



COMILLAS
UNIVERSIDAD PONTIFICIA

ICAI

GRADO EN INGENIERÍA EN TECNOLOGÍAS INDUSTRIALES

TRABAJO FIN DE GRADO DISEÑO E IMPRESIÓN DE VÁLVULAS PARA EQUIPAMIENTO MÉDICO MEDIANTE TÉCNICAS DE FABRICACION ADITIVA

Autor: Teresa de Bedmar Palao

Director: Luis Romero Cuadrado

Co-Director: Mariano Jiménez Calzado

Madrid

Julio de 2021

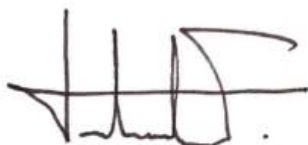
Declaro, bajo mi responsabilidad, que el Proyecto presentado con el título

Diseño e impresión de válvulas para equipamiento médico mediante técnicas de fabricación aditiva en la ETS de Ingeniería - ICAI de la Universidad Pontificia Comillas en el

curso académico 2020/2021 es de mi autoría, original e inédito y

no ha sido presentado con anterioridad a otros efectos.

El Proyecto no es plagio de otro, ni total ni parcialmente y la información que ha sido tomada de otros documentos está debidamente referenciada.



Fdo.: Teresa de Bedmar Palao

Fecha: 8/Julio/ 2021

Autorizada la entrega del proyecto

EL DIRECTOR DEL PROYECTO

ROMERO
CUADRADO
LUIS - DNI
50741027Z

Firmado digitalmente por
ROMERO CUADRADO
LUIS - DNI 50741027Z
Fecha: 2021.07.15
13:28:53 +02'00'

Fdo.: Luis Romero Cuadrado

Fecha: .15./ .07./ .2021



COMILLAS
UNIVERSIDAD PONTIFICIA

ICAI

GRADO EN INGENIERÍA EN TECNOLOGÍAS INDUSTRIALES

TRABAJO FIN DE GRADO DISEÑO E IMPRESIÓN DE VÁLVULAS PARA EQUIPAMIENTO MÉDICO MEDIANTE TÉCNICAS DE FABRICACION ADITIVA

Autor: Teresa de Bedmar Palao

Director: Luis Romero Cuadrado

Co-Director: Mariano Jiménez Calzado

Madrid

Julio de 2021

DISEÑO E IMPRESIÓN DE VÁLVULAS PARA EQUIPAMIENTO MÉDICO MEDIANTE TÉCNICAS DE FABRICACIÓN ADITIVA

Autor: de Bedmar Palao, Teresa.

Director: Romero Calzado, Luis.

Entidad Colaboradora: ICAI – Universidad Pontificia Comillas

RESUMEN DEL PROYECTO

Debido a la pandemia del COVID-19 que sufrió el planeta a mediados del año 2020, se llegó a la conclusión de crear este proyecto. Se llevará a cabo el diseño de algunos de los elementos principales de los circuitos respiratorios usados en los respiradores para que, en caso de otra posible situación de pandemia, se puedan fabricar rápidamente mediante técnicas de fabricación aditiva.

Palabras clave: COVID, impresión 3D, respirador.

1. Introducción

Durante la pandemia del COVID-19 los hospitales alrededor del mundo se vieron ante una alta escasez de equipamiento médico, especialmente, de los respiradores, los cuales son necesarios para asistir a aquellas personas que, debido al virus, necesitaban ventilación auxiliar. En parte a esta ausencia de material, gran número de personas fallecieron.

Este trabajo se basa en el diseño de piezas componentes de los circuitos de intubación que se usan en los respiradores para poder imprimirlos rápidamente mediante el uso de impresoras 3D y poder satisfacer una hipotética situación de demanda.

2. Definición del proyecto

En primer lugar, se realizará el diseño de las piezas componentes de los circuitos respiratorios. En este caso, una vez analizados los diferentes circuitos que existen en el mercado, se diseñó un conector en codo, una pieza en Y, válvula no retorno y los conectores para poder finalizar el montaje del circuito (junto a los tubos y el conector endotraqueal).

También, se investigará sobre la normativa sanitaria de equipamiento médico para asegurar que el material utilizado sea compatible y pueda ser utilizado, en este caso las normativas ISO 10993[1] e ISO 5356 [2]. Dentro de investigación y con la intención de cumplir con los Objetivos de Desarrollo Sostenible [3], se analizará la posibilidad de utilizar materiales reciclados en la impresión 3D.

Para certificar que las piezas son compatibles y no van a fallar ante carga, se llevará a cabo un análisis de elementos finitos para observar el comportamiento de las piezas ante funcionamiento (bajo las presiones generadas cuando el respirador está en funcionamiento).

El último paso será la simulación de la impresión de las piezas para observar los tiempos de demora en la creación de éstas y comprobar que sea factible crearlas ante una situación de emergencia.

3. Descripción del modelo/sistema/herramienta

El programa principal usado en este trabajo ha sido SolidWorks 2020-2021[4]. Es un software de diseño por ordenador de CAD 3D para crear piezas 3D y sus respectivos planos en 2D. Entre muchas otras aplicaciones, se pueden enfrentar los productos a diferentes esfuerzos para simular situaciones en la vida real, proporcionando resultados muy precisos. Serán estas funciones las que se utilizarán en el proyecto para ver las reacciones de las válvulas durante el funcionamiento de respiración asistida al paciente, bajo un análisis de elementos finitos.

Para el apartado de la simulación de la impresión de las piezas, se utilizará el software Ultimaker Cura [5], el cual permite, tras seleccionar la impresora deseada y los materiales disponibles, crear un código para la impresión por fabricación aditiva de las piezas. Dicho programa permite variar las condiciones de impresión para lograr los resultados de impresión más adecuados para cada objeto.

4. Resultados

Los resultados obtenidos de este proyecto fueron los siguientes.

Primero, los tiempos de impresión de las piezas. La primera simulación consta de la pieza en Y, conector en codo y los componentes de la válvula no retorno. La segunda simulación consta de 4 conectores. Se dividieron las simulaciones de esta manera para

calcular los tiempos de impresión para realizar el montaje de un circuito respiratorio completo. En las siguientes imágenes, se observan los resultados obtenidos.

SIMULACIÓN #	TIEMPO DE IMPRESIÓN
I	2 HORAS 22 MINUTOS
II	2 HORAS 47 MINUTOS

Posteriormente, se realizaron dos análisis de elementos finitos para comprobar la resistencia de las piezas. Se estudiaron las máximas tensiones de von Mises obtenidas, comparándolas con la tensión de rotura, así como las elongaciones máximas para calcular la tensión elástica máxima (utilizando la Ley de elasticidad) para comprobar que no sufrirán deformaciones permanentes. En la siguiente imagen, resumen de las tensiones máximas y las conclusiones del análisis.

AEF	TENSIÓN MÁXIMA	DEFORMACION PERMANENTE
I.Simulación del conjunto	0,695 MPa	No
II.Conector	5,6 MPa	No

5. Conclusiones

Las conclusiones obtenidas en este trabajo han sido las siguientes.

1. Instalando impresoras 3D en los hospitales alrededor del mundo, se puede imprimir equipamiento médico necesario ante una posible escasez de este. En este caso, uniendo las ideas innovadoras que hubo durante la pandemia de crear la parte mecánica de los respiradores [6] (disponibles en código abierto) junto la impresión de las piezas descritas en este trabajo, se podrán crear respiradores en un corto periodo de tiempo.
2. Este trabajo colabora con los Objetivos de Desarrollo Sostenible, en particular el objetivo de Salud y Bienestar, Consumo Responsable y Acción por el clima.
3. Las piezas diseñadas podrán ser utilizadas en la vida real, primero por que el material seleccionado cumple las normativas exigidas para el equipamiento médico y, en

segundo lugar, del AEF se han obtenido resultados favorables y las piezas no fallarán bajo carga.

6. Referencias

- [1] ISO. 2021. *ISO 10993-1:2018*. [online] Available at: <<https://www.iso.org/standard/68936.html>> [Accessed 6 June 2021].
- [2] ISO. 2021. *ISO 5356-1:2015*. [online] Available at: <<https://www.iso.org/standard/54851.html>> [Accessed 6 June 2021].
- [3] UNDP. 2021. *Objetivos de Desarrollo Sostenible | PNUD*. [online] Available at: <<https://www1.undp.org/content/undp/es/home/sustainable-development-goals.html>> [Accessed 11 June 2021].
- [4] Solidworks software. 2021. [online] Available at: <<https://www.solidworks.com/es/domain/simulation>> [Accessed 21 May 2021].
- [5] ultimaker.com. 2021. *Ultimaker Cura: software de impresión 3D potente y fácil de usar | Ultimaker*. [online] Available at: <<https://ultimaker.com/es/software/ultimaker-cura>> [Accessed 21 May 2021].
- [6] Pérez, E., 2021. *Respiradores artificiales fabricados en España: por qué su certificación es tan lenta cuando tantas vidas dependen de ellos*. [online] Xataka.com. Available at: <<https://www.xataka.com/medicina-y-salud/respiradores-artificiales-fabricados-espana-que-su-certificacion-lenta-cuando-tantas-vidas-dependen-ellos>> [Accessed 26 May 2021].

DESIGN AND MANUFACTURE OF VALVES USED FOR MEDICAL EQUIPMENT USING ADDITIVE MANUFACTURING TECHNIQUES.

Author: de Bedmar Palao, Teresa.

Supervisor: Romero Calzado, Luis.

Collaborating Entity: ICAI – Universidad Pontificia Comillas

ABSTRACT

Due to the COVID-19 pandemic that hit the planet in mid-2020, the main idea of this project was reached. The design of some of the main elements of the respiratory circuits used in the ventilators will be carried out so that, in case of another possible pandemic situation, these parts can be quickly fabricated using additive manufacturing techniques.

Keywords: COVID, 3D printing, ventilator.

1. Introduction

During the COVID-19 pandemic, hospitals around the world faced a severe shortage of medical equipment, especially ventilators, which were needed to assist those who, due to the virus, needed auxiliary ventilation. Partly due to this lack of equipment, many people died.

This project is based on the design of some of the component parts of the breathing circuits used in ventilators to be able to print them quickly using 3D printers and to be able to satisfy another possible demand situation.

2. Project Description

First, the design of some of the component parts of the breathing circuits will be carried out. In this case, after analyzing the different circuits that are usually used, an elbow connector, a Y-piece, a non-return valve and connectors were designed to complete the assembly of a breathing circuit (combined with the tubes and the endotracheal connector).

Also, a research will be done on the sanitary regulations of medical devices to ensure that the selected material is compatible and can be used, in this case following the ISO 10993 [1] and ISO 5356 [2] standards. Within research and with the intention of

complying with the Sustainable Development Goals [3], the possibility of using recycled materials in 3D printing will be analyzed.

To certify that the parts are compatible and will not fail under load, a finite element analysis will be performed to observe the behavior of the parts under operation (pressures generated when the ventilator is working).

The last step will be the simulation of the printing of the parts to observe the delay times in the creation of these parts and to verify that it is feasible to create them in a situation of need.

3. Model Description

The main program used in this project was SolidWorks 2020-2021[4]. It is a 3D CAD computer design software to create 3D parts and their respective 2D drawings. Among many other features, it can be used to face products with different stresses to simulate real life conditions, providing a very accurate result. These functions will be used in the project to see the reactions of the valves during patient ventilation process.

The Ultimaker Cura software [5] will be used to perform the simulation of the printing of the parts, which allows, after selecting the desired printer and the available materials, to create a code for the additive manufacturing printing of the parts. This program lets the user varying the printing conditions to achieve the most suitable printing results for each part.

4. Results

The results obtained from this project were as follows.

First, the printing times of the parts. The first simulation consists of the Y-piece, elbow connector and non-return valve components. The second simulation consists of 4 connectors. The simulations were divided in this way to calculate the printing times for the assembly of a complete breathing circuit. The following pictures show the obtained results.

SIMULATION #	PRINTING TIME
I	2 HOURS 22 MINUTES
II	2 HOURS 47 MINUTES

Subsequently, two finite element analyses were performed to check the strength of the parts. The maximum von Mises stresses obtained were studied, comparing them with the ultimate stress, as well as the maximum elongations to calculate the elastic limit stress (using the Law of Elasticity) to verify that they will not suffer permanent deformations. In the following image, a summary of the maximum stresses and the conclusions of the analysis.

FEA	MAXIMUM STRESS	PERMANENT DEFORMATION
I. Whole assembly	0,695 MPa	No
II. Conector	5,6 MPa	No

5. Conclusions

The conclusions drawn from this project are as follows.

1. By installing 3D printers in hospitals around the world, it is possible to print medical equipment needed in the case of a possible shortage. In this case, by combining the innovative ideas that existed during the pandemic to create the mechanical part of the respirators (available in open source) with the 3D printing of the parts described in this assignment, it will be possible to create respirators in a short period.
2. This project collaborates with the Sustainable Development Goals, in particular the goal of Health and Wellbeing, Responsible Consumption and Climate Action.
3. The designed parts can be used in real life, firstly because the selected material meets the required standards for medical equipment and, secondly, favorable results have been obtained from the FEA and the parts will not fail under load.

6. References

- [1] ISO. 2021. *ISO 10993-1:2018*. [online] Available at: <https://www.iso.org/standard/68936.html> [Accessed 6 June 2021].
- [2] ISO. 2021. *ISO 5356-1:2015*. [online] Available at: <https://www.iso.org/standard/54851.html> [Accessed 6 June 2021].

- [3] UNDP. 2021. *Objetivos de Desarrollo Sostenible | PNUD*. [online] Available at: <<https://www1.undp.org/content/undp/es/home/sustainable-development-goals.html>> [Accessed 11 June 2021].
- [4] Solidworks software. 2021. [online] Available at: <<https://www.solidworks.com/es/domain/simulation>> [Accessed 21 May 2021].
- [5] ultimaker.com. 2021. *Ultimaker Cura: software de impresión 3D potente y fácil de usar | Ultimaker*. [online] Available at: <<https://ultimaker.com/es/software/ultimaker-cura>> [Accessed 21 May 2021].
- [6] Pérez, E., 2021. *Respiradores artificiales fabricados en España: por qué su certificación es tan lenta cuando tantas vidas dependen de ellos*. [online] Xataka.com. Available at: <<https://www.xataka.com/medicina-y-salud/respiradores-artificiales-fabricados-espana-que-su-certificacion-lenta-cuando-tantas-vidas-dependen-ellos>> [Accessed 26 May 2021].

Agradecimientos

A mi familia, que han estado todo el año apoyándome.

A mis amigos de ICAI, en especial a Diego y a Santa, empezamos juntos y terminamos juntos.

A todos los amigos que hice durante el desarrollo del proyecto en Colorado School of Mines, me animaron con mi trabajo y fueron parte de una gran experiencia en mi vida.

A Luis y a Mariano, que, a pesar de llevar un seguimiento a distancia de mi proyecto, han estado siempre disponibles para ayudarme.

Índice de la memoria

Índice de la memoria	IV
Índice de figuras	VI
Índice de tablas	VIII
Índice de gráficos	IX
Índice de Abreviaturas	X
Capítulo 1. Introducción	11
1.1 Motivación del proyecto	12
1.2 Objetivos	12
1.3 Recursos	14
Capítulo 2. Estado del arte	16
2.1 Escasez de respiradores	16
2.2 Soluciones ante la escasez de respiradores	17
2.3 Selección de piezas	18
Capítulo 3. Metodología	20
3.1 Diseño de piezas	20
3.1.1 Conector en codo.....	20
3.1.2 Pieza en Y.....	22
3.1.3 Conectores.....	23
3.1.4 Válvula no retorno.....	24
3.1.5 Montaje del circuito.....	26
3.2 Elección de materiales	28
3.2.1 Materiales Sanitarios.....	28
3.2.2 Materiales Sostenibles.....	31
3.2.3 Comparaciones.....	32

Capítulo 4. Resultados	34
4.1 Simulación Impresión 3D	34
4.1.1 Simulación 1	35
4.1.2 Simulación 2	37
4.2 Análisis de Elementos Finitos I	39
4.2.1 Presión.....	39
4.2.2 Sujeciones	42
4.2.3 Resultados	44
4.3 Análisis de Elementos Finitos II	48
4.3.1 Presión.....	48
4.3.2 Sujeciones	49
4.3.3 Resultados	50
Capítulo 5. Conclusiones y Trabajos Futuros	54
5.1 Conclusiones.....	54
5.2 Trabajos futuros	55
5.2.1 Unificación con los diseños de respiradores por FA.....	55
5.2.2 Estudio de los materiales para cumplir ISO 10993.....	57
5.2.3 Impresión real y prueba del montaje	57
Capítulo 6. Bibliografía.....	58
Capítulo 7. ANEXOS	61
7.1 Planos.....	61
7.2 Ficha Técnica PLACTIVE.....	65
7.3 Propiedades PLACTIVE SWS	66

Índice de figuras

Ilustración 1: ODS a satisfacer [1]	13
Ilustración 2: Respirador creado por Reesistencia Team [6]	18
Ilustración 3: Conector en codo	21
Ilustración 4: Vista en marco de alambre conector en codo	21
Ilustración 5: Pieza en Y	22
Ilustración 6: Vista en marco de alambre pieza en Y.....	22
Ilustración 7: Conector.....	23
Ilustración 8: Vista en marco del conector.....	23
Ilustración 9: Válvula no retorno	25
Ilustración 10: Vista parcial en marco de alambre válvula no retorno.....	25
Ilustración 11: Montaje parcial del circuito respiratorio.....	26
Ilustración 12: Modelo en alambre del montaje.....	27
Ilustración 13: Detalle del montaje de posición válvula no retorno en condiciones de inspiración	27
Ilustración 14: Evolución de carga viral en PACTIVE AN1 [16].....	30
Ilustración 15: Simulación 1	35
Ilustración 16: Capa #100 simulación 1.....	36
Ilustración 17: Simulación 2	37
Ilustración 18: Capa # 150 simulación 2.....	38
Ilustración 19: Vista de la pieza sometida a la presión generada por los gases	41
Ilustración 20: Vista detallada en el extremo del montaje generada por el contacto con los tubos	42
Ilustración 21: Sujeción en las 3 direcciones de la parte inferior del conector en codo	43
Ilustración 22: Sujeción en la dirección axial en los contactos con los tubos.....	43
Ilustración 23: Tensiones de Von Mises AEF I (escala 1).....	44
Ilustración 24: Desplazamiento resultante AEF I (escala 1).....	45
Ilustración 25: Deformación unitaria AEF I (escala1).....	45
Ilustración 26: Ilustración 31: Malla utilizada para el AEF del conjunto	47

Ilustración 27: Valor de presiones del respirador [24].....	48
Ilustración 28: Vista de la pieza sometida a la presión generada por la válvula de suministro de gas.....	49
Ilustración 29: Pieza sometida a las sujeciones en el espacio.....	49
Ilustración 30: Tensiones de von Mises AEF II (escala 1).....	50
Ilustración 31: Deformaciones resultantes AEF II (escala 1).....	51
Ilustración 32: Deformaciones unitarias AEF II (escala 1).....	51
Ilustración 33: Malla utilizada para el AEF del conector.....	53

Índice de tablas

Tabla 1: Propiedades PLACTIVE.....	30
Tabla 2: Comparativa de materiales aceptados por la normativa sanitaria.....	32
Tabla 3: Comparativa de materiales reciclables.....	33
Tabla 4: Parámetros y resultados simulación 1.....	36
Tabla 5: Parámetros y resultados simulación 2.....	38
Tabla 6: Tiempos de creación ventiladores mecánicos.....	56

Índice de gráficos

Gráfico 1: Estudio convergencia de malla del conjunto	47
Gráfico 2: Estudio convergencia de malla Conector.....	53

Índice de Abreviaturas

1. FDM: Fused Deposition Modeling (Modelado por deposición fundida)
2. ABS: Acrilonitrilo Butadieno Estireno
3. ODS: Objetivos de Desarrollo Sostenible
4. AEF: Análisis de Elementos Finitos
5. FA: Fabricación Aditiva
6. PLA: Ácido Poliláctico
7. CAD: Computer Aided Design (Diseño asistido por computadora)
8. SWS: SolidWorks Software
9. PEEP: Presión positiva al final de la espiración.

