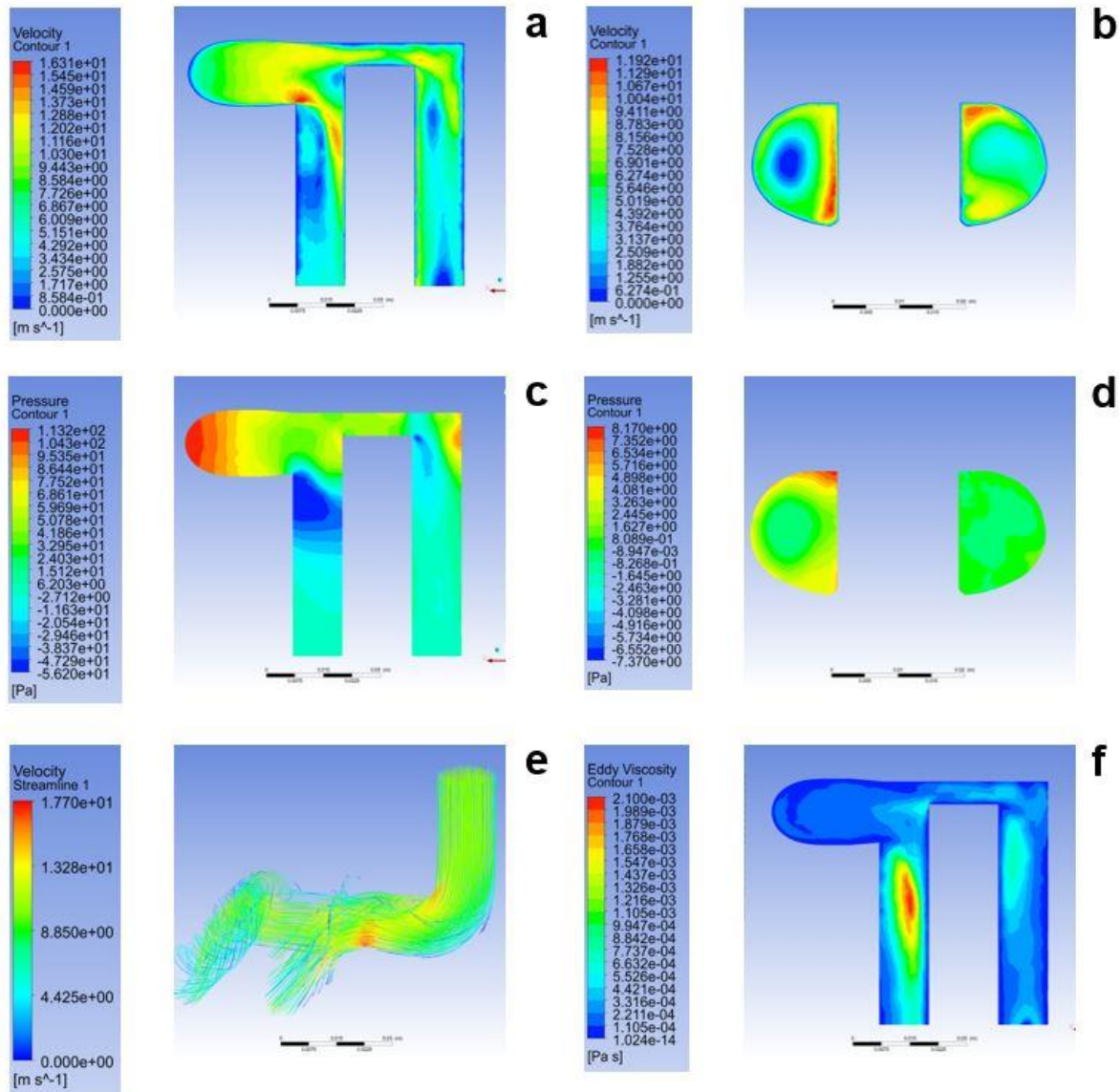


Fig. 71: (a) Contorno de velocidad en el plano vertical. (b) Contorno de velocidad en el plano horizontal. (c) Contorno de presión en el plano vertical. (d) Contorno de presión en el plano horizontal. (e) Streamline de velocidad. (f) Viscosidad de Eddy en el plano vertical obtenidos en la simulación BSL de la válvula Charlotte.

13.2.2. Modelo de turbulencia SST

A continuación, se lleva a cabo el estudio del modelo de turbulencia SST en la simulación de la válvula Charlotte. Como se ha mencionado anteriormente, la única variación que se realiza en las simulaciones son las correspondientes al modelo de turbulencia, por lo que las condiciones de simulación referidas a la modelización de mallas, modelización de las condiciones iniciales y de contorno, modelización de las propiedades físicas, modelización del flujo y la modelización de la solución se mantiene igual con respecto a la simulación de la válvula Charlotte con el modelo de turbulencia k-omega BSL.

Posteriormente, se expone una tabla con las constantes propias del modelo de turbulencia k-omega SST [Tabla 11].

Constante del modelo	Valor
Alpha*	1
Alpha	0,52
Beta*	0,09
a1	0,31
Beta inner	0,075
Beta outer	0,0828
TKE Prandtl interior	1,176
TKE Prandtl exterior	1
SDR Prandtl interior	2
SDR Prandtl exterior	1,168
Número de Prandtl de energía	0,85
Número de Prandtl de pared	0,85
Factor de recorte del limitador de producción	10

Tabla 11: Constantes del modelo de turbulencia *k-omega SST* establecidas para la simulación de la válvula Charlotte.

Tras la determinación de las condiciones de simulación anteriores y variando el modelo de turbulencia a un modelo *k-omega SST*, se lleva a cabo la simulación correspondiente a dicho modelo de turbulencia de la válvula Charlotte con una entrada de flujo másico de 120 l/min, al igual que con el modelo *k-omega BSL* de modo que se pueda realizar una comparativa entre ambos.

Para comenzar, de nuevo se realiza el análisis de la gráfica de residuos obtenida [Fig. 72] con el fin de interpretar si se ha logrado la convergencia de la simulación. De nuevo, al igual que ocurría con el modelo *BSL* se tarda unas iteraciones en que la simulación encuentre una aproximación cercana a la solución de las ecuaciones diferenciales. No obstante, se logra una mayor convergencia que el modelo *BSL*, ya que desde la iteración 100 no se produce ninguna variación, dando como válidos los resultados obtenidos.

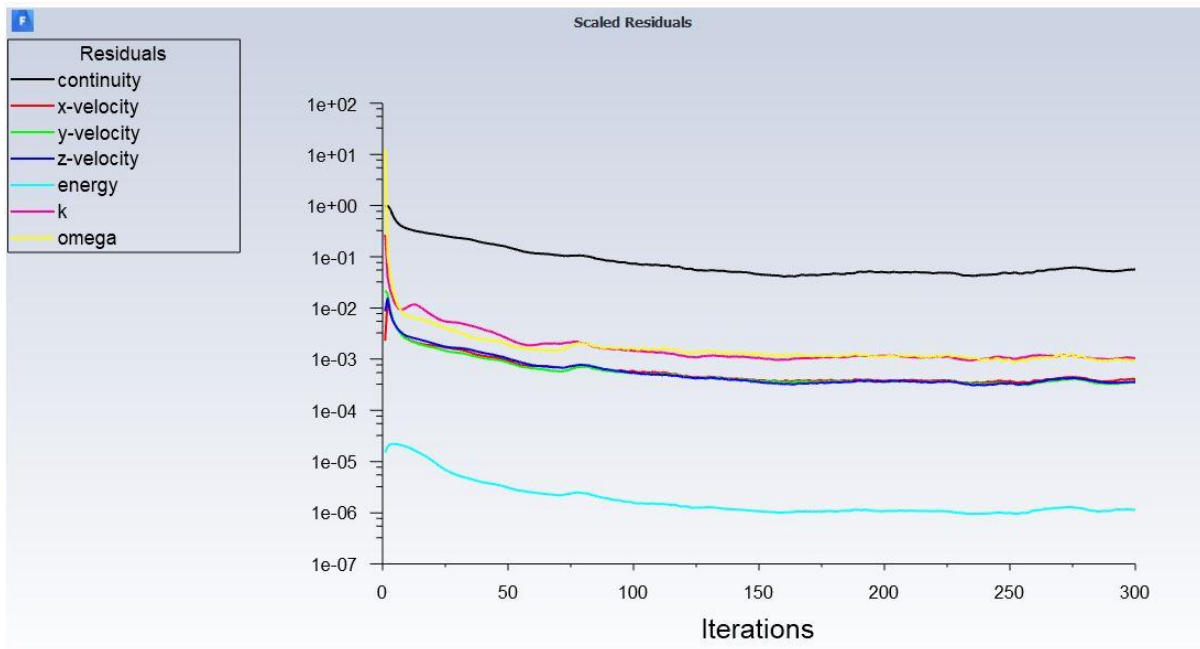


Fig. 72: Gráfica de residuos del modelo de turbulencia SST obtenido en la simulación de la válvula Charlotte.

A posteriori, se pueden observar los resultados obtenidos correspondientes a las variables de velocidad, presión y viscosidad de Eddy [Fig. 73]. El modelo de turbulencia k-omega SST se caracteriza porque tiene en cuenta los efectos de transporte del esfuerzo cortante de turbulencia en la definición de la viscosidad turbulenta, además del cambio gradual hacia un modelo con un número de Reynolds alto como sucedía con el modelo de turbulencia k-omega BSL. Dicha introducción de los efectos de transporte del esfuerzo cortante se muestra principalmente en la presión y viscosidad de Eddy. Centrando en la presión se observa que la zona del conducto de salida izquierdo donde se produce un descenso significativo de la presión por la presencia de turbulencia, la transición hacia la salida del conducto es más progresiva que en el caso anterior, de modo que es más representativa gracias a la introducción del efecto de transporte del esfuerzo cortante. A su vez, en la representación de la viscosidad de Eddy los valores alcanzados no son tan extremos como ocurría en el modelo BSL, sino que se mantienen en una franja más estrecha debido de nuevo a la introducción del esfuerzo cortante. Además, el cambio gradual hacia un modelo con un número de Reynolds alto se ve reflejado en la velocidad, donde los resultados obtenidos son prácticamente idénticos al modelo BSL.

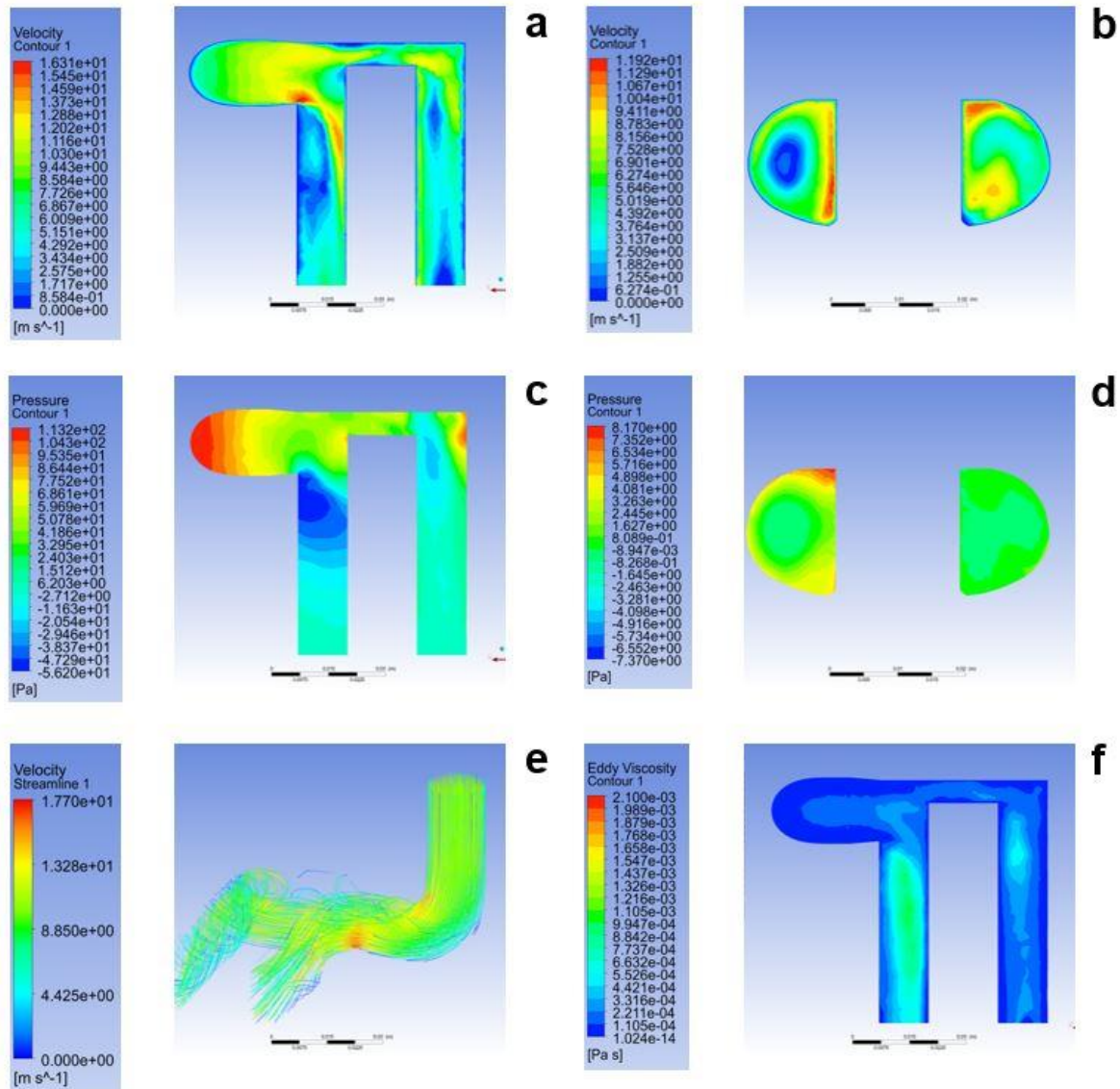


Fig. 73: (a) Contorno de velocidad en el plano vertical. (b) Contorno de velocidad en el plano horizontal. (c) Contorno de presión en el plano vertical. (d) Contorno de presión en el plano horizontal. (e) Streamline de velocidad. (f) Viscosidad de Eddy en el plano vertical obtenidos en la simulación SST de la válvula Charlotte.

13.2.3. Modelo de turbulencia Geko

Finalmente, se realiza el estudio del modelo de turbulencia k-omega Geko de la simulación de la válvula Charlotte. Del mismo modo que se ha indicado en el modelo de turbulencia k-omega SST, únicamente se varía en las simulaciones las condiciones correspondientes al modelo de turbulencia. A continuación, se presentan las constantes propias del modelo de turbulencia k-omega Geko utilizadas en la simulación de la válvula Charlotte [Tabla 12].

Constante del modelo	Valor
CREAL	0,577
CNW Sub	1,7
CJET Auxiliar	2
CBF Turbulento	2
Beta*	0,09
Beta i	0,083
TKE Prandtl número	1
SDR Prandtl número	1,17
Número de Prandtl de energía	0,85
Número de Prandtl de pared	0,85
Factor de recorte del limitador de producción	10

Tabla 12: Constantes del modelo de turbulencia k-omega Geko establecidas para la simulación de la válvula Charlotte.

Como en toda simulación, se parte del análisis de la gráfica de residuos obtenida de la simulación para analizar la convergencia de la misma [Fig. 74]. Una vez más, se tarda una serie de iteraciones en aproximar la solución, pero en este caso la estabilidad de la convergencia se logra antes que en los casos anteriores, siendo el modelo de turbulencia k-omega Geko el más idóneo en cuanto a la convergencia se refiere.

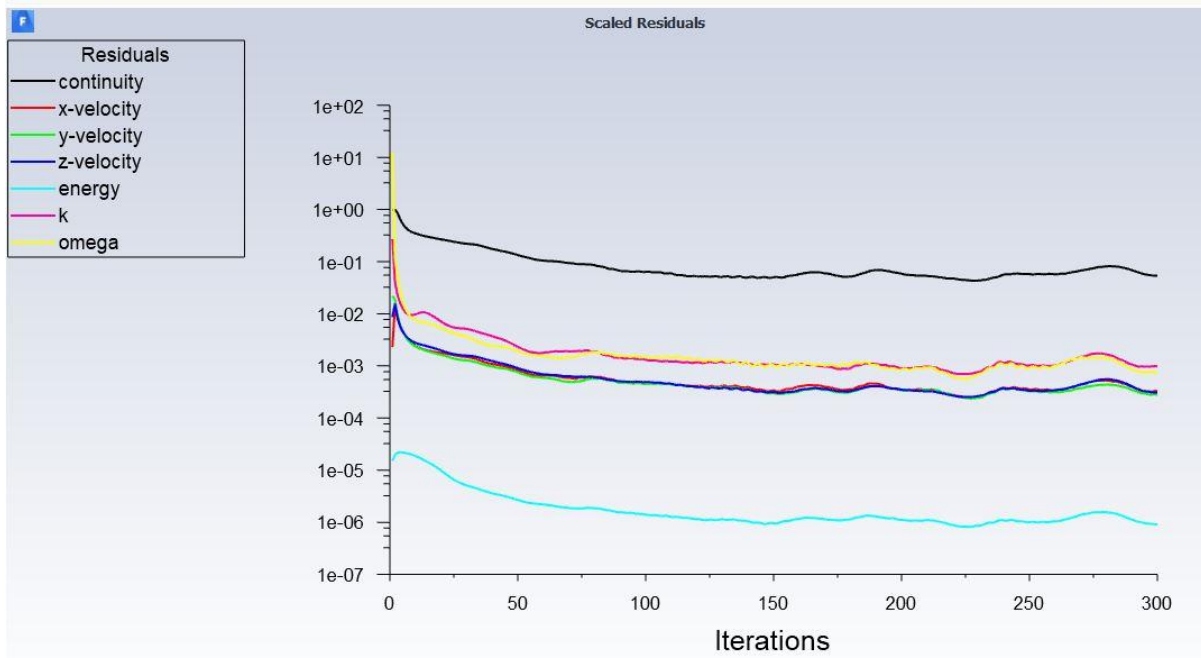


Fig. 74: Gráfica de residuos obtenida en la simulación Geko de la válvula Charlotte

A continuación, se aborda el análisis de los resultados obtenidos de las variables velocidad, presión y viscosidad de Eddy en el plano vertical y horizontal de salida de la válvula Charlotte [Fig. 75]. El modelo de turbulencia k-omega Geko se caracteriza por contar con una serie de parámetros libres ajustables que no tienen un impacto negativo en la calibración básica del modelo, de modo que se mantienen las ventajas del modelo k-omega SST pero con una serie de mejoras.

En primer lugar, se encuentra el coeficiente SEP a partir del cual se puede ajustar la precisión de separación de la capa límite. Esto se puede visualizar en la viscosidad de Eddy, donde se puede observar que se alcanzan unos valores mayores que en el caso anterior debido a que se tiene una mayor sensibilidad a los gradientes de presión adversos en la capa límite.

Por su parte el coeficiente NW, afecta a la parte interior de la capa límite donde existe una condición de pared. Dicho ajuste del coeficiente se observa en el plano vertical de la velocidad, donde se muestra que las velocidades están más ajustadas en el interior del conducto de salida izquierdo.

A su vez, el coeficiente MIX únicamente afecta a los flujos con efectos de transporte del esfuerzo cortante de turbulencia. El aumento de este coeficiente se ha traducido en una mayor extensión de la presión en el plano vertical en el conducto de salida izquierdo donde se produce la turbulencia.

Finalmente, mediante los coeficientes CORNER y CURV se ha podido ajustar la curvatura del modelo, de modo que en las tres variables de velocidad, presión y temperatura se muestra una mayor variabilidad y, por tanto, precisión, en la zona de transición de un caudal de entrada

a dos caudales de salida. Esta zona presenta una geometría de curvatura, de modo que estos coeficientes afectan de manera directa a lograr unos mejores resultados en dicha zona.

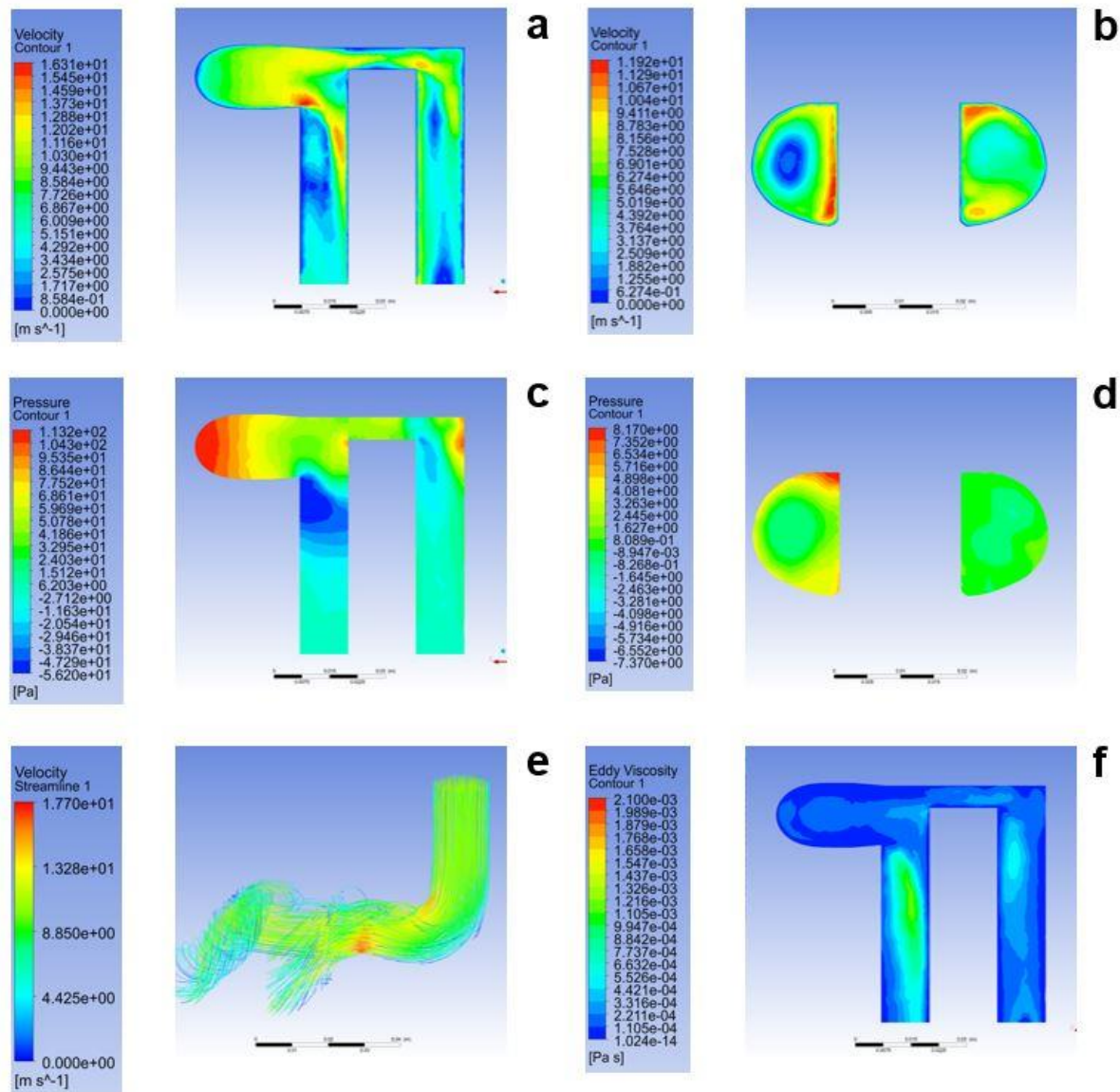


Fig. 75: (a) Contorno de velocidad en el plano vertical. (b) Contorno de velocidad en el plano horizontal. (c) Contorno de presión en el plano vertical. (d) Contorno de presión en el plano horizontal. (e) Streamline de velocidad. (f) Viscosidad de Eddy en el plano vertical obtenidos en la simulación Geko de la válvula Charlotte.

13.2.4. Comparativa entre modelos de turbulencia

A continuación, se realiza un análisis comparativo de los modelos de turbulencia k-omega BSL, k-omega SST y k-omega Geko estudiados previamente. Dicho análisis comparativo va a permitir seleccionar el modelo de turbulencia que mejor se ajuste a las condiciones geométricas y de simulación que presenta la válvula Charlotte, de modo que se puedan obtener unos resultados lo suficientemente precisos para obtener conclusiones y poder comparar el prototipo con el desarrollado por la Universidad de Salamanca y que recibe el nombre de Isabel.

Uno de los aspectos fundamentales en la elección de un modelo de turbulencia, radica en la convergencia de la solución de la simulación. Si no se logra una convergencia, el modelo de turbulencia puede ser directamente desechable, por lo que este ha sido el primer aspecto analizado y comparado. Como se ha explicado en numerosas ocasiones, todas las simulaciones han sido realizadas bajo las mismas condiciones variando únicamente el modelo de turbulencia y el caudal de entrada, siendo este de 40, 80 y 120 l/min. Es por ello, por lo que se va a realizar la comparativa de los tres modelos de turbulencia con los tres caudales de entrada.

En primer lugar, se aborda la comparativa de los modelos de turbulencia con un caudal de entrada de 40 l/min [Fig. 76]. Tal y como se observa, existen notables diferencias entre los modelos de turbulencia BSL y SST y el modelo de turbulencia Geko, ya que los dos primeros presentan una inestabilidad de la solución en las últimas 50 iteraciones, mientras que el modelo de turbulencia k-omega Geko se mantiene completamente constante desde la iteración 125, alcanzando una mejor convergencia. Desde el punto de vista de la convergencia en la solución y con un flujo de 40 l/min, se puede concluir que el mejor modelo a utilizar sería el modelo k-omega Geko.

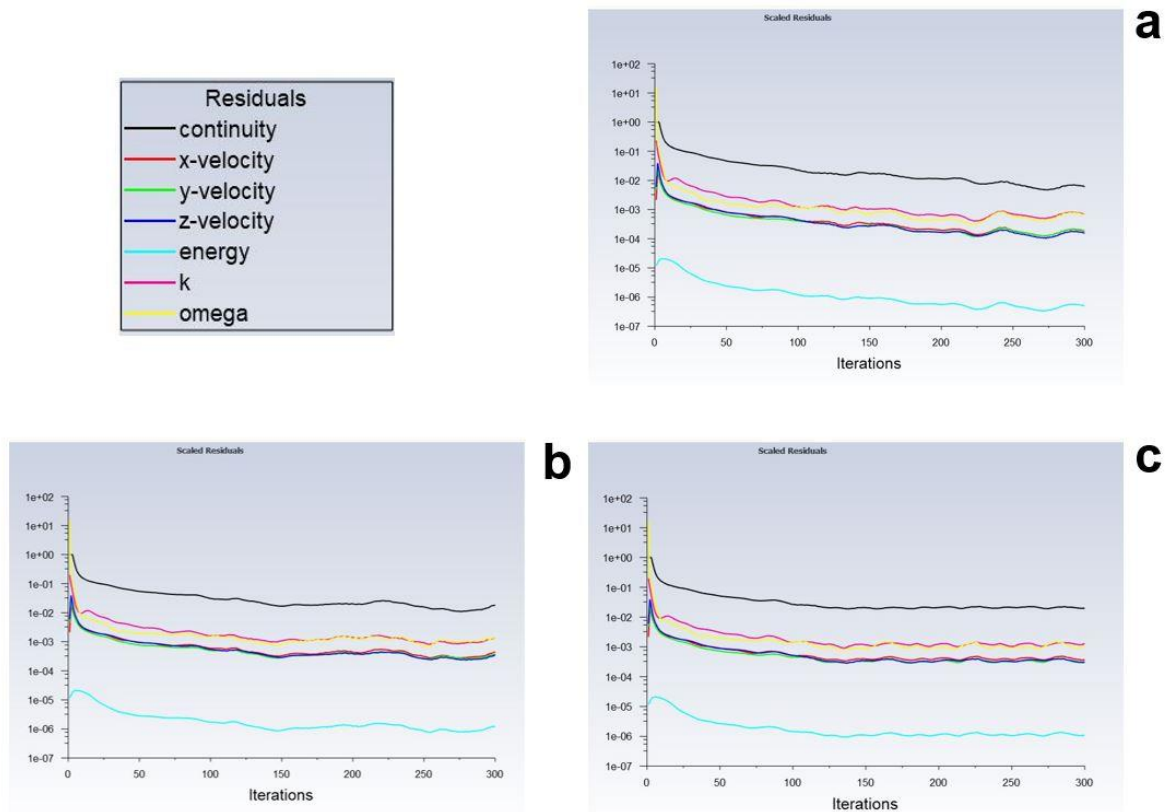


Fig. 76: Gráfica de residuos de: (a) Modelo de turbulencia BSL. (b) Modelo de turbulencia SST. (c) Modelo de turbulencia Geko de la simulación de la válvula Charlotte con un caudal de entrada de 40 l/min.