Capítulo 1. INTRODUCCIÓN

Durante la pandemia que sorprendió al planeta a mediados del año 2020, los hospitales se enfrentaron a un alto número de ingresos diarios y las unidades de cuidados intensivos se vieron saturadas. Muchos de los pacientes ingresaban con insuficiencia respiratoria (uno de los síntomas del virus) y requerían de ventilación asistida. Llegó el momento en el cual no había respiradores mecánicos suficientes para abastecer a todos los necesitados, llegando al punto en el cual, doctores y enfermeros, debían tomar la decisión de a qué enfermo salvar la vida. Los meses de marzo y abril fueron muy duros mundialmente, el número de infectados no paraba de aumentar y, lamentablemente, se perdieron muchas vidas.

Por otro lado, el mundo de la fabricación aditiva no deja de crecer. Lo primero que se necesita es un software que sea capaz de crear archivos en 3D, por ejemplo, SolidWorks o AutoCad, son potentes programas con un gran abanico de herramientas para diseñar productos. El siguiente paso es disponer del hardware de una impresora 3D. Por último, se selecciona el material para imprimir el modelo y tras programar los parámetros de impresión, se podrece a la creación de las piezas. Estas impresoras van superponiendo finas capas de material hasta crear volumétricamente el diseño.

El campo de la impresión 3D es muy extenso y cada vez se descubre como mejorar propiedades de múltiples campos de aplicación. Aunque el concepto de fabricación aditiva suene muy reciente, la primera impresora SLA fue creada en el año 1992. Desde entonces, este mundo no ha parado de crecer. Actualmente, se pueden crear desde las piezas más básicas, que son creadas rápidamente y de bajo coste, hasta diseños de sectores más complejos como la medicina, la industria o incluso el sector culinario.

1.1 MOTIVACIÓN DEL PROYECTO

El motivo principal de este trabajo es el diseño mediante software CAD de varias piezas componentes de los circuitos respiratorios usados en los hospitales para entubar a los pacientes que requieran ventilación asistida. Se llevará un estudio sobre cuales de estas piezas son de un solo uso para poder crearlas mediante la fabricación aditiva.

El siguiente paso será la selección del material, ya que debe ser aceptado por la normativa sanitaria para que este proyecto pueda llevarse a cabo en la vida real. Una vez realizados los diseños de dichas piezas y habiendo seleccionado el material de fabricación, se procederá a la simulación de la impresión por fabricación aditiva de dichos productos para analizar los tiempos de impresión, ya que la principal finalidad de este proyecto es que, ante una situación de demanda de respiradores, estas piezas puedan ser impresas de manera rápida.

Se llevará a cabo un análisis de elementos finitos (AEF) para analizar su resistencia ante funcionamiento, es decir, comprobar que efectivamente las piezas van a soportar las presiones generadas por los gases que recorren el circuito respiratorio del paciente y no alcanzarán deformaciones permanentes o rotura.

Como se explicará más adelante en los capítulos 2 y 5, la idea de este proyecto es poder fusionarlo con los proyectos creados durante la pandemia. Fueron múltiples los diseños de respiradores que actualmente se encuentran en código abierto por lo que, uniendo la parte mecánica de los respiradores creados durante el primer pico de la pandemia, con las piezas creadas en este proyecto, se podrá satisfacer una demanda de dichos aparatos médicos en los hospitales.

1.2 OBJETIVOS

El principal objetivo de este proyecto es que, ante una posible situación como la vivida durante la pandemia del COVID-19, se puedan imprimir las piezas necesarias para usarlas a la hora de entubar a un infectado que requiera de ventilación asistida.

La mayoría de estas piezas son de un solo uso, por lo que poder crearlas rápidamente mediante impresión 3D será una solución muy útil para conseguir satisfacer la escasez de los respiradores.

Otro objetivo será analizar la posibilidad de satisfacer algunos de los Objetivos de Desarrollo Sostenible. Los objetivos de desarrollo sostenible fueron adoptados por todos los Estados Miembros en el año 2015 y fueron creados con el fin de terminar con la pobreza, proteger el planeta ante los factores que lo amenazan y conseguir paz y prosperidad en las personas para 2030. [1] Este trabajo está alineado con estos objetivos. En primer lugar, con la mejora de la salud y bienestar (Objetivo 3), ya que posibilitará la mejora en los servicios hospitalarios ante una escasez de material sanitario. Por otro lado, otro de los objetivos de este proyecto será el intento de crear las piezas mediante materiales reciclados o sostenibles, lo que colaborará con los objetivos 12 y 13, consiguiendo una reducción de las emisiones y un ahorro en producción y transporte.



Ilustración 1: ODS a satisfacer [1]

El último objetivo es la posibilidad de usar estas piezas en la vida real. Para ello, se procederá a un estudio sobre los materiales aceptados por la normativa sanitaria para equipamiento médico. En el mundo de la fabricación aditiva hay una lista extremadamente amplia de materiales que pueden ser utilizados (que, además, tendrían menos costos y podrían tener mejores propiedades que los elementos creados con materiales convencionales), pero, en primer lugar, se debe asegurar la salud del paciente.

En resumen, los principales objetivos de este proyecto son:

1. Satisfacer la posible demanda de equipamiento medico en los hospitales/centros de salud.
2. Fomentar los Objetivos de Desarrollo Sostenible.
3. Asegurar que las piezas puedan ser utilizadas siguiendo la normativa sanitaria, en este caso, la española.

1.3 RECURSOS

Primero, como software para el diseño de las piezas se utilizará el programa SolidWorks. Es un software de diseño CAD 3D para diseñar piezas en 3D y planos de dichas piezas en 2D. Dispone de un amplio abanico de funciones, desde las más básicas cómo las descritas anteriormente, hasta funciones mas complejas cómo simulaciones y automatizaciones de los diseños [2].

En este proyecto, todas las piezas han sido creadas y modeladas con dicho software. Para el estudio de las presiones a las cuales van a estar sometidas las piezas se utilizará la función de simulación de un estudio estático. Con esta herramienta, se pueden describir las condiciones a las que están sometidas las piezas y analizar los puntos más críticos de estas, teniendo la posibilidad de comprobar si los diseños no van a fallar ante carga, a través de un análisis de elementos finitos.

Otro de los apartados de este trabajo será la simulación de la impresión de las piezas. Para ello se utilizará el software Ultimaker Cura. Dicho software permite al usuario seleccionar la impresora a utilizar e ir regulando los parámetros de impresión para conseguir las condiciones de creación deseadas [3]. Tiene una gran librería de materiales disponible, a parte de poder personalizar otros materiales. Ultimaker Cura creará una simulación de la impresión de las piezas, detallando la cantidad de material utilizado y los tiempos de impresión, dato que servirá para analizar la eficacia del diseño y llegar al resultado de la cantidad de respiradores que se podrán crear.

Para la elección de los posibles materiales se tomará como referencia los disponibles en la página www.filament2print.com. Se ha escogido esta página ya que es con la que trabaja el departamento de fabricación aditiva de la universidad de ICAI para la impresora FDM (Deposición de hilo fundido), la cual es la que más gama de materiales soporta.

Capítulo 2. ESTADO DEL ARTE

2.1 ESCASEZ DE RESPIRADORES

Al inicio de la pandemia, los hospitales se vieron enfrentados ante una gran cantidad de ingresos diarios. Los hospitales no daban abasto y en las noticias alrededor del mundo únicamente se veían imágenes de salas de espera abarrotadas de gente. El mayor problema al que se enfrentaron fue la escasez de respiradores.

Según la Organización Mundial de la Salud, se estima que un 20% de los afectados por el COVID-19 requirieron oxígeno, dentro de este porcentaje, un 15% ingresaba en situación de enfermedad severa y el 5% restante en situación crítica [4]. Lo que sucedió durante la primera ola de la pandemia fue que en España se llegaron a alcanzar los 8.000 casos diarios.

Los hospitales comenzaron a colapsar debido a que no disponían del espacio ni de los recursos necesarios para satisfacer las necesidades de todos los afectados. Se llegó a alcanzar el punto en el cual los doctores debían tomar la decisión de a quién proporcionar oxígeno, dejando que el virus se llevara muchas vidas.

Situaciones desesperantes se veían en todos los países. Según la Sociedad Española de Enfermería Intensiva y Unidades Coronarias, al inicio de la pandemia España contaba con una media de 17 respiradores por UCI, pero el número de ingresos graves sobrepasaba este número. [5]

Los principales productores de respiradores en Europa, entre ellos *Medtronic*, *Dräger* o *Hamilton Medical*, producen alrededor de 10.000 respiradores al año, pero no daban abasto durante la etapa de la pandemia. Fue por lo cual, los gobiernos europeos comenzaron a permitir a otras empresas la creación de estos aparatos. Principalmente, fueron las empresas automovilísticas, ya que disponían de motores para crear ventiladores mecánicos.

2.2 *SOLUCIONES ANTE LA ESCASEZ DE RESPIRADORES*

En cuanto comenzaron a salir las noticias relacionadas con el déficit de respiradores en los hospitales, expertos en impresión 3D empezaron a llevar a cabo múltiples diseños de respiradores para poder fabricarlos rápidamente y proporcionarlos a los hospitales. Gracias a las redes sociales, día tras día, mayor número de personas se iban uniendo a estos grupos proporcionando sus diseños.

El problema fue que los hospitales requerían a estos diseños de una cierta homologación para ser utilizados. Desde la Agencia Española del Medicamento explicaban que un ventilador se trata de un dispositivo muy complejo y que en primer lugar se debe garantizar la seguridad del paciente. Se requerían múltiples certificados, lo que retrasó el auge de estos proyectos.

Fueron cinco proyectos españoles que llegaron a estar muy avanzados con las regulaciones necesarias. La mayoría de ellos proporcionaban en internet sus diseños en código abierto para que cualquiera con los recursos necesarios pudiera fabricarlos. Estos proyectos fueron los siguientes [5]:

1. *Andalucía Respira* → grupo de ingenieros de la Universidad de Málaga. A partir de la tesis doctoral de uno de los integrantes del grupo.
2. *Reesistencia Team* → Basado en el Sistema *open source* Jackson Rees. Respirador diseñado para la impresión por fabricación aditiva. Los planos se encuentran disponibles en código abierto.
3. *Leitat* → Proyecto creado a partir de la unión entre Consorcio de la Zona Franca, Leitat, HP y CatSalut, diseñado a partir de un modelo CAD para imprimirlo con técnicas de fabricación aditiva. Se pueden imprimir entre 50-100 respiradores diarios.
4. *The Open Ventilator* → Proyecto creado por un ingeniero de la Universidad Rey Juan Carlos. Este proyecto no necesita fabricación por impresión 3D

5. *Acute-19* → En este proyecto participaron diversas empresas medicas y universidades. Basado en respirador de turbina y cuenta con sensores para regular de forma muy precisa la presión necesaria de oxígeno para el paciente.



Ilustración 2: Respirador creado por Reesistencia Team [6]

2.3 SELECCIÓN DE PIEZAS

El proceso de la selección de las piezas a diseñar llevó bastante tiempo. Según iban surgiendo ideas innovadoras, a la hora de investigar sobre ellas, se veían poco factibles ante una situación real.

La primera idea fue diseñar una válvula adaptadora para que, de un solo respirador poder entubar a más de un paciente, optimizando la escasez de respiradores. Al empezar con la investigación y preguntando a personas expertas en el campo de los respiradores, comentaron que no era una propuesta eficaz. Fue una idea que se desarrolló durante la pandemia, pero su uso tenía mucho peligro ya que, como explicado anteriormente, los respiradores son muy complejos y cada paciente necesita unas dosis de oxígeno diferente.

Al final se llegó a la conclusión de hacer piezas pertenecientes al circuito respiratorio que va conectado al paciente. Para la decisión del diseño, se tomó como referencia los circuitos respiratorios de los principales distribuidores de respiradores en Europa, en concreto los de *Hamilton Medical* y *Dräger*. También se estudiaron las piezas que vende la empresa *Qosina*. Las dimensiones finalmente utilizadas en las piezas serán explicadas en el capítulo 3.

Finalmente, este proyecto consta del diseño de las siguientes cuatro piezas necesarias en dichos circuitos:

1. Conector en codo → elemento que va conectado al tubo endotraqueal, el cual se introduce en las vías respiratorias del paciente.
2. Pieza en Y → situada entre el conector en codo y las válvulas no retorno.
3. Válvula no retorno → para conectar la válvula en Y y los tubos respiratorios, permitiendo una única dirección de circulación de los gases.
4. Conectores → para habilitar la conexión entre las diferentes válvulas, tubos y al aparato mecánico.

Para conseguir satisfacer la demanda de respiradores, la idea de este proyecto es poder apoyar a los diseños explicados en el apartado 2.2. Dotando a los hospitales de impresoras 3D, se tendrá la parte mecánica de los respiradores (que, la mayoría, se pueden fabricar rápidamente por impresión 3D) e imprimiendo las piezas descritas, se conseguirá la creación del aparato completo en un periodo de tiempo breve.

Capítulo 3. METODOLOGÍA

3.1 DISEÑO DE PIEZAS

Para llegar a la decisión final del diseño de las piezas se investigó sobre los distintos circuitos respiratorios que se ofrecían en el mercado, a parte de preguntar información a contactos que trabajan en hospitales.

El primer paso fue buscar información sobre los respiradores utilizados en España para tener conocimiento de las dimensiones y especificaciones. En los hospitales europeos destacan el uso de respiradores *Dräger* y *Hamilton Medical*. Se requerían de las especificaciones de los respiradores para obtener los parámetros necesarios para el diseño y aguante de los conectores, así como de las condiciones de operación a las que se verá sometido el paciente, datos que se mostrarán en el capítulo 4 cuando se simulen las piezas en situación real y se proceda a realizar el análisis de elementos finitos.

Para seleccionar las dimensiones de las piezas a crear, se revisó la normativa *ISO 5356: Equipos respiratorios y de anestesia [7]*. Esta norma especifica las dimensiones requeridas para las piezas de los circuitos respiratorios. En este caso, el diseño está pensado para un adulto, por lo que las piezas requieren de unas dimensiones de 22mm y 15mm. Por lo que fueron estas dimensiones estándar las finalmente utilizadas en el diseño.

Para todas las piezas, los planos de cada parte se pueden encontrar en el anexo.

3.1.1 CONECTOR EN CODO

Esta es la primera pieza diseñada. Sirve para realizar la conexión entre el tubo endotraqueal (no diseñado en este proyecto) y la pieza en Y.



Ilustración 3: Conector en codo

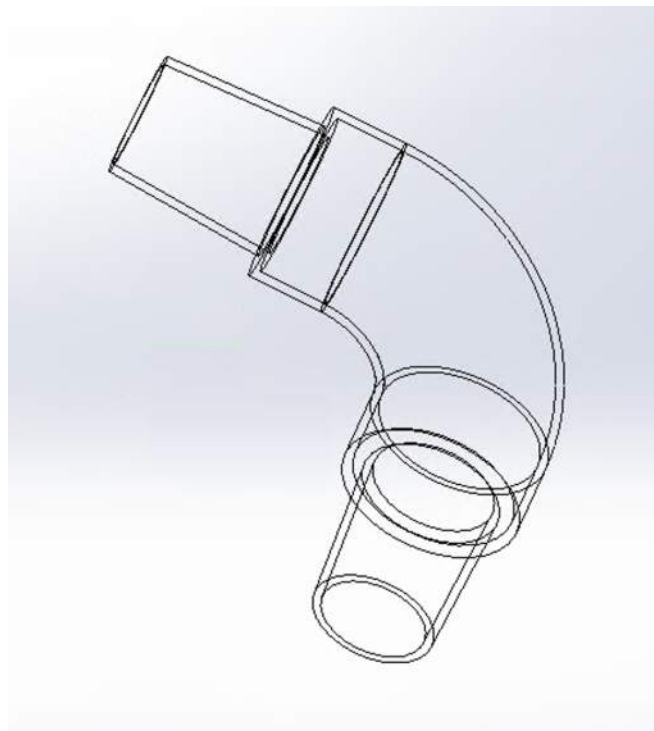


Ilustración 4: Vista en marco de alambre conector en codo

3.1.2 PIEZA EN Y

Esta pieza sirve para unificar la rama inspiratoria con la rama espiratoria. Va conectada entre el conector en codo y la válvula no retorno.



Ilustración 5: Pieza en Y

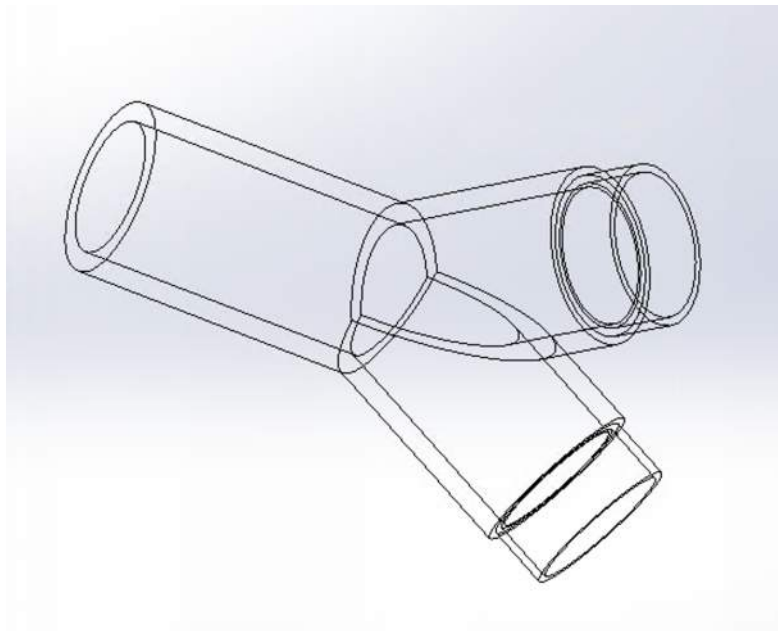


Ilustración 6: Vista en marco de alambre pieza en Y

3.1.3 CONECTORES

La finalidad de esta pieza es conseguir la unificación del resto de los componentes del circuito. Tiene alta importancia y requiere de una dureza suficiente para asegurar la conexión eficaz y satisfactoria del circuito completo.

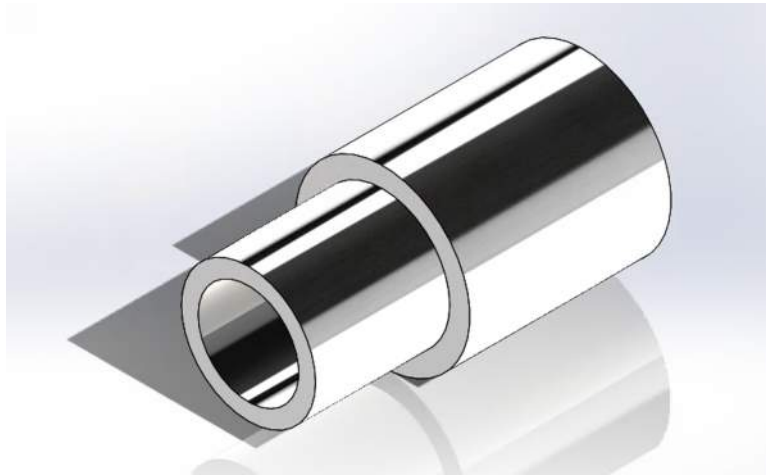


Ilustración 7: Conector

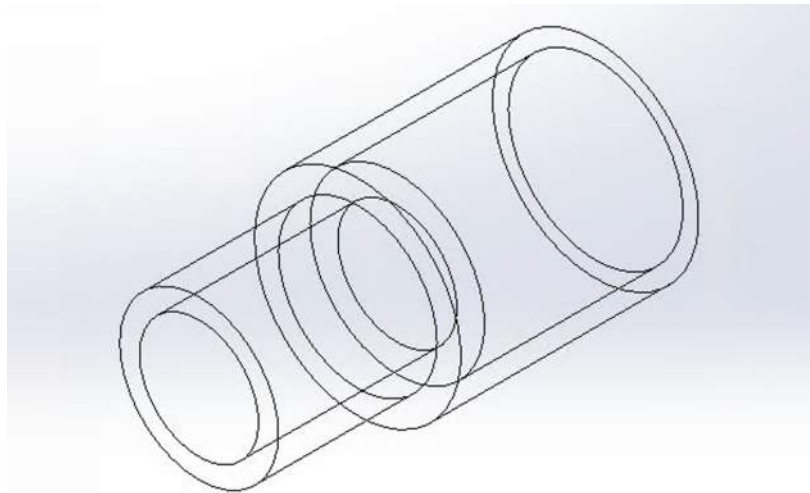


Ilustración 8: Vista en marco del conector

3.1.4 VÁLVULA NO RETORNO

El diseño de esta pieza fue la más original ya que normalmente en los circuitos respiratorios utilizados en los centros de salud, la pieza en Y se conecta al respirador con un transductor de presión y un transductor de flujo para controlar la dirección de los fluidos por el interior del circuito, siendo innecesaria una válvula de una sola dirección [8]. Debido a los diseños de los respiradores en código abierto, se llegó a la idea de esta pieza para simplificar la complejidad de un respirador convencional.

Esta válvula consta de 3 partes:

1. Carcasa exterior
2. Anillo
3. Pasador

Esta pieza va conectada a dos de los extremos de la pieza en Y. Su misión es asegurar la correcta dirección del oxígeno a través del circuito respiratorio, evitando el uso de los sensores normalmente utilizados. En el caso de este circuito respiratorio solo será necesaria una válvula conectada en la rama inspiratoria del paciente.

En el momento de la inspiración, la presión moverá el anillo, permitiendo la oxigenación del paciente y, a la hora de la expiración, se volverá a desplazar el anillo bloqueando la circulación del aire por dicha rama, llevando el dióxido de carbono por la rama espiratoria que regresa a la caja mecánica.



Ilustración 9: Válvula no retorno

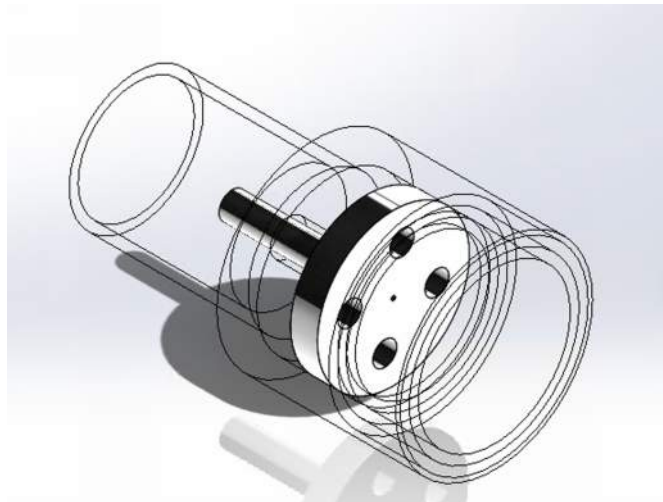


Ilustración 10: Vista parcial en marco de alambre válvula no retorno

3.1.5 MONTAJE DEL CIRCUITO

Utilizando Solidworks, se ha creado el montaje de la parte del circuito respiratorio a estudiar, es decir, el conector en codo, la pieza en Y, la válvula no retorno y uno de los conectores. El circuito completo está explicado anteriormente, pero debido a que varias piezas no han sido diseñadas en este proyecto (tubos y pieza endotraqueal), únicamente se muestra la parte a la cual se simularán las presiones generadas por el aparato mecánico y se estudiará el comportamiento en la sección 2 del capítulo 4.

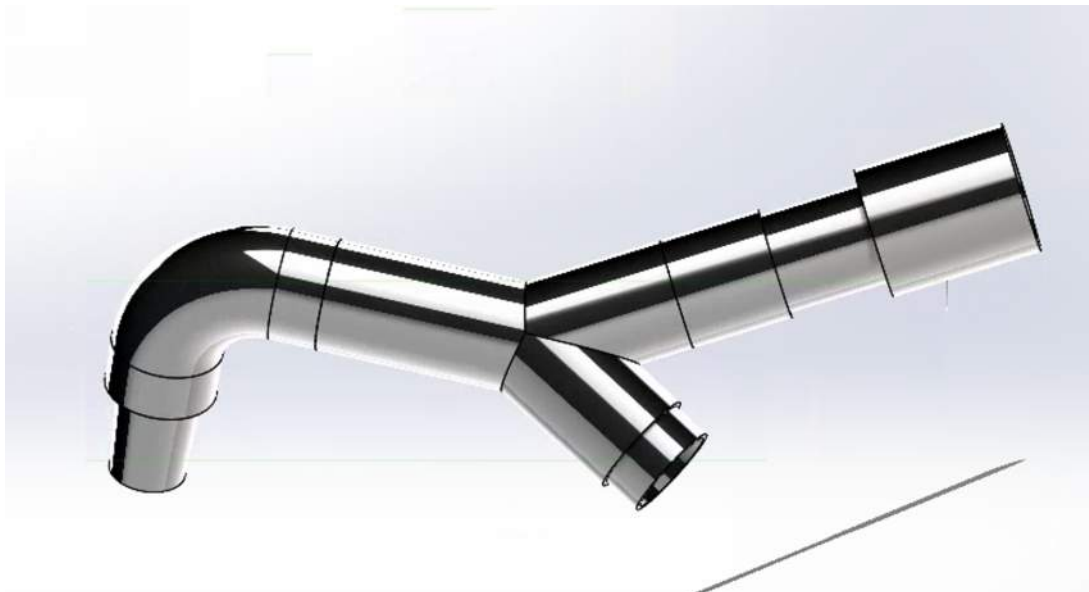


Ilustración 11: Montaje parcial del circuito respiratorio

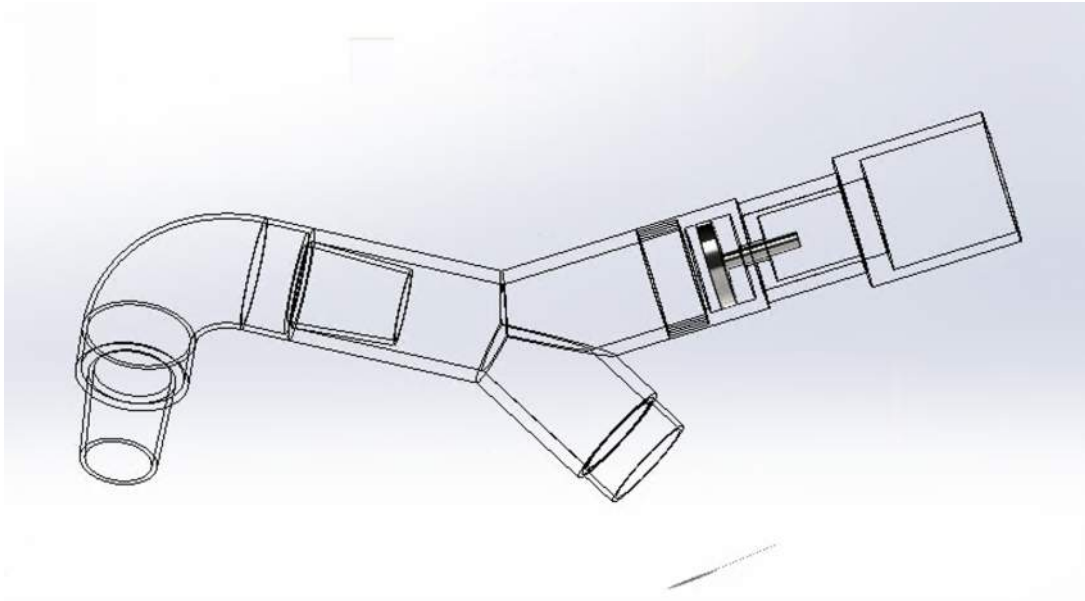


Ilustración 12: Modelo en alambre del montaje

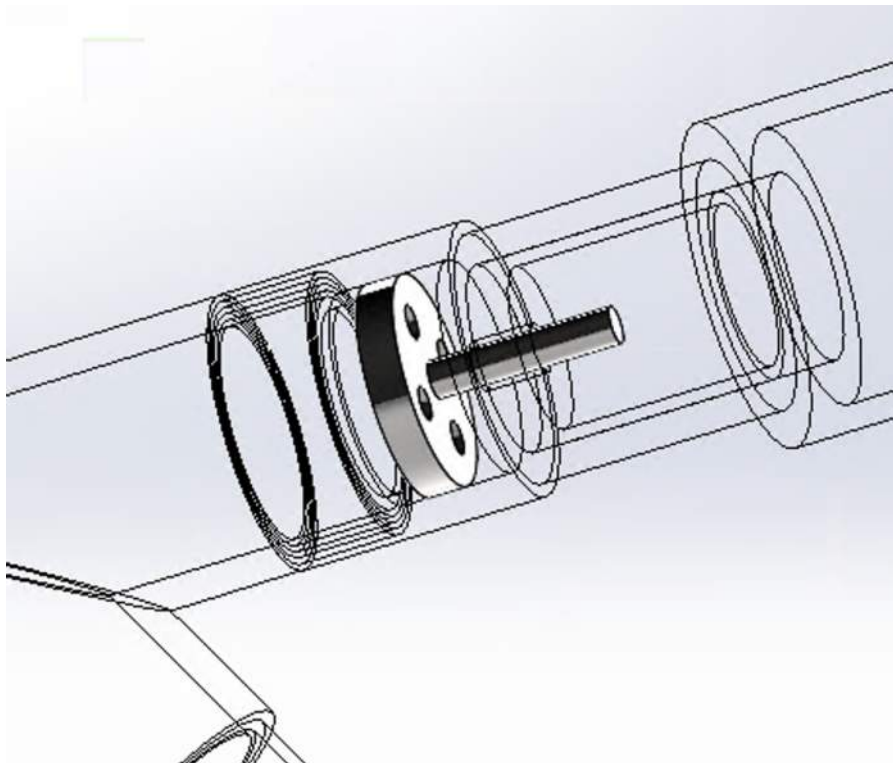


Ilustración 13: Detalle del montaje de posición válvula no retorno en condiciones de inspiración

3.2 ELECCIÓN DE MATERIALES

En esta sección se explicarán las distintas opciones de los materiales a elegir y el por qué de la decisión final.

3.2.1 MATERIALES SANITARIOS

El principal problema al que se enfrentaron los equipos que trabajaron en el diseño de los respiradores fueron las regulaciones sanitarias. Toda ayuda era altamente agradecida, pero se debían cumplir muchas especificaciones para garantizar, ante todo, la seguridad del enfermo al utilizar dichos dispositivos y evitar cualquier tipo de intoxicación debido a no usar materiales adecuados.

El principal problema al que había que enfrentarse era encontrar un material que, pudiendo ser utilizado en impresoras 3D, cumpliera las normas ISO de material sanitario. En este proyecto, se han basado en los materiales que cumplieran la norma *ISO 10993: Evaluación Biológica de Productos Sanitarios* [9]. Esta norma cualifica la reacción en el ser humano ante los materiales que van a estar en contacto directo con ellos, cuenta con procesos de estudios de toxicidad, efectos adversos, análisis de riesgos, etc.

A continuación, se muestra la recopilación de materiales encontrados que cumplieran ambas necesidades junto a una breve descripción de cada material. Se han recopilado los materiales que, certificando la norma ISO 10993, tenían propiedades mecánicas parecidas:

- *BioMed Clear Resin* → “La BioMed Clear Resin es un material duro y resistente diseñado para su uso en aplicaciones biocompatibles que requieren contacto continuo con la piel o con membranas mucosas.” [10]
- *BioMed Amber Resin* → “La BioMed Amber Resin es un material rígido diseñado para su uso en aplicaciones biocompatibles que requieren contacto de corta duración con la piel o con membranas mucosas.” [11]
- *PC-ISO* → material FDM para tratado de alimentos o equipamiento médico [12]

- *Smartfil PET-G Natural* → Material ABS biocompatible, parecido a PC-ISO, utilizado para la industria de la alimentación, aplicaciones medicas y prótesis. [13]
- *MED-WHT 10* → Un material blanco rígido para aplicaciones que requieren biocompatibilidad o resistencia térmica. [14]
- *VisiJet M2R-WT* → material para piezas que requieren rigidez y flexión moderada. [15]
- *PLACTIVE AN1 Copper3D* → PLA antibacterial. Actualmente esta siendo estudiado por la NASA para evaluar el impacto de contaminación microbiana interplanetaria. [16]

Una vez estudiados dichos materiales y en base a los recursos disponibles en la universidad, se tomó como material para el uso el PLACTIVE AN1 Copper3d. El material se puede comprar a través la web Filament2Print y es compatible con las impresoras disponibles en la universidad.

Principalmente fue seleccionado este material ya que se sometió a varios estudios durante la pandemia para comprobar su uso en equipamiento médico. Las conclusiones a las que se llegaron fueron que, con dicho material, la carga viral se reduce en un 99.842% en tan solo 30 segundos y alcanza una reducción de prácticamente el 100% en un tiempo de una hora [16]. Asimismo, este material es respetuoso con el medioambiente al no producir residuos tóxicos durante su procesado, lo que colabora con los ODS que se quieren cumplir con este proyecto.

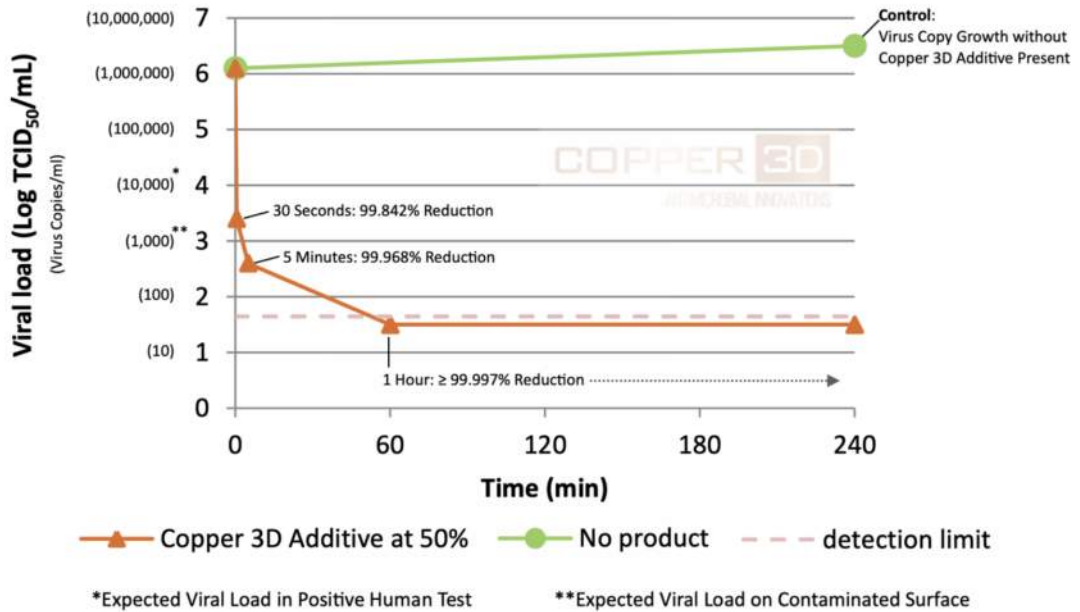


Ilustración 14: Evolución de carga viral en PLACTIVE AN1 [16]

En la *Tabla 1*, se pueden observar los valores del filamento y las propiedades mecánicas del material, valores que serán de gran importancia para el Capítulo 4 a la hora de realizar en análisis de elementos finitos para comprobar la resistencia del circuito completo cuando se encuentren bajo las presiones generadas por los gases para oxigenar al paciente. De igual manera, en el Anexo se dispone de la ficha técnica completa del material.