Centrando el análisis comparativo de la convergencia de la solución con un flujo de 80 l/min [Fig. 77], se observa que la convergencia en los modelos de turbulencia k-omega BSL y k-

omega SST mejoran con respecto al caudal de 40 l/min, ya que se mantienen estables en las últimas 50 iteraciones a diferencia de la fluctuación que sufrían en el anterior. Por su parte, el modelo de turbulencia k-omega Geko sigue manteniendo la buena condición de convergencia, no obstante, en este caso le cuesta más estabilizarse con respecto al caudal anterior, consiguiendo la regularidad a partir de la iteración 175 y no de la 125 como ocurría en el caso anterior. En este caso, se podría optar desde el punto de vista de la convergencia por cualquier modelo de turbulencia. No obstante, como en el caso de los 40 l/min el mejor modelo era el k-omega Geko, se sigue optando por determinar este modelo de turbulencia en todas las simulaciones.

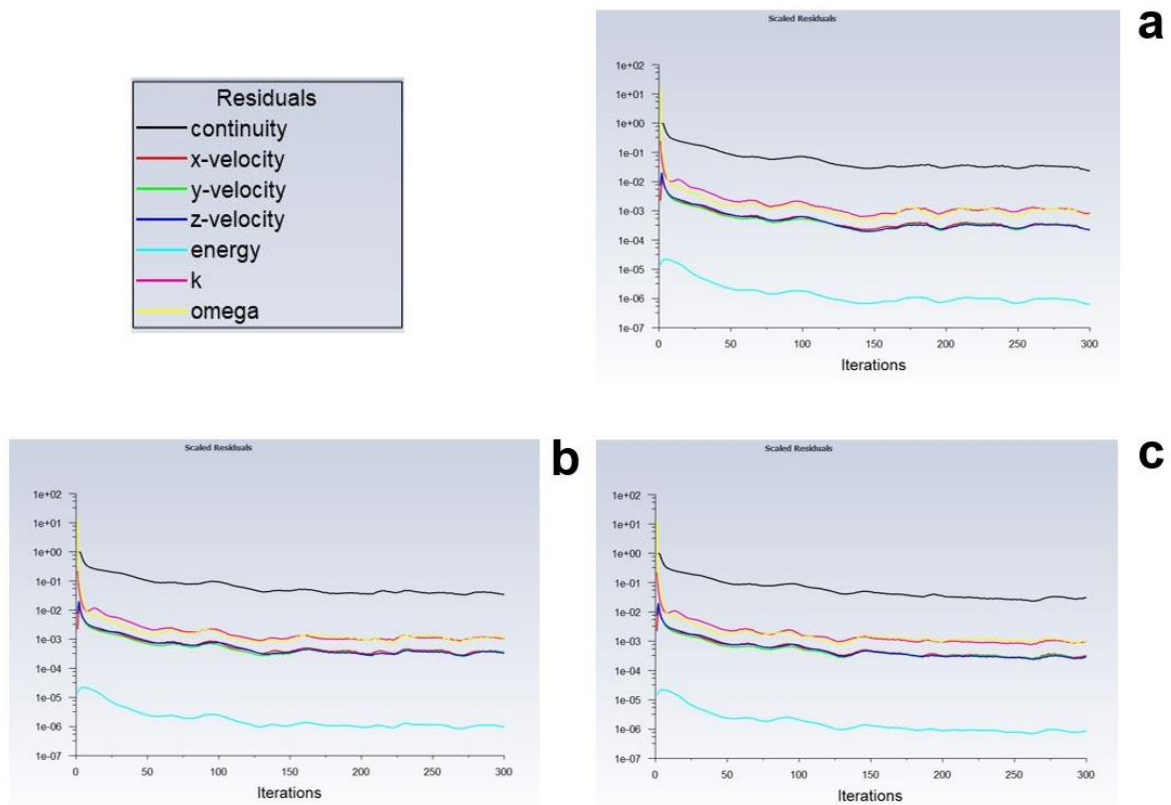


Fig. 77: Gráfica de residuos de: (a) Modelo de turbulencia BSL. (b) Modelo de turbulencia SST. (c) Modelo de turbulencia Geko de la simulación de la válvula Charlotte con un caudal de entrada de 80 l/min.

Finalmente, se realiza la comparación de la convergencia de los tres modelos de turbulencia con el caudal máximo que se va a introducir en la válvula Charlotte, siendo este de 120 l/min [Fig 78]. En este caso, si se notan diferencias entre los tres modelos de turbulencia, siendo de primera descartado el modelo BSL, ya que en la iteración 275 sufre una desestabilización de la convergencia al sufrir un ascenso. Por su parte, el modelo k-omega SST es el que mejor responde en este caso, ya que se mantiene completamente constante desde la iteración 100, dando muestras de que se ha alcanzado la convergencia de la solución muy rápidamente. En cuanto a la convergencia del modelo k-omega Geko presenta buenos resultados, pero, no tan óptimos como con los caudales anteriores, ya que muestra un pequeño descenso en las

últimas 25 iteraciones. Con un caudal de 120 l/min, el modelo de turbulencia desde un punto de vista de la convergencia más oportuno sería el k-omega SST.

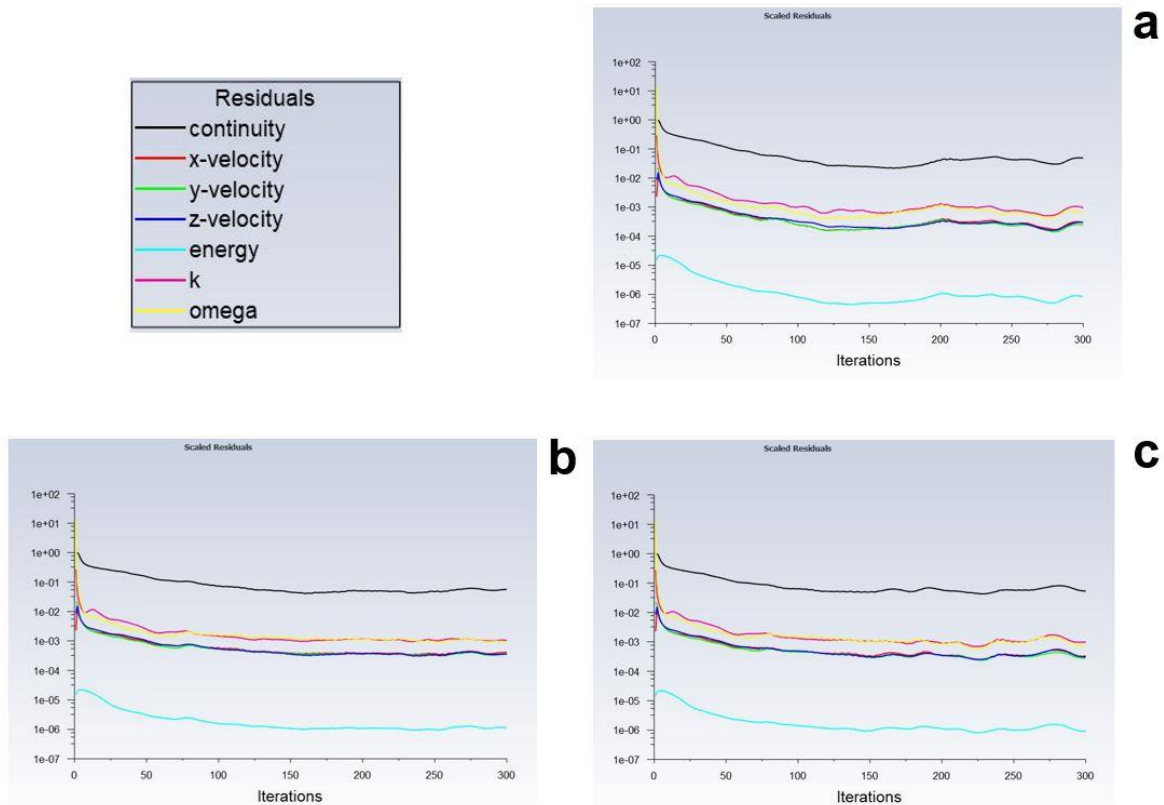


Fig. 78: Gráfica de residuos de: (a) Modelo de turbulencia BSL. (b) Modelo de turbulencia SST. (c) Modelo de turbulencia Geko de la simulación de la válvula Charlotte con un caudal de entrada de 120 l/min.

Teniendo una visión global de la convergencia de los tres modelos de turbulencia con los tres caudales de entrada, se observa que para los caudales de 40 l/min y 80 l/min, el mejor modelo de turbulencia sería el k-omega Geko, ya que muestra una mayor estabilización de la solución desde una iteración más temprana. En cuanto al caudal de 120 l/min, el mejor modelo de turbulencia es el k-omega SST, el cual presenta una completa regularidad de la convergencia desde la iteración 100.

Puesto que el modelo k-omega Geko es más oportuno para los dos primeros caudales de entrada y su comportamiento sigue siendo muy bueno para un caudal de 120 l/min, y pese a que el modelo SST sea más óptimo para este último caudal, se concluye que desde un punto de vista de la convergencia de la solución, el modelo de turbulencia a utilizar debe de ser el k-omega Geko.

Tras la elección del modelo de turbulencia más oportuno desde la perspectiva de la convergencia, se lleva a cabo el análisis comparativo de los resultados obtenidos de las variables velocidad, presión y viscosidad de Eddy en el plano vertical y horizontal de la válvula

Charlotte con los modelos de turbulencia k-omega BSL, k-omega SST y k-omega Geko con un caudal de entrada de 120 l/min [Fig 79].

En primer lugar, centrando la comparativa entre modelos en la variable velocidad, se observa como apenas existen diferencias entre los modelos. Esto es debido a que todos los modelos de turbulencia k-omega estudiados, combinan la precisión del modelo k-omega estándar en la región cercana a la pared, con la independencia del flujo libre del modelo k-epsilon, dando como resultado una reducción de la velocidad mostrada en el conducto de salida izquierdo debido a la presencia de un flujo turbulento. A su vez, gracias a la introducción de los coeficientes CORNER y CURV del modelo de turbulencia k-omega Geko, se puede ver la aparición de un ascenso importante de velocidad en el inicio del conducto de salida derecho, alcanzando valores de aproximadamente 14 m/s. Esta variación con respecto a los modelos BSL y SST es debido a que con la introducción de los coeficientes se logran unos mejores resultados en las zonas de curvatura, forma geométrica que presenta la válvula en dicha zona. A su vez, la introducción del coeficiente NW en el modelo Geko, se obtiene una mejor resolución de los resultados de la velocidad en las zonas interiores de la capa límite, donde existe una condición de pared. Esta variación se puede observar en el interior del conducto de salida izquierdo. Desde el punto de vista de la velocidad, ningún modelo de turbulencia presenta grandes diferencias positivas o negativas frente a los otros, pero la posibilidad de introducir los coeficientes extras CORNER, CURV y NW hacen del modelo de turbulencia Geko el mejor k-omega que se puede elegir para estudiar la velocidad.

En cuanto a las presiones, no se detectan diferencias entre los modelos en el plano estudiado en la figura. No obstante, en el estudio individualizado de cada modelo de turbulencia, se ha detectado que la introducción del denominado coeficiente MIX en el modelo de turbulencia k-omega Geko ha permitido la lectura de una mayor y más precisa extensión de la presión en el plano vertical del conducto de salida izquierdo, donde se produce la turbulencia. De este modo, también sería conveniente utilizar el modelo de turbulencia Geko para el estudio de la presión.

Finalmente, observando la representación de resultados de la viscosidad de Eddy, rápidamente se detectan grandes diferencias entre los tres modelos de turbulencia. Las primeras grandes diferencias se encuentran entre el modelo SST y el modelo BSL. Estas radican principalmente en el conducto izquierdo de salida, donde los valores alcanzados en el modelo BSL son muy altos en comparación con el modelo SST. Estas variaciones son debido a que el modelo SST tiene en cuenta la introducción del efecto de transporte del esfuerzo cortante, manteniendo los valores alcanzados en una franja más estrecha. A su vez, también se encuentran variaciones entre el modelo SST y el modelo Geko, destacando principalmente en la zona de transición entre el caudal de entrada y los dos caudales de salida y el en el conducto de salida derecho. Estas variaciones son debidas a la introducción del

coeficiente SEP en el modelo Geko, que permite alcanzar unos valores mayores debido a que se tiene una mayor sensibilidad a los gradientes de presión adversos en la capa límite. En el caso de representación de la viscosidad de Eddy, resulta evidente que el modelo que ofrece unos mejores resultados es el modelo de turbulencia k-omega Geko, cuyos coeficientes permiten una mejor representación de los resultados.

Desde el punto de vista de la representación de las variables velocidad, presión y viscosidad de Eddy, el modelo que mejor se ajusta al sistema de estudio de la válvula Charlotte es el modelo k-omega Geko, por lo que sería el más adecuado de emplear.

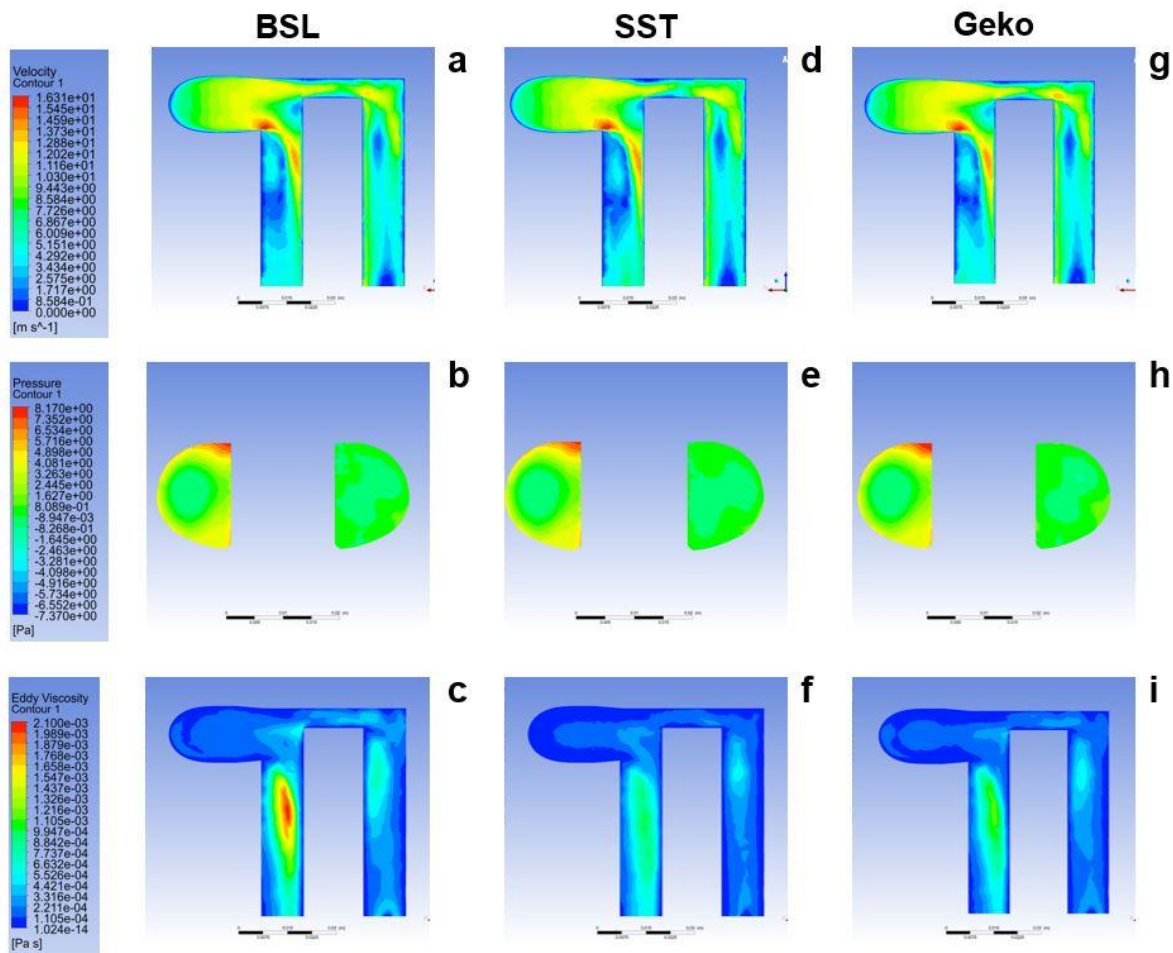


Fig. 79: (a) Contorno de velocidad BSL. (b) Contorno de presión BSL. (c) Contorno de viscosidad de Eddy BSL. (d) Contorno de velocidad SST. (e) Contorno de presión SST. (f) Contorno de viscosidad de Eddy SST. (g) Contorno de velocidad Geko, (h) Contorno de presión Geko. (i) Contorno de viscosidad de Eddy Geko obtenidos en la simulación de la válvula Charlotte.

Una vez realizado la comparativa de las tres variables velocidad, presión y viscosidad, y de llevar a cabo la comparativa de la convergencia que alcanza la solución de la simulación, se pone de manifiesto que el modelo de turbulencia k-omega Geko es el óptimo de utilizar en la simulación del comportamiento del fluido a través de la válvula Charlotte.

14. Estudio de la válvula Isabel

A continuación, se aborda el estudio de la válvula Isabel [Fig. 80]. Tal y como se ha comentado en numerosas ocasiones, la válvula Isabel surge como un intento de mejora de la válvula Charlotte, desarrollado por un grupo de investigadores de la Universidad de Salamanca. El objetivo principal del desarrollo del prototipo Isabel es la mejora de la capacidad de adaptación de las conexiones a los filtros respiratorios de la rama inspiratoria y espiratoria, además de facilitar su suministro mediante la mejora de la resistencia mecánica y los procesos de fabricación.

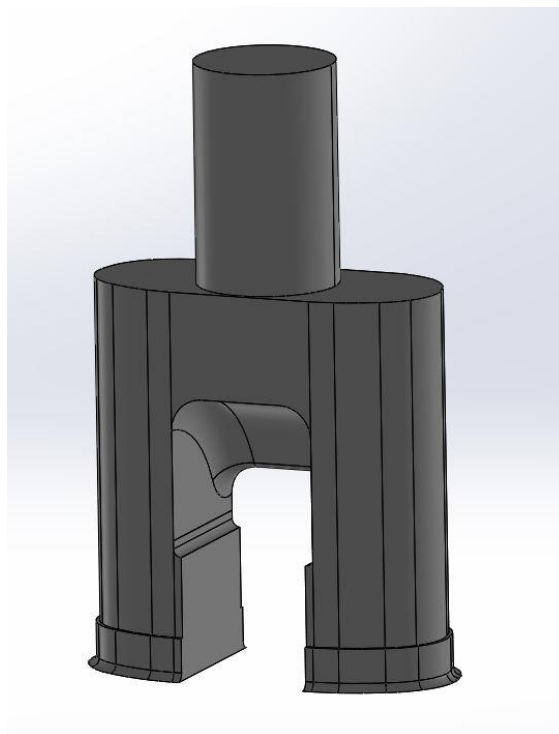


Fig. 80: Vista principal del modelo de válvula Isabel en formato STEP utilizado para el estudio de dinámica de fluidos computacional.

En el estudio de la válvula Charlotte, se observa que existe una falta de simetría muy pronunciada en el prototipo, de modo que se origina una diferencia muy importante de caudal entre los dos conductos de salida. Esto se deriva en que el aire que se introduce en el paciente es diferente en un lado que, en el otro, de modo que las condiciones de inspiración y espiración no son las adecuadas. Para solucionar este problema, se ha desarrollado una válvula Isabel completamente simétrica, de modo que se asegura las mismas condiciones del flujo de salida para ambos conductos [Fig. 81]

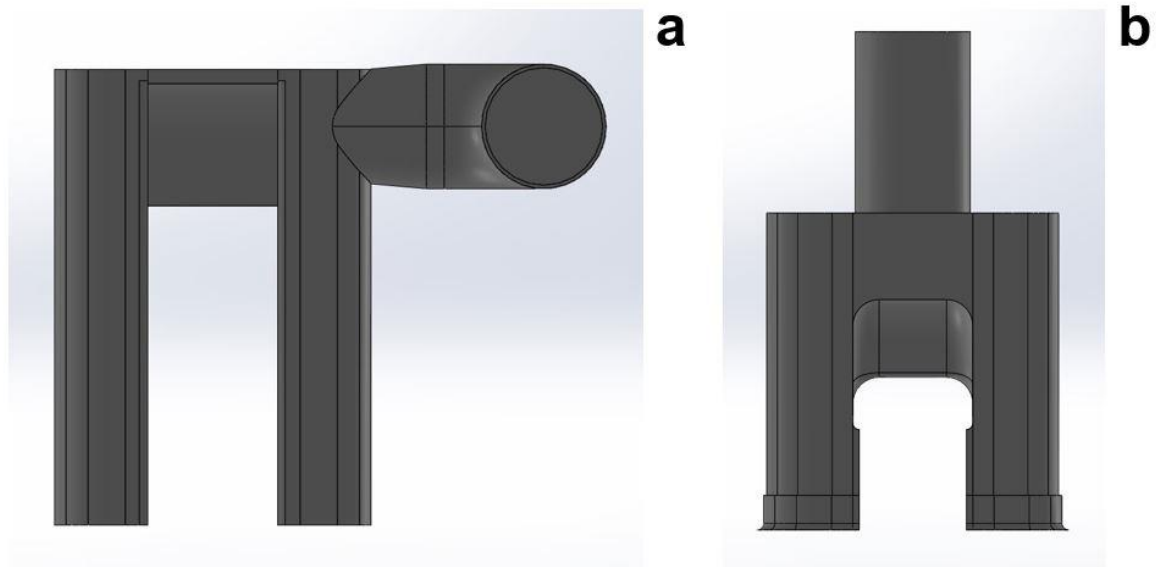


Fig. 81: (a) Válvula Charlotte. (b) Válvula Isabel en vista frontal donde se puede observar la simetría o no simetría de cada uno de los modelos.

Por otro lado, la presencia de un ángulo muy pronunciado en la transición entre el conducto de entrada y los dos conductos de salida de la válvula Charlotte, dan lugar a una inestabilidad de la velocidad del fluido en la transición, resultando en la aparición de turbulencia en el flujo de salida. Dicha turbulencia es muy perjudicial para mantener unas condiciones en materia de velocidad y presión constantes en la introducción del aire al paciente. Como solución a esta desventaja de la válvula Charlotte, la válvula Isabel presenta una transición entre el conducto de entrada y de salida mucho más suave, de modo que se asegure que no se produzca una inestabilidad de la velocidad y, por tanto, turbulencias que modifiquen las condiciones de salida del flujo hacia el paciente [Fig. 82].

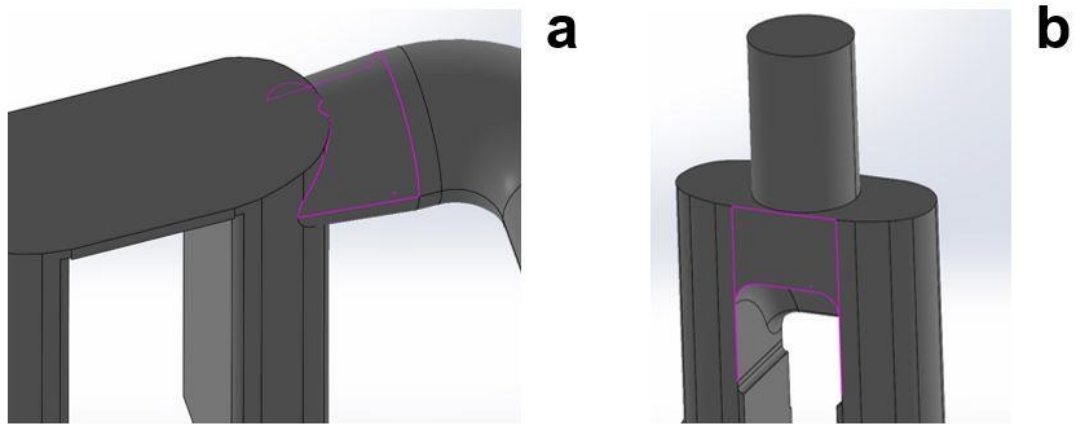


Fig. 82: (a) Válvula Charlotte. (b) Válvula Isabel en perspectiva que permite observar en color rosa la transición entre el conducto de entrada y los conductos de salida de cada uno de los modelos.

A su vez, es importante destacar que la geometría asimétrica de la zona existente entre los conductos de salida de la válvula Charlotte, dificulta notablemente el proceso de fabricación mediante la técnica de fabricación aditiva o impresión 3D. En contrapartida, la válvula Isabel presenta una unión directa del conducto de entrada con la zona que se encuentra entre los dos conductos de salida, de modo que el proceso de manufactura se facilita debido a que las capas de material se depositan de manera continua en todo el perímetro de la geometría, sin necesidad de que la impresora tenga que hacer cambios bruscos de posición como sí ocurre con la válvula Charlotte [Fig. 83]

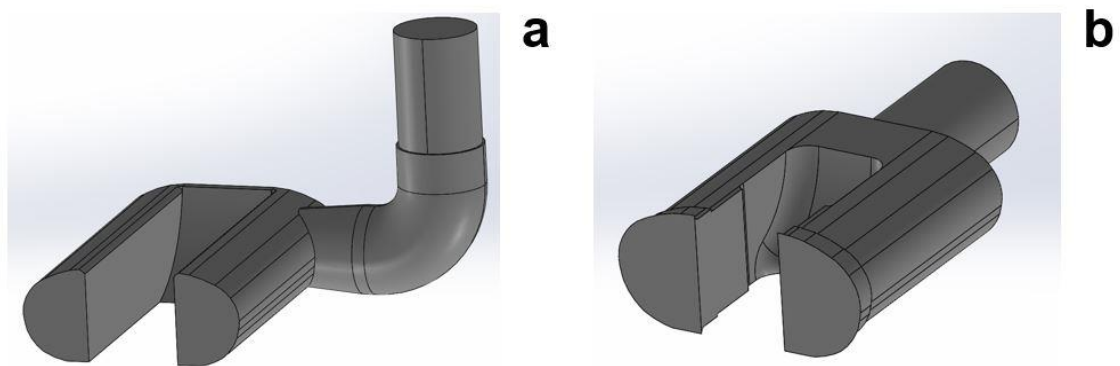


Fig. 83: (a) Válvula Charlotte. (b) Válvula Isabel en la posición sobre la que se van añadiendo las capas de material utilizando la técnica de fabricación aditiva en su proceso de manufactura.

14.1. Independencia de malla

Tal y como se realizó en el estudio de la válvula Charlotte, para la presente válvula Isabel de nuevo se va a realizar un desarrollo de independencia de malla, es decir, se va a llevar a cabo un estudio completo de la etapa de discretización del dominio espacial presente en una simulación de dinámica de fluidos computacional. Dicho estudio, va a permitir asegurar de que el mallado realizado sobre la geometría es suficiente para que este no influya en los resultados de las simulaciones, además de comprobar que con la potencia informática de la que se dispone es suficiente para cumplir con las características mínimas necesarias para realizar una correcta simulación.

Recordar, que la válvula al estar formada por un conjunto de conductos en cuyo interior circula el aire, la geometría se toma como un único sólido macizo para que pueda ser mallada por completo y discretizada en un número de elementos suficientes. De este modo, en la ejecución de la simulación CFD se logra resultados en todo el espacio conducido por el aire, y no únicamente en la parte externa de la válvula.