Tabla 1: Propiedades PLACTIVE

PROPIEDAD	VALOR
Densidad	1.24 g/cm ³
Diámetro	1.75 mm
Tensión de rotura	53 MPa
Modulo de Young	3600 MPa
Resistencia a flexión	83 MPa
Modulo de flexión	3800 MPa
Tension de fluencia	60 MPa

3.2.2 MATERIALES SOSTENIBLES

Una alternativa que se va a buscar en este trabajo es buscar materiales para la impresión 3D que sean reciclados/biocompatibles con el objetivo de satisfacer los *ODS número 12: Producción y consumo responsables* y *número 13: Acción por el clima*.

Se ha realizado un estudio de materiales que, aun no cumpliendo la normativa ISO 10993, tengan propiedades parecidas al PLACTIVE para que, en trabajos futuros, puedan ser tratados para comprobar si pueden ser aceptados por las especificaciones de dicha norma.

Para esta sección, se estudiaron los materiales que, siendo sostenibles con el medio ambiente, en su descripción se mostraban favorables con el contacto con alimentos. Se llegó a esta conclusión ya que, si un material puede ser utilizado para tratar comida, es altamente probable que su toxicidad sea reducida, pudiendo ser estudiado y posteriormente ser aceptado por la norma ISO 10993.

El primer material seleccionado ha sido *Istroflex* [17]. Se trata de un filamento creado por un polímero biodegradable a base de polvo de ostra. Al ser un material biocompuesto, es una alternativa a otros materiales que perjudican en mayor manera al medio ambiente. Otro punto a favor de este material es que es apto para el contacto con alimentos. La ficha técnica del material muestra que no genera gran cantidad de efectos tóxicos ante situaciones de ingestión o respiración. La desventaja de este material son los valores de sus propiedades mecánicas, ya que son bastante menores a los del material original. Como se verá en el capítulo 4, la pieza bajo carga no sufre apenas deformaciones, por lo que hay altas probabilidades de que este material también pueda soportar las presiones que van por el circuito respiratorio.

El siguiente material para comparar es *Wheat PLA* [18]. Dicho material es un material biocompuesto, creado con una matriz de PLA con un relleno de partículas de trigo. Este material, a parte de ser favorable para reducir el impacto ambiental, posee unas propiedades mecánicas muy similares al PLACTIVE. De su ficha técnica se extrajo que también es un material apto para el envasado de comida y tiene valores de toxicidad muy reducidos.

Por último, se encontró un material muy interesante, el *ABS-M30i* [19]. A diferencia de los anteriores, este material, siendo biocompatible, cumple la normativa ISO 10993 y tiene propiedades similares al *PLACTIVE*, pero no se encuentra disponible en la web *Filament2print*, por ello se descartó como material candidato.

3.2.3 COMPARACIONES

En este apartado se ofrecerán varias tablas para poder observar las comparativas tanto de los materiales candidatos, como los posibles materiales a estudiar en trabajos futuros

3.2.3.1 Comparativa de Materiales Candidatos

Tabla 2: Comparativa de materiales aceptados por la normativa sanitaria

MATERIAL	MODULO DE YOUNG	TENSION DE ROTURA	DENSIDAD
<i>BioMed Clear Resin</i>	2.1 GPa	52 MPa	No especifica
<i>BioMed Amber Resin</i>	2.9 GPa	73 MPa	No especifica
<i>PC-ISO</i>	2 GPa	57 GPa	No especifica
<i>Smartfil PET-G Natural</i>	2.1 GPa	50 GPa	1.27 g/cm ³
<i>MED-WHT 10</i>	3.1 GPa	60 MPa	1.27 g/cm ³
<i>VisiJet M2R-WT</i>	2 GPa	3.5 MPa	1.14 g/cm ³
<i>PLACTIVE AN1 Copper3D</i>	3.6 GPa	53 MPa	1.24 g/cm ³

Como se puede observar en la *Tabla 2*, todos los materiales candidatos para imprimir el producto poseen propiedades mecánicas muy similares. Esto significa, que, a la hora de hacer el análisis de elementos finitos, las piezas reaccionaran de manera muy parecida ante las condiciones de esfuerzos en situación real, por ello, son buenas alternativas en el caso de no disponer del material PACTIVE.

3.2.3.2 Comparativas de materiales sostenibles

En la *Tabla 3* se muestra una comparativa de los materiales sostenibles que podrían ser utilizados como alternativa del PACTIVE y estarán incluidos en el apartado de trabajos futuros, con la intención de estudiar que puedan ser aceptados por la norma ISO 10993.

Tabla 3: Comparativa de materiales reciclables

MATERIAL	MODULO DE YOUNG	DENSIDAD	ISO 10993	INFORMACION TOXICOLOGICA
<i>PLACTIVE</i>	3600 MPa	1.24 g/cm ³	✓	Apto para material sanitario
<i>ISTROFLEX</i>	60 MPa	1.34 g/cm ³	X	Efectos tóxicos de bajo nivel
<i>WHEAT PLA</i>	3600 MPa	1.24 g/cm ³	X	Efectos tóxicos de bajo nivel
<i>ABS-M30I</i>	2400 MPa	---	✓	Apto para material sanitario

Como se explicó en el apartado 3.3.2, a excepción del material Istroflex, poseen propiedades mecánicas similares, por lo que se deduce que los resultados ante funcionamiento serán similares.

Capítulo 4. RESULTADOS

4.1 SIMULACIÓN IMPRESIÓN 3D

El software utilizado para la simulación de la impresión de las piezas ha sido Ultimaker Cura [3]. Es una herramienta de uso sencillo y cuenta con una amplia librería tanto de impresoras como materiales, en concreto, se pueden implementar los materiales de la web *filament2print*.

Una vez cargadas las piezas, se hace la elección de impresora. En este caso se hará la simulación con la impresora Ultimaker S3. Es una impresora de alta calidad y tamaño reducido. Su funcionamiento es muy simple, por lo que será muy útil ya que no se requerirá mucho tiempo para explicar a los sanitarios como poder utilizarla.

En este proyecto se realizarán dos simulaciones para analizar los tiempos de impresión.

En primer lugar, la impresión conjunta de las piezas componentes de la válvula no retorno, pieza en Y y conector en codo. Para el montaje del circuito respiratorio de un paciente, únicamente se necesita un conjunto de las tres piezas anteriormente mencionadas, por eso se tomó esta decisión. La segunda simulación será de los conectores. Para cada circuito respiratorio se necesitarán 4 conectores. Dos de ellos para conectar el montaje de las 3 piezas anteriores a los tubos y, los otros dos, para conectar los tubos a la parte mecánica del respirador.

Cabe destacar que, para ambas simulaciones, se ha tomado un valor alto de densidad interior de la pieza (80%) para que no afecte a las propiedades mecánicas del material y con la intención de que el análisis de elementos finitos explicado más adelante en esta sección sea lo más preciso posible. Generalmente, es común usar densidades de relleno entorno 10-30% para piezas de tamaño pequeño y, para piezas grandes que vayan a estar sometidas a grandes esfuerzos mecánicos, este valor ronda en torno al 40-50% de densidad de relleno [20].

Después de analizar los resultados de impresión cambiando los valores del relleno, al ser piezas de pequeño tamaño, se observó que los tiempos no variaban mucho al incrementar la densidad de relleno, así como la cantidad de material utilizado. Es por esto por lo que se seleccionó un valor tan alto, con la intención de proporcionar una seguridad mucho más elevada.

4.1.1 SIMULACIÓN 1

La primera simulación que se ha realizado ha sido la del conector en codo, la pieza en Y y las piezas componentes de la válvula no retorno. A continuación, se pueden observar varias imágenes de la simulación (*Ilustración 15 e Ilustración 16*), así como una tabla resumen de los parámetros y resultados de impresión (*Tabla 4*).

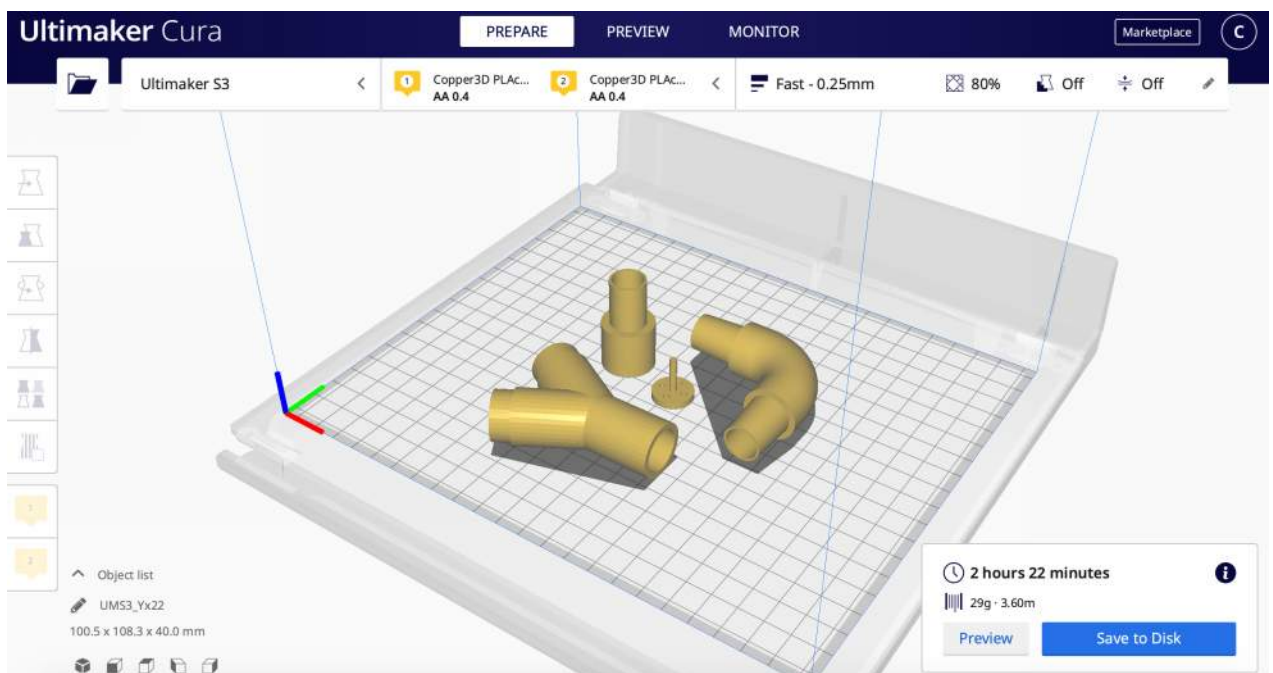


Ilustración 15: Simulación 1

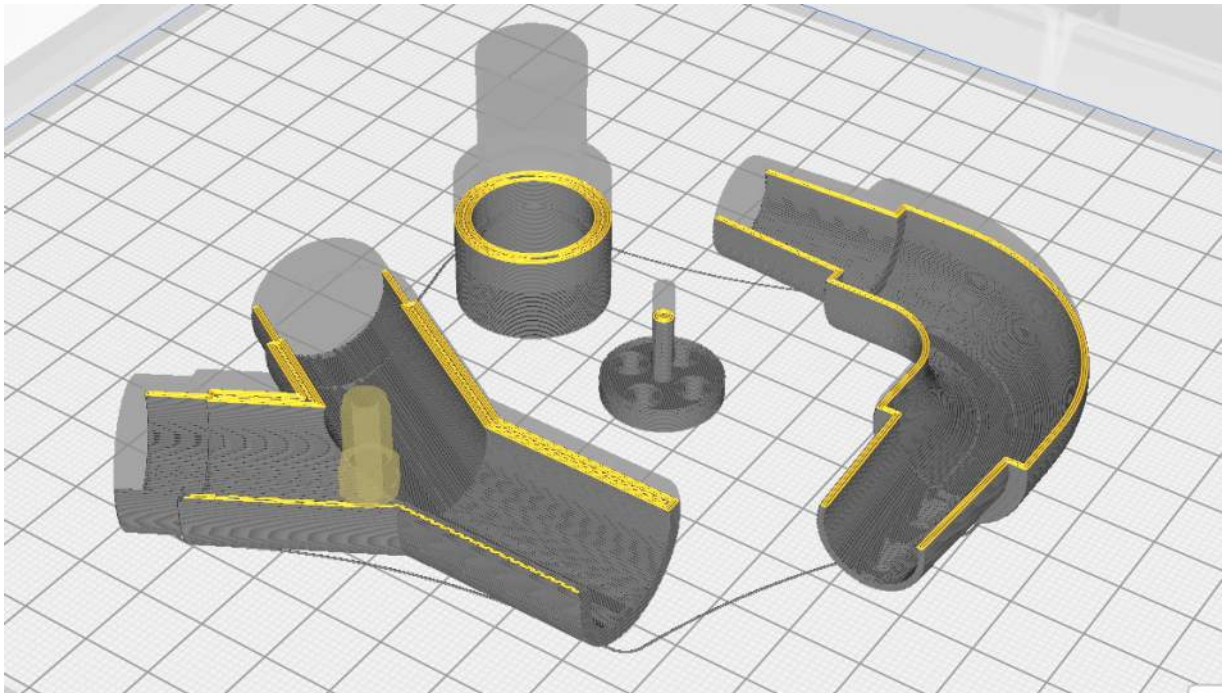


Ilustración 16: Capa #100 simulación 1

Tabla 4: Parámetros y resultados simulación 1

Tiempo de impresión	2 horas 22 minutos
Material Utilizado	Copper 3D PLACTIVE
Costo de impresión	3,60 €
Número de capas	160
Parámetros de impresión	---
Altura de capa	0,25 mm
Espesor de paredes	0,8 mm
Densidad de relleno	80%
Patente de relleno	zigzag
Velocidad de impresión	60 mm/s
Ventilación	Activada al 100%

4.1.2 SIMULACIÓN 2

Esta segunda simulación se basa en los 4 conectores necesarios para completar el circuito respiratorio. Al igual que en la primera simulación, en las *Ilustraciones 17 y 18* se pueden observar la simulación de la impresión y los parámetros y resultados obtenidos disponibles en la *Tabla 5*.

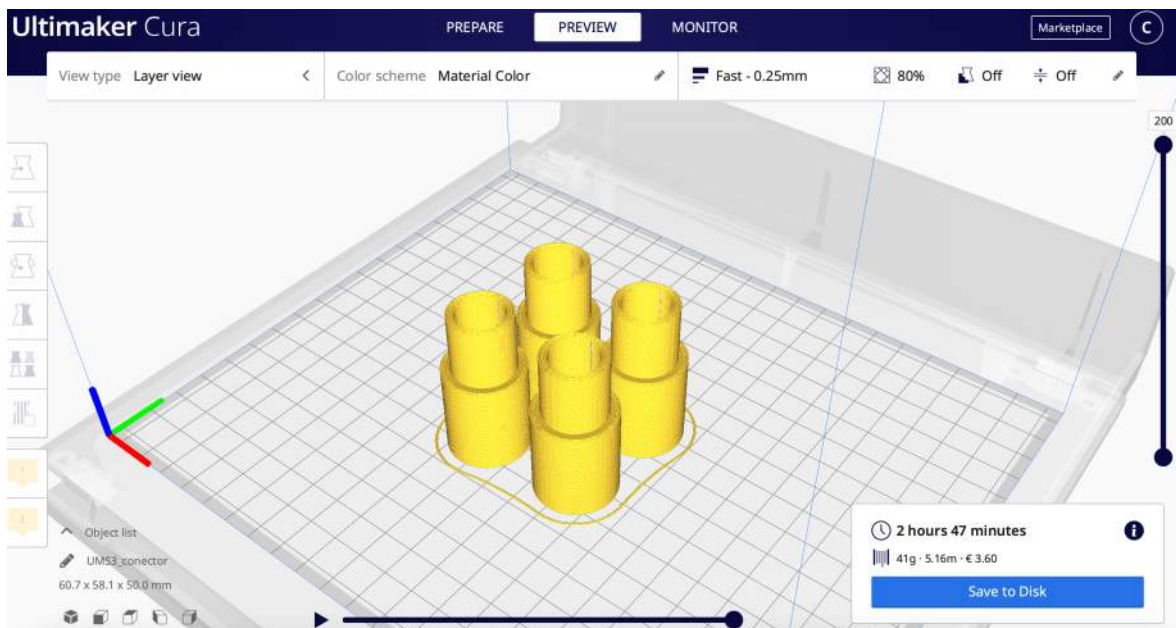


Ilustración 17: Simulación 2

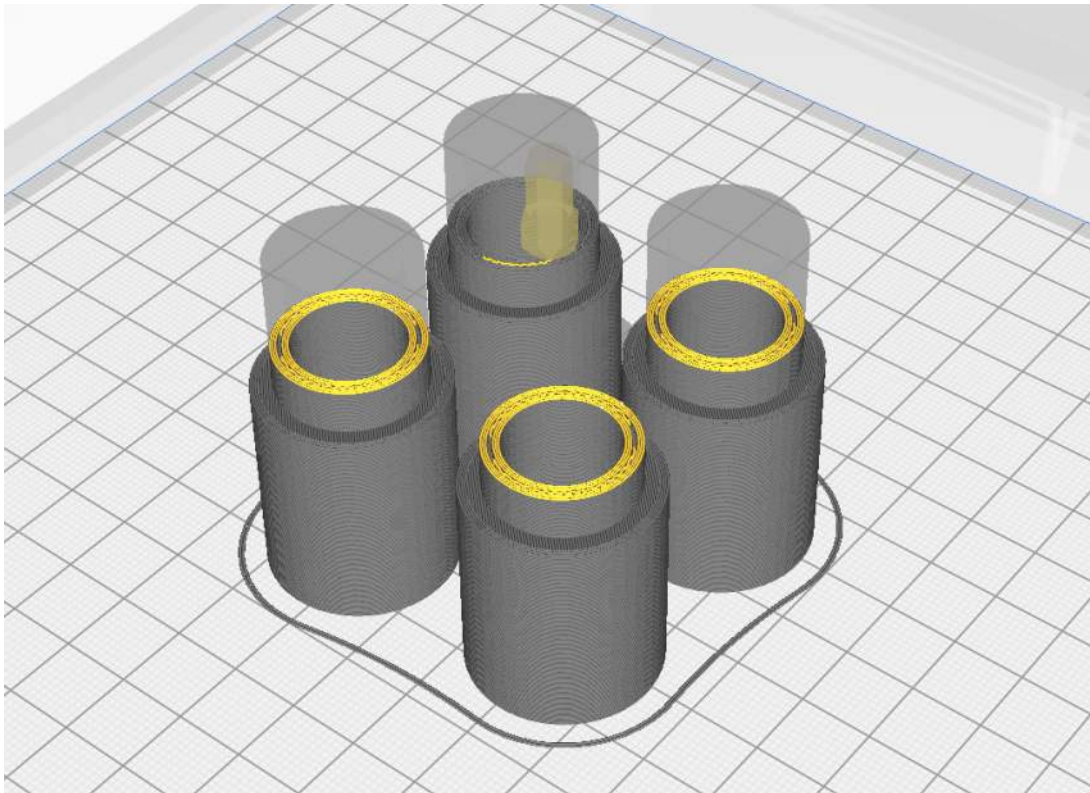


Ilustración 18: Capa # 150 simulación 2

Tabla 5: Parámetros y resultados simulación 2

Tiempo de impresión	2 horas 47 minutos
Material Utilizado	Copper 3D PLACTIVE
Costo de impresión	3,60 €
Número de capas	200
Parámetros de impresión	---
Altura de capa	0,25 mm
Espesor de paredes	0,8 mm
Densidad de relleno	80%
Patente de relleno	zigzag
Velocidad de impresión	60 mm/s
Ventilación	Activada al 100%

4.2 ANÁLISIS DE ELEMENTOS FINITOS I

En este apartado se someterá la pieza a un análisis de elementos finitos para comprobar su resistencia ante funcionamiento. Este análisis se realizará al conjunto formado por el conector en codo, la pieza en Y y la válvula no retorno.

En primer lugar, un AEF es una simulación en la cual se somete la pieza a estudiar a unas condiciones de fuerzas y restricciones y, posteriormente, el software crea nodos y los une creando una malla, analizando cual será el resultado final de cada nodo bajo fuerzas [21]. SolidWorks ofrece una gran cantidad de posibles resultados para analizar la eficacia de dicha pieza. Por último, se comparará la máxima tensión de von Mises con la tensión de rotura para comprobar que la pieza no fallará bajo carga, así como el cálculo de la tensión elástica máxima para comprobar que las piezas no sufrirán deformaciones permanentes.

Para asegurar la precisión de un análisis de elementos finitos, es muy favorable realizar un estudio de convergencia de malla. Por defecto, SolidWorks crea una malla con un tamaño de elemento de malla (la distancia existente entre cada nodo de la malla) apropiado para la pieza. El estudio de convergencia de malla se basa en ir reduciendo el tamaño de elemento de malla y comparar la tensión máxima resultante. Cuando se observe que los valores de tensiones comienzan a ser similares (la variación entre ellos menor al 5%) se decide cual será el tamaño más apropiado para el estudio, buscando un equilibrio entre tiempo de simulación y precisión de resultados.

El material seleccionado para las simulaciones fue el PLACTIVE, cuya ficha técnica se encuentra en el anexo.

Para este proyecto, las condiciones del estudio serán las siguientes:

4.2.1 PRESIÓN

La pieza a estudiar va a estar bajo las presiones generadas por la mezcla de oxígeno y aire que circulan a través del circuito respiratorio. Para decidir el valor de presión, se investigó sobre las condiciones de funcionamiento de un ventilador mecánico.

Antes de conectar al paciente, se deben aplicar las condiciones de funcionamiento en el menú de configuración del respirador, las cuales son relacionadas con la frecuencia del ciclo respiratorio, los volúmenes de oxígeno que se proporcionarán y, la que interesa para este proyecto, la presión positiva al final de la espiración. El valor medio de la PEEP de un adulto se encuentra alrededor de 5-10 cmH₂O [22].

Una vez configurados todos los valores, se introducen los valores para las alertas de seguridad. El respirador consta de un sensor para medir la presión en el circuito y usualmente se selecciona un valor de seguridad de la presión en torno a los 40 cmH₂O [23], por lo que para el estudio de la pieza se tomará una presión de 0.6 psi (aproximadamente 42 cmH₂O). Se han tomado los valores más altos a los normales para obtener mayor certeza de los resultados de la simulación.

La presión se ha simulado por todo el interior de la pieza con dirección normal a todas las paredes del circuito. Para analizar los extremos de la pieza, se ha incluido la fuerza interior resultante del contacto con los tubos, del mismo valor que la presión interior.

La parte cilíndrica de los extremos superiores no necesita una fuerza aplicada, ya que estarán sometidas a las condiciones de sujeción explicadas en el siguiente apartado.

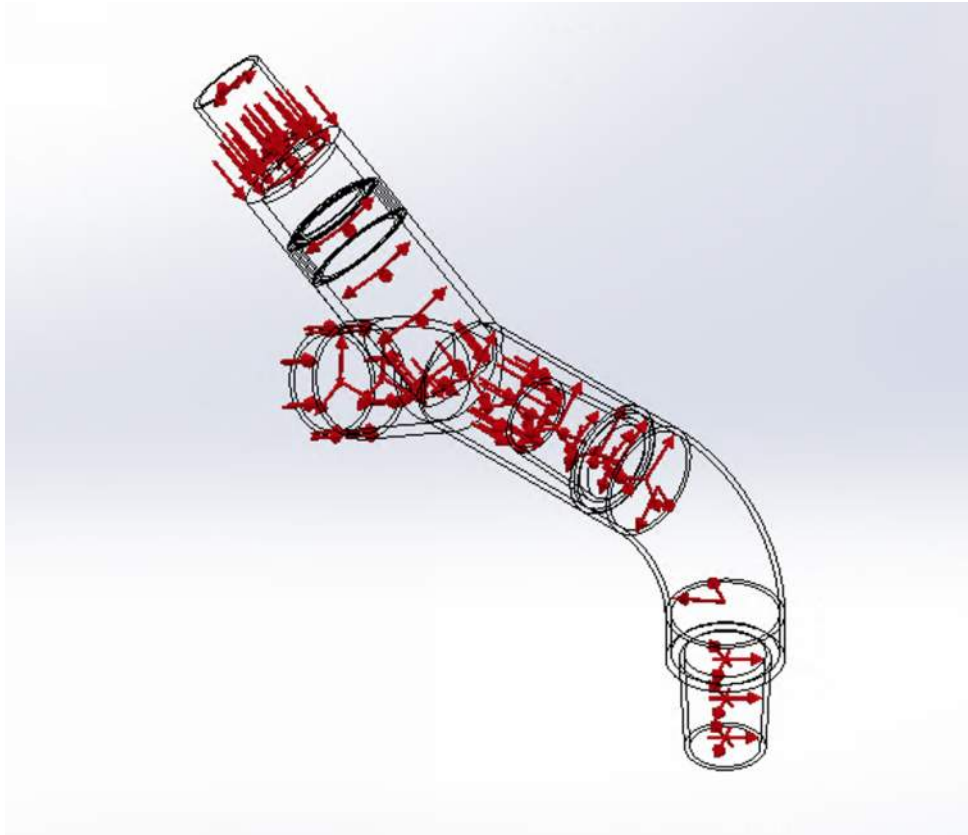


Ilustración 19: Vista de la pieza sometida a la presión generada por los gases

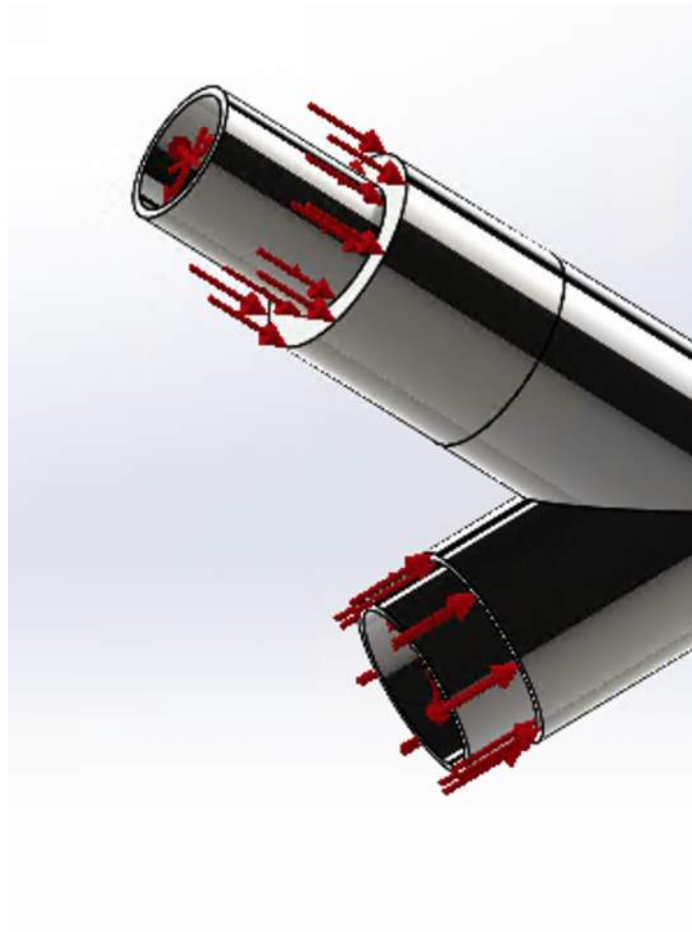


Ilustración 20: Vista detallada en el extremo del montaje generada por el contacto con los tubos

4.2.2 SUJECIONES

Dentro de los valores iniciales de la simulación, la parte de sujeciones sirve para bloquear las direcciones de movimiento de las piezas según su función. Para este caso, el extremo del conector en codo que va conectada al tubo endotraqueal se ha bloqueado en las 3 direcciones ya que esta pieza no se moverá en ninguna dirección, quedando totalmente bloqueada. Los otros extremos, los cuales van conectados a los tubos/conectores, se han bloqueado en la dirección radial, debido a que el movimiento en el resto de las direcciones, en este caso, si que es posible.



Ilustración 21: Sujeción en las 3 direcciones de la parte inferior del conector en codo

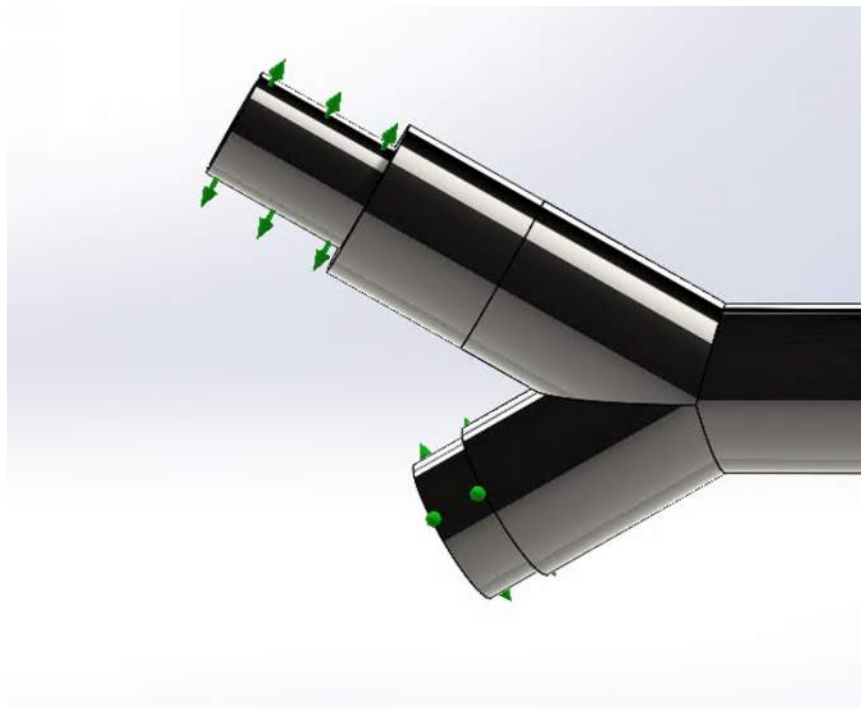


Ilustración 22: Sujeción en la dirección axial en los contactos con los tubos

4.2.3 RESULTADOS

Una vez ejecutada la simulación, SolidWork ofrece una gran cantidad de resultados. Por defecto, muestra los resultados de las deformaciones, elongaciones y tensiones de von Mises, ya que son los valores que generalmente se tienen en cuenta a la hora de realizar un AEF. Serán estos los valores a analizar en el montaje de los componentes del circuito respiratorio para comprobar su funcionamiento.

A continuación, se muestran los resultados obtenidos de esta simulación (*Ilustraciones 23, 24 y 25*), de los cuales se han obtenido las tensiones de von Mises, los desplazamientos y las deformaciones unitarias para realizar los cálculos necesarios para el estudio de la pieza:

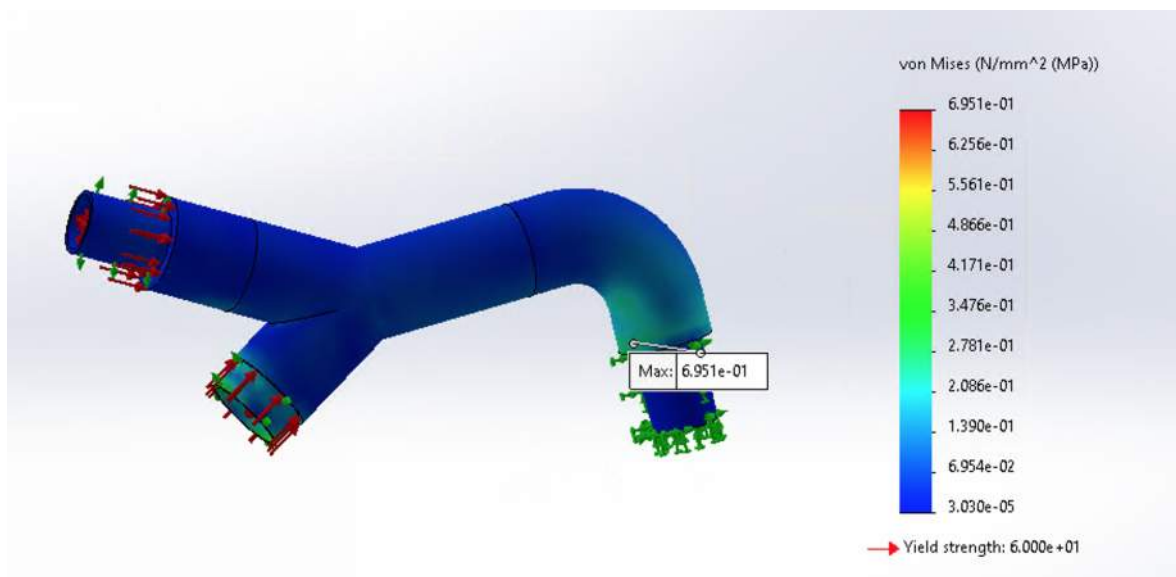


Ilustración 23: Tensiones de Von Mises AEF I (escala 1)

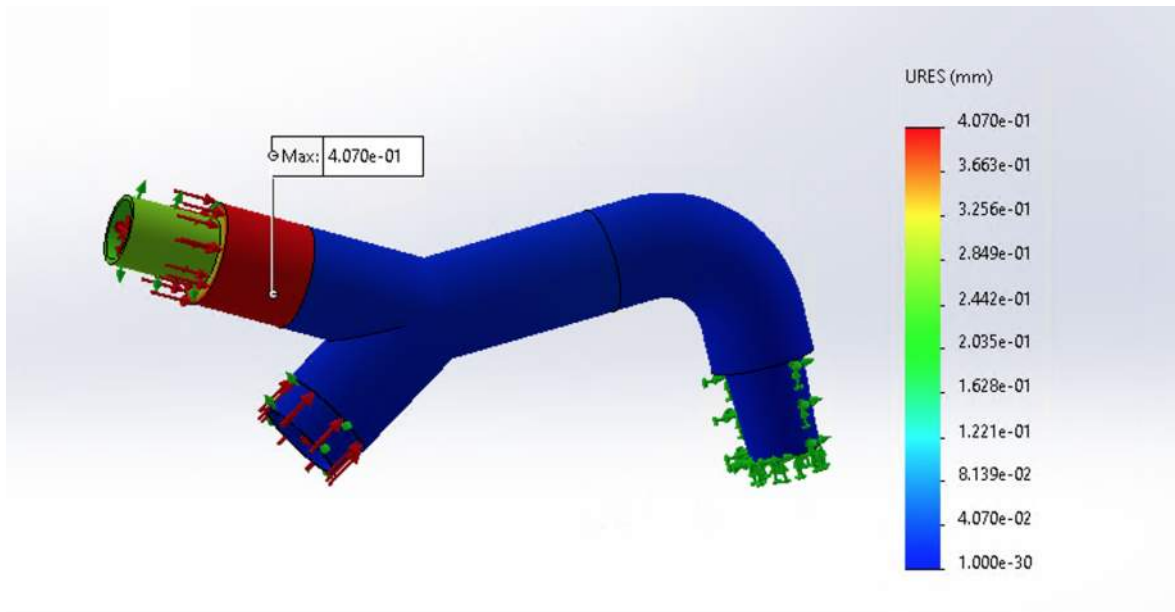


Ilustración 24: Desplazamiento resultante AEF I (escala 1)