Del mismo modo que se realizó con la válvula Charlotte, en primer lugar, se lleva a cabo una malla general que permita la visualización de errores de geometría que no se han tenido en cuenta en la limpieza general de la geometría.

Observando la [Fig. 84], se ha realizado un mallado simple de la válvula Isabel, sin ejecutar ningún refinamiento de la misma y disponiendo de un número relativamente bajo de nodos y elementos. Las características establecidas en el software *Ansys* para el mallado han sido de una malla específica para CFD, con un orden de elementos lineal, un tamaño máximo de elemento de 9,1825 mm, capacidad de adaptarse a curvaturas, una transición lenta y un centro de ángulo de apertura fino. Las mencionadas características han sido definidas para todas las iteraciones realizadas en el estudio de la independencia de malla de la válvula Isabel. Tras la ejecución del proceso de mallado para la primera iteración se han obtenido 30.261 nodos y 148.974 elementos, una cifra muy elevada en comparación con la primera iteración de mallado realizada en la válvula Charlotte.

La primera iteración de discretización del dominio espacial pone de manifiesto que no existen errores previos en la limpieza de la geometría, ya que la malla no presenta elementos con una forma desigual y estos se distribuyen de manera regular y de tamaño relativamente uniforme en las zonas críticas de mallado. No obstante, existen zonas donde la malla es conveniente que sea refinada. Dichas zonas son las relativas a los planos de entrada y de salida del aire, a la etapa donde el flujo de entrada que circula por el canal inicial se divide en dos, y en la zona donde existen curvaturas o ángulos muy pronunciados que puedan derivar en la presencia de un flujo turbulento y en consecuencia de una inestabilidad de la velocidad del fluido.

A continuación, se llevan a cabo numerosas iteraciones del mallado de la geometría tratando de refinar las zonas expuestas a priori hasta lograr la independencia de la malla y por defecto una correcta ejecución de la simulación en este aspecto.

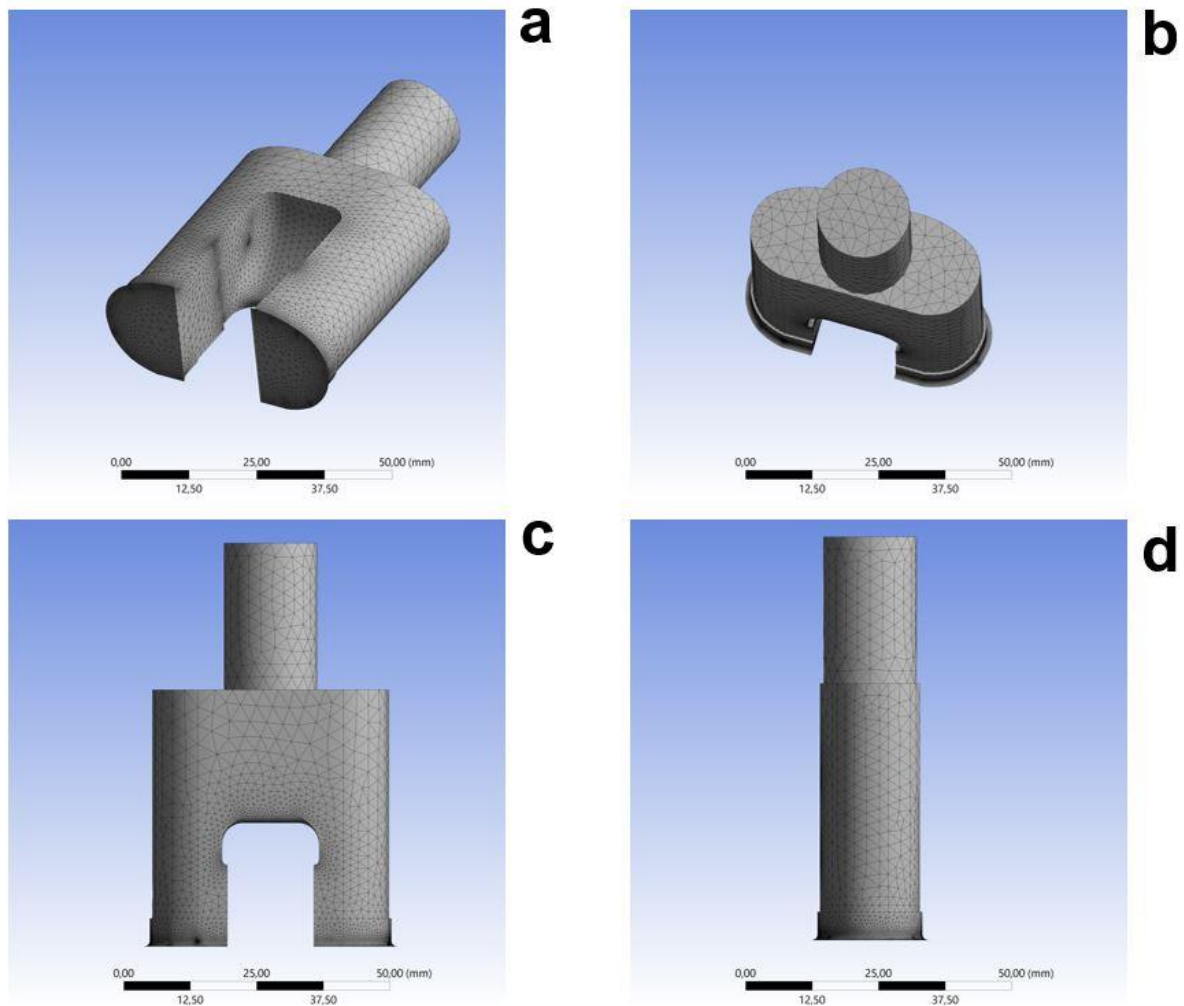


Fig. 84: (a) Vista general. (b) Vista planta. (c) Vista frontal. (d) Vista perfil de la malla lograda en la primera iteración utilizada en la discretización del dominio espacial de la válvula Isabel.

Tras ello, se lleva a cabo la segunda iteración del mallado de la válvula Isabel. En este caso, se ha realizado un trabajo de refinamiento en zonas muy concretas y de gran interés, siendo estas las zonas relativas a las paredes laterales de los conductos de salida de la válvula y la zona en la que el caudal de aire que ha circulado por el conducto de entrada se divide en dos flujos dirigidos a los dos canales de salida. [Fig. 85].

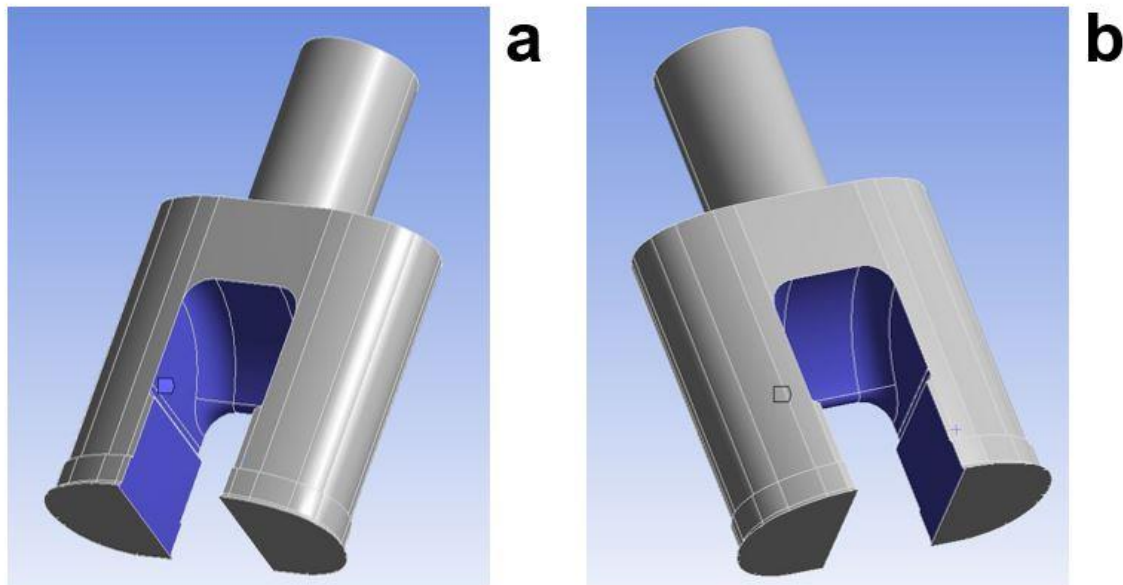


Fig. 85: (a) Conducto de salida izquierdo. (b) Conducto de salida derecho sometidos a refinamiento de la malla en la segunda iteración utilizada en la discretización del dominio espacial de la válvula Isabel.

En el presente caso, el refinamiento de la malla es necesario debido a diversos motivos. En primer lugar, al tratarse de una geometría completamente simétrica [Fig. 86], se debe de comprobar que el caudal de entrada se divide en dos flujos completamente iguales, sin que haya ninguna diferencia en materia de velocidad, presión o viscosidad entre ambos. Para ello, se realiza un refinamiento de la zona central que une ambos canales o conductos de salida. A su vez, se debe de realizar un control del comportamiento del flujo a lo largo de los conductos de salida, ya que se tiene que poder visualizar correctamente en los resultados de la simulación que no se presentan alteraciones notables del fluido en dicha zona.

Finalmente, a diferencia de la válvula Charlotte, la válvula Isabel presenta una pequeña muesca en la zona interna de la parte media de los conductos de salida. Esta muesca permite una mejor adaptación al respirador, pero, al presentar un ángulo muy pronunciado puede provocar una inestabilidad del flujo o turbulencia en el mismo que se derive en una alteración de la velocidad de salida. En la utilización de válvulas para respiradores, es importante evitar que se produzcan reducciones inesperadas de la velocidad del fluido, ya que ello implicaría que el flujo de aire que se le introduce al paciente no llegue con las condiciones establecidas, de modo que es necesario tener un notable control de las distintas variables que presenta el flujo durante todo su recorrido. Tras esta primera iteración del mallado de la geometría, se han obtenido un total de 76.695 nodos y 389.128 elementos, lo que supone un aumento de un 161% sobre la iteración inicial.

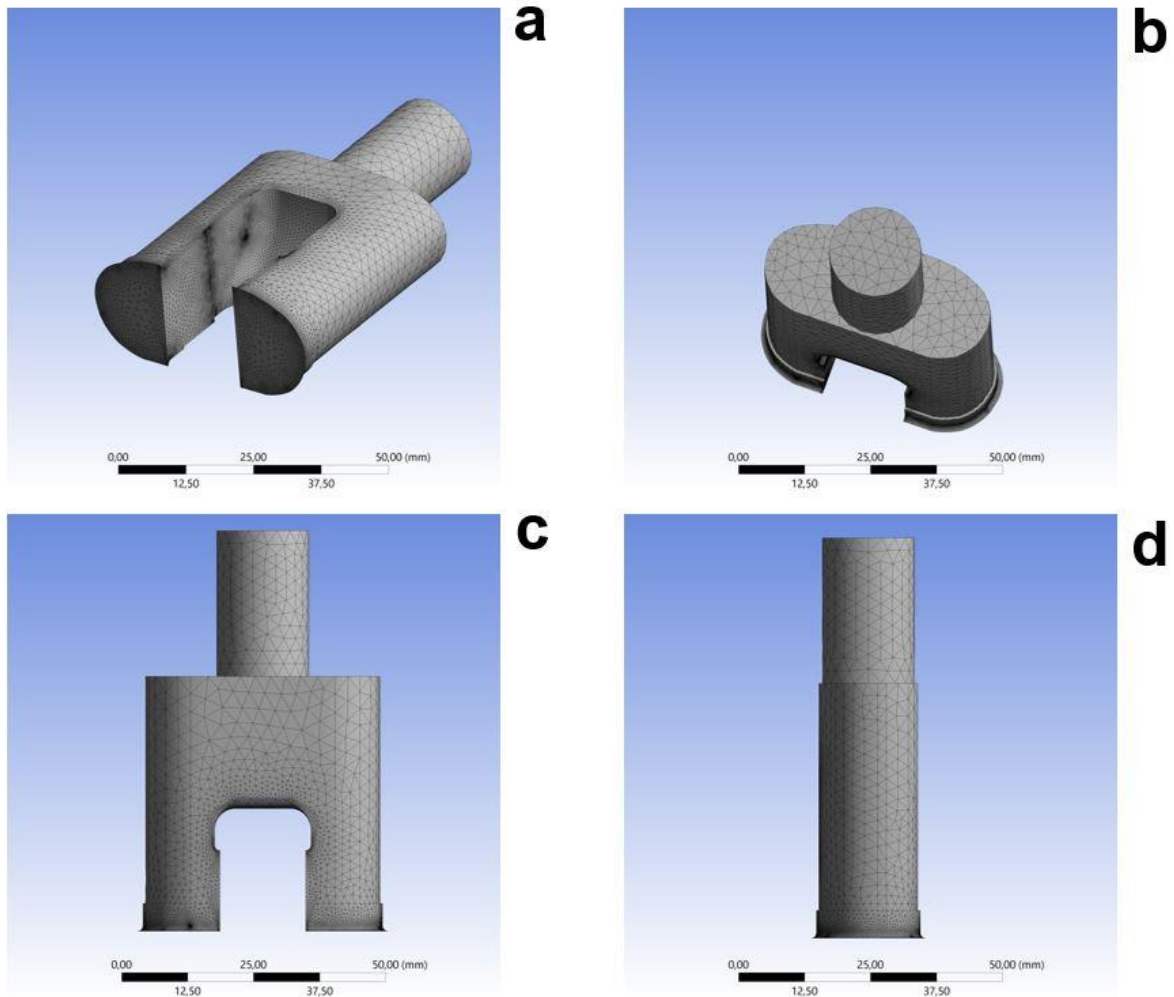


Fig. 86: (a) Vista general. (b) Vista planta. (c) Vista frontal. (d) Vista perfil de la malla lograda en la segunda iteración utilizada en la discretización del dominio espacial de la válvula Isabel.

Posteriormente, se lleva a cabo un nuevo ajuste de la malla generada para el estudio de la dinámica de fluidos de la válvula Isabel [Fig. 87]. En dicho ajuste, se aborda el refinamiento de la zona de transición entre el conducto de entrada del flujo de aire y los conductos de salida del caudal de aire hacia el respirador. El presente detallado de la malla se ha realizado a partir del ajuste anterior, es decir, es acumulativo sobre el refinado de la iteración previa.

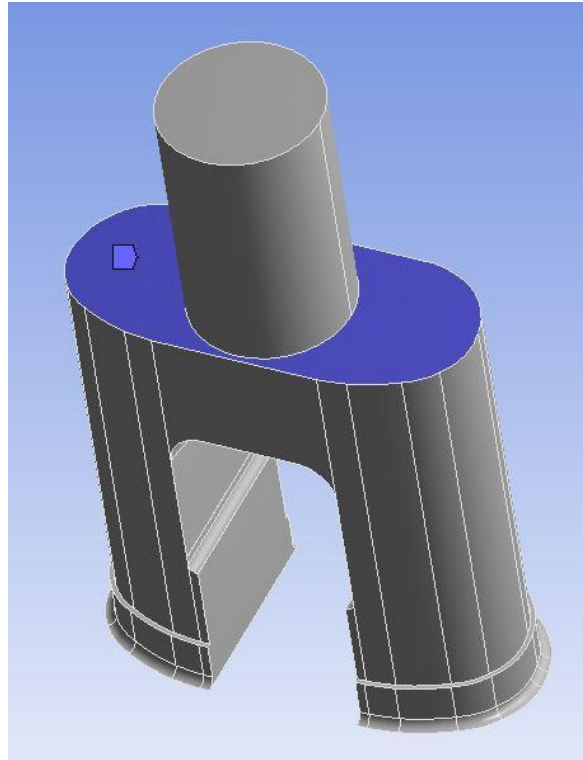


Fig. 87: Zona sometida a refinamiento de la malla en la tercera iteración utilizada en la discretización del dominio espacial de la válvula Isabel.

Observando la [Fig. 88] se demuestra un aumento de la malla en la zona indicada justo a priori. Se trata de una zona de la geometría donde el flujo de aire debe de sufrir grandes variaciones, al dividirse este en dos caudales independientes de características iguales. En dicha zona es importante disponer de un refinamiento de malla lo suficientemente ajustado de modo que permita la visualización de los distintos comportamientos que presenta el flujo, asegurando una correcta simetría del caudal. Si se diera el caso en que el refinamiento de la zona no fuera lo suficientemente importante, la simulación puede arrojar resultados de velocidades o presiones no simétricas, aun siendo la geometría completamente igual en ambos lados. Estos resultados serían un claro indicio de que no se ha logrado una correcta independencia de la malla y que es necesario aumentar el número de elementos de esta hasta lograr una estabilización y simetría de los resultados. Tras la obtención de la nueva iteración, se han alcanzado los 81.612 nodos y 414.128 elementos, produciendo así un aumento de un 6% de elementos sobre la iteración anterior. En este caso el aumento es muy pequeño en comparación con otras iteraciones. Esto es debido a que la superficie de la zona refinada es muy pequeña en comparación con el resto.

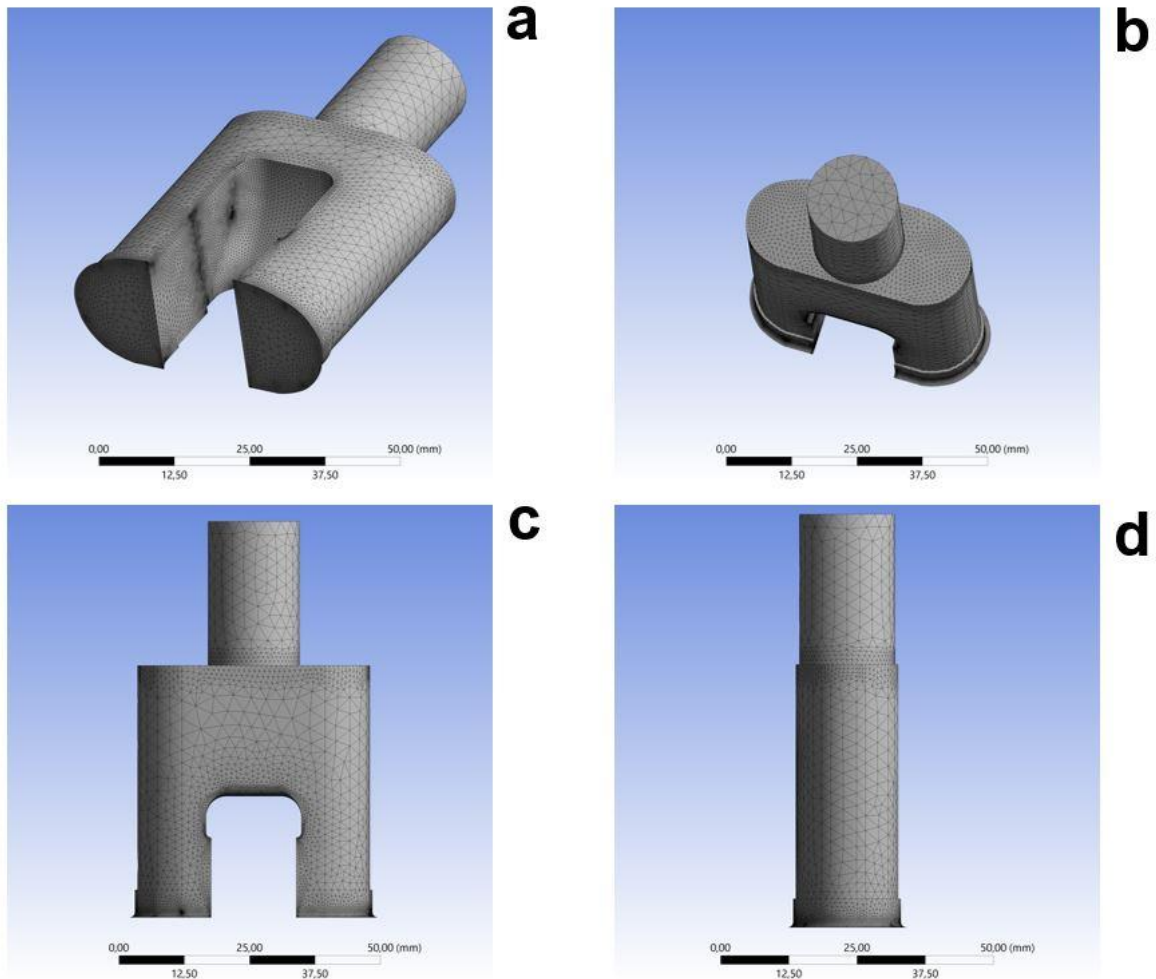


Fig. 88: (a) Vista general. (b) Vista planta. (c) Vista frontal. (d) Vista perfil de la malla lograda en la tercera iteración utilizada en la discretización del dominio espacial de la válvula Isabel.

Posteriormente, se lleva a cabo la penúltima iteración correspondiente a la independencia de malla de la válvula Isabel [Fig. 89]. En este caso, el refinamiento se ha centrado en el plano de entrada del caudal del fluido a la válvula.

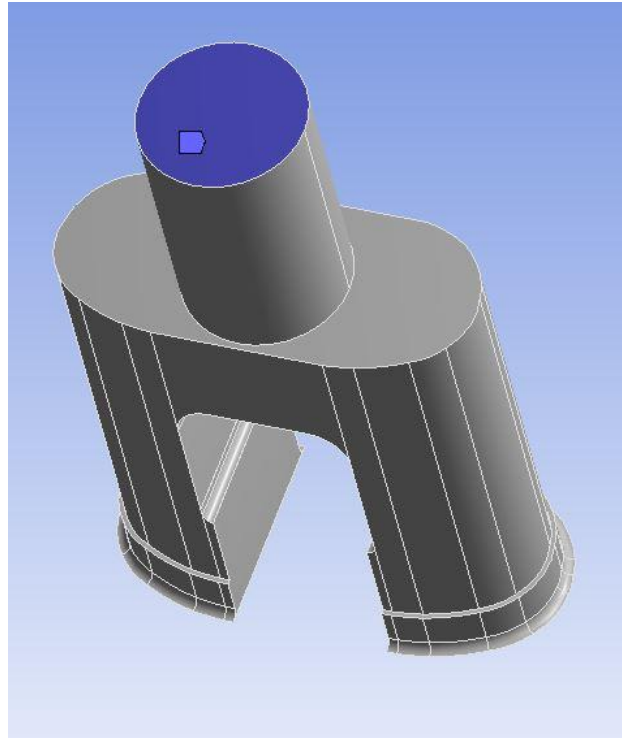


Fig. 89: Zona sometida a refinamiento de la malla en la cuarta iteración utilizada en la discretización del dominio espacial de la válvula Isabel.

Fijando en [Fig. 90], se puede observar que dicho refinamiento se ha realizado en menor medida que en otras iteraciones. Esto es debido fundamentalmente a que es más sencillo tener un control sobre las condiciones de entrada del fluido, por lo que contar con un menor número de elementos sobre los que aplicar las ecuaciones y obtener resultados es perfectamente asumible. A su vez, debido a que el número de elementos que se han obtenido con las iteraciones previas es ya bastante elevado, los tiempos de simulación son cercanos a los asumibles con la potencia informática disponible y como se ha explicado justo a priori, la importancia de la zona es menor que otras, se ha realizado únicamente un aumento de un 1% de los elementos con respecto a la iteración anterior. De este modo se llegan a obtener un total de 82.177 nodos y 416.797 elementos.

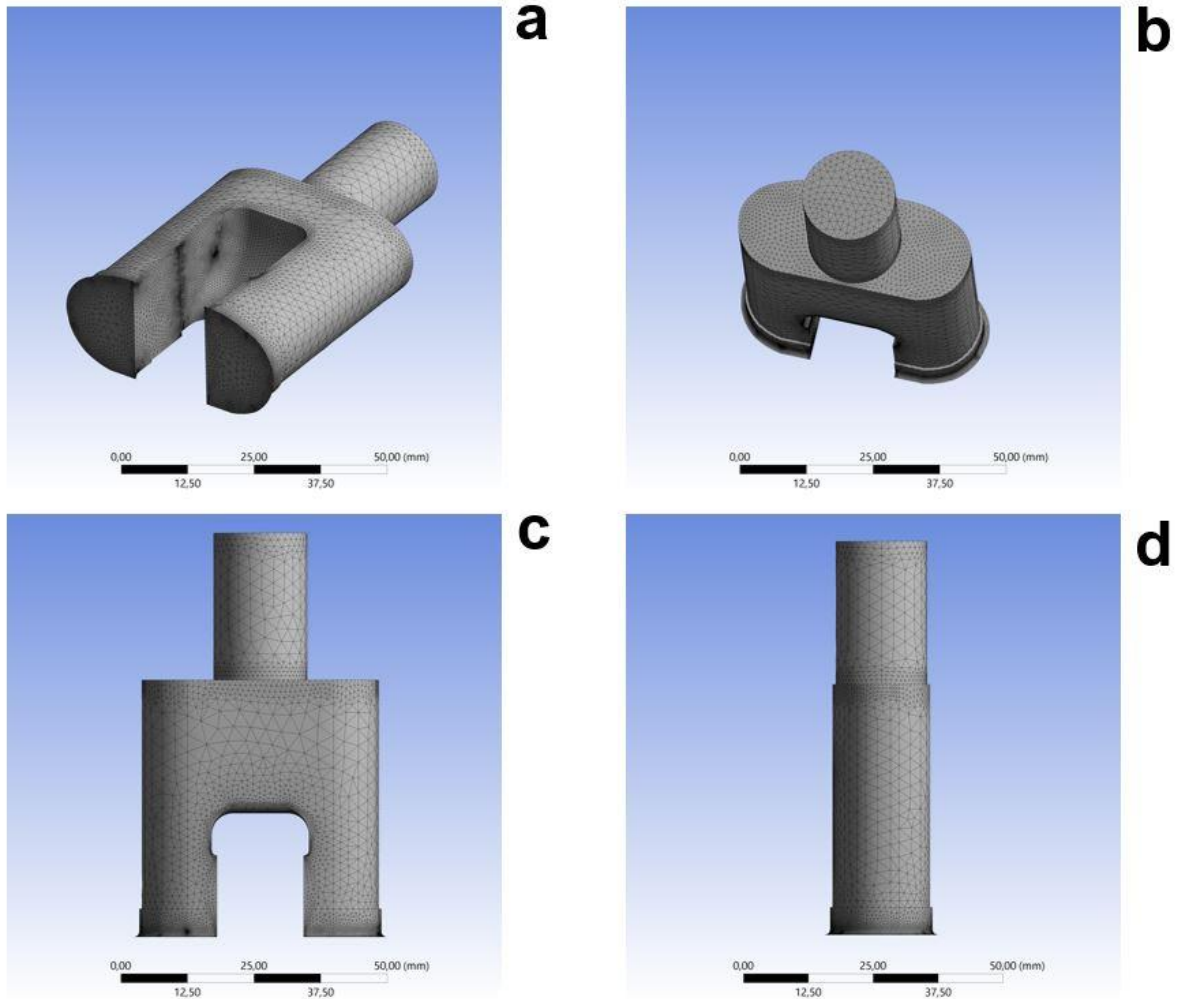


Fig. 90: (a) Vista general. (b) Vista planta. (c) Vista frontal. (d) Vista perfil de la malla lograda en la cuarta iteración utilizada en la discretización del dominio espacial de la válvula Isabel.

Finalmente, se establece una última iteración de la geometría, de modo que se logre una correcta independencia de malla de la válvula sometida a estudio [Fig. 91]. Para ello, se realiza un refinamiento de la pared lateral del conducto de entrada de la válvula, de modo que se pueda interpretar el comportamiento inicial del flujo de aire una vez se introduce en la válvula.