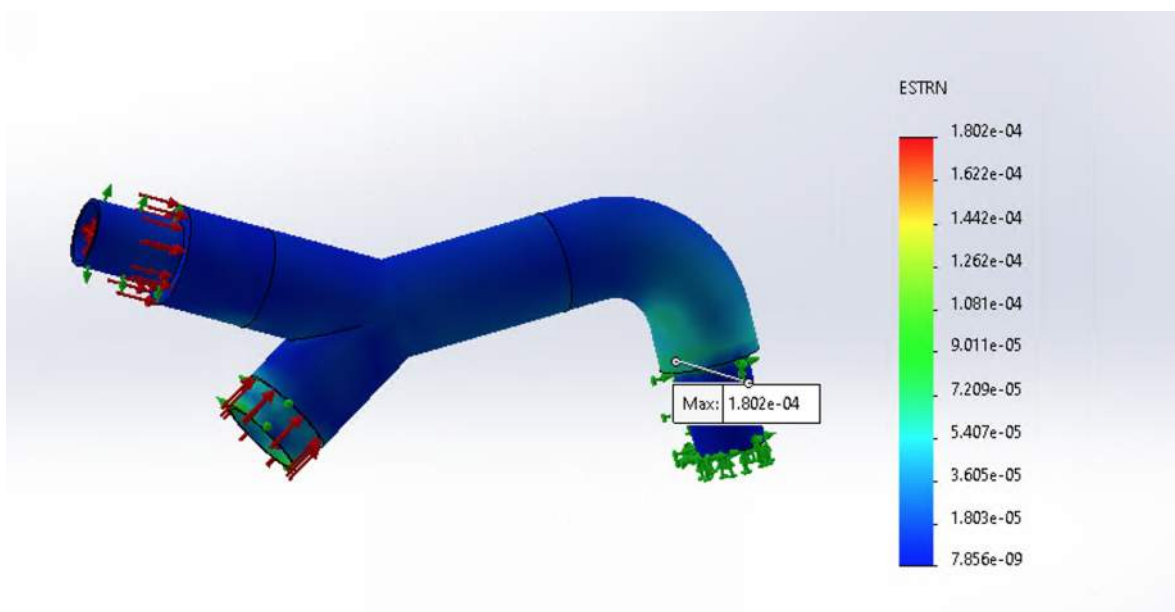


Ilustración 25: Deformación unitaria AEF I (escala1)

En primer lugar, como se puede observar en la *Ilustración 23*, la tensión máxima de von Mises, cuyo valor es $0,695 \text{ MPa}$, tiene lugar en la parte inferior del conector en codo. Este

valor máximo de tensión es muy inferior a la tensión de fluencia (60 MPa). La tensión de fluencia es la tensión a la cual la pieza estudiada alcanza la deformación irre recuperable, recuperando únicamente la deformación elástica al ceder la fuerza. Además, aplicando la ley de Hooke (utilizando el modulo de Young del material y la deformación unitaria máxima), se puede calcular la tensión elástica máxima del material, es decir, el valor máximo para que el material se encuentre dentro del comportamiento elástico evitando así alcanzar deformaciones permanentes.

$$\sigma_e = E * \varepsilon = 3600 \text{ MPa} * 1,8 * 10^{-4} = 0,68 \text{ MPa}$$

Ecuación 1: Ley de elasticidad de Hooke

Como se puede observar en la *Ecuación 1*, el resultado de la tensión máxima elástica es del orden de $0,68 \text{ MPa}$, valor inferior a la tensión de fluencia (60 MPa), por lo que queda demostrado que la pieza no sufrirá deformación plástica, manteniendo su forma original una vez finalizada las tensiones generadas por las presiones del respirador.

4.2.3.1 Estudio de convergencia de malla

Se procederá al estudio de convergencia de malla del conjunto de las piezas.

Como se puede observar en el *Gráfico 1*, se analizaron las tensiones máximas de von Mises reduciendo el tamaño de elemento de malla hasta alcanzar la convergencia y obtener resultados más precisos que la malla originalmente creada por SolidWorks. Comparando los resultados, se decidió aplicar un elemento de tamaño de malla de 3mm ya que, si se continuaba reduciendo este número, se seguían obteniendo valores muy similares, mientras que los tiempos de simulación eran más altos.

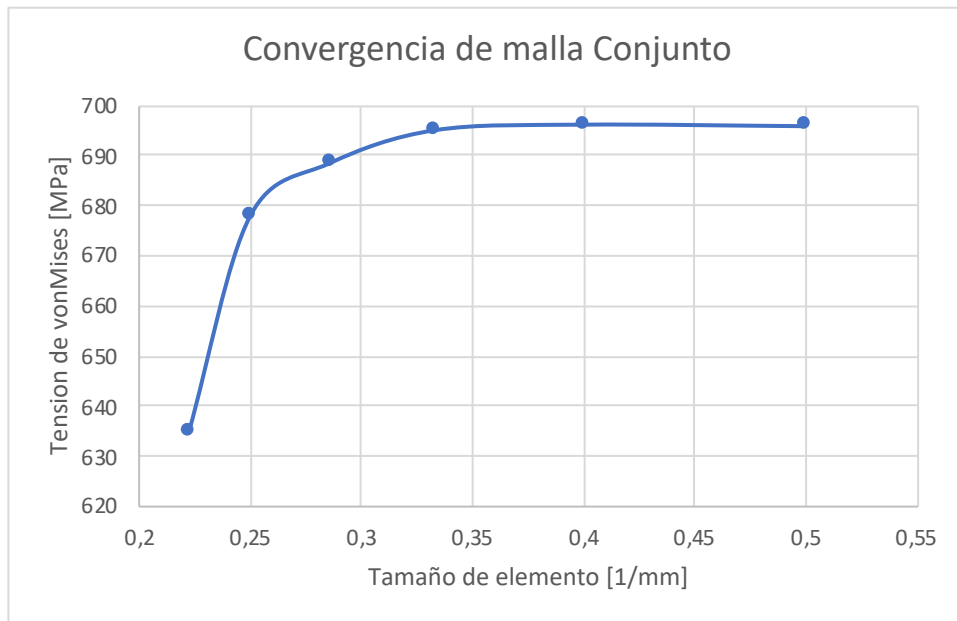


Gráfico 1: Estudio convergencia de malla del conjunto

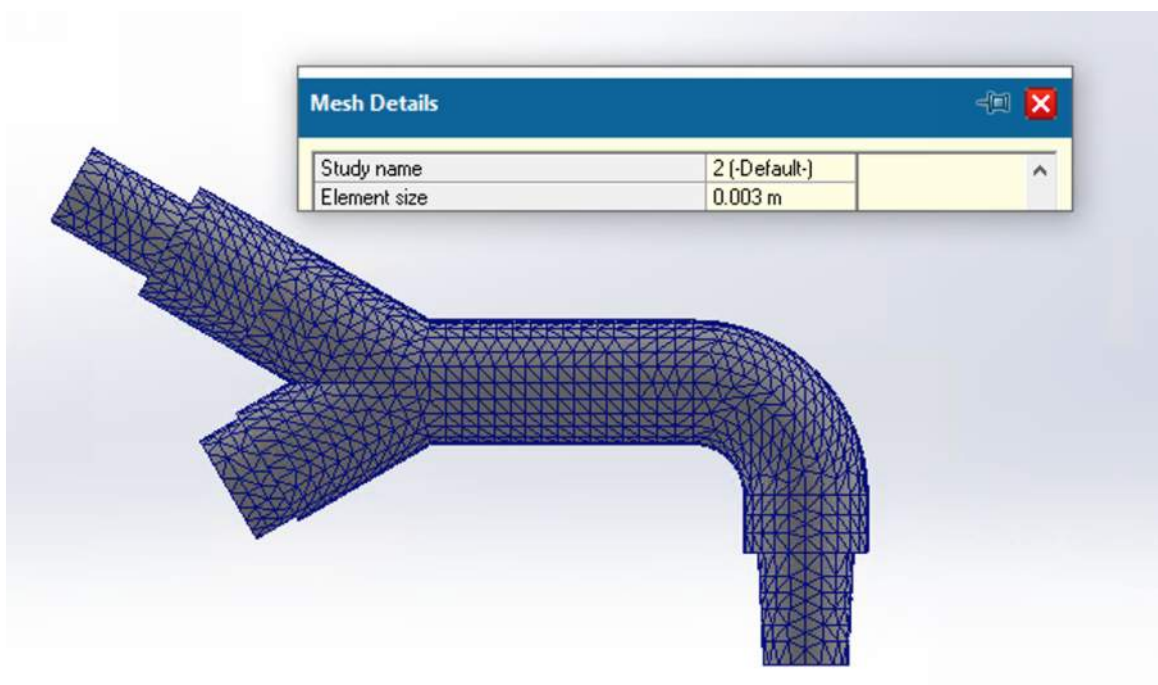


Ilustración 26: Ilustración 31: Malla utilizada para el AEF del conjunto

4.3 ANÁLISIS DE ELEMENTOS FINITOS II

Se realizará un segundo análisis de elementos finitos únicamente al conector que se encarga de unir los tubos a la parte mecánica del respirador, ya que la presión en este punto es mayor.

De la ficha técnica de un respirador de la marca *Dräger* [24], se obtuvo un valor de 87 psi de presión máxima en la válvula de suministro de gas, por lo que se someterá a uno de los conectores a dicha presión para asegurar que las piezas aguantarán en todo momento.

Gas supply	
O ₂ gauge pressure	2.7 to 6.0 bar (39 to 87 psi)
Air gauge pressure	2.7 to 6.0 bar (39 to 87 psi)

Ilustración 27: Valor de presiones del respirador [24]

4.3.1 PRESIÓN

Se someterá la pieza a una presión en la dirección axial de 87 psi a lo largo del interior de toda la pieza. Aunque este valor no vaya a ser el real, se quiere asegurar que el conector vaya a soportar todo tipo de condiciones. También se someterá la parte que va conectada a los tubos a esta presión, presión interna resultante generada por el contacto de dichos tubos.

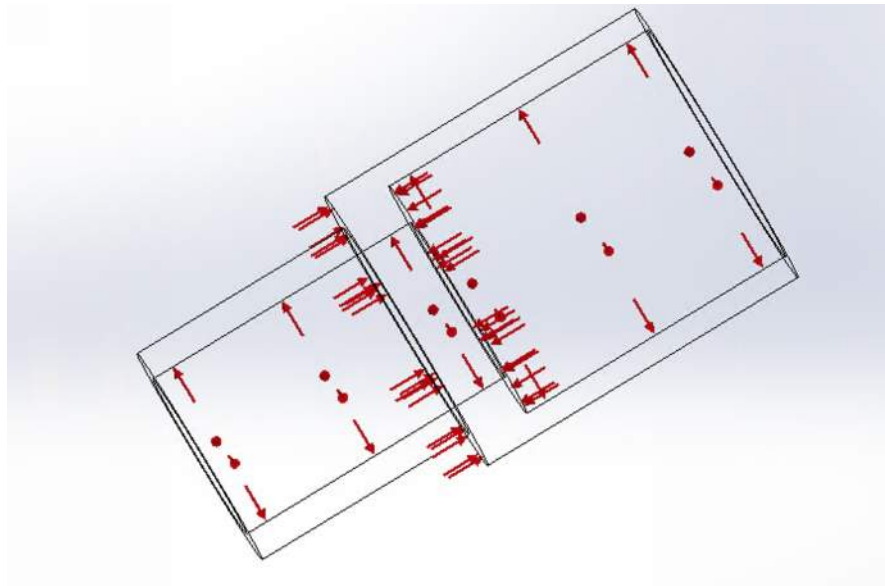


Ilustración 28: Vista de la pieza sometida a la presión generada por la válvula de suministro de gas

4.3.2 SUJECIONES

En esta simulación, las condiciones de sujeción de la pieza serán las siguientes:

1. El extremo izquierdo (conectado al aparato mecánico) se restringirá el movimiento en las 3 direcciones del espacio
2. El extremo conectado a los tubos, se restringirá el movimiento en la dirección longitudinal de la pieza.

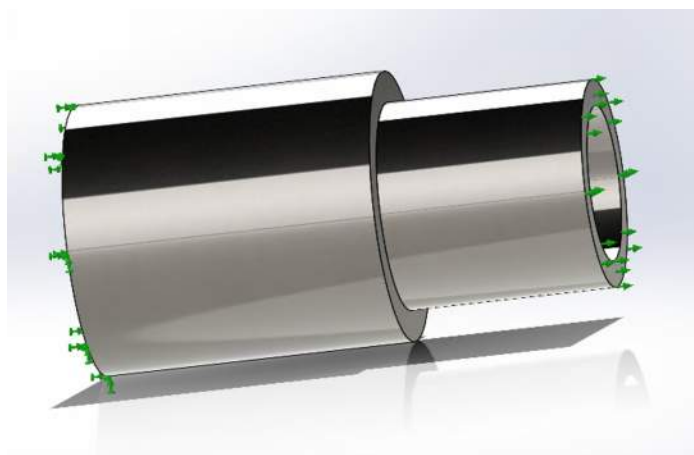


Ilustración 29: Pieza sometida a las sujeciones en el espacio

4.3.3 RESULTADOS

Para los resultados de esta segunda simulación se realizará el mismo proceso que la primera. A continuación, se pueden observar los resultados de la segunda simulación (*Ilustraciones 30, 31 y 32*):

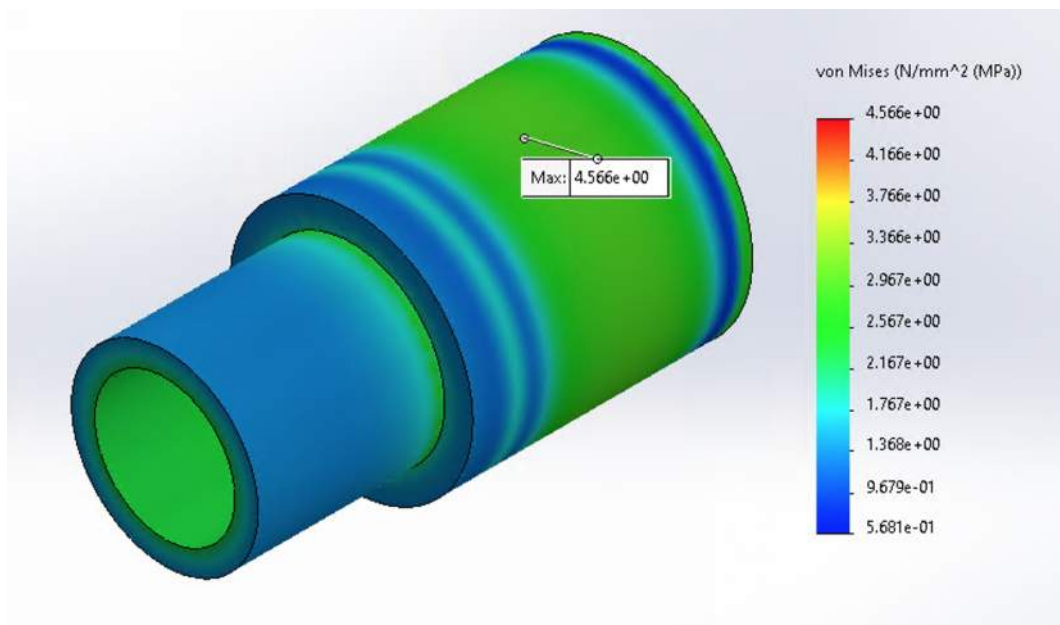


Ilustración 30: Tensiones de von Mises AEF II (escala 1)

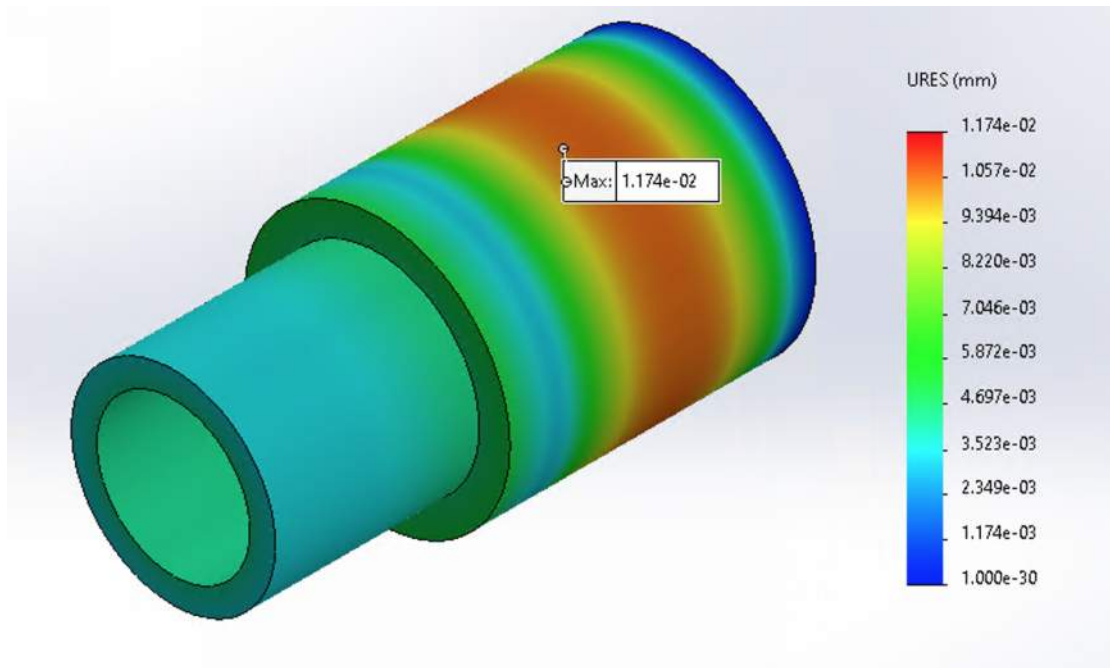


Ilustración 31: Deformaciones resultantes AEF II (escala 1)

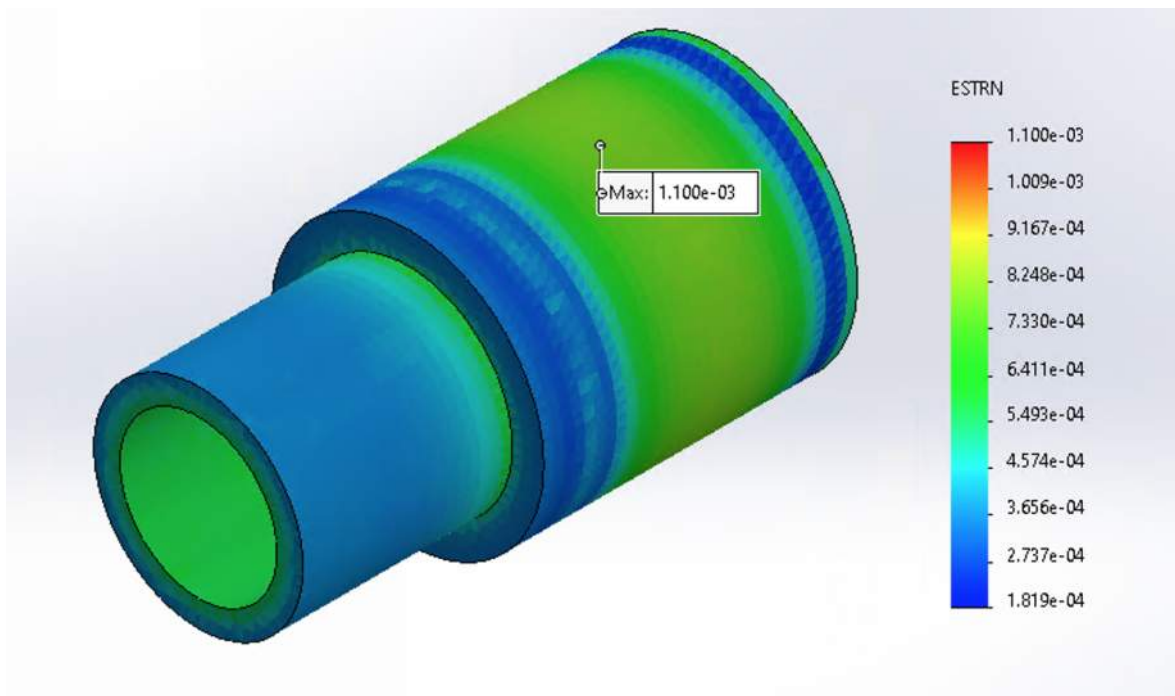


Ilustración 32: Deformaciones unitarias AEF II (escala 1)

En esta segunda simulación, los resultados son algo superiores comparándolos con la primera simulación, aun así, se encuentran en un rango totalmente aceptable para la finalidad de este proyecto.