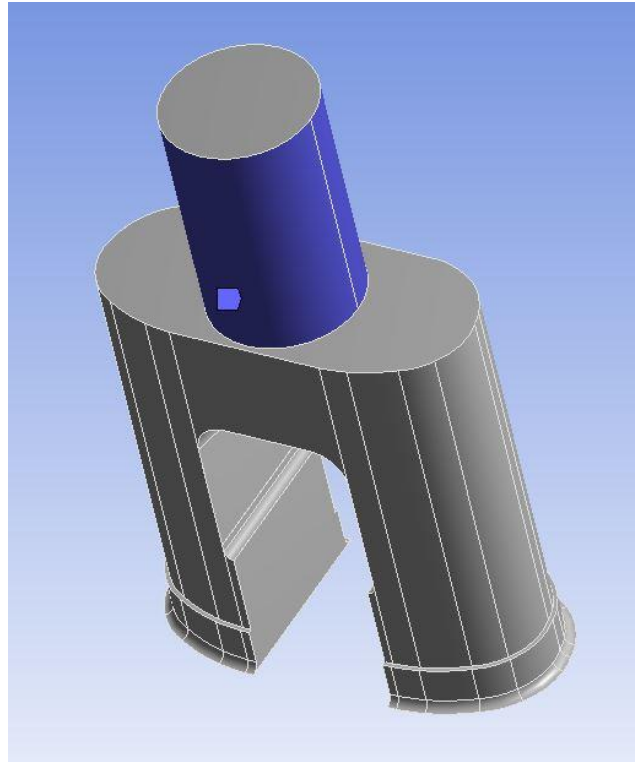


Fig. 91: Zona sometida a refinamiento de la malla en la quinta iteración utilizada en la discretización del dominio espacial de la válvula Isabel.

En este caso, el refinamiento de la malla se hace necesario debido al interés de conocer el comportamiento del fluido en la entrada a la válvula y en la zona previa a que el caudal se divida en dos. Además, la presencia de un cambio brusco de la geometría en la transición de un caudal a dos puede derivarse en una inestabilidad del flujo, siendo necesario observar si este se mantiene adherido a las zonas internas de los canales de salida o si bien se produce un desprendimiento del mismo hacia las zonas más externas de la válvula. De este modo, conocer con mayor detalle o exactitud las características en materia de velocidad, presión o viscosidad del flujo en la zona antes de dicho cambio se hace totalmente necesario. En el último refinamiento se obtienen un total de 90.898 nodos y 462.432 elementos, lo que supone un aumento del 10% sobre la iteración previa [Fig. 92].

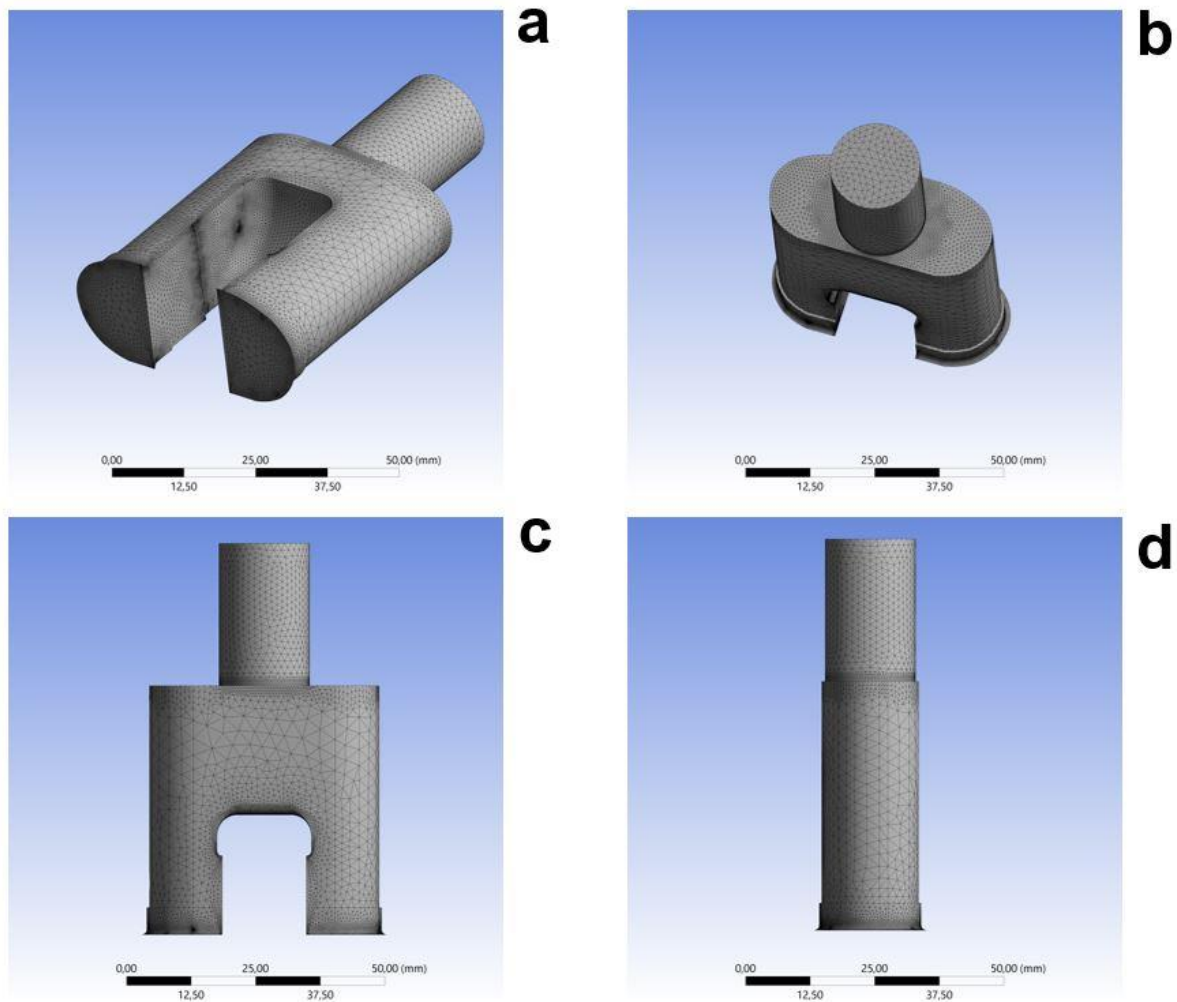


Fig. 92: (a) Vista general. (b) Vista planta. (c) Vista frontal. (d) Vista perfil de la malla lograda en la quinta y última iteración utilizada en la discretización del dominio espacial de la válvula Isabel.

A continuación, como ocurría con la válvula Charlotte se muestra una tabla con la progresión del mallado que se ha realizado a la válvula Isabel con el objetivo de lograr su correcta independencia y que la simulación CFD no se vea afectada en la etapa de discretización del dominio espacial.

En la válvula Isabel, a diferencia de la válvula Charlotte, el aumento de los elementos en cada iteración no ha sido progresivo, sino que se ha realizado un gran salto inicial y a continuación pequeños refinamientos. La explicación a esto radica en que en la segunda iteración se realizó el refinamiento de una zona muy amplia de la geometría, correspondiente a los dos conductos de salida, obteniendo un número importante de elementos y nodos. Como se ha explicado en reiteradas ocasiones, cuanto mayor sea el refinamiento o número de elementos que componen la malla, mayor es la necesidad informática, de modo que el aumento llevado a cabo en la segunda iteración hizo que los tiempos de simulación se encontraran muy próximos a los asumibles por el usuario.

Tal y como se muestra en [Tabla 13], el tiempo de simulación obtenido para la última iteración es de 943 segundos, lo que equivale aproximadamente a 15,7 minutos. Dicha cifra es muy similar a la obtenida para la válvula Charlotte, la cual era de 16 minutos. Teniendo en cuenta que para la válvula Charlotte con la potencia informática de la que se disponía estos tiempos de simulación eran perfectamente asumibles por el usuario, en el caso de la válvula Isabel se puede obtener la misma conclusión.

Iteración	Nodos	Elementos	Porcentaje de aumento sobre la iteración anterior (%)	Tiempo de simulación (s)
1	30.261	148.975	-	321
2	76.695	389.128	161	842
3	81.612	414.128	6	893
4	82.177	416.797	1	902
5	90.898	462.432	10	943

Tabla 13: Resultados de las iteraciones llevadas a cabo para lograr la independencia de la malla utilizada en la discretización del dominio espacial de la válvula Isabel.

Obtenidos unos refinamientos de malla que desembocan en unos tiempos de simulación asumibles por el autor del documento, se realiza el estudio de una serie de variables que permiten comprobar el cumplimiento de la independencia de la malla con respecto a los resultados obtenidos en las simulaciones. Para ello, tal y como se realizó con la válvula Charlotte, se lleva a cabo una simulación con las mismas características de condiciones de geometría y de simulación para cada iteración del mallado que se ha realizado anteriormente. De este modo, si los resultados de las distintas variables estudiadas son estables según avanzan las simulaciones de las iteraciones con mayor refinamiento, se podría confirmar la independencia de la discretización del dominio espacial con respecto a la correcta o no simulación.

En primer lugar, se ha realizado el análisis de la velocidad en la sección media de la válvula Isabel, de modo que se permita el estudio de las variaciones de velocidad existentes en función de los elementos que componen la malla. Tal y como se observa en [Fig. 93], existe una notable diferencia entre los resultados obtenidos con la primera iteración de mallado (a) y el resto de iteraciones. En dicha primera iteración, se ha obtenido una velocidad máxima de

aproximadamente 16 m/s en toda la superficie, demostración clara de que la malla no es suficiente y de que no existe independencia de malla con ese número de nodos y elementos. Sin embargo, una vez realizado un primer refinamiento, los resultados obtenidos en la segunda iteración (b) son completamente diferentes, reduciendo la velocidad máxima a unos 12 m/s. A su vez, cabe destacar que los resultados obtenidos en las posteriores iteraciones son muy similares a los mostrados en la segunda iteración, indicio de que se ha logrado la independencia de malla. No obstante, se observa una ligera variación en las zonas donde se inician los dos conductos de salida, lugar donde la velocidad experimenta una fuerte reducción permaneciendo el flujo de aire cercano a la zona interior de los canales de salida. Aun así, a partir de la tercera iteración (c) hasta la quinta y última (e) los resultados de velocidad son prácticamente idénticos.

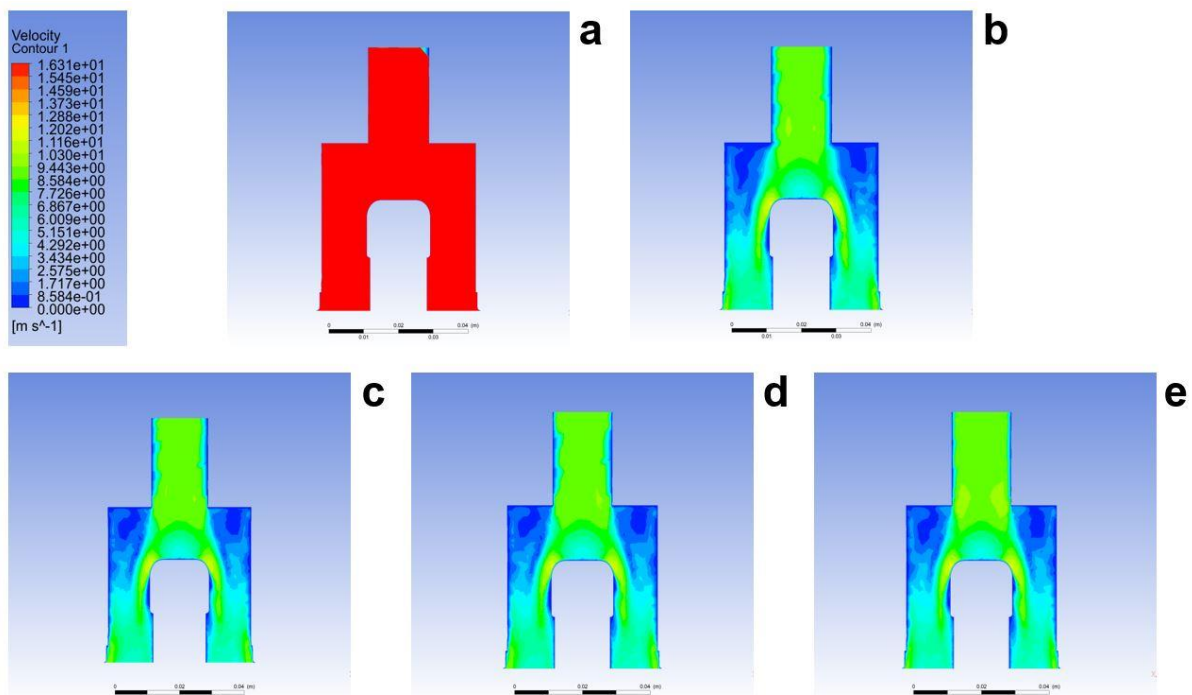


Fig. 93: Contorno de velocidades en (a) Iteración 1. (b) Iteración 2. (c) Iteración 3. (d) Iteración 4. (e) Iteración 5 obtenidos en la discretización del dominio espacial de la válvula Isabel.

Posteriormente, se aborda el análisis de la presión en el plano final de los dos conductos de salida [Fig. 94]. En este caso, los resultados obtenidos de nuevo han confirmado las variaciones entre iteraciones que se han mostrado en el estudio de la velocidad del fluido. Tal y como ocurría en el análisis previo, los resultados de la primera iteración en concepto de presiones son radicalmente diferentes a los obtenidos en el resto de iteraciones. En este caso, en la primera iteración se observa que el canal izquierdo tiene una presión negativa de -7,3 Pa, mientras que el canal derecho una presión positiva de 8,17 Pa. Estos resultados son completamente erróneos, ya que al tratarse de una geometría simétrica los resultados

obtenidos en ambos conductos de salida deben de ser muy similares, motivo por el cual se considera que la malla de la primera iteración no es independiente de la simulación. A partir de la segunda iteración (b) los resultados de presiones se estabilizan, mostrando una presión máxima de 8,1 Pa, y unos resultados muy similares en ambos conductos, razón de peso para considerar que la malla es independiente en la simulación.

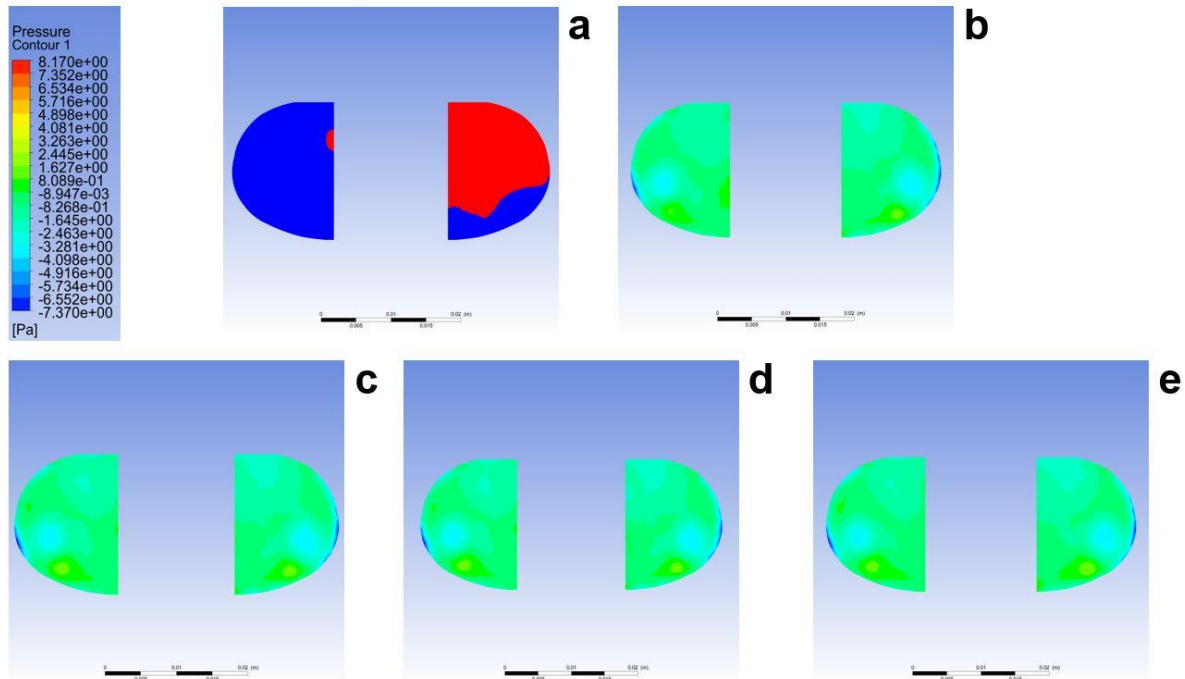


Fig. 94: Contorno de presiones en (a) Iteración 1. (b) Iteración 2. (c) Iteración 3. (d) Iteración 4. (e) Iteración 5 obtenidos en la discretización del dominio espacial de la válvula Isabel.

Una vez estudiadas las variables de velocidad y presión que pueden verse modificadas erróneamente por una incorrecta discretización del dominio espacial, se puede concluir que a partir de la segunda iteración, los resultados obtenidos son muy regulares, de modo que con ese refinamiento la malla podría considerarse independiente de las simulaciones. No obstante, como se dispone de suficiente tiempo de simulación y potencia informática como para asumir un refinado de la malla como el de la quinta iteración, se ha asumido este como el final para la realización del estudio de la válvula Isabel.

14.2. Elección modelo de turbulencia

Posteriormente, se lleva a cabo la elección del modelo de turbulencia a utilizar en la válvula Isabel. Del mismo modo que en la válvula Charlotte, se realiza el análisis del modelo de turbulencia k-omega, variando el modelo de viscosidad con el fin de encontrar la mejor

definición para el sistema estudiado. Dichos modelos son los denominados k-omega BSL, k-omega SST y k-omega Geko.

Por otro lado, es importante remarcar que el modelo de turbulencia elegido debe de ser el modelo k-omega Geko, ya que este fue el seleccionado en la válvula Charlotte y es necesario que sea el mismo para la válvula Isabel y, por tanto, sea correcto hacer una comparación directa entre ambos prototipos. No obstante, se va a realizar el estudio individualizado de los tres modelos de turbulencia en la válvula Isabel, con el objetivo de confirmar que este es el más adecuado.

Finalmente, es importante mencionar que las condiciones establecidas en la simulación respecto a la modelización de mallas, modelización de las condiciones iniciales y de contorno, modelización de las propiedades físicas, modelización del flujo, modelización de los modelos de turbulencia y la modelización de la solución se mantienen iguales con respecto a las establecidas por la válvula Charlotte.

14.2.1. Modelo de turbulencia BSL

En primer lugar, se establece el estudio de la válvula Isabel a través de un modelo de turbulencia k-omega BSL. Para ello, se lleva a cabo la simulación correspondiente a dicho modelo de turbulencia con una entrada de flujo másico de 120 l/min, del mismo modo que se había realizado con el anterior prototipo.

Para comenzar, de nuevo se realiza el análisis de la gráfica de residuos obtenida [Fig. 95]. En este caso, a diferencia de todas las simulaciones realizadas previamente, no se logra la convergencia de la simulación, ya que se producen alteraciones muy pronunciadas en los residuos a partir de la iteración 250, variando la regularidad obtenida a partir de la iteración 100.

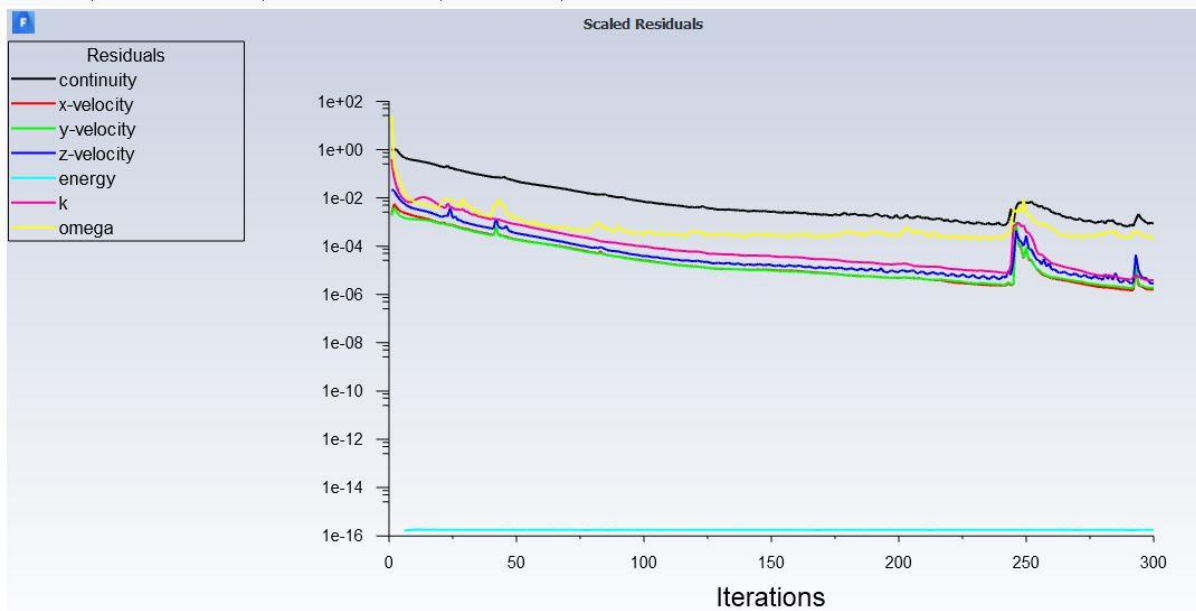


Fig. 95: Gráfica de residuos obtenida en la simulación BSL de la válvula Isabel

Al no lograr la convergencia de la simulación, directamente hace que el modelo de turbulencia k-omega BSL sea desechado, ya que los resultados obtenidos son completamente erróneos y no representativos. Es por este motivo, por el que no se realiza ningún análisis de los resultados obtenidos para este modelo de turbulencia, procediendo al análisis de los siguientes modelos de k-omega.

14.2.2. Modelo de turbulencia SST

A continuación, se lleva a cabo el análisis del modelo SST, segundo de los modelos de viscosidad correspondiente al modelo de turbulencia k-omega. Una vez más, se parte del análisis de la gráfica de residuos obtenidos con la simulación de la válvula Isabel con un caudal de entrada de 120 l/min [Fig. 96]. Del mismo modo que ocurrió con el modelo de turbulencia k-omega BSL, no se logra la convergencia de la solución, estando además muy lejos de encontrar la aproximación óptima de las ecuaciones diferenciales planteadas. Del mismo modo que en el modelo BSL, la gráfica de residuos SST muestra un salto de la solución de las ecuaciones a partir de la iteración 250, provocando la no convergencia de las mismas. A su vez, muestra alteraciones durante todas las iteraciones, haciendo completamente imposible dar por válida la simulación.

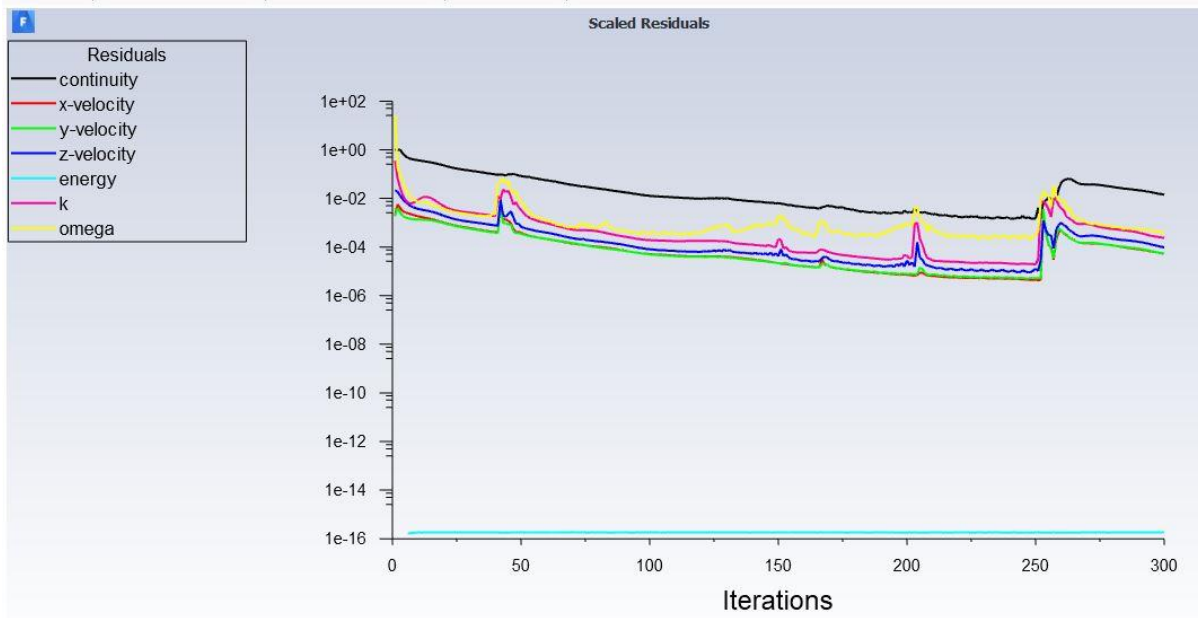


Fig. 96: Gráfica de residuos obtenida en la simulación SST de la válvula Isabel

De nuevo, al no lograr la convergencia de la simulación, se descarta por completo la utilización del modelo de turbulencia k-omega SST para la simulación del comportamiento del fluido en la válvula Isabel. Puesto que la simulación no es válida, no se realiza el análisis de los resultados en materia de presión, velocidad y viscosidad de Eddy obtenidos para el modelo SST.

14.2.3. Modelo de turbulencia Geko

Finalmente, se analiza el modelo de turbulencia k-omega Geko con el fin de determinar que al igual que ocurría con la válvula Charlotte, es el más óptimo para el sistema de estudio planteado con el prototipo Isabel.

Centrando el estudio en los resultados de residuos obtenidos [Fig. 97], esta vez sí se ha alcanzado la convergencia de la solución, logrando una estabilidad óptima de los resultados a partir de la iteración 150. De este modo, se puede confirmar que, desde un punto de vista de la convergencia de la solución de la simulación, el modelo de turbulencia k-omega Geko es completamente válido para el estudio del comportamiento del aire a través de la válvula Isabel.

No obstante, recordar que el alcanzar la convergencia de la simulación no significa que dicha simulación esté validada, ya que para ello sería necesario realizar una medición y comprobación experimental de los resultados obtenidos en el laboratorio, comparando estos con los obtenidos en las simulaciones.

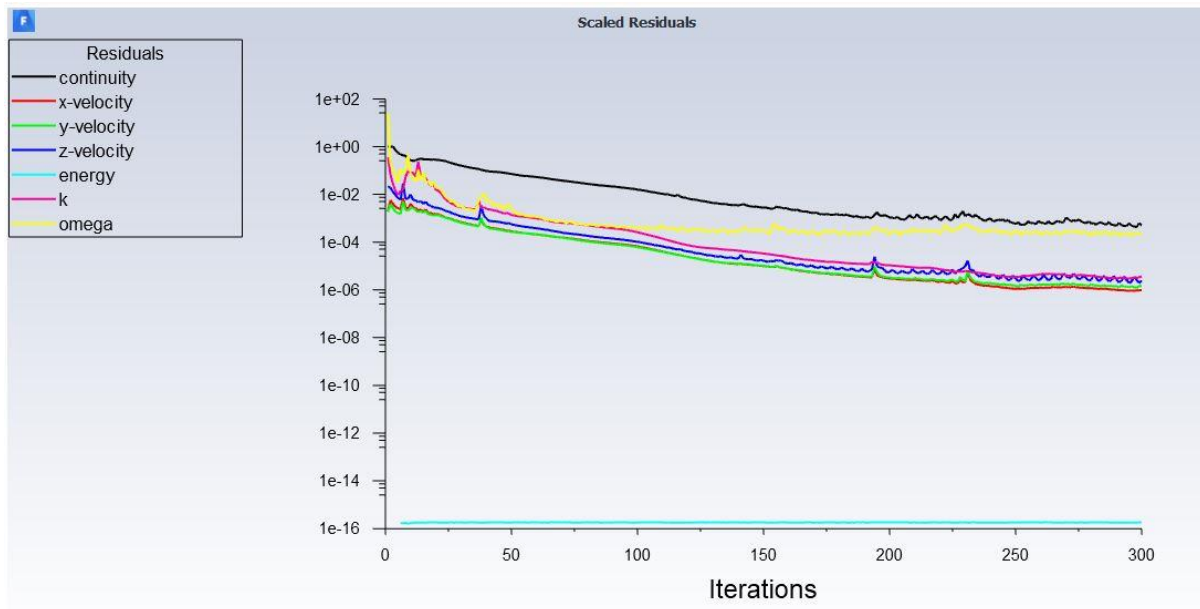


Fig. 97: Gráfica de residuos obtenida en la simulación Geko de la válvula Isabel

14.2.4. Comparativa entre modelos de turbulencia

Posteriormente, se lleva a cabo un análisis comparativo de los modelos de turbulencia k-omega BSL, k-omega SST y k-omega Geko estudiados previamente. Dicho análisis comparativo va a permitir seleccionar el modelo de turbulencia que mejor se adapte a las condiciones de la válvula Isabel con caudales de entrada de 40, 80 y 120 l/min.

Mencionar, que este análisis no sería necesario, ya que ha quedado demostrado con el estudio individualizado de cada modelo de turbulencia que el único válido en materia de convergencia con un caudal de 120 l/min es el modelo k-omega Geko. No obstante, se va a realizar la comparación de la convergencia de la solución con todos los caudales para analizar dónde más se produce divergencia en la solución de la simulación.

En primer lugar, se aborda la comparativa de los modelos de turbulencia con un caudal de entrada de 40 l/min [Fig. 98]. Tal y como se observa en la figura, en este caso de caudal de entrada si se logra la convergencia de los tres modelos de turbulencia, logrando una estabilización de los residuos a partir de la iteración 100, siendo un valor de convergencia de solución muy temprano y positivo. De este modo, se puede concluir que para un caudal de entrada de 40 l/min, cualquier modelo de turbulencia de k-omega podría ser utilizado para la simulación de la válvula Isabel.

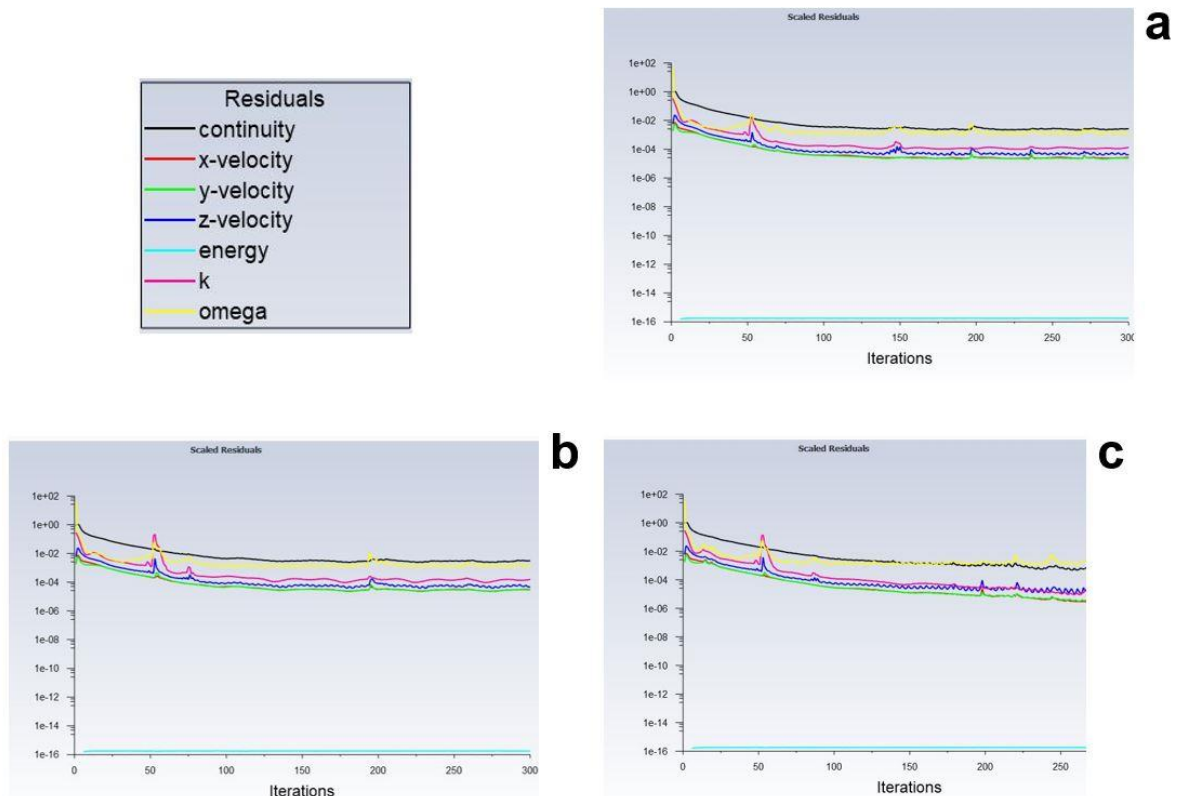


Fig. 98: Gráfica de residuos de: (a) Modelo de turbulencia BSL. (b) Modelo de turbulencia SST. (c) Modelo de turbulencia Geko de la simulación de la válvula Isabel con un caudal de entrada de 40 l/min.

Centrando el análisis comparativo de la convergencia de la solución con un flujo de 80 l/min [Fig. 99], se observa que el modelo k-omega SST no logra la convergencia, sufriendo una alteración muy elevada de las ecuaciones de residuos a partir de la iteración 250. Por su parte, los modelos de turbulencia k-omega BSL y k-omega Geko, siguen conservando la convergencia de la solución para este caudal de entrada, aunque el modelo BSL logra una estabilización de la solución en una iteración 150, etapa más retrasada que la iteración 100 en la que se llegó con un caudal de 40 l/min. De este modo, para el presente caudal se podrían utilizar los modelos de turbulencia k-omega BSL y k-omega Geko, no obstante, sería recomendable utilizar el modelo Geko al lograr la convergencia en iteraciones más tempranas.

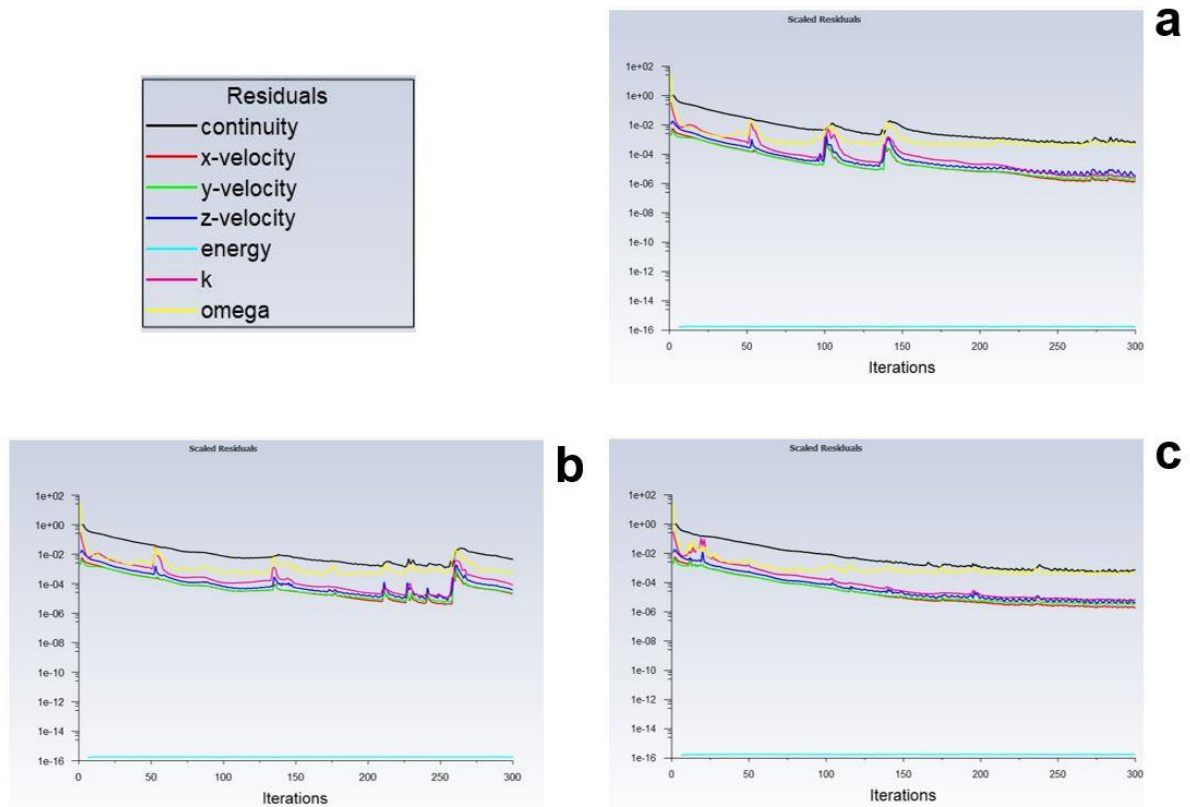
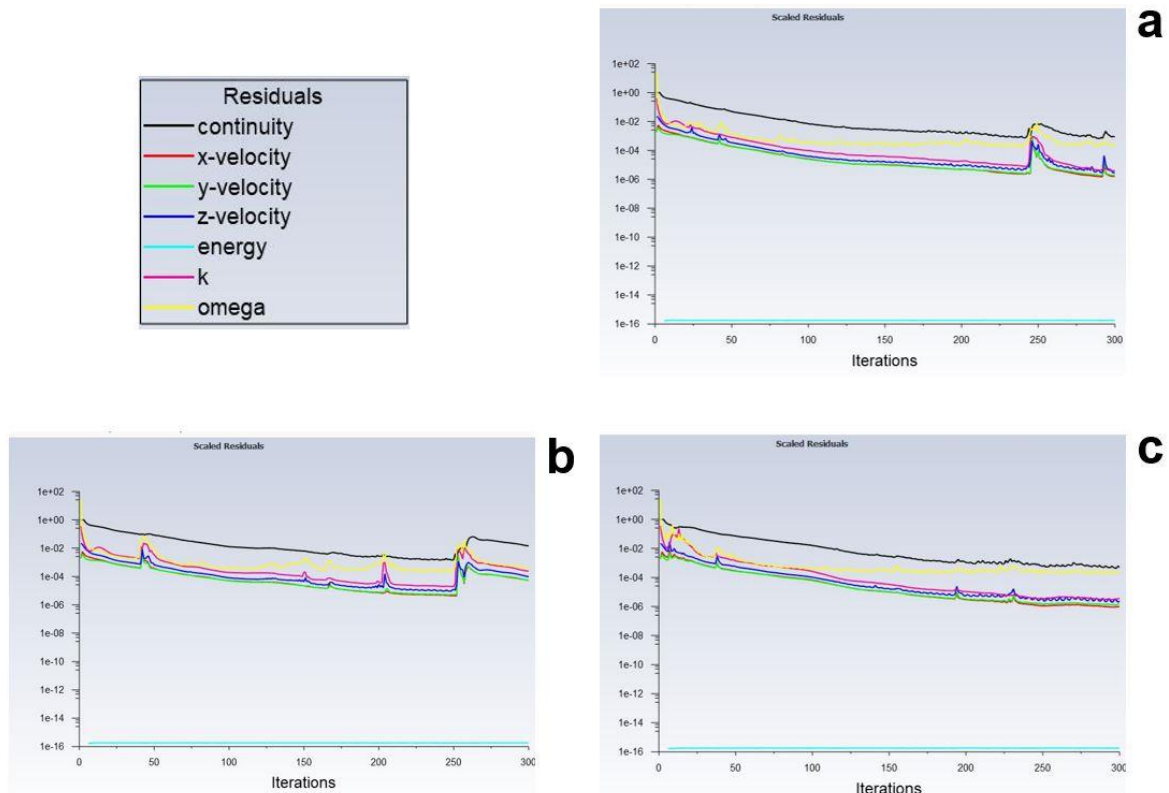


Fig. 99: Gráfica de residuos de: (a) Modelo de turbulencia BSL. (b) Modelo de turbulencia SST. (c) Modelo de turbulencia Geko de la simulación de la válvula Isabel con un caudal de entrada de 80 l/min.

Finalmente, se realiza la comparación de la convergencia de los tres modelos de turbulencia con el caudal máximo que se va a introducir en la válvula Isabel, siendo este de 120 l/min [Fig. 100]. Como se ha adelantado en el estudio individualizado de cada modelo de turbulencia, el único modelo de k-omega con el que se logra la convergencia de la solución es el modelo Geko, ya que tanto el modelo BSL como el SST sufren alteraciones de las gráficas de residuos a partir de la iteración 250.



b

c

Fig. 100: Gráfica de residuos de: (a) Modelo de turbulencia BSL. (b) Modelo de turbulencia SST. (c) Modelo de turbulencia Geko de la simulación de la válvula Charlotte con un caudal de entrada de 120 l/min.

Teniendo en cuenta los tres caudales a utilizar en las simulaciones con los tres modelos de turbulencia estudiados, se concluye que el único modelo de turbulencia que es posible utilizar es el Geko, ya que el modelo BSL no logra convergencia para un caudal de entrada de 120 l/min y el modelo SST no lo logra para caudales de 80 y 120 l/min.

Al haber determinado el modelo de turbulencia k-omega Geko como el más idóneo tanto para la válvula Charlotte como para la válvula Isabel, se puede realizar una comparativa directa entre ambas para concluir las ventajas y desventajas de cada una de ellas en materia de velocidad, presión y viscosidad de Eddy.

15. Comparativa entre la válvula Charlotte y la válvula Isabel

Posteriormente, se realiza la comparativa entre las válvulas presentadas previamente. Dicha comparativa permite mostrar las distintas ventajas y desventajas de la válvula Charlotte con respecto a la válvula Isabel y viceversa. El presente apartado se traduce en una fácil interpretación de las distintas modificaciones presentes en la válvula Isabel en comparativa con la válvula Charlotte y que han permitido llegar a un modelo definitivo que debería de resultar mejor y más ventajoso de utilizar.

Para ello, se expone una comparativa de las variables velocidades, presión y viscosidad de Eddy con distintos flujos o caudales, siendo estos de 40, 80 y 120 l/min. Dichos caudales son los habituales utilizados para el tratamiento de insuficiencia respiratoria en función de la ayuda que necesite el paciente.

En el caso del establecimiento de las condiciones de simulación, a partir del estudio realizado previamente, el modelo de turbulencia utilizado es k-omega Geko, de modo que todas las simulaciones se han realizado con las condiciones establecidas para dicho estudio en apartados anteriores variando únicamente el caudal de entrada de flujo de aire tanto para la válvula Charlotte como para la válvula Isabel.

A su vez, es importante recordar que como en el caso del estudio de la elección del modelo de turbulencia de las válvulas, el estudio de las variables se ha realizado en dos planos fundamentales. Por un lado, en un plano vertical en medio de la válvula, de modo que se puede visualizar el comportamiento del flujo en todo su recorrido desde la entrada hasta los dos conductos de salida [Fig. 101].

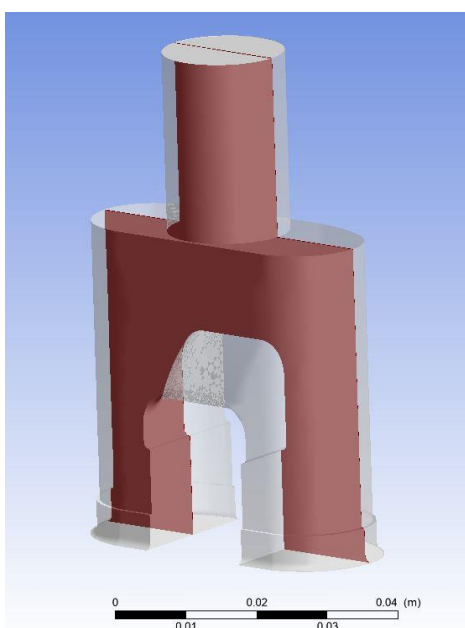


Fig. 101: Plano vertical que permite visualizar las variables simuladas en la válvula Isabel.

Por otro lado, se establece otro plano en el plano horizontal en los dos conductos de salida de ambas válvulas, de modo que se puedan estudiar los resultados de las variables en el momento inmediatamente anterior a la salida del flujo [Fig. 102].

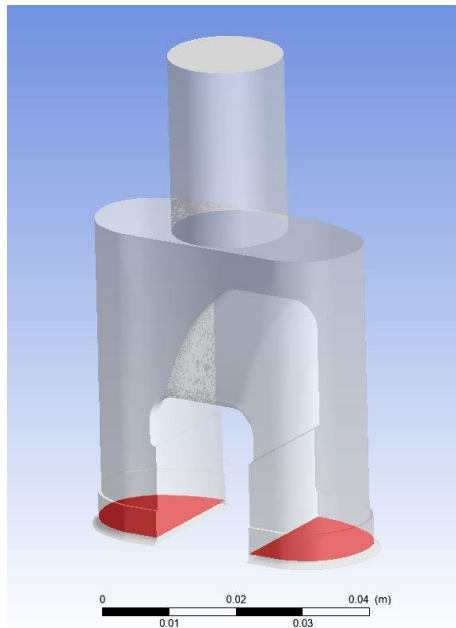


Fig. 102: Plano horizontal que permite visualizar las variables simuladas en la válvula Isabel.

En las dos figuras previas, los dos planos utilizados para el estudio de las distintas variables han sido representados en color rojo sobre la válvula Isabel en blanco semitransparente, de modo que se puedan interpretar correctamente las comparativas realizadas a posteriori.

15.1. Comparativa de velocidades

En primer lugar, se lleva a cabo la comparativa entre la válvula Charlotte e Isabel con respecto a la variable de la velocidad. Se trata de una de las variables más representativas de la simulación, ya que permite conocer con exactitud a la velocidad a la que entra el aire en el paciente y cuáles son las diferencias fundamentales entre ambas válvulas y entre los conductos de salida de cada una de ellas.

Para ello, inicialmente se establece una representación de los resultados de la velocidad en formato "Streamline" o líneas que representan el comportamiento del flujo. Dicha representación permite conocer si existe alguna alteración de la correcta distribución del flujo de aire por la válvula, de modo que se propicien remolinos derivados de un flujo turbulento. Estos flujos turbulentos son perjudiciales para la introducción del aire en el paciente en perfectas condiciones, por lo que es importante tratar de evitarlos. A continuación, se muestra el comportamiento del flujo en ambos modelos de válvulas.

Tal y como se muestra en [Fig. 103], existen notables diferencias entre los distintos caudales utilizados en las simulaciones de la válvula Charlotte. En primer lugar, se muestra que como era previsible las velocidades máximas alcanzadas son radicalmente ascendentes a medida que aumenta el caudal, siendo estas de 6,1 m/s para 40 l/min, 12 m/s para 80 l/min y 17,7 m/s para 120 l/min. Es importante destacar la regularidad presente en el ascenso, siendo muy proporcional el aumento del caudal de aire de entrada con respecto al aumento de la velocidad máxima, probándose la correcta realización de las simulaciones. Además, se puede observar un aumento muy notable de la velocidad en la zona de transición entre el conducto de entrada y el primer conducto de salida, esto es debido a la presencia de un ángulo muy pronunciado en la geometría de esa zona. A su vez, la no simetría presente entre ambos caudales de salida se traduce en una inestabilidad de la velocidad en la entrada del segundo conducto de salida, de modo que debido a dicha inestabilidad se produce un flujo turbulento que es totalmente perjudicial para mantener unas condiciones estables del aire en la entrada al paciente. Estas características del flujo se muestran por igual en todos los caudales de entrada.

Por su parte, la válvula Isabel presenta notables diferencias con respecto a la válvula Charlotte. Por un lado, se puede observar que no se produce un aumento muy notable de la velocidad en la zona de unión del conducto de entrada con el conducto de salida. Esta mejoría es debida a la geometría suave sin ángulos pronunciados diseñada en dicha zona. A su vez, al ser la válvula Isabel un prototipo simétrico, no se muestran grandes inestabilidades del flujo, manteniéndose regularmente a unas velocidades de 3,5 m/s para 40 l/min, 6,04 m/s para 80 l/min y 9,5 m/s para 120 l/min. Dicha regularidad del flujo, permite no presentar turbulencias en todo el recorrido del aire, de modo que se pueden asegurar unas correctas condiciones de entrada del aire en el paciente.

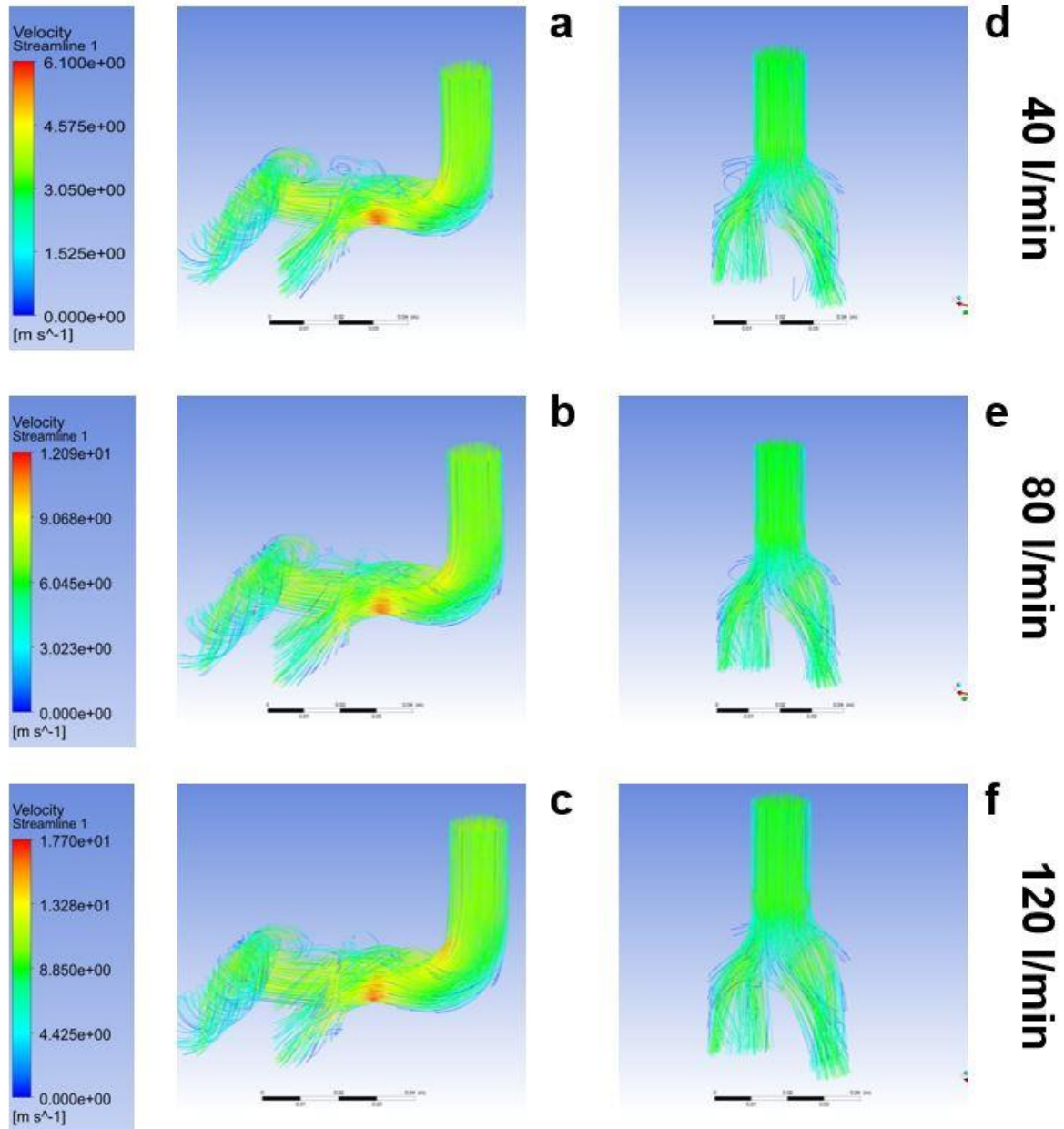


Fig. 103: (a) Streamline de velocidad de Charlotte a 40 l/min. (b) Streamline de velocidad de Charlotte a 80 l/min. (c) Streamline de velocidad de Charlotte a 120 l/min. (d) Streamline de velocidad de Isabel a 40 l/min. (e) Streamline de velocidad de Isabel a 80 l/min. (f) Streamline de velocidad de Isabel a 120 l/min.

A continuación, en la [Fig. 104], se observa el comportamiento del flujo con respecto a la variable velocidad en el plano vertical enunciado anteriormente [Fig. 101]. Detenidos en la válvula Charlotte, se puede observar como los resultados obtenidos para los tres caudales son muy diferentes desde la presente perspectiva. En primer lugar, se observa cómo tanto en el canal izquierdo como en el canal derecho de salida, a medida que aumenta el caudal se produce un mayor descenso de la velocidad del flujo. Este descenso de la velocidad se traduce en la aparición de una turbulencia, provocando que las velocidades de salida de la válvula Charlotte sean de aproximadamente 3,5 m/s con independencia del caudal de entrada

del flujo. A su vez, se observa como en el canal derecho la velocidad del fluido es muy reducida en todo su recorrido, siendo prácticamente nula a la salida. Esto significa que el caudal de aire en el conducto derecho es muy reducido en su entrada al paciente. Esto se produce con todos los caudales de entrada.

Por su parte, con el diseño de la válvula Isabel se han logrado remitir los inconvenientes expuestos justo a priori de la válvula Charlotte. Cabe destacar que el comportamiento del flujo en materia de velocidad es prácticamente igual en todos los casos de entrada de aire, y que se produce un aumento de la velocidad de salida proporcional a la del caudal, siendo de 2,4 m/s para 40 l/min, 6,4 m/s para 80 l/min y 9,3 m/s para 120 l/min. Este ascenso de la velocidad de salida es radicalmente opuesto a la válvula Charlotte, donde la velocidad de salida era igual en todos los casos. Del mismo modo, se puede observar que el diseño más suave en la transición entre el conducto de entrada y los conductos de salida permite mantener constante la velocidad en todos los casos de caudal de entrada, por lo que confirma los resultados anteriores de que no se produce un flujo turbulento.

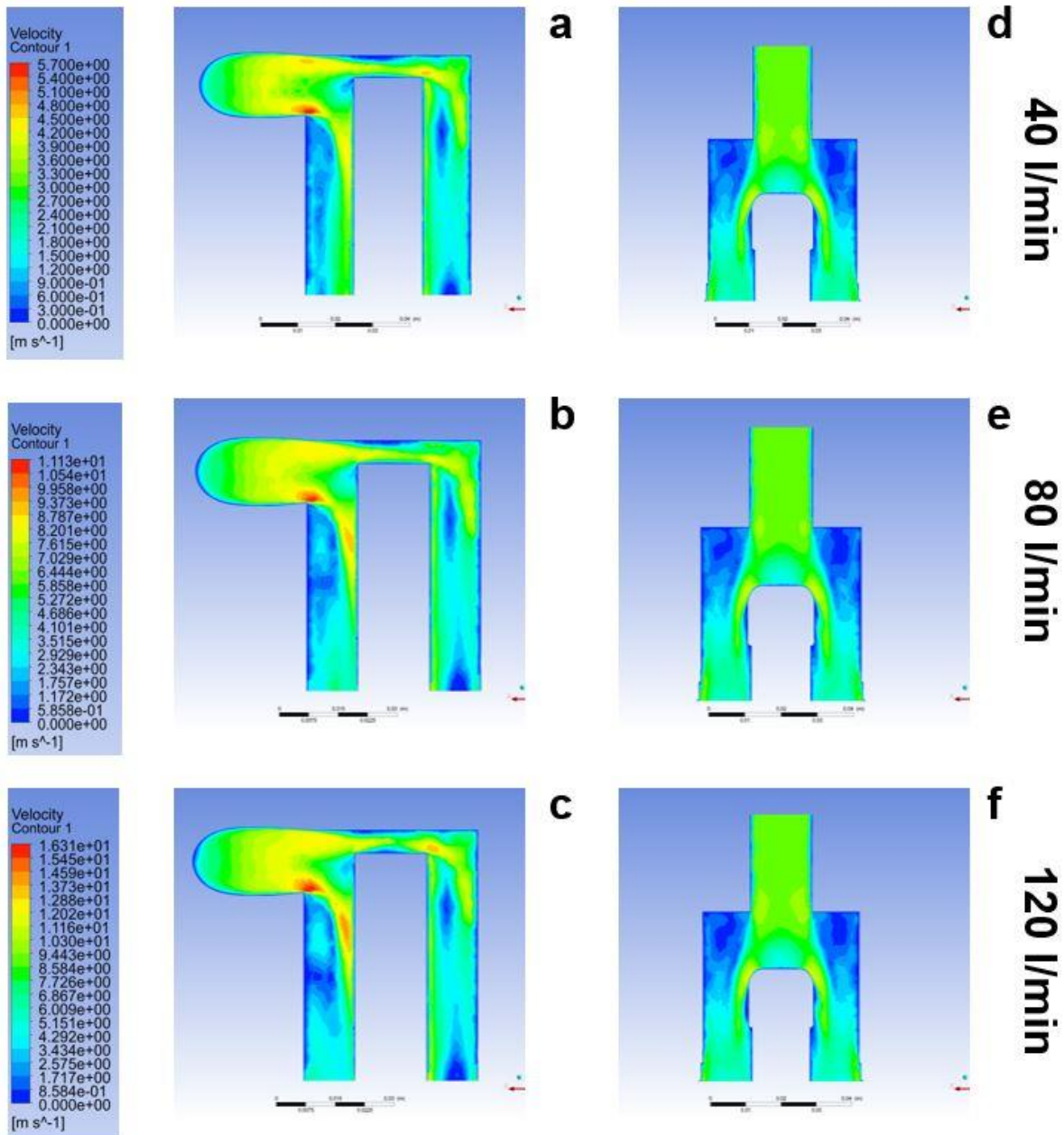


Fig. 104: (a) Contorno de velocidad de Charlotte a 40 l/min. (b) Contorno de velocidad de Charlotte a 80 l/min. (c) Contorno de velocidad de Charlotte a 120 l/min. (d) Contorno de velocidad de Isabel a 40 l/min. (e) Contorno de velocidad de Isabel a 80 l/min. (f) Contorno de velocidad de Isabel a 120 l/min.