Primero, en la *Ilustración 30* se observa que la tensión máxima de von Mises ($4,083 \text{ MPa}$) es muy inferior a la tensión de rotura. Volviendo a realizar el cálculo con la ley de Hooke utilizando el modulo de elasticidad del PLACTIVE y la deformación elástica máxima obtenida de la *Ilustración 31*, se obtiene una tensión máxima elástica:

$$\sigma_e = E * \varepsilon = 3600 \text{ MPa} * 1,1 * 10^{-3} = 3,96 \text{ MPa}$$

Este valor vuelve a ser muy inferior a la tensión de fluencia, por lo que queda demostrado que la pieza no alcanzará ningún tipo de deformación permanente, garantizando el aguantar del conector bajo carga.

4.3.3.1 Estudio de convergencia de malla

Se volverá a aplicar el estudio de convergencia de malla explicado anteriormente para el AEF del conector.

Como se puede observar en el *gráfico 2*, la máxima tensión de von Mises presente en el conector tiende a converger. Finalmente, para que los tiempos de simulación no fueran muy elevados y se obtuvieran valores precisos, se seleccionó un elemento de tamaño de malla de 1mm.

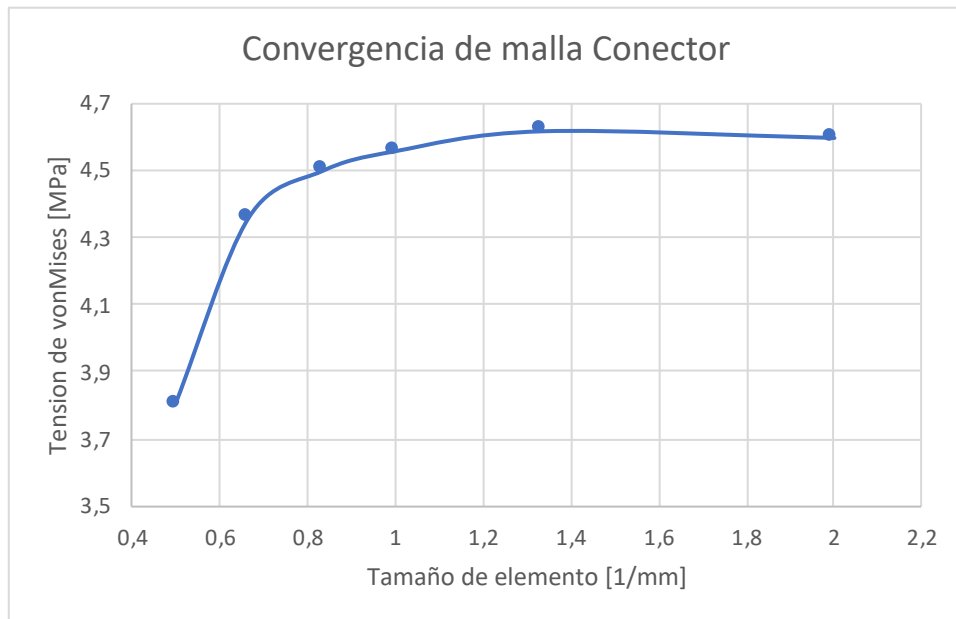


Gráfico 2: Estudio convergencia de malla Conector

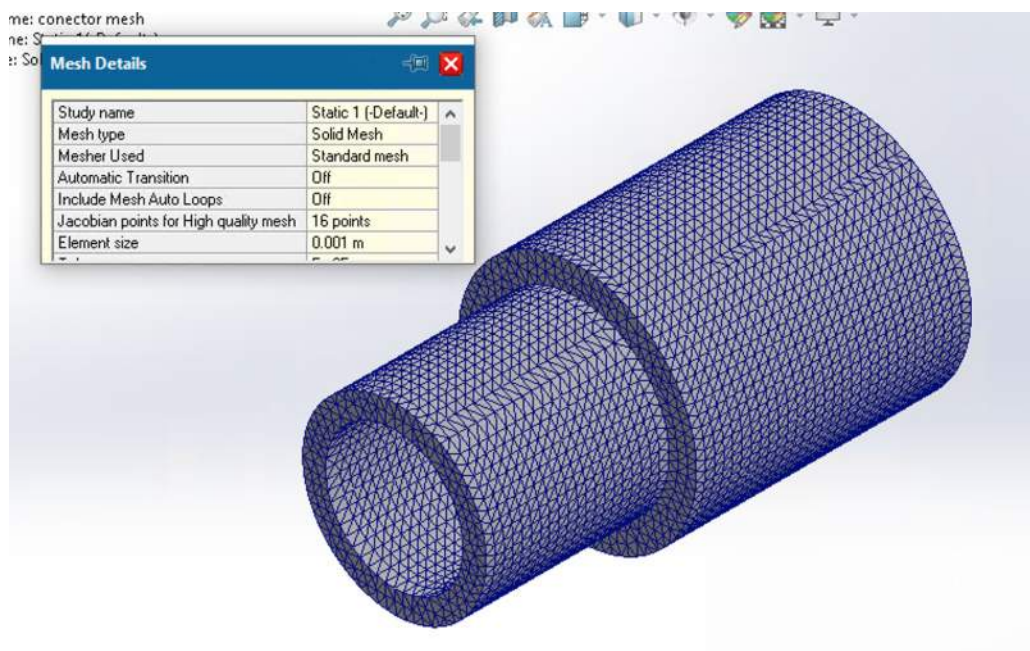


Ilustración 33: Malla utilizada para el AEF del conector

Capítulo 5. CONCLUSIONES Y TRABAJOS FUTUROS

En este capítulo se llevarán a cabo las conclusiones extraídas de este proyecto, así como los trabajos futuros que se pretenden realizar.

5.1 CONCLUSIONES

En el apartado de conclusión se observa la satisfacción de los objetivos propuestos para este diseño.

El primer objetivo que se comentaba en la sección 1.2 es la satisfacción de una posible demanda de equipamiento médico en los hospitales/centros de salud. Este objetivo está claramente cumplido, como se puede contemplar a lo largo de este apartado ya que, unificando la idea de la impresión de estas piezas junto a la distribución en torno a los hospitales de la parte mecánica de los respiradores, se conseguirá incrementar el número de aparatos para ventilación asistida, ayudando a los principales distribuidores que, como se vio durante los picos de ingresos hospitalarios durante la pandemia, no pudieron satisfacer.

El siguiente de los objetivos es fomentar los ODS, en concreto, los objetivos número 3 (Salud y Bienestar), 12 (Producción y consumo responsable) y 13 (Acción por el clima).

- Salud y Bienestar: Este proyecto colabora con este objetivo ya que posibilitará el mejor rendimiento en los hospitales al garantizar un aumento de material sanitario en situación de necesidad, logrando salvar vidas de muchos pacientes que requieran de respiración asistida.
- Producción y consumo responsable. De muchos estudios se ha llegado a la conclusión que usando técnicas de fabricación aditiva los costos de producción se ven claramente reducidos. También, los residuos se ven disminuidos ya que la impresión 3D únicamente hace uso del material previamente calculado por los diversos softwares CAD existentes. Por último, se reducen tanto los tiempos de

transporte como los planes logísticos para el desplazamiento de los objetos a crear, ya que disponiendo de una impresora en el lugar donde se quiere trabajar, (en este caso, con las partes del circuito respiratorio), no se requerirá de ninguna necesidad de transporte.

- Acción por el clima. Junto al ODS anterior, al reducir el transporte de los productos ya creados, cuyas emisiones contaminan el medio ambiente, este proyecto tiene un punto favorable para colaborar con el clima. Seguidamente, gran cantidad de estudios han demostrado que utilizar técnicas de FA reduce las emisiones si se compara con técnicas de producción convencionales. Por último, en este proyecto se comenta la posibilidad de utilizar materiales reciclados o biocompatibles, lo cual también colabora con este último ODS.

El último de los objetivos que se planteó fue asegurar que las piezas puedan ser utilizadas siguiendo la normativa sanitaria, en este caso, española. Para ello, los materiales a utilizar deben cumplir la norma ISO 10993. Como quedó mostrado en secciones anteriores, el material finalmente seleccionado para la impresión de las piezas denominado Copper 3D Plactive, cumplía estos requisitos. Asimismo, aunque no estaban al alcance a la hora de realizar el proyecto, se ofrecen varias alternativas de materiales que también son aceptados por la normativa sanitaria española y podrían ser utilizados para imprimir todas las partes propuestas.

5.2 TRABAJOS FUTUROS

5.2.1 UNIFICACIÓN CON LOS DISEÑOS DE RESPIRADORES POR FA

Como ha sido comentado, la finalidad de este proyecto es dotar a los hospitales de impresoras por fabricación aditiva para que, en el hipotético caso de enfrentarse a una escasez de respiradores, poder crear los aparatos completos de manera rápida con dichas técnicas y conseguir la ventilación asistida a todos los enfermos que lo requieran.

Para ello, es necesario una unión con los proyectos explicados en la sección 2.2. La idea es, con el uso de estas impresoras, poder imprimir sendos los diseños de los respiradores

mecánicos creados durante la pandemia del COVID 19 y las piezas diseñadas en este proyecto, para conseguir la creación de respiradores en breves periodos de tiempo.

A continuación, se muestra la tabla 6 con de los tiempos de impresión de los respiradores que alcanzaron la certificación sanitaria.

Tabla 6: Tiempos de creación ventiladores mecánicos

EQUIPO FABRICANTE	TIEMPO DE CREACION	RESPIRADORES DIARIOS
Andalucia Respira	50 respiradores/Semana	7
Reesistencia Team	6 horas/respirador	4
Leitat	50-100 respiradores/día	≈75
The Open Ventilator	50 respiradores/día	50
Acute-19	No se proporcionan tiempos exactos	--

Observando la *Tabla 6*, se observa una media de alrededor de 30 respiradores en un tiempo de 24 horas. Como quedó mostrado en la sección 4.1, se puede imprimir las piezas necesarias para el montaje de un circuito respiratorio en un tiempo de aproximadamente 6 horas por impresora, lo que es igual a 4 conjuntos en 24 horas.

Ya se vio durante las etapas de picos altos durante la pandemia que, definitivamente, ningún país estaba preparado para afrontar una situación como la ocurrida. Dotando a los hospitales de impresoras 3D se podrá acelerar el proceso de crear respiradores en un tiempo breve, evitando las largas esperas para conseguir respiradores de los principales productores o el equipamiento médico necesario para los circuitos respiratorios.

5.2.2 ESTUDIO DE LOS MATERIALES PARA CUMPLIR ISO 10993

El segundo de los trabajos futuros que se pretende con este proyecto es conseguir la regulación de los materiales para FA que aun no cumplen con la norma ISO 10993, la cual analiza la biocompatibilidad de los materiales.

De los materiales propuestos en la sección 3.2.2, dos de ellos, Istroflex y Wheat PLA, no cumplen con dicha norma. Conseguir que sean regulados para su uso en equipamiento medico favorecería al proceso de satisfacer la demanda de respiradores (al disponer de más materiales para poder imprimir las piezas), así como ayudar al medio ambiente cumpliendo el *ODS número 13: Acción por el clima*.

5.2.3 IMPRESIÓN REAL Y PRUEBA DEL MONTAJE

En un primer momento, la intención de este proyecto era imprimir las piezas y probarlas con un respirador.

Por diversas causas, no fue posible realizar este proceso, es por ello por lo que queda pendiente como trabajo futuro poder hacer el montaje completo del circuito una vez impreso e intentar mejorar posibles fallos que las piezas puedan tener al ser impresas, así como observar como reaccionan las piezas al ser usadas.

Capítulo 6. BIBLIOGRAFÍA

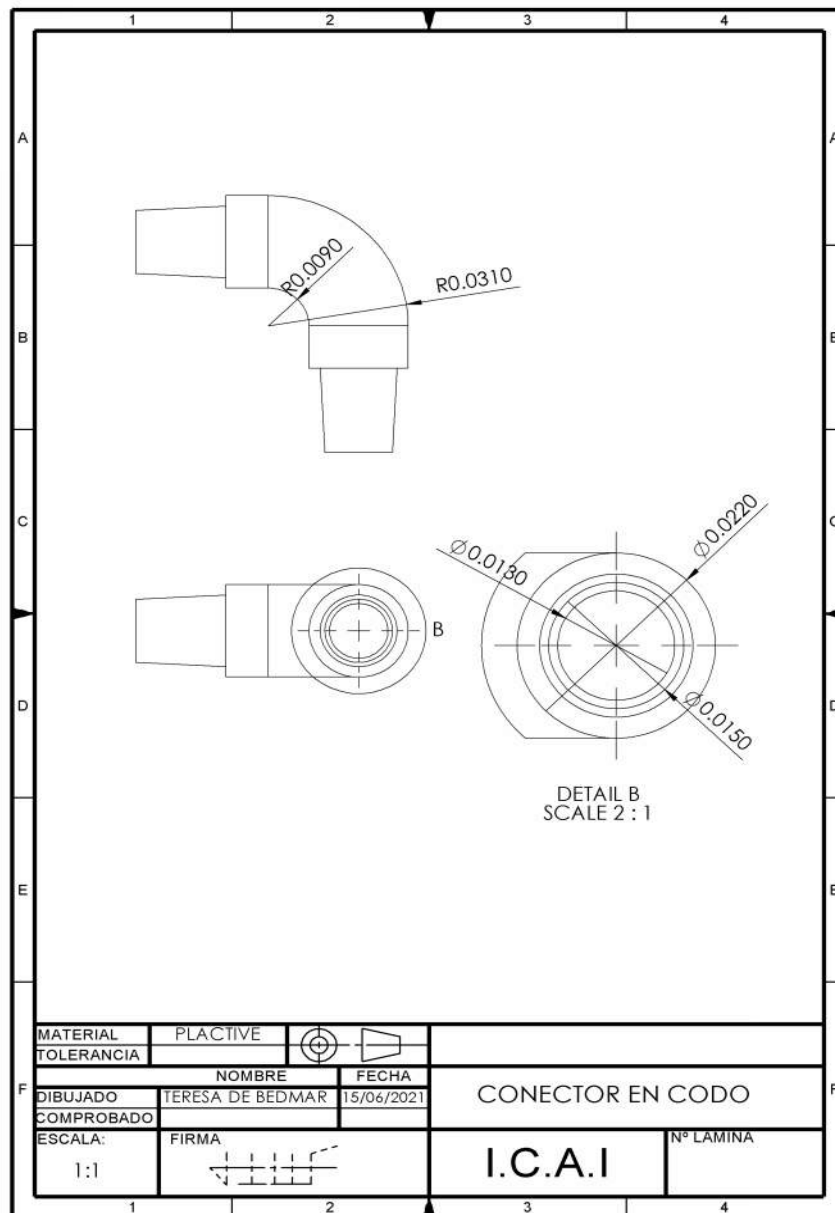
- [1] UNDP. 2021. *Objetivos de Desarrollo Sostenible | PNUD*. [online] Available at: <<https://www1.undp.org/content/undp/es/home/sustainable-development-goals.html>> [Accessed 11 June 2021].
- [2] Solidworks software. 2021. [online] Available at: <<https://www.solidworks.com/es/domain/simulation>> [Accessed 21 May 2021].
- [3] ultimaker.com. 2021. *Ultimaker Cura: software de impresión 3D potente y fácil de usar | Ultimaker*. [online] Available at: <<https://ultimaker.com/es/software/ultimaker-cura>> [Accessed 21 May 2021].
- [4] Cómo funciona el mercado del oxígeno y qué se puede hacer para evitar su escasez - BBC News Mundo. (2021). Retrieved 26 May 2021, from <https://www.bbc.com/mundo/noticias-56853149>
- [5] Pérez, E., 2021. *Respiradores artificiales fabricados en España: por qué su certificación es tan lenta cuando tantas vidas dependen de ellos*. [online] Xataka.com. Available at: <<https://www.xataka.com/medicina-y-salud/respiradores-artificiales-fabricados-espana-que-su-certificacion-lenta-cuando-tantas-vidas-dependen-ellos>> [Accessed 26 May 2021].
- [6] Computerworld.es. 2021. *Coronavirus Makers, tecnología al servicio sanitario*. [online] Available at: <<https://www.computerworld.es/tecnologia/coronavirus-makers-tecnologia-al-servicio-sanitario>> [Accessed 26 May 2021].
- [7] ISO. 2021. *ISO 5356-1:2015*. [online] Available at: <<https://www.iso.org/standard/54851.html>> [Accessed 6 June 2021].
- [8] Gutiérrez Muñoz, F., 2021. *Ventilación mecánica*. [online] Scielo.org.pe. Available at: <http://www.scielo.org.pe/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1728-59172011000200006> [Accessed 5 June 2021].