Observando los resultados de velocidad en el plano horizontal de salida [Fig. 105], se pone de manifiesto que en la válvula Charlotte los resultados obtenidos entre ambos conductos de salida son muy diferentes, debido a la falta de simetría en el diseño. Esto se deriva a distintas condiciones en la entrada de aire en el paciente, algo muy perjudicial para el correcto tratamiento y recuperación de este. Centrando en el conducto izquierdo, se observa un descenso de velocidad muy importante en el centro del canal. Este descenso de velocidad deriva de la turbulencia que se origina por el diseño de ángulos pronunciados explicados en las comparativas previas. Además, de nuevo se observa como la velocidad de salida se

mantiene constante para los tres caudales de entrada. Con respecto al canal derecho, se muestra cómo a medida que se aumenta el caudal de entrada varía la distribución de la velocidad en el plano de salida, produciendo una difícil interpretación de cómo se va a comportar la velocidad del fluido según se mayor el caudal.

Por su parte, en la válvula Isabel se observa que los resultados obtenidos en ambos conductos de salida son completamente iguales, poniendo solución al problema de falta de homología de las condiciones de salida del flujo en ambos canales. Además, se observa que la velocidad de salida aumenta desde los 2,5 m/s a 40 l/min hasta los 9,5 m/s a 120 l/min, de modo que la geometría permite una correcta regulación de la velocidad de entrada del aire en el paciente. Finalmente, se observa que se produce una reducción considerable de la velocidad con cualquier condición de entrada en la parte superior de ambos canales de salida. Esta reducción es debido a que el aire permanece adherido a las paredes internas de los canales, ya que no se produce un desprendimiento de la capa límite. Esto es un aspecto muy positivo de la válvula Isabel con respecto a la válvula Charlotte, ya que el desprendimiento de la capa límite suele producir la aparición de un flujo turbulento.

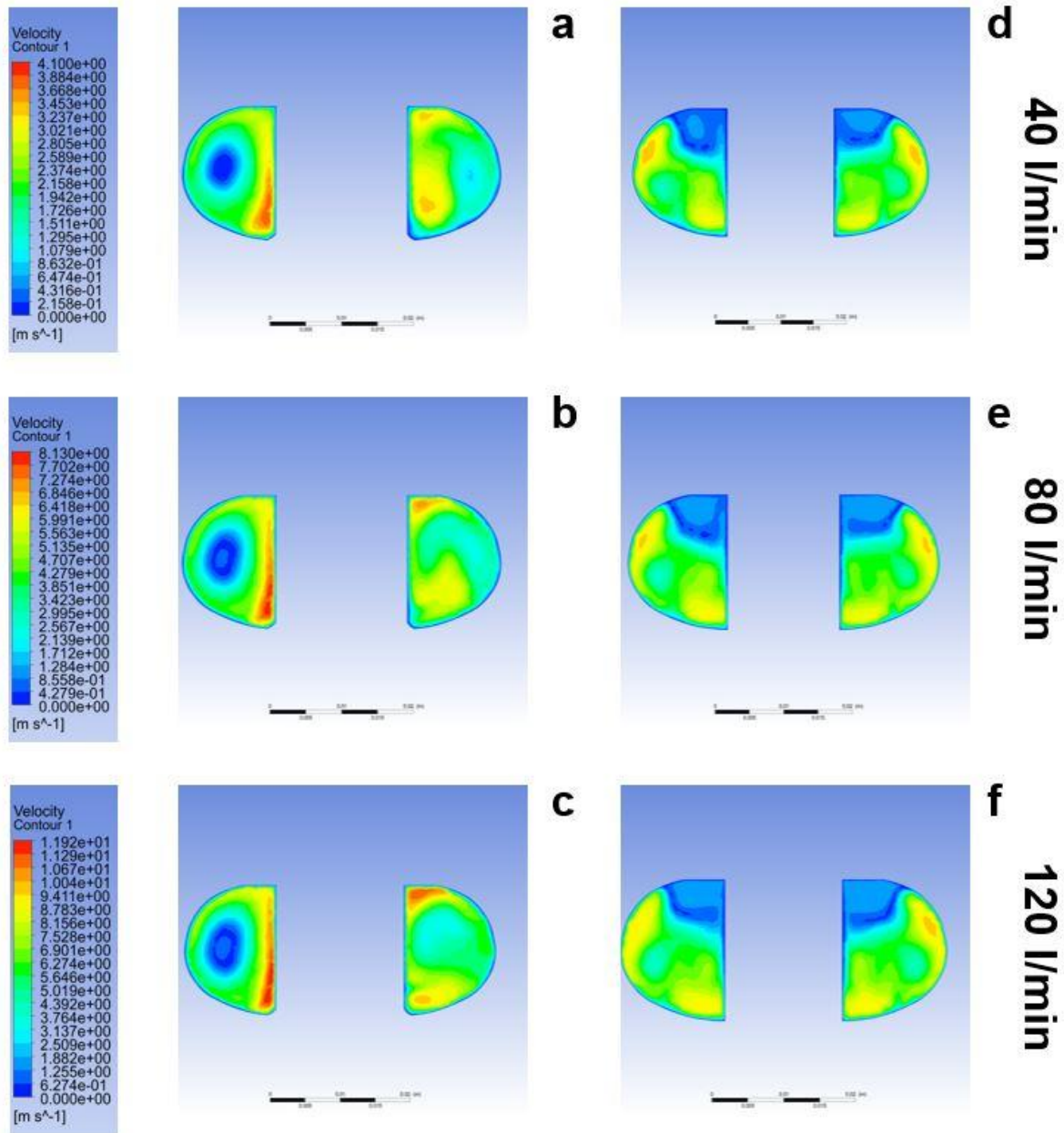


Fig. 105: (a) Contorno de velocidad de Charlotte a 40 l/min. (b) Contorno de velocidad de Charlotte a 80 l/min. (c) Contorno de velocidad de Charlotte a 120 l/min. (d) Contorno de velocidad de Isabel a 40 l/min. (e) Contorno de velocidad de Isabel a 80 l/min. (f) Contorno de velocidad de Isabel a 120 l/min.

15.2. Comparativa de presiones

Una vez realizada la comparativa de ambas válvulas con respecto a la variable de la velocidad, se procede al análisis de las condiciones del flujo en materia de presión. Si los resultados son coherentes con respecto a las velocidades, se puede confirmar que las simulaciones son correctas. Tal y como sucedía con la comparación de la velocidad, la presión se ha estudiado en un plano horizontal y vertical de modo que se pueda conocer el comportamiento del flujo en todo su recorrido, haciendo especial énfasis en las condiciones que presenta a la salida.

En primer lugar, se estudia la presión representada a modo de contorno en el plano vertical de ambas válvulas y con unos caudales de entrada de 40, 80 y 120 l/min [Fig. 106]. De nuevo, se realiza un análisis de la válvula Charlotte de manera individual, y, posteriormente un estudio de la válvula Isabel comparando las mejoras con respecto al prototipo Charlotte. Tal y como se observa, los resultados de presión obtenidos para la válvula Charlotte son completamente opuestos a los obtenidos en materia de velocidad, es decir, en las zonas donde la velocidad era mayor, la presión es menor y viceversa. Esta oposición de los resultados entre la presión y velocidad muestra que los resultados obtenidos de la simulación son correctos, no obstante, cabe recordar que esto no significa que el resultado sea validado, ya que para ello se deberían hacer pruebas experimentales. Se observa, que la presión es máxima en las tres simulaciones de la válvula Charlotte en el comienzo del canal de entrada, ya que en ese momento el aire se introduce con la presión necesaria. A medida que el flujo circula por los conductos se produce un descenso de la presión, debido a la viscosidad del fluido y rozamiento del fluido con las paredes de la válvula. Cabe destacar el descenso hasta presiones negativas producido en el comienzo del conducto de salida izquierdo, alcanzando valores de hasta -56 Pa en el caso de un caudal de 120 l/min. Esto es debido a la presencia de un ángulo muy pronunciado, de modo que el fluido se mueve en contra de una presión creciente, produciéndose el fenómeno conocido como gradiente de presión adverso. En estas condiciones, la capa límite se ha separado debido a que la velocidad del fluido con respecto a la superficie es cero, invirtiendo el sentido del movimiento y dando lugar a un flujo turbulento. Como se ha repetido en numerosas ocasiones, la presencia de turbulencia implica una inestabilidad de las condiciones del fluido, siendo algo muy perjudicial para la introducción de aire en el paciente. Por otro lado, en el conducto derecho de salida de nuevo la variable de presión se mantiene constante al igual que ocurría con la velocidad. Esto se traduce a que por el conducto circula un caudal de aire muy reducido debido a una completa falta de simetría.

Por su parte, la válvula Isabel no presenta caídas bruscas de presión debido a que con su diseño se ha solucionado el problema de desprendimiento de la capa límite y, en consecuencia, la aparición de un flujo turbulento. Sin embargo, cabe destacar que en el caudal de 40 l/min se produce una ligera reducción de presión en la zona inferior de los conductos de salida. Esta reducción es debida a que los flujos a velocidades bajas se ven más afectados por zonas donde los ángulos de ataque son mayores, siendo esta la característica principal de la transición entre el conducto de entrada y salida presente en el diseño. No obstante, se produce una reducción de presión de aproximadamente 6 Pa, por lo que no es un motivo importante como para plantearse el rediseño del prototipo. A su vez, se observa que no se producen grandes variaciones de presión a lo largo de la válvula con los tres caudales de entrada, esto es una gran ventaja de la válvula Isabel con respecto a la

válvula Charlotte, ya que permite tener un total control de las condiciones del flujo antes de introducirlo en el paciente.

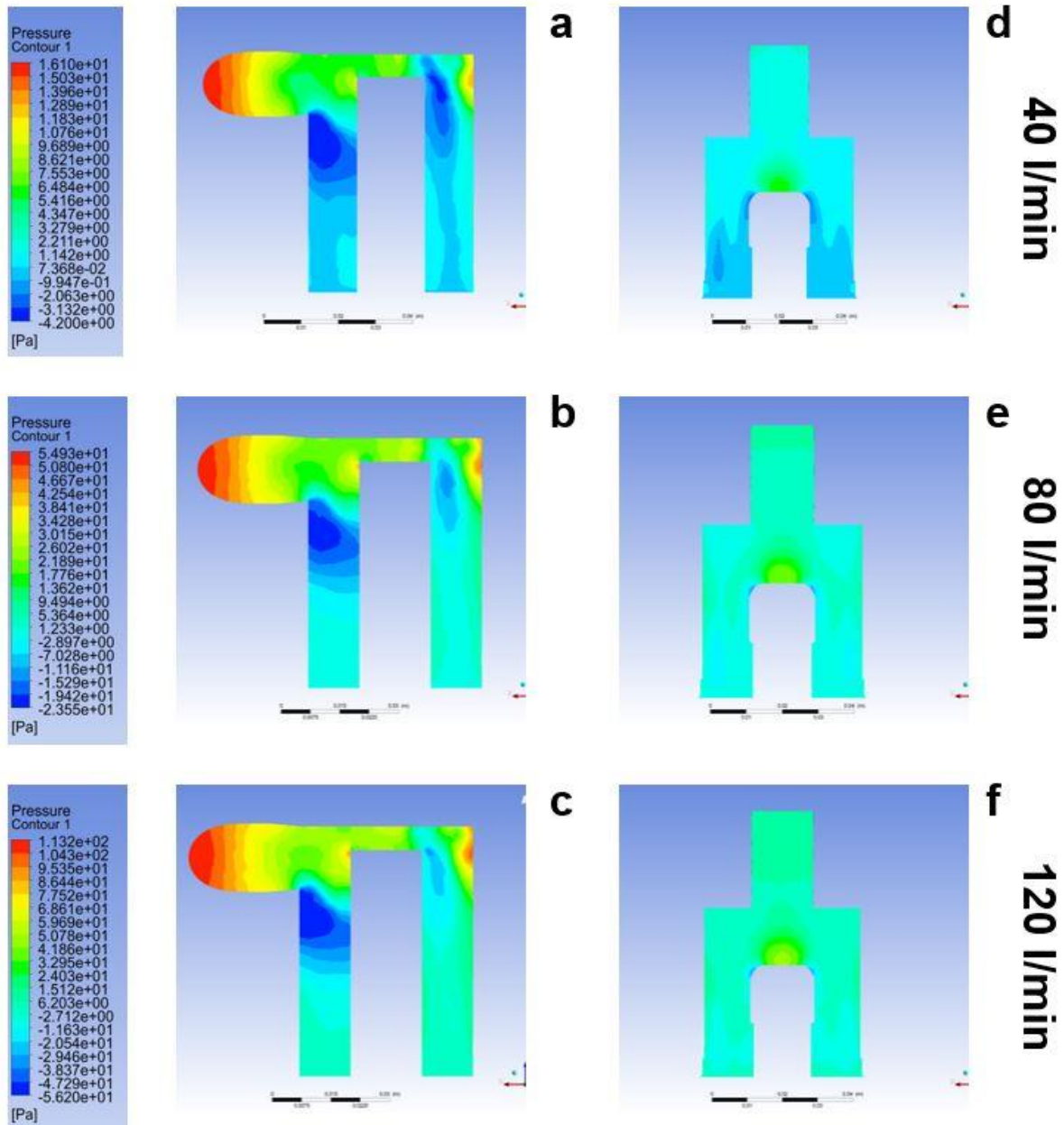


Fig. 106: (a) Contorno de presión de Charlotte a 40 l/min. (b) Contorno de presión de Charlotte a 80 l/min. (c) Contorno de presión de Charlotte a 120 l/min. (d) Contorno de presión de Isabel a 40 l/min. (e) Contorno de presión de Isabel a 80 l/min. (f) Contorno de presión de Isabel a 120 l/min.

Posteriormente, se aborda el estudio comparativo de la válvula Charlotte e Isabel con respecto a la variable de presión en el plano horizontal situado al final de los dos conductos de salida [Fig. 107].

Del mismo modo que ocurría en el estudio comparativo de ambas válvulas con respecto a la velocidad, en la válvula Charlotte se observa que el conducto izquierdo y derecho son radicalmente diferentes debido a la falta de geometría del diseño. A su vez, de nuevo se puede deducir que el círculo de variación de presión observado en el lado izquierdo es

sinónimo de la generación de un flujo turbulento en dicha zona, alcanzando valores de 0,25 Pa para el flujo de 40 l/min, 1,2 Pa para 80 l/min y 2,4 Pa para 120 l/min. Por otro lado, se puede observar también que la presión se mantiene constante a aproximadamente 7 Pa en el conducto derecho, motivo por el cual se interpreta que no se produce variaciones del flujo en el conducto ya que el caudal que llega a la salida es muy reducido.

Con respecto a la válvula Isabel, se puede observar que los resultados obtenidos para ambos conductos de salida son muy próximos, de modo que se puede confirmar que se ha solucionado la diferencia entre conductos derivados de la falta de simetría. Por otro lado, es destacable la aparición de un pequeño descenso de presión con los caudales de 40 y 80 l/min. Estos descensos de presión son provocados por la división del flujo de un caudal de entrada a dos caudales de salida, provocando una pequeña presión negativa de unos - 4 Pa en el caso de 40 l/min y -2 Pa con un caudal de entrada de 80 l/min. Como se deduce con la reducción entre los 40 y 80 l/min y la desaparición a los 120 l/min, a medida que se aumenta la velocidad del flujo se reducen las turbulencias. No obstante, en el caso de que fuera necesario se podría suavizar la transición entre el canal de entrada y los dos canales de salida con el objetivo de eliminar esa pequeña turbulencia. A excepción de la turbulencia previamente explicada, la presión se mantiene constante en todo el conducto de salida y aumenta regularmente unos 5 Pa a medida que aumenta el caudal de entrada.

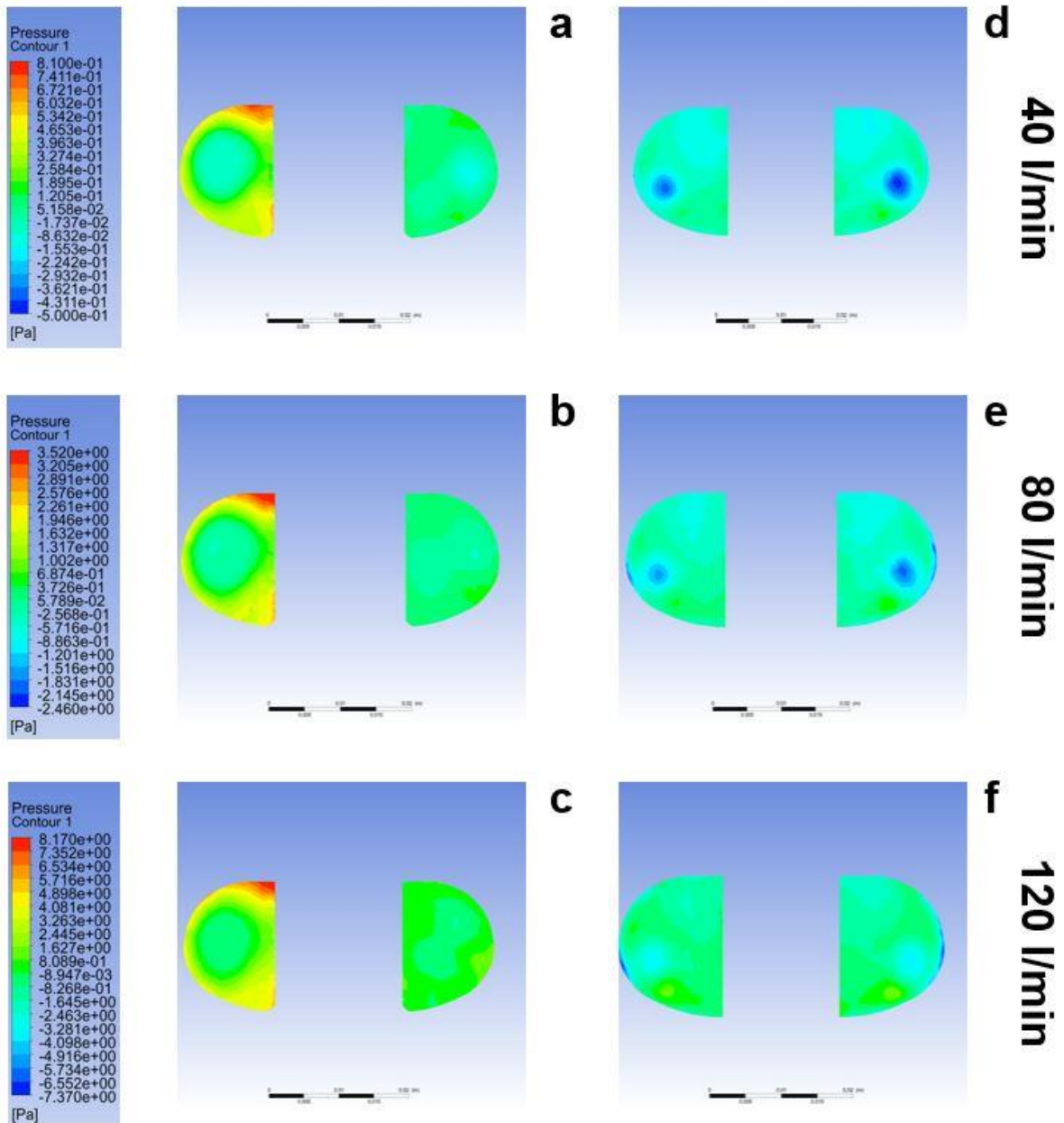


Fig. 107: (a) Contorno de presión de Charlotte a 40 l/min. (b) Contorno de presión de Charlotte a 80 l/min. (c) Contorno de presión de Charlotte a 120 l/min. (d) Contorno de presión de Isabel a 40 l/min. (e) Contorno de presión de Isabel a 80 l/min. (f) Contorno de presión de Isabel a 120 l/min.

15.3. Comparativa de viscosidad de Eddy

Finalmente, se realiza la comparativa de la válvula Charlotte e Isabel con respecto a la variable viscosidad de Eddy. La viscosidad de Eddy o viscosidad de turbulencia permite interpretar la interacción que se produce entre los remolinos de una corriente turbulenta conociendo el intercambio de cantidad de movimiento entre capas adyacentes que se produce en el propio remolino. Debido a que se visualiza el movimiento entre capas, únicamente interesa conocer la viscosidad de Eddy en el plano donde se produce un

movimiento del fluido, siendo en este caso el plano vertical. Es por este motivo por el que únicamente se va a utilizar el plano vertical para estudiar la presente variable [Fig. 108].

Centrado la comparativa en la válvula Charlotte, rápidamente se pone de manifiesto que existe una notable turbulencia en el conducto izquierdo de salida en las tres posibilidades de caudal de entrada. Esta aparición de turbulencia se produce por el desprendimiento o separación de la capa límite en el conducto, de modo que se forma una capa de cizallamiento aumentando las pérdidas e incluso dando lugar a fenómenos de cavitación. A su vez, se puede observar que el aumento de la viscosidad de Eddy en el conducto izquierdo y la consecuente separación de la capa límite puede provocar la aparición de los vórtices de desprendimiento regulares, también conocidos como vórtices de *Von Kármán*. Estos vórtices se producen a una frecuencia directamente dependiente de la velocidad del flujo, dando lugar a una fuerza oscilante que puede provocar vibraciones de la válvula. Estas vibraciones se pueden traducir en un mal comportamiento del flujo en la entrada al paciente o incluso un fallo estructural de la válvula, por lo que deben de ser evitados por todos los medios. Así mismo, en el conducto de salida derecho se puede observar un ligero aumento de la viscosidad de Eddy, debido a la presencia de turbulencias derivadas de la variación del diámetro del conducto de transición entre la entrada y la salida y el diámetro del canal derecho.

Por su parte, en la válvula Charlotte se observa que la viscosidad de Eddy se mantiene más regular a medida que se va aumentando el caudal. Este resultado ya se puso de manifiesto en la comparativa a partir de la variable presión, dónde se producía un descenso de la misma. Tal y como se mencionó, este descenso de presión o aumento de la viscosidad de Eddy es provocado por la división del flujo de un caudal de entrada a dos caudales de salida, por lo que sería fácilmente corregible. No obstante, de nuevo se puede observar una gran mejoría con respecto a la válvula Charlotte, ya que ambos conductos de salida son completamente simétricos y apenas se visualiza una gran cantidad de movimiento entre capas adyacentes que se producen en remolinos derivados de la turbulencia. Del mismo modo, se descarta por completo la aparición de vórtices de *Von Kármán*, por lo que la válvula Isabel no debería de sufrir vibraciones, manteniéndose constante el comportamiento del fluido y asegurando una correcta funcionalidad del prototipo a nivel estructural.

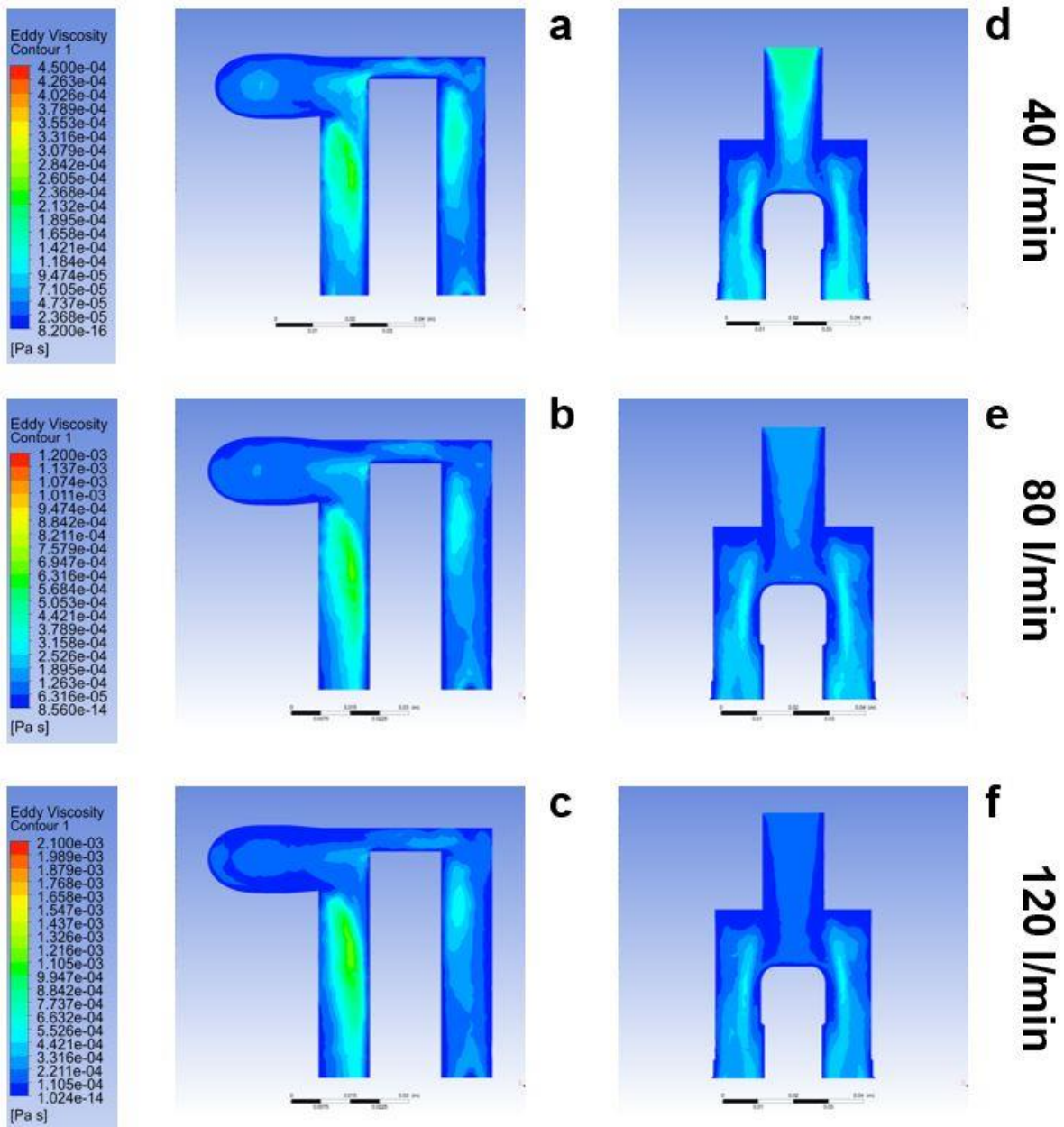


Fig. 108: (a) Contorno de viscosidad de Eddy de Charlotte a 40 l/min. (b) Contorno de viscosidad de Eddy de Charlotte a 80 l/min. (c) Contorno de viscosidad de Eddy de Charlotte a 120 l/min. (d) Contorno de viscosidad de Eddy de Isabel a 40 l/min. (e) Contorno de viscosidad de Eddy de Isabel a 80 l/min. (f) Contorno de viscosidad de Eddy de Isabel a 120 l/min.

Tras el estudio de las simulaciones realizadas para la válvula Charlotte e Isabel y el análisis comparativo de ambas se ha llegado a la conclusión de que el prototipo Isabel desarrollado por la Universidad de Salamanca, supone una mejora sustancial con respecto al diseño Charlotte. La comparativa ha arrojado unos resultados muy positivos, tanto en materia de funcionalidad, es decir, del compartimiento del flujo en su circulación por el conducto y las condiciones que presenta a la salida con respecto a la entrada, como en materia de facilidad de fabricación y mejora de la resistencia estructural.

CAPÍTULO V. PRESUPUESTO

16. Presupuesto de los prototipos

En el presente capítulo se presenta el presupuesto correspondiente al desarrollo e implementación de los dos prototipos fabricados: la válvula Charlotte y la válvula Isabel.

RESUMEN DEL PRESUPUESTO

Ord.	Descripción		Importe
01	MATERIAS PRIMAS		47,28
02	HERRAMIENTAS		10,40
03	MANO DE OBRA		5.130,00
		SUMA EJECUCIÓN MATERIAL	5.187,68
		Gastos generales	12,00% 622,52
		Beneficio industrial	6,00% 311,26
		SUMA	6.121,46
		I.V.A.	21,00% 1.285,51
		Total presupuesto	7.406,97

Asciende el presente proyecto a la expresada cantidad de

**SIETE MIL CUATROCIENTOS SEIS EUROS CON NOVENTA Y SIETE CÉNTIMOS
(7406,97 EUROS)**

LUNES, 11 DE SEPTIEMBRE DE 2023

Por todo ello, se EXPIDE el presente en Béjar (Salamanca), a 11 de septiembre de 2023.



Fdo: SERGIO GONZÁLEZ MORENO

PRESUPUESTO Y MEDICIONES

Ord.	Descripción	Uds.	Subtotal	Precio	Importe
01	MATERIAS PRIMAS				
01.01	Ud FILAMENTO PLA GALAXY WHITE 1KG				
	Bobina de filamento PLA color blanco, marca Prusament, de Prusa Research. Cantidad: 1kg. Diámetro del filamento: 1.75 mm. Temperatura del nozzle: 205-220 °C. Temperatura de la cama de impresión: 40-60 °C.				
		1,00	1,00	24,79	24,79
	TOTAL PARTIDA 01.01		1,00	24,79	24,79
01.02	Ud FILAMENTO ABS BLANCO 1KG				
	Bobina de filamento ABS color blanco, marca Winkie, grupo Ecotisa. Cantidad: 1kg. Diámetro del filamento: 1.75 mm. Temperatura del nozzle: 190-230 °C. Temperatura de la cama de impresión: 50-70 °C.				
		1,00	1,00	22,49	22,49
	TOTAL PARTIDA 01.02		1,00	22,49	22,49
	TOTAL CAPÍTULO 01				47,28



Ord.	Descripción	Uds.	Subtotal	Precio	Importe
02	HERRAMIENTAS				
02.01	Ud DISCO ABRASIVO PARA EL DESBASTE O ACABADO				
	Disco de desbaste para amoladora angular o radial. Pack de 5 unidades, diámetro de 125 mm y espesor de 3 mm. Apto para plásticos como PLA y ABS. Proveedor: FD-WorkStuff				
		1,00	1,00	10,40	10,40
	TOTAL PARTIDA 02.01		1,00	10,40	10,40
	TOTAL CAPÍTULO 02				10,40



Ord.	Descripción	Uds.	Subtotal	Precio	Importe
03	MANO DE OBRA				
03.01	h MANO DE OBRA INGENIERO INDUSTRIAL				
	Mano de obra de Ingeniero Industrial. Incluye el tiempo de investigación, desarrollo, simulación, fabricación y montaje				
		190,00	190,00	27,00	5.130,00
	TOTAL PARTIDA 03.01		190,00	27,00	5.130,00
	TOTAL CAPÍTULO 03				5.130,00

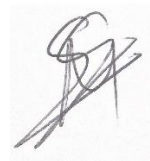
Ord.	Descripción		Importe
01	MATERIAS PRIMAS		47,28
02	HERRAMIENTAS		10,40
03	MANO DE OBRA		5.130,00
		SUMA EJECUCIÓN MATERIAL	5.187,68
		Gastos generales	12,00% 622,52
		Beneficio industrial	6,00% 311,26
		SUMA	6.121,46
		I.V.A.	21,00% 1.285,51
		Total presupuesto	7.406,97

Asciende el presente proyecto a la expresada cantidad de

**SIETE MIL CUATROCIENTOS SEIS EUROS CON NOVENTA Y SIETE CÉNTIMOS
(7406,97 EUROS)**

LUNES, 11 DE SEPTIEMBRE DE 2023

Por todo ello, se EXPIDE el presente en Béjar (Salamanca), a 11 de septiembre de 2023.



Fdo: SERGIO GONZÁLEZ MORENO

CAPÍTULO VI. CONCLUSIONES

17. Conclusiones finales y trabajos futuros

Tras la realización del presente proyecto, se procede a la exposición de las principales conclusiones del mismo:

- Las geometrías correspondientes a la válvula Charlotte y la válvula Isabel han logrado alcanzar una independencia de malla, de modo que se puede concluir que la discretización del dominio espacial ha sido correcta para todas las simulaciones del estudio realizado.
- Todos los modelos de simulación llevados a cabo para el estudio de la válvula Charlotte y la válvula Isabel han alcanzado una calidad de convergencia adecuada, por lo que la fiabilidad obtenida en las soluciones ha sido la correcta para el análisis ejecutado.
- A partir de las simulaciones con los tres modelos de turbulencia k-omega BSL, k-omega SST y k-omega Geko, se ha detectado que el modelo que mejor funciona en el entorno de simulación de las válvulas Charlotte e Isabel es el modelo de turbulencia k-omega Geko. Este permite tener una mejor y más precisa visualización de los resultados en las variables de velocidad, presión y viscosidad de Eddy estudiadas.
- Para el diseño correspondiente a la válvula Charlotte, se han detectado una serie de complejidades y errores en la geometría que dificultan la correcta circulación del flujo por los dos conductos de salida. Estos errores se basan fundamentalmente en la falta de geometría de la pieza y en la presencia de un gran número de ángulos muy pronunciados.
- Por su parte, las simulaciones realizadas para la válvula Isabel arrojan unos resultados muy positivos del comportamiento del flujo por la misma. De modo que con esta nueva geometría se ha logrado igualar la circulación del flujo por ambos conductos de salida y la eliminación de los flujos turbulentos presentes en el prototipo Charlotte.

En cuanto a los trabajos futuros, se llevará a cabo el estudio de las válvulas Charlotte e Isabel mediante un software de uso libre de dinámica de fluidos computacional, de modo que se pueda desarrollar un código estandarizado para los casos de simulación similares al presente. Finalmente, se tratarán de validar las simulaciones mediante la realización de pruebas experimentales de las válvulas Charlotte e Isabel, de modo que se ponga de manifiesto que las simulaciones realizadas son correctas y se ajustan de manera suficiente a la realidad, permitiendo a su vez la publicación del estudio en una revista científica.

BIBLIOGRAFÍA

- [1] Remuzzi, A., & Remuzzi, G. (2020). COVID-19 and Italy: what next? *The Lancet*, 395(10231), 1225-1228.
URL: [https://doi.org/10.1016/S0140-6736\(20\)30627-9](https://doi.org/10.1016/S0140-6736(20)30627-9)
Último acceso: 19/07/2023
- [2] Tusman, G., Campos, M., & Gogniat, E. (2020). [COVID-19: how to transform a noninvasive ventilation device in a critical care ventilator]. *Revista española de anestesiología y reanimación*, 67(7), 367-373.
URL: <https://doi.org/10.1016/j.redar.2020.05.002>
Último acceso: 20/07/2023
- [3] García-Palacios, G. (2020). Comparativa funcional de respiradores de campaña durante la emergencia sanitaria por COVID-19.
URL: <https://reunir.unir.net/handle/123456789/12034>
Último acceso: 20/07/2023
- [4] Página web de Issinova.
URL: www.isinova.it
Último acceso: 21/07/2023
- [5] Noto, A., Crimi, C., Cortegiani, A., Giardina, M., Benedetto, F., Princi, P., Carlucci, A., Appendini, L., & Gregoretti, C. (2021). Performance of EasyBreath Decathlon Snorkeling mask for delivering continuous positive airway pressure. *Scientific Reports*, 11(1), 5559.
URL: <https://doi.org/10.1038/s41598-021-85093-w>
Último acceso: 23/07/2023
- [6] Cavallo, L., Marcianò, A., Cicciù, M., & Oteri, G. (2020). 3D Printing beyond Dentistry during COVID 19 Epidemic: A Technical Note for Producing Connectors to Breathing Devices. *Prosthesis*, 2(2), 46-52.
URL: <https://doi.org/10.3390/prosthesis2020005>
Último acceso: 23/07/2023

- [7] O'Connor, Z., Huellewig, D., Sithiyopasakul, P., Morris, J. A., Gan, C., & Ballard, D. H. (2020). 3D printed mask extenders as a supplement to isolation masks to relieve posterior auricular discomfort: an innovative 3D printing response to the COVID-19 pandemic. *3D Printing in Medicine*, 6(1), 27.
URL: <https://doi.org/10.1186/s41205-020-00080-7>
Último acceso: 28/07/2023
- [8] Manero, A., Smith, P., Koontz, A., Dombrowski, M., Sparkman, J., Courbin, D., & Chi, A. (2020). Leveraging 3D Printing Capacity in Times of Crisis: Recommendations for COVID-19 Distributed Manufacturing for Medical Equipment Rapid Response. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 17(13).
URL: <https://doi.org/10.3390/ijerph17134634>
Último acceso: 28/07/2023
- [9] Ferrer, M. (2001). Tratamiento de la insuficiencia respiratoria aguda. *Medicina Integral*, 38(5), 200-207.
URL: <https://www.elsevier.es/es-revista-medicina-integral-63-articulo-tratamiento-insuficiencia-respiratoria-aguda-13018822>
Último acceso: 29/07/2023
- [10] Orive, F. J. P., Fernández, Y. M. L., & Ucip, E. M. A. (2014). Oxigenoterapia de alto flujo. *Anales de Pediatría Continuada*, 12(1), 25-29.
URL: https://www.researchgate.net/profile/Javier-Pilar/publication/260522523_Oxigenoterapia_de_alto_flujo/links/5b430c7daca2728a0d6549bc/Oxigenoterapia-de-alto-flujo.pdf
Último acceso: 29/07/2023
- [11] Página web National Heart, Lung, and Blood Institute.
URL: <https://www.nhlbi.nih.gov/es/salud/ventilador>
Último acceso: 29/07/2023
- [12] Página web Femora.
URL: <https://femora.sergas.es/Via-respiratoria/VMNI?idioma=es>
Último acceso: 29/07/2023
- [13] Página web Anestesiariar.
URL: <https://anestesiariar.org/2013/destetando-a-los-pacientes-del-respirador/>

Último acceso: 29/07/2023

[14] Página web de Telemadrid.

URL: <https://www.telemadrid.es/coronavirus-covid-19/Mascaras-buceo-Decathlon-paliar-respiradores-0-2216478364--20200325043819.html>

Último acceso: 30/07/2023

[15] Guzmán-Del-Giudice, O. E. (2020). Válvula H.O.P.E.: Un nuevo rediseño de la válvula Charlotte para atender a pacientes con COVID-19. *Revista de la Sociedad Peruana de Medicina Interna*, 33(2), 92-92.

URL: <https://doi.org/10.36393/spmi.v33i2.530>

Último acceso: 31/07/2023

[16] Suárez-Vidal, E. (2022). Adaptador CENEPa: Nuevo adaptador para uso de respiradores 3M® 7502/6200 como sistema CPAP de alto flujo a presión continua. *Revista de la Sociedad Peruana de Medicina Interna*, 35(1), 45-46.

URL: <https://doi.org/10.36393/spmi.v35i1.657>

Último acceso: 01/08/2023

[17] Longhitano, G. A., Candido, G., Ribeiro Machado, L. M., Neto, P. I., de Oliveira, M. F., Noritomi, P. Y., Mais, F. G., de Paula Souza, V. L., & Lopes da Silva, J. V. (2020). 3D-printed valves to assist noninvasive ventilation procedures during the COVID-19 pandemic: a case study. *Journal of 3D Printing in Medicine*, 4(4), 193-202.

URL: <https://doi.org/10.2217/3dp-2020-0017>

Último acceso: 01/08/2023

[18] Página web Innovación y Tecnología

URL: <https://innovacion-tecnologia.com/fabricacion-aditiva/sinterizado-selectivo-por-laser/>

Último acceso: 02/08/2023

[19] Página web Dassault Systemes

URL: <https://www.3ds.com/es/make/guide/process/directed-energy-deposition>

Último acceso: 02/08/2023

[20] Página web Airobot Formación e Innovación

URL: <https://airobot.es/tipos-impresoras-3d-industriales/>



Último acceso: 02/08/2023

[21] Página web 3DP Lighting

URL: <https://www.3dprinting.lighting/3d-printing-technologies/sheet-lamination/>

Último acceso: 02/08/2023

[22] Mueller, T., Elkaseer, A., Charles, A., Fauth, J., Rabsch, D., Scholz, A., Marquardt, C., Nau, K., & Scholz, S. G. (2020). Eight Weeks Later—The Unprecedented Rise of 3D Printing during the COVID-19 Pandemic—A Case Study, Lessons Learned, and Implications on the Future of Global Decentralized Manufacturing. *NATO Advanced Science Institutes Series E: Applied Sciences*, 10(12), 4135.

URL: <https://doi.org/10.3390/app10124135>

Último acceso: 08/08/2023

[23] Pearce, J. M. (2020). Distributed Manufacturing of Open Source Medical Hardware for Pandemics. *Journal of Materials Processing and Manufacturing Science*, 4(2), 49.

URL: <https://doi.org/10.3390/jmmp4020049>

Último acceso: 08/08/2023

[24] Página web Enfoque Euleriano del Movimiento de los Fluidos.

URL: <https://www.hidraulicafacil.com/2015/09/Eulerianohidraulica.html>

Último acceso: 15/08/2023

[25] Página web Solidworks

URL: <https://solid-bi.es/solidworks/>

Último acceso: 29/08/2023

[26] Página web Ansys

URL: <https://www.ansys.com/academic/learning-resources>

Último acceso: 29/08/2023

[27] FR Menter, R Lechner, A Matyushenko. (2019). Best practice: generalized k- ω two-equation turbulence model in ANSYS CFD (GEKO)

URL: <https://fluidcodes.com/wp-content/uploads/2020/06/geko-tp-1.pdf>

Último acceso: 30/08/2023

[28] Página web Investigación en Impresión 3D



URL: <http://www.fadu.edu.uy/investigaci3n/files/2016/10/Investigaci3n-en-impresi3n-3D.pdf>

Último acceso: 31/08/2023

[29] Tomás Vukasovic, Juan F. Vivanco, Diego Celentano. (2019). Characterization of the mechanical response of thermoplastic parts fabricated with 3D printing.

URL: <https://link.springer.com/article/10.1007/s00170-019-04194-z>

Último acceso: 31/08/2023

[30] Página web 3DFils

URL: <https://www.3dfils.com/es/content/tipos-filamentos-3d.html>

Último acceso: 03/09/2023

[31] Página web 3DNatives

URL: <https://www.3dnatives.com/es/filamento-de-abs-impresion-3d-06062019/#>

Último acceso: 03/09/2023

ÍNDICE DE FIGURAS

Fig. 1: Opciones para transformar equipos de ventilación no invasiva (VNI) en ventiladores de críticos para pacientes intubados. Fuente: [2].	7
Fig. 2: Fotografía equipo de respiración LEITAT 1 ensamblado y disponible para su funcionamiento. Fuente: [3].	8
Fig. 3: Fotografía equipo de respiración HELPAIR ensamblado y disponible para su funcionamiento. Fuente: [3].	9
Fig. 4: Esquema equipo de respiración REESPIRATOR 2020. Fuente: [3].	10
Fig. 5: Fotografía equipo de respiración OxyGEN-IP conectado a un prototipo de paciente para su validación. Fuente: [3].	11
Fig. 6: Esquema original de conexión de la válvula Charlotte recogido en su página web. Fuente: [4].	12
Fig. 7: Configuración experimental tomada por Alberto Noto para comprobar la viabilidad del uso de la máscara de snorkel conectada con la válvula Charlotte. Fuente: [5].	13
Fig. 8: Previsualización de la impresión 3D de la válvula Charlotte. Fuente: [6].	14
Fig. 9: Esquema de la circulación de la válvula Charlotte en la máscara de snorkel.	15
Fig. 10: Aplicación de un extensor de mascarilla, fabricado mediante impresión 3D, colocado fuera de la parte exterior de la oreja (recuadro discontinuo). Fuente: [7].	17
Fig. 11: Aplicación de un protector facial, fabricado mediante impresión 3D, colocado en la parte superior de la cabeza.	18
Fig. 12: Mascarilla Venturi de oxigenoterapia para el tratamiento de insuficiencias respiratorias agudas.	22
Fig. 13: Mascarilla con conexiones en T de oxigenoterapia para el tratamiento de insuficiencias respiratorias agudas.	22
Fig. 14: Ilustración explicativa de un ventilador mecánico de oxigenoterapia para el tratamiento de insuficiencias respiratorias agudas. Fuente: [11].	23
Fig. 15: Ventilador mecánico no invasivo de oxigenoterapia para el tratamiento de insuficiencias respiratorias agudas. Fuente: [12].	24
Fig. 16: Ventilador mecánico invasivo de oxigenoterapia para el tratamiento de insuficiencias respiratorias agudas. Fuente: [13].	26
Fig. 17: Cánulas nasales de oxigenoterapia para el tratamiento de insuficiencias respiratorias agudas.	27
Fig. 18: Mascarilla con bolsa-reservorio de oxigenoterapia para el tratamiento de insuficiencias respiratorias agudas.	28

Fig. 19: Máscara de snorkel modelo Easybreath © del distribuidor Decathlon conectado a válvula Charlotte utilizado como respirador mecánico no invasivo. Fuente: [14]	30
Fig. 20: Válvula Charlotte perfectamente acoplada a máscara snorkel utilizada como respirador mecánico no invasivo. Fuente: [6].	31
Fig. 21: Válvula H.O.P.E. diseñada para acoplarse a máscara snorkel utilizada como respirador mecánico no invasivo. Fuente: [15].	32
Fig. 22: Válvula H.O.P.E. acoplada a máscara snorkel utilizada como respirador mecánico no invasivo. Fuente: [15].	33
Fig. 23: Máscara snorkel modelo 3M® 7502/6200 utilizada como respirador mecánico no invasivo. Fuente: [16].	34
Fig. 24: Válvula CENEPA acoplada a máscara snorkel utilizada como respirador mecánico no invasivo. Fuente: [16].	35
Fig. 25: Vista previa de la fabricación de un gran número de Válvulas Charlotte V4 mediante la técnica de SLS. Fuente: [17].	36
Fig. 26: Proceso evolutivo de la optimización de la válvula Charlotte hasta lograr la versión final denominada Válvula Charlotte V4. Fuente: [17].	37
Fig. 27: Válvula Charlotte V4 acoplada a máscara snorkel utilizada como respirador mecánico no invasivo. Fuente: [17].	37
Fig. 28: Tecnología de fotopolimerización en tanque mediante estereolitografía.	40
Fig. 29: Tecnología de fabricación aditiva mediante fusión en lecho de polvo. Fuente: [18]	41
Fig. 30: Tecnología de fabricación aditiva mediante deposición de energía focalizada. Fuente: [19].	42
Fig. 31: Tecnología de fabricación aditiva mediante proyección de material. Fuente: [19] ..	43
Fig. 32: Tecnología de fabricación aditiva mediante proyección de aglutinante. Fuente: [20]	43
Fig. 33: Tecnología de fabricación aditiva mediante laminado de hojas. Fuente: [21]	44
Fig. 34: Tecnología de fabricación aditiva mediante extrusión de material. Fuente: [21]	45
Fig. 35: (a) Respirador mecánico no invasivo. (b) Mascarilla N95. (c) Pantalla protectora facial. (d) Termómetro desechable. (e) Silla de ruedas. (f) Glucómetro con tiras. (g) Gafas de protección ocular desarrolladas mediante la tecnología de fabricación aditiva durante el desarrollo de la pandemia del COVID-19.	47
Fig. 36: (a) Marco de Referencia Lagrangiano. (b) Marco de Referencia Euleriano de una partícula de un fluido en movimiento. Fuente: [24]	50
Fig. 37: Volumen de control arbitrario por el que circula un fluido.	51
Fig. 38: Esfuerzo cortante frente a velocidad de deformación para diferentes tipos de fluidos.	53

Fig. 39: Elemento diferencial de un fluido Newtoniano sobre el que se aplican esfuerzos normales y cortantes.....	54
Fig. 40: Vista general del mallado de un vehículo de la NASA X-38 mediante el algoritmo T-Rex de Pointwise. Fuente: [21]	57
Fig. 41: (a) Ejemplo de malla estructurada. (b) Ejemplo de malla no estructurada utilizada en la discretización del dominio espacial en una simulación CFD.....	59
Fig. 42: (a) Ejemplo de malla centrada. (b) Ejemplo de malla segregada utilizada en la discretización del dominio espacial en una simulación CFD.....	59
Fig. 43: (a) Ejemplo de malla conforme. (b) Ejemplo de malla no conforme utilizada en la discretización del dominio espacial en una simulación CFD.....	60
Fig. 44: Ejemplo de malla quimera utilizada en la discretización del dominio espacial en una simulación CFD.....	61
Fig. 45: Ejemplo de gráfica de residuos con modelo de turbulencia K-Omega obtenida mediante el software ANSYS.....	67
Fig. 46: Ejemplo de error debido a una intersección de superficies obtenida mediante el software SolidWorks.	69
Fig. 47: Ejemplo de error debido a una arista colapsada obtenida mediante el software SolidWorks.....	70
Fig. 48: (a) Conducto de entrada (b) Conductos de salidas rellenos para la definición del dominio fluido mediante la utilización del software SolidWorks.	71
Fig. 49: Ejemplo de refinamiento de malla en la válvula Isabel obtenida mediante el software Ansys.....	73
Fig. 50: Ejemplo de resultado de contorno obtenido mediante el software Ansys.	85
Fig. 51: Ejemplo de resultado de gráficas de vectores obtenido mediante el software Ansys.	85
Fig. 52: (a) Válvula Charlotte (b) Válvula Isabel en una simulación previa a ser impresas mediante la técnica de fabricación aditiva.	88
Fig. 53: Filamentos del material PLA utilizado en el proceso de fabricación aditiva. Fuente: [30].....	88
Fig. 54: Filamentos del material ABS utilizado en el proceso de fabricación aditiva. Fuente: [31].....	89
Fig. 55: Vista principal del modelo de válvula Charlotte en formato STEP utilizado para el estudio de dinámica de fluidos computacional.	91
Fig. 56: (a) Vista general. (b) Vista alzado. (c) Vista frontal. (d) Vista posterior de la malla lograda en la primera iteración utilizada en la discretización del dominio espacial de la válvula Charlotte.	93

Fig. 57: Zonas sometidas a refinamiento de la malla en la segunda iteración utilizada en la discretización del dominio espacial de la válvula Charlotte.	94
Fig. 58: (a) Vista general. (b) Vista alzado. (c) Vista frontal. (d) Vista posterior de la malla lograda en la segunda iteración utilizada en la discretización del dominio espacial de la válvula Charlotte.	95
Fig. 59: Zonas sometidas a refinamiento de la malla en la tercera iteración utilizada en la discretización del dominio espacial de la válvula Charlotte.	96
Fig. 60: (a) Vista general. (b) Vista alzado. (c) Vista frontal. (d) Vista posterior de la malla lograda en la tercera iteración utilizada en la discretización del dominio espacial de la válvula Charlotte.	97
Fig. 61: (a) Zona posterior. (b) Zona frontal sometidas a refinamiento de la malla en la cuarta iteración utilizada en la discretización del dominio espacial de la válvula Charlotte.	98
Fig. 62: (a) Vista general. (b) Vista alzado. (c) Vista frontal. (d) Vista posterior de la malla lograda en la cuarta iteración utilizada en la discretización del dominio espacial de la válvula Charlotte.	99
Fig. 63: (a) Conducto de salida izquierdo. (b) Conducto de salida derecho sometidos a refinamiento de la malla en la quinta iteración utilizada en la discretización del dominio espacial de la válvula Charlotte.	100
Fig. 64: (a) Vista general. (b) Vista alzado. (c) Vista frontal. (d) Vista posterior de la malla lograda en la quinta y última iteración utilizada en la discretización del dominio espacial de la válvula Charlotte.	101
Fig. 65: Contorno de velocidades en (a) Iteración 1. (b) Iteración 2. (c) Iteración 3. (d) Iteración 4. (e) Iteración 5 obtenidos en la discretización del dominio espacial de la válvula Charlotte.	104
Fig. 66: Contorno de presiones en (a) Iteración 1. (b) Iteración 2. (c) Iteración 3. (d) Iteración 4. (e) Iteración 5 obtenidos en la discretización del dominio espacial de la válvula Charlotte.	105
Fig. 67: (a) Condición a la entrada. (b) Condición a la salida. (c) Condición de los conductos determinados en la simulación de la válvula Charlotte.	107
Fig. 68: Gráfica de residuos obtenida en la simulación de la válvula Charlotte.	114
Fig. 69: Plano vertical establecido en la válvula Charlotte para la representación de distintas variables de estudio.	115
Fig. 70: Plano horizontal establecido en la válvula Charlotte para la representación de distintas variables de estudio.	115
Fig. 71: (a) Contorno de velocidad en el plano vertical. (b) Contorno de velocidad en el plano horizontal. (c) Contorno de presión en el plano vertical. (d) Contorno de presión en el plano	

horizontal. (e) Streamline de velocidad. (f) Viscosidad de Eddy en el plano vertical obtenidos en la simulación BSL de la válvula Charlotte.....	117
Fig. 72: Gráfica de residuos del modelo de turbulencia SST obtenido en la simulación de la válvula Charlotte.	119
Fig. 73: (a) Contorno de velocidad en el plano vertical. (b) Contorno de velocidad en el plano horizontal. (c) Contorno de presión en el plano vertical. (d) Contorno de presión en el plano horizontal. (e) Streamline de velocidad. (f) Viscosidad de Eddy en el plano vertical obtenidos en la simulación SST de la válvula Charlotte.	120
Fig. 74: Gráfica de residuos obtenida en la simulación Geko de la válvula Charlotte	122
Fig. 75: (a) Contorno de velocidad en el plano vertical. (b) Contorno de velocidad en el plano horizontal. (c) Contorno de presión en el plano vertical. (d) Contorno de presión en el plano horizontal. (e) Streamline de velocidad. (f) Viscosidad de Eddy en el plano vertical obtenidos en la simulación Geko de la válvula Charlotte.....	123
Fig. 76: Gráfica de residuos de: (a) Modelo de turbulencia BSL. (b) Modelo de turbulencia SST. (c) Modelo de turbulencia Geko de la simulación de la válvula Charlotte con un caudal de entrada de 40 l/min.	124
Fig. 77: Gráfica de residuos de: (a) Modelo de turbulencia BSL. (b) Modelo de turbulencia SST. (c) Modelo de turbulencia Geko de la simulación de la válvula Charlotte con un caudal de entrada de 80 l/min.	125
Fig. 78: Gráfica de residuos de: (a) Modelo de turbulencia BSL. (b) Modelo de turbulencia SST. (c) Modelo de turbulencia Geko de la simulación de la válvula Charlotte con un caudal de entrada de 120 l/min.	126
Fig. 79: (a) Contorno de velocidad BSL. (b) Contorno de presión BSL. (c) Contorno de viscosidad de Eddy BSL. (d) Contorno de velocidad SST. (e) Contorno de presión SST. (f) Contorno de viscosidad de Eddy SST. (g) Contorno de velocidad Geko, (h) Contorno de presión Geko. (i) Contorno de viscosidad de Eddy Geko obtenidos en la simulación de la válvula Charlotte.	128
Fig. 80: Vista principal del modelo de válvula Isabel en formato STEP utilizado para el estudio de dinámica de fluidos computacional.....	129
Fig. 81: (a) Válvula Charlotte. (b) Válvula Isabel en vista frontal donde se puede observar la simetría o no simetría de cada uno de los modelos.	130
Fig. 82: (a) Válvula Charlotte. (b) Válvula Isabel en perspectiva que permite observar en color rosa la transición entre el conducto de entrada y los conductos de salida de cada uno de los modelos.	131
Fig. 83: (a) Válvula Charlotte. (b) Válvula Isabel en la posición sobre la que se van añadiendo las capas de material utilizando la técnica de fabricación aditiva en su proceso de manufactura.....	131
Diseño, desarrollo y optimización de conector para máscara de buceo con uso potencial en el manejo de insuficiencia respiratoria aguda.	181