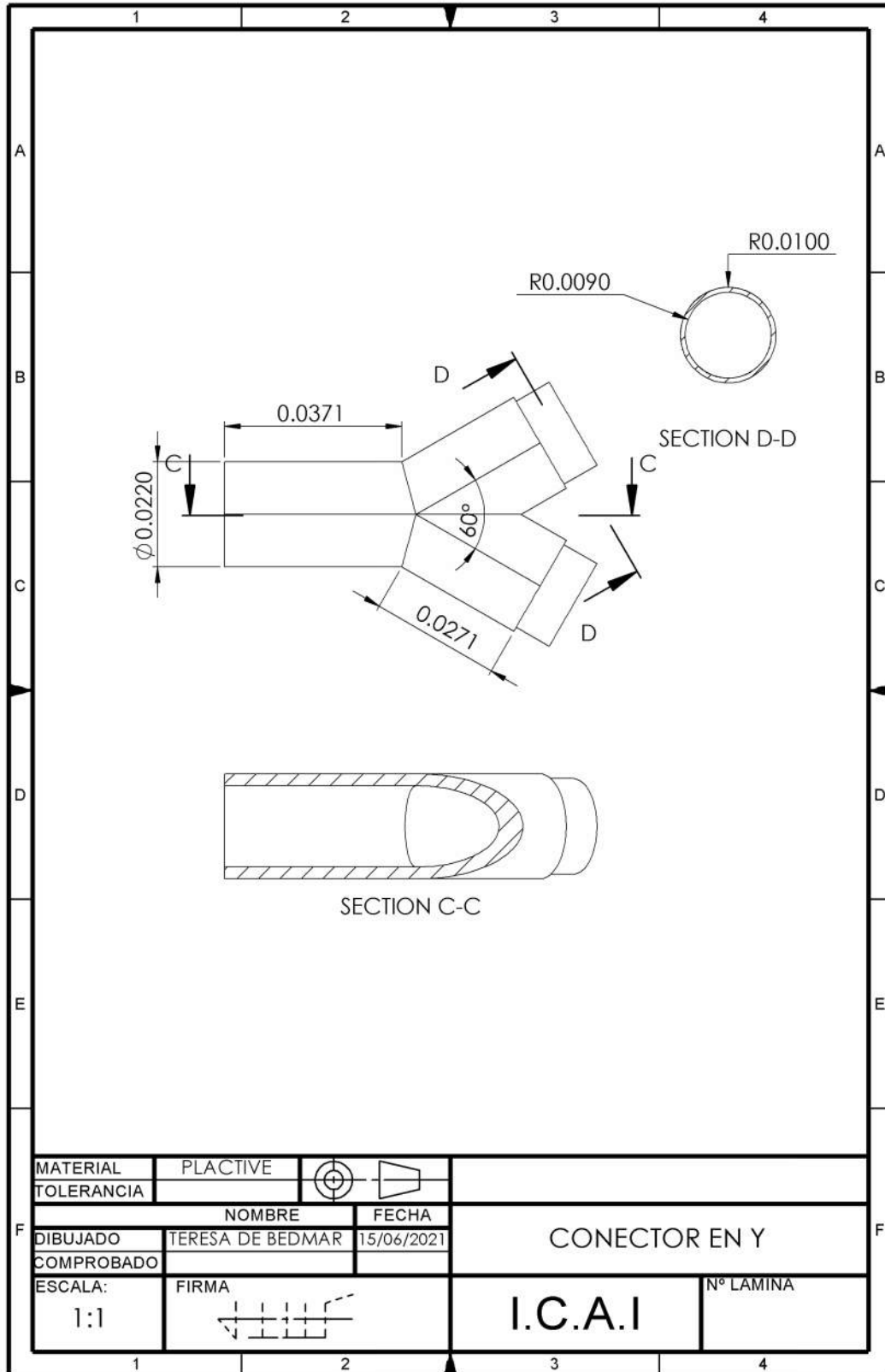
- [9] ISO. 2021. *ISO 10993-1:2018*. [online] Available at: <<https://www.iso.org/standard/68936.html>> [Accessed 6 June 2021].
- [10] Formlabs-media.formlabs.com. 2021. [online] Available at: <<https://formlabs-media.formlabs.com/datasheets/2001432-TDS-ENUS-0.pdf>> [Accessed 11 June 2021].
- [11] Formlabs-media.formlabs.com. 2021. [online] Available at: <<https://formlabs-media.formlabs.com/datasheets/2001403-TDS-ES-0.pdf>> [Accessed 11 June 2021].
- [12] Stratasys. 2021. *FDM polycarbonate with biocompatibility*. [online] Available at: <<https://www.stratasys.com/materials/search/pc-iso>> [Accessed 11 June 2021].
- [13] Filament2print.com. 2021. *PETG Smartfil | Filament2Print*. [online] Available at: <<https://filament2print.com/es/copoliesteres-pet/735-petg-smartfil.html>> [Accessed 11 June 2021].
- [14] Es.3dsystems.com. 2021. [online] Available at: <<https://es.3dsystems.com/sites/default/files/2020-03/3d-systems-figure-4-MED-WHT-10-datasheet-usen-2020-03-13-web.pdf>> [Accessed 11 June 2021].
- [15] 3dsystems.com. 2021. [online] Available at: <<https://www.3dsystems.com/sites/default/files/2020-01/3d-systems-visiJet-m2-material-selection-guide-a4-us-2020-01-08-web.pdf>> [Accessed 11 June 2021].
- [16] Addify. 2021. *Copper 3D PLACTIVE ANI™ Antimicrobial PLA*. [online] Available at: <<https://www.addify3d.com/filaments/317-copper-3d-plactive-an1-antimicrobial-pla>> [Accessed 11 June 2021].
- [17] Filament2print.com. 2021. *Istroflex | Filament2Print*. [online] Available at: <<https://filament2print.com/es/flexibles-tpe-tpu/1301-istroflex.html>> [Accessed 11 June 2021].
- [18] Filament2print.com. 2021. *Wheat PLA | Filament2Print*. [online] Available at: <<https://filament2print.com/gb/bio-sustainable/1199-pla-wheat.html>> [Accessed 11 July 2021].
- [19] Stratasys. 2021. *ABS-M30i | Stratasys*. [online] Available at: <<https://www.stratasys.com/es/materials/search/abs-m30i>> [Accessed 11 June 2021].
- [20] TRIESFERA. 2021. *Cómo elegir el relleno más adecuado para tus impresiones 3D - TRIESFERA*. [online] Available at: <<https://www.triesfera.com/como-elegir-relleno-impresion-3d/>> [Accessed 20 June 2021].

- [21] Mirlisenna, G., 2021. *¿Qué es el método de elementos finitos y cómo es utilizado en la simulación?*. [online] ESSS. Available at: <<https://www.esss.co/es/blog/metodo-de-los-elementos-finitos-que-es/>> [Accessed 3 June 2021].
- [22] Revista-portalesmedicos.com. 2021. *Parámetros en la ventilación mecánica invasiva - Revista Electrónica de Portales Medicos.com*. [online] Available at: <<https://www.revista-portalesmedicos.com/revista-medica/parametros-ventilacion-mecanica-invasiva/>> [Accessed 5 June 2021].
- [23] Himfg.com.mx. 2021. *Alberto Jarillo*. [online] Available at: <<http://himfg.com.mx/descargas/documentos/planeacion/guiasclinicasHIM/GInicioVMC.pdf>> [Accessed 5 June 2021].
- [24] Dräger Evita Infinity V500 Technical Data. 2021 *Dräger*. Available at: <<https://www.draeger.com/Products/Content/evita-v500-pi-9066390-us-en-2007-6.pdf>> [Accessed 5 June 2021].

Capítulo 7. ANEXOS

7.1 PLANOS





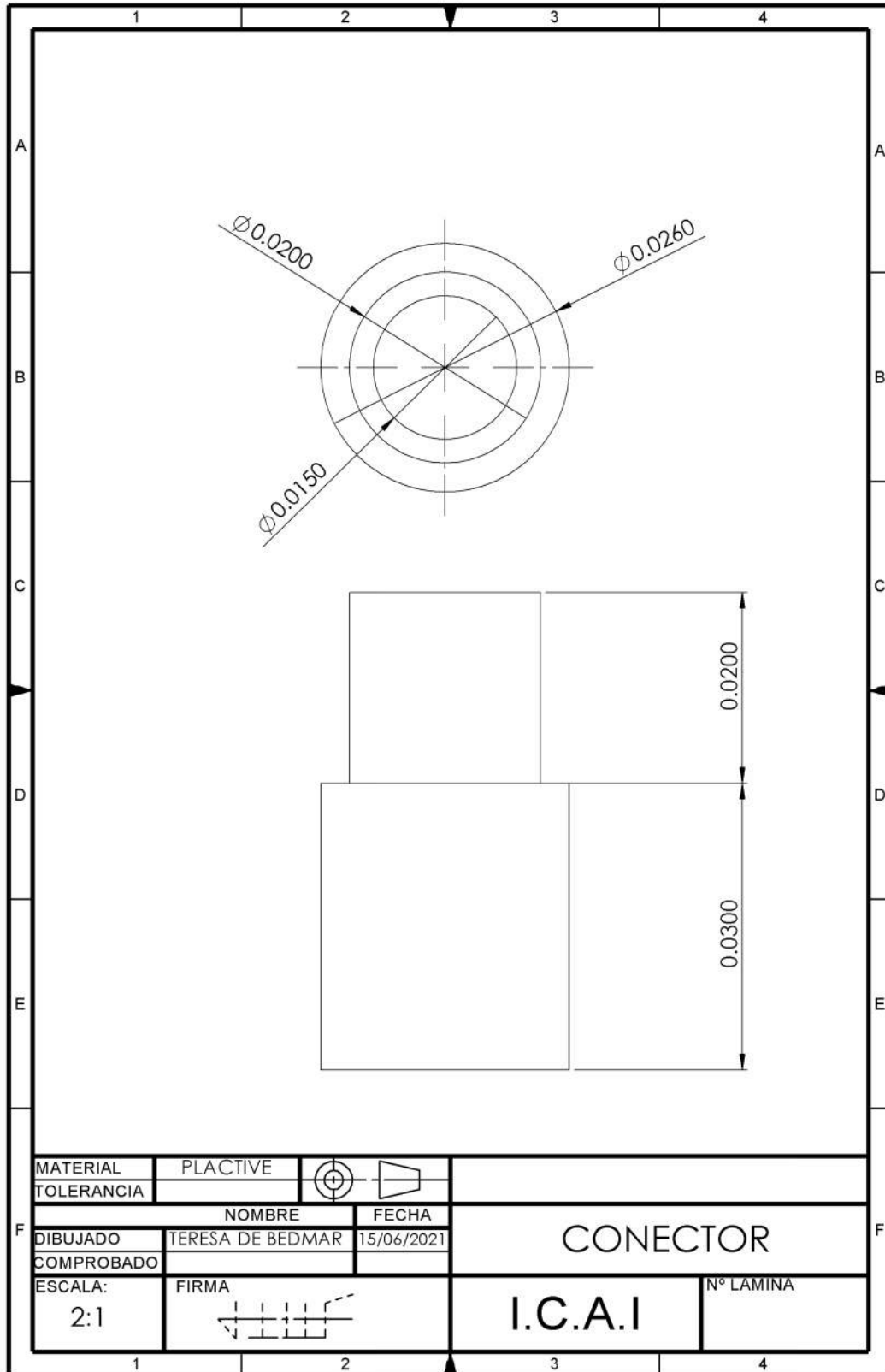


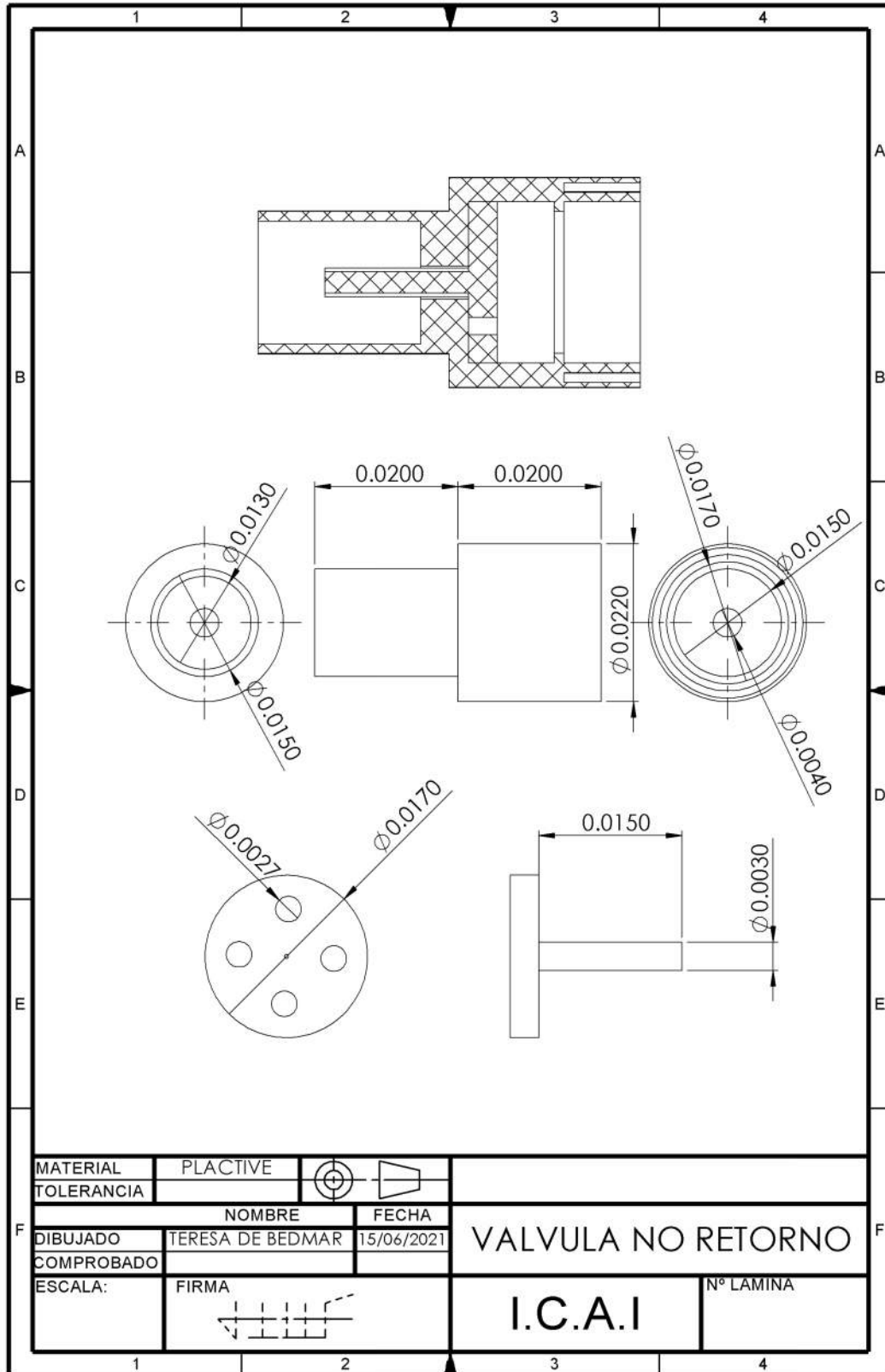
COMILLAS
UNIVERSIDAD PONTIFICIA

UNIVERSIDAD PONTIFICIA COMILLAS
ESCUELA TÉCNICA SUPERIOR DE INGENIERÍA (ICAI)
GRADO EN INGENIERÍA EN TECNOLOGÍAS DE TELECOMUNICACIÓN

ICAI ICADE CIHS

ANEXOS





7.2 FICHA TÉCNICA PLACTIVE

3D PRINTER CONFIGURATION PARAMETERS WITH PLACTIVE™

PRINTING TEMP. 190 - 210 °C
PRINTING SPEED 40 - 50 MM/SEG
LAYER HEIGHT ≥ 0.1 MM
PRINT BED TEMP. ± 0 - 60 °C

MATERIAL PROPERTIES OF PLACTIVE™

Physical Properties	PLACTIVE™	ASIM Method
Specific Gravity, g/cc	1.24	D792
MFR, g/10 min ⁽²⁾	6	D1238
Relative Viscosity ⁽³⁾	4.0	D5225
Clarity	Transparent	-
Peak Melt Temperature, °C	145-160	D3418
Glass Transition Temperature, °C	55-60	D3418
Mechanical Property		
Tensile Yield Strength, psi (MPa)	8700 (60)	D882
Tensile Strength at Break, psi (MPa)	7700 (53)	D882
Tensile Modulus, psi (MPa)	524,000 (3.6)	D882
Tensile Elongation, %	6	D882
Notched Izod Impact, ft-lb/in (J/m)	0.3 (16)	D256
Flexural Strength, psi (MPa)	12,000 (83)	D790
Flexural Modulus, psi (MPa)	555,000 (3.8)	D790
Heat Distortion Temperature, °C	55	E2092
66 psi (0.45 MPa)		

"Keep the package sealed until ready to use and promptly reseal any unused material"

(1) Typical properties for injection molded amorphous bars; not to be construed as specifications.
 (2) 210 °C/2.16kg
 (3) RV measured at 1.0 g/dL in chloroform at 30°C
 *values can vary by +/- 5% due to environmental conditions



BE A PART OF THIS NEW ECOSYSTEM AND JOIN THE ANTIBACTERIAL 3D PRINTING REVOLUTION!



Our Antibacterial 3D Printing Ecosystem with great added value for ALL:

- Patients
- Hospitals
- Doctors
- Universities, R&D Centers
- Startups & Makers
- Big 3D Print Developers
- Resellers

COPPER 3D
ANTIBACTERIAL INNOVATIONS

www.copper3d.com

7.3 PROPIEDADES PLACTIVE SWS

Properties Tables & Curves Appearance CrossHatch Custom Application Data Favorites Sheet Metal

Material properties
Materials in the default library can not be edited. You must first copy the material to a custom library to edit it.

Model Type: Linear Elastic Isotropic Save model type in library

Units: SI - N/m² (Pa)

Category: |

Name: Plactive AN1 (1)

Default failure criterion: Max von Mises Stress

Description: Plactive AN1 (1)

Source:

Sustainability: Undefined

Property	Value	Units
Elastic Modulus	3600000000	N/m ²
Poisson's Ratio	0.400000006	N/A
Shear Modulus	3800000000	N/m ²
Mass Density	1240	kg/m ³
Tensile Strength	53000000	N/m ²
Compressive Strength		N/m ²
Yield Strength	60000000	N/m ²
Thermal Expansion Coefficient		/K