Fig. 84: (a) Vista general. (b) Vista planta. (c) Vista frontal. (d) Vista perfil de la malla lograda en la primera iteración utilizada en la discretización del dominio espacial de la válvula Isabel.	133
Fig. 85: (a) Conducto de salida izquierdo. (b) Conducto de salida derecho sometidos a refinamiento de la malla en la segunda iteración utilizada en la discretización del dominio espacial de la válvula Isabel.....	134
Fig. 86: (a) Vista general. (b) Vista planta. (c) Vista frontal. (d) Vista perfil de la malla lograda en la segunda iteración utilizada en la discretización del dominio espacial de la válvula Isabel.	135
Fig. 87: Zona sometida a refinamiento de la malla en la tercera iteración utilizada en la discretización del dominio espacial de la válvula Isabel.	136
Fig. 88: (a) Vista general. (b) Vista planta. (c) Vista frontal. (d) Vista perfil de la malla lograda en la tercera iteración utilizada en la discretización del dominio espacial de la válvula Isabel.	137
Fig. 89: Zona sometida a refinamiento de la malla en la cuarta iteración utilizada en la discretización del dominio espacial de la válvula Isabel.	138
Fig. 90: (a) Vista general. (b) Vista planta. (c) Vista frontal. (d) Vista perfil de la malla lograda en la cuarta iteración utilizada en la discretización del dominio espacial de la válvula Isabel.	139
Fig. 91: Zona sometida a refinamiento de la malla en la quinta iteración utilizada en la discretización del dominio espacial de la válvula Isabel.	140
Fig. 92: (a) Vista general. (b) Vista planta. (c) Vista frontal. (d) Vista perfil de la malla lograda en la quinta y última iteración utilizada en la discretización del dominio espacial de la válvula Isabel.	141
Fig. 93: Contorno de velocidades en (a) Iteración 1. (b) Iteración 2. (c) Iteración 3. (d) Iteración 4. (e) Iteración 5 obtenidos en la discretización del dominio espacial de la válvula Isabel.	143
Fig. 94: Contorno de presiones en (a) Iteración 1. (b) Iteración 2. (c) Iteración 3. (d) Iteración 4. (e) Iteración 5 obtenidos en la discretización del dominio espacial de la válvula Isabel.	144
Fig. 95: Gráfica de residuos obtenida en la simulación BSL de la válvula Isabel.....	146
Fig. 96: Gráfica de residuos obtenida en la simulación SST de la válvula Isabel.....	147
Fig. 97: Gráfica de residuos obtenida en la simulación Geko de la válvula Isabel.....	148
Fig. 98: Gráfica de residuos de: (a) Modelo de turbulencia BSL. (b) Modelo de turbulencia SST. (c) Modelo de turbulencia Geko de la simulación de la válvula Isabel con un caudal de entrada de 40 l/min.	149
Fig. 99: Gráfica de residuos de: (a) Modelo de turbulencia BSL. (b) Modelo de turbulencia SST. (c) Modelo de turbulencia Geko de la simulación de la válvula Isabel con un caudal de entrada de 80 l/min.	150
Diseño, desarrollo y optimización de conector para máscara de buceo con uso potencial en el manejo de insuficiencia respiratoria aguda.	182

Fig. 100: Gráfica de residuos de: (a) Modelo de turbulencia BSL. (b) Modelo de turbulencia SST. (c) Modelo de turbulencia Geko de la simulación de la válvula Charlotte con un caudal de entrada de 120 l/min.	151
Fig. 101: Plano vertical que permite visualizar las variables simuladas en la válvula Isabel.	152
Fig. 102: Plano horizontal que permite visualizar las variables simuladas en la válvula Isabel.	153
Fig. 103: (a) Streamline de velocidad de Charlotte a 40 l/min. (b) Streamline de velocidad de Charlotte a 80 l/min. (c) Streamline de velocidad de Charlotte a 120 l/min. (d) Streamline de velocidad de Isabel a 40 l/min. (e) Streamline de velocidad de Isabel a 80 l/min. (f) Streamline de velocidad de Isabel a 120 l/min.	155
Fig. 104: (a) Contorno de velocidad de Charlotte a 40 l/min. (b) Contorno de velocidad de Charlotte a 80 l/min. (c) Contorno de velocidad de Charlotte a 120 l/min. (d) Contorno de velocidad de Isabel a 40 l/min. (e) Contorno de velocidad de Isabel a 80 l/min. (f) Contorno de velocidad de Isabel a 120 l/min.	157
Fig. 105: (a) Contorno de velocidad de Charlotte a 40 l/min. (b) Contorno de velocidad de Charlotte a 80 l/min. (c) Contorno de velocidad de Charlotte a 120 l/min. (d) Contorno de velocidad de Isabel a 40 l/min. (e) Contorno de velocidad de Isabel a 80 l/min. (f) Contorno de velocidad de Isabel a 120 l/min.	159
Fig. 106: (a) Contorno de presión de Charlotte a 40 l/min. (b) Contorno de presión de Charlotte a 80 l/min. (c) Contorno de presión de Charlotte a 120 l/min. (d) Contorno de presión de Isabel a 40 l/min. (e) Contorno de presión de Isabel a 80 l/min. (f) Contorno de presión de Isabel a 120 l/min.	161
Fig. 107: (a) Contorno de presión de Charlotte a 40 l/min. (b) Contorno de presión de Charlotte a 80 l/min. (c) Contorno de presión de Charlotte a 120 l/min. (d) Contorno de presión de Isabel a 40 l/min. (e) Contorno de presión de Isabel a 80 l/min. (f) Contorno de presión de Isabel a 120 l/min.	163
Fig. 108: (a) Contorno de viscosidad de Eddy de Charlotte a 40 l/min. (b) Contorno de viscosidad de Eddy de Charlotte a 80 l/min. (c) Contorno de viscosidad de Eddy de Charlotte a 120 l/min. (d) Contorno de viscosidad de Eddy de Isabel a 40 l/min. (e) Contorno de viscosidad de Eddy de Isabel a 80 l/min. (f) Contorno de viscosidad de Eddy de Isabel a 120 l/min.	165

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1: Tipos de condiciones iniciales y de contorno ofrecidas por el módulo Fluent del software Ansys para la realización de simulaciones de dinámica de fluidos.....	75
Tabla 2: Resultados de las iteraciones llevadas a cabo para lograr la independencia de la malla utilizada en la discretización del dominio espacial de la válvula Charlotte.	102
Tabla 3: Propiedades del material fluido establecidas para la simulación de la válvula Charlotte.	106
Tabla 4: Propiedades del material sólido establecidas para la simulación de la válvula Charlotte.	107
Tabla 5: Propiedades de la condición de contorno en la entrada establecidas para la simulación de la válvula Charlotte.	108
Tabla 6: Propiedades de la condición de contorno en las salidas establecidas para la simulación de la válvula Charlotte.	109
Tabla 7: Propiedades de la condición de contorno en los conductos establecidas para la simulación de la válvula Charlotte.	110
Tabla 8: Constantes del modelo de turbulencia k-omega BSL establecidas para la simulación de la válvula Charlotte.....	111
Tabla 9: Esquemas de solución establecidos para la simulación de la válvula Charlotte. .	112
Tabla 10: Factores de relajación explícitos pseudo transitorios establecidos para la simulación de la válvula Charlotte.....	113
Tabla 11: Constantes del modelo de turbulencia k-omega SST establecidas para la simulación de la válvula Charlotte.....	118
Tabla 12: Constantes del modelo de turbulencia k-omega Geko establecidas para la simulación de la válvula Charlotte.....	121
Tabla 13: Resultados de las iteraciones llevadas a cabo para lograr la independencia de la malla utilizada en la discretización del dominio espacial de la válvula Isabel.	142



ÍNDICE DE PLANOS

Plano 1. Válvula Charlotte

Plano 2. Válvula Isabel

GLOSARIO DE TÉRMINOS Y ABREVIACIONES

SARS-COV-2	Severe Scute Respiratory Syndrome Coronavirus 2
SDRA	Distrés Respiratorio Agudo
VNI	Ventilación No Invasiva
CPAP	Continuod Positive Airway Pressure
PEEP	Positive End Expiratory Pressure
CFD	Computational Fluid Dynamics
IR	Insuficiencia Respiratoria
SLS	Sinterizado Selectivo por Láser
VAT	Photopolymerization At Tank
SLA	Stereolithography Light
DLP	Digital Light Processing
MSLA	Masked Stereolithography
PBF	Powder Bed Fusion
SLS	Selective Laser Sintering
DED	Directed Energy Deposition
MJ	Material Jetting
BJ	Binder Jetting
SHL	Sheet Lamination
MEX	Material Extrusion
SCARA	Selective Compliance Assembly Robot Arm
MDF	Método de Diferencias Finitas
EDP	Ecuación en Derivada Parcial
FEM	Método de Elementos Finitos
FVM	Método de Volúmenes Finitos
SIMPLE	Semi Implicit Method of Pressure Linked Equations
PISO	Pressure Implicit of Split Operations
DNS	Direct Numeric Solution
SRS	Simulación de Resolución de Escala
LES	Simulación de Grandes Eddy
PLA	Ácido Poliláctico
ABS	Acrilonitrilo Butadieno Estireno

ANEXOS

ANEXO A. Tabla de resultados

Posteriormente, se incluyen unas tablas resumen de los resultados máximos y mínimos alcanzados para la válvula Charlotte e Isabel de cada variable y modelo de turbulencia.

		ISABEL		CHARLOTTE		
		Mínimo	Máximo	Mínimo	Máximo	
B S L	40 l/m	Velocidad plano 1 (m/s)	-	3,85078	-	5,66552
		Velocidad plano 2 (m/s)	-	3,34021	-	3,93556
		Presión plano 1 (Pa)	-3,00909	5,82479	-4,17949	15,6496
		Presión plano 2 (Pa)	-0,42253	0,119479	-0,120805	0,806939
		Reynolds plano 1				
		Reynolds plano 2				
		Viscosidad Eddy plano 1 (Pa s)	3,03347E-14	0,00027282	4,75E-13	0,000449378
		Streamline (m/s)	-	3,99929	-	6,0203
	80 l/m	Velocidad plano 1 (m/s)	-	7,64706	-	11,0271
		Velocidad plano 2 (m/s)	-	6,43218	-	7,94595
		Presión plano 1 (Pa)	-14,9425	20,5732	-23,5459	53,3936
		Presión plano 2 (Pa)	-1,78996	0,52717	-0,295656	3,46589
		Reynolds plano 1				
		Reynolds plano 2				
		Viscosidad Eddy plano 1 (Pa s)	8,55795E-14	0,000670907	1,13556E-11	0,00119886
		Streamline (m/s)	-	7,90649	-	11,755
	120 l/m	Velocidad plano 1 (m/s)	-	11,5023	-	16,2035
		Velocidad plano 2 (m/s)	-	9,41139	-	11,6419
		Presión plano 1 (Pa)	-38,7078	42,7629	-56,1706	109,348
		Presión plano 2 (Pa)	-6,16472	0,990233	-0,653546	7,69655
		Reynolds plano 1				
		Reynolds plano 2				
		Viscosidad Eddy plano 1 (Pa s)	1,02375E-14	0,00108564	6,1097E-11	0,00208101
		Streamline (m/s)	-	12,065	-	17,5409

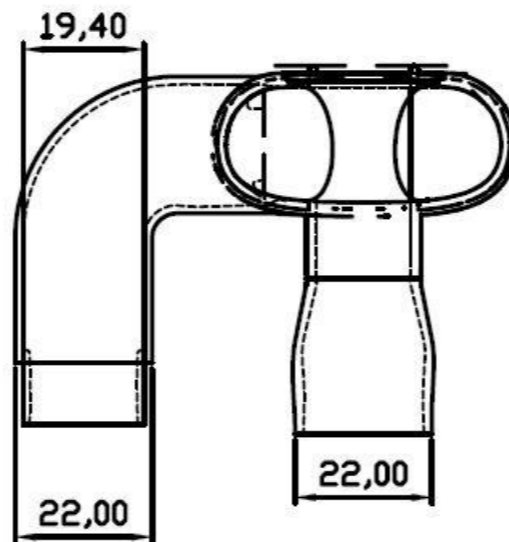
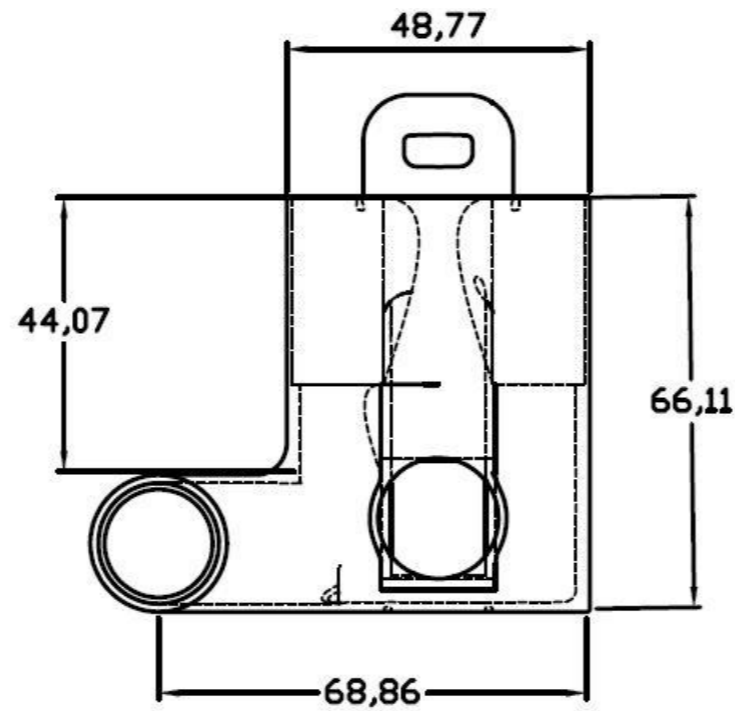
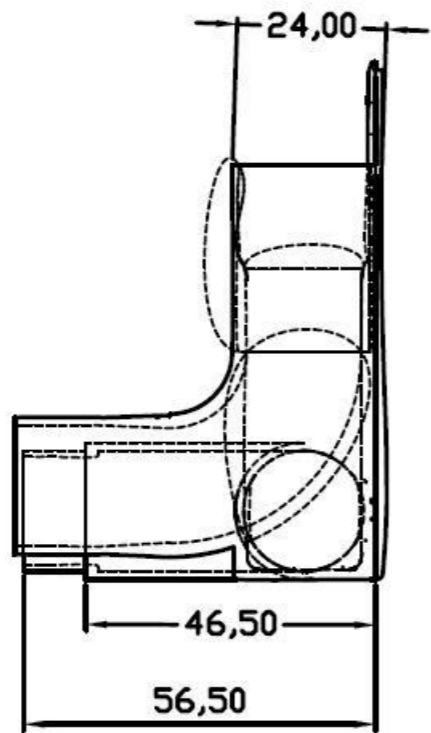
		ISABEL		CHARLOTTE		
		Mínimo	Máximo	Mínimo	Máximo	
S S T	40 l/m	Velocidad plano 1 (m/s)	-	3,89889	-	5,68272
		Velocidad plano 2 (m/s)	-	3,39262	-	4,00279
		Presión plano 1 (Pa)	-2,85391	5,9438	-3,91171	16,0553
		Presión plano 2 (Pa)	-0,48994	0,144953	-0,137674	0,807729
		Reynolds plano 1				
		Reynolds plano 2				
		Viscosidad Eddy plano 1 (Pa s)	1,02903E-13	0,000178803	3,49857E-13	0,000237248
		Streamline (m/s)	-	4,0278	-	6,03152
	80 l/m	Velocidad plano 1 (m/s)	-	7,79374	-	11,1274
		Velocidad plano 2 (m/s)	-	6,56532	-	8,12853
		Presión plano 1 (Pa)	-14,3983	21,1849	-20,8796	54,9291
		Presión plano 2 (Pa)	-2,12396	0,641294	-0,440465	3,48417
		Reynolds plano 1				
		Reynolds plano 2				
		Viscosidad Eddy plano 1 (Pa s)	4,38692E-14	0,000328759	9,00423E-12	0,000613855
		Streamline (m/s)	-	7,98623	-	12,0832
	120 l/m	Velocidad plano 1 (m/s)	-	11,6977	-	16,2983
		Velocidad plano 2 (m/s)	-	9,7259	-	11,5974
		Presión plano 1 (Pa)	-36,9739	44,3655	-49,3556	113,172
		Presión plano 2 (Pa)	-7,33765	1,25874	-0,790297	7,55798
		Reynolds plano 1				
		Reynolds plano 2				
		Viscosidad Eddy plano 1 (Pa s)	2,33118E-13	0,000510116	4,38717E-11	0,00102733
		Streamline (m/s)	-	12,2459	-	17,5001

		ISABEL		CHARLOTTE		
		Mínimo	Máximo	Mínimo	Máximo	
G e k o	40 l/m	Velocidad plano 1 (m/s)	-	3,87795	-	5,69068
		Velocidad plano 2 (m/s)	-	3,39276	-	3,87142
		Presión plano 1 (Pa)	-2,89413	5,93607	-4,10085	16,0133
		Presión plano 2 (Pa)	-0,482902	0,140647	-0,145352	0,795974
		Reynolds plano 1				
		Reynolds plano 2				
		Viscosidad Eddy plano 1 (Pa s)	8,1533E-16	0,00017889	1,20376E-12	0,000250113
		Streamline (m/s)	-	4,01208	-	6,06388
	80 l/m	Velocidad plano 1 (m/s)	-	7,71751	-	10,9473
		Velocidad plano 2 (m/s)	-	6,55139	-	8,02739
		Presión plano 1 (Pa)	-14,3203	21,1355	-20,6543	53,5977
		Presión plano 2 (Pa)	-2,4543	0,663541	-0,302881	3,51811
		Reynolds plano 1				
		Reynolds plano 2				
		Viscosidad Eddy plano 1 (Pa s)	1,33357E-13	0,000335428	2,64185E-11	0,000672784
		Streamline (m/s)	-	7,94701	-	11,7217
	120 l/m	Velocidad plano 1 (m/s)	-	11,6125	-	16,3053
		Velocidad plano 2 (m/s)	-	9,70235	-	11,9126
		Presión plano 1 (Pa)	-37,277	44,2418	-53,25	112,303
		Presión plano 2 (Pa)	-7,3703	1,26899	-0,889215	8,16105
		Reynolds plano 1				
		Reynolds plano 2				
		Viscosidad Eddy plano 1 (Pa s)	2,13878E-13	0,000545478	1,2988E-10	0,0012061
		Streamline (m/s)	-	12,3769	-	17,694

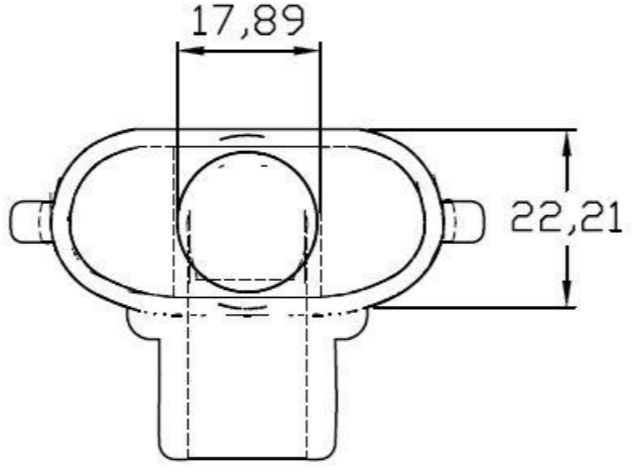
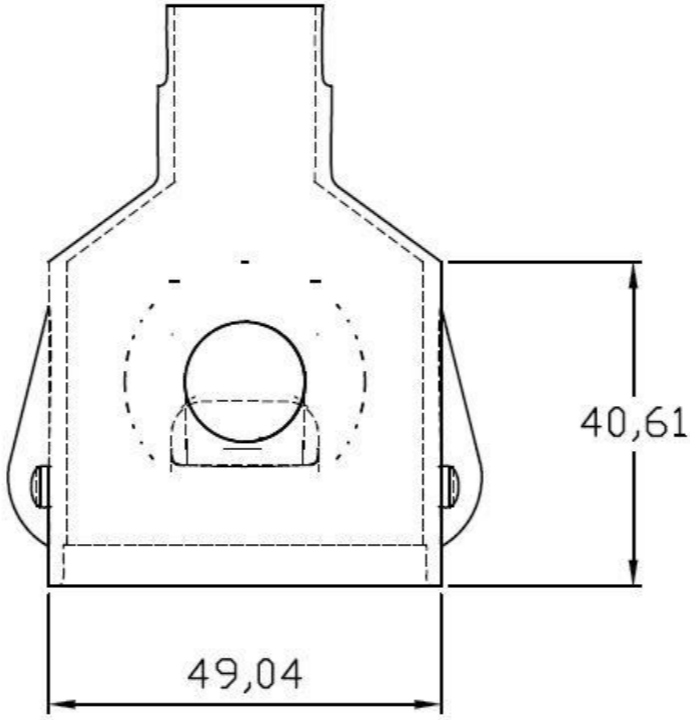
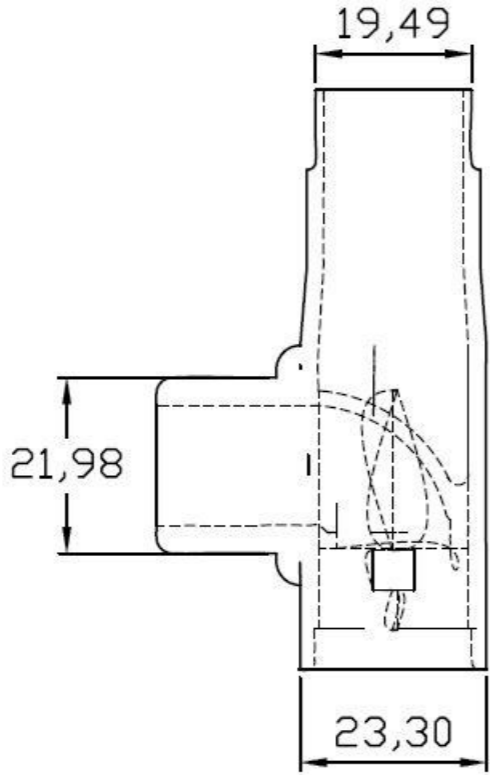
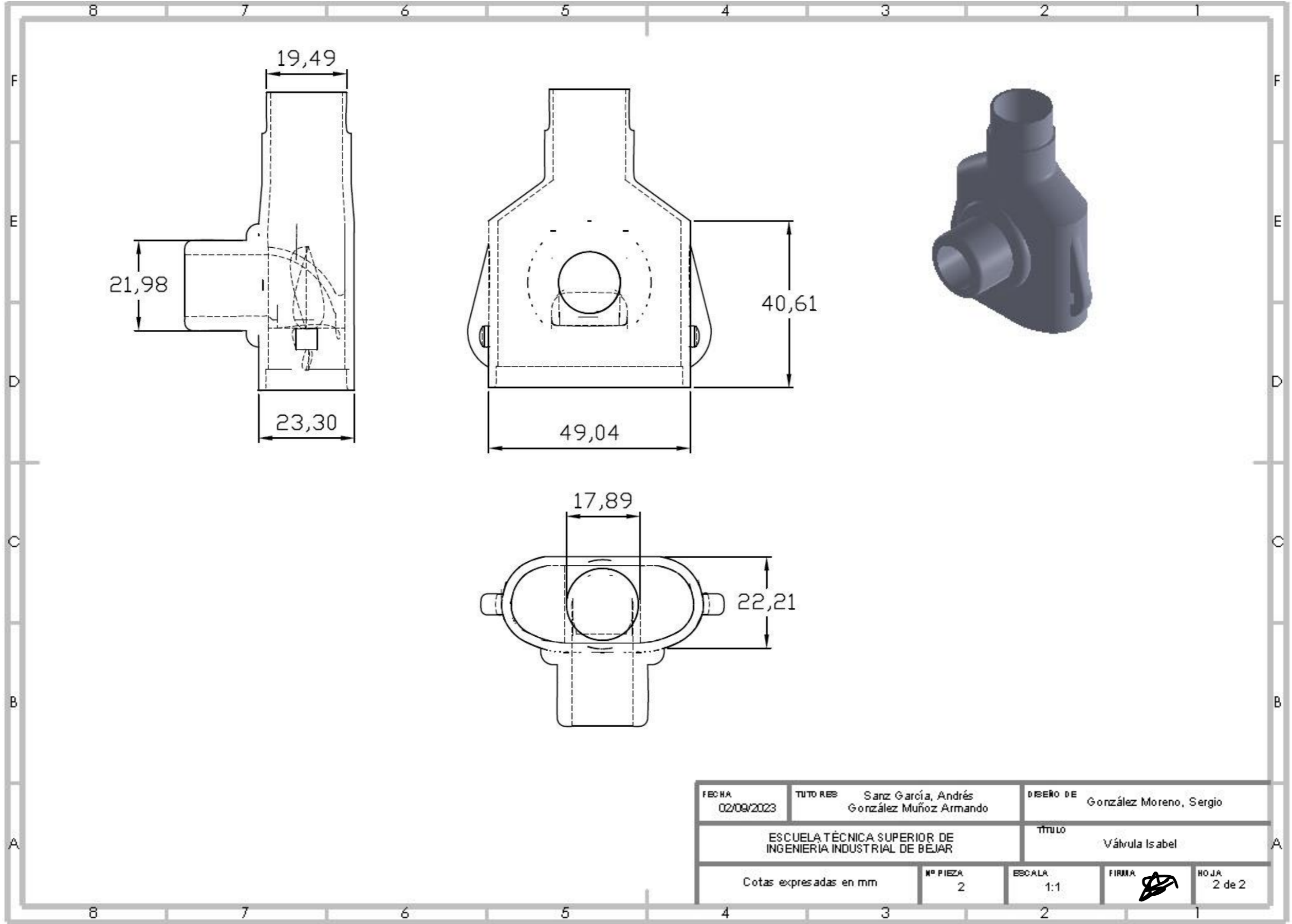


ANEXO B. Planos

A continuación, se incluyen los planos correspondientes a la válvula Charlotte y a la válvula Isabel.



FECHA 02/09/2023	TUTORES Sanz García, Andrés González Muñoz Armando	DISÑO DE González Moreno, Sergio
ESCUELA TÉCNICA SUPERIOR DE INGENIERÍA INDUSTRIAL DE BEJAR		TÍTULO Válvula Charlotte
Cotas expresadas en mm	Nº PIEZA 1	ESCALA 1:1
	FIRMA 	HOJA 1 de 2



FECHA 02/09/2023	TUTOR RES Sanz García, Andrés González Muñoz Armando	DISERO DE González Moreno, Sergio
ESCUELA TÉCNICA SUPERIOR DE INGENIERÍA INDUSTRIAL DE BEJAR		TÍTULO Válvula Isabel
Cotas expresadas en mm	Nº PIEZA 2	ESCALA 1:1
	FIRMA 	HOJA 2 de 2