



MASTER UNIVERSITARIO EN INGENIERÍA  
INDUSTRIAL

TRABAJO FIN DE MASTER

**Diseño y desarrollo de máquina low cost  
de respiración nocturna asistida (apnea  
anti ronquidos) CPAP**

Autor: Enrique Frías Ballester

Director: Iñigo Sanz Fernandez

Co-Director: Juan Norverto Moriñigo

Madrid



Declaro, bajo mi responsabilidad, que el Proyecto presentado con el título  
Diseño y desarrollo de máquina low cost de respiración nocturna asistida (apnea anti  
ronquidos) CPAP

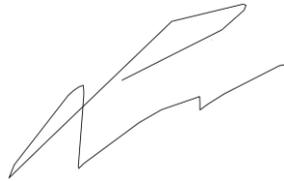
en la ETS de Ingeniería - ICAI de la Universidad Pontificia Comillas en el

curso académico 2023/2024 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.: Enrique Frías Ballester

Fecha: 21/08/2024

Autorizada la entrega del proyecto

LOS DIRECTORES DEL PROYECTO

Fdo.:

Fecha: 22/ 08/2024

**SANZ FERNANDEZ**  
**IÑIGO - 52367115W**

Firmado digitalmente por SANZ  
FERNANDEZ IÑIGO - 52367115W  
Fecha: 2024.08.27 09:39:43  
+02'00'

Fdo.:

Fecha: 22/ 08/2024

**juan de norverto**

Firmado digitalmente por juan  
de norverto  
Fecha: 2024.08.23 09:08:51  
+02'00'

# **DISEÑO Y DESARROLLO DE MÁQUINA LOW COST DE RESPIRACIÓN NOCTURNA ASISTIDA (APNEA ANTI RONQUIDOS) CPAP**

**Autor: Frías Ballester, Enrique.**

Director: Sanz Fernandez, Iñigo.

Co-Director: Norverto Moriñigo, Juan.

## **RESUMEN DEL PROYECTO**

El proyecto realizado consiste en el diseño y desarrollo de un prototipo funcional de máquina CPAP low-cost. Ante el actual elevado precio de tratamiento para los trastornos del sueño, se ha desarrollado, tras un estudio y una selección exhaustiva de los componentes necesarios, una máquina CPAP. Además, para determinar la viabilidad, se ha realizado un modelo de negocio para el prototipo desarrollado.

### **1. Introducción**

Este proyectado ha consistido en tres fases principales. Durante el desarrollo del proyecto, se va a desarrollar un prototipo completamente funcional de una máquina CPAP, esencial para tratar los trastornos del sueño. A lo largo del proyecto se han escogido y fabricado los componentes esenciales de la máquina, asegurando el alineamiento con el requisito principal del proyecto, que es mantener un coste bajo.

En la primera fase, se han introducido los conceptos básicos de los trastornos del sueño y se ha desarrollado un estudio del arte preliminar del mercado CPAP. En esta fase, se han explicado los posibles trastornos existentes, y se ha introducido el concepto de tratamiento CPAP y el tamaño del mercado actual.

En la segunda fase, se ha entrado más en profundidad en el estado del arte de las máquinas CPAP actuales, estudiando los componentes principales que componen una máquina CPAP, para a continuación poder replicarla. Una vez identificados todos los componentes claves, se ha procedido a la selección de componentes y diseño del prototipo.

Para finalizar, la tercera fase ha consistido en el desarrollo de un modelo de negocio para determinar el atractivo del proyecto. En este modelo de negocio, se ha realizado un análisis del mercado actual, para comprender el tamaño real del mercado, así como los principales competidores, y el público a abordar. También se ha realizado un análisis económico del modelo propuesto, en el que se han estudiado las operaciones necesarias para el modelo,

las ventas esperadas a lo largo de los diez primeros años, y los costes en los que se incurrirá en esos diez años. Una vez obtenido el análisis económico, se han obtenido los resultados financieros esperados, determinando así la viabilidad del modelo, y el atractivo que presenta.

## **2. Desarrollo del Proyecto**

En una primera instancia se ha desarrollado un análisis preliminar de las opciones actuales del mercado CPAP, donde se ha explorado el estado de arte de las tecnologías actuales y su aplicación en el tratamiento de la apnea del sueño y otros trastornos. Este análisis se ha dividido en varios subapartados en los que se han desarrollado tanto las características técnicas de estas máquinas como su presencia en el mercado global.

En primer lugar, se ha introducido el concepto de máquinas CPAP, explicando lo que significan y su funcionamiento básico. También se ha explicado que gracias al aire impulsado, se logra mantener las vías respiratorias abiertas durante las horas de sueño, logrando que no se interrumpa este. De esta manera, se aumenta la calidad de sueño de los usuarios, que conlleva un impacto directo en la calidad de vida.

Se han explorado los distintos trastornos del sueño con los que se puede tratar mediante la terapia CPAP. Entre estos trastornos, el más prevalente es la apnea del sueño, pero mediante máquinas CPAP también se pueden tratar trastornos como la hipoapnea, y el síndrome de hipoventilación, conocido como el síndrome de Pickwick. Para cada caso, se ha proporcionado una descripción del efecto alivante de las máquinas CPAP, reduciendo los síntomas y mejorando la calidad de vida de los pacientes. En este apartado donde se han presentado los trastornos, se ha hecho hincapié en la importancia de los diagnósticos, normalmente realizando estudios polisomnográficos, para asegurar que el paciente recibe el tratamiento adecuado.

A continuación, se ha hecho un examen preliminar del mercado CPAP, señalando los principales fabricantes y tecnologías disponibles. Las compañías más grandes del mercado son Resmed, Philips Respironics, y Fisher & Paykel Healthcare, que dominan mayoritariamente el mercado. El análisis ha realizado una pequeña segmentación de precios mercado, donde se ha confirmado que el tratamiento tiene un coste elevado, y el precio incrementa drásticamente con la incorporación de mejoras, como la humidificación integrada, o conectividad inalámbrica.

Para finalizar esta primera fase, se han expuesto los desafíos actuales del mercado CPAP, incluyendo la incomodidad que experimentan algunos usuarios, lo que puede resultar en la discontinuidad del tratamiento. También se han explorado las barreras de adquisición, como los elevados costes, o infraestructuras sanitarias subdesarrolladas.

En la segunda fase, se ha descrito en profundidad el enfoque seguido para diseñar y desarrollar el dispositivo CPAP económico, manteniendo siempre los elementos necesarios para proporcionar la funcionalidad fundamental de las máquinas CPAP. Se ha comenzado explicando la motivación y objetivos principal, destacando entre ellos la necesidad de reducir el coste de los dispositivos CPAP para poder brindar tratamiento a aquellos segmentos con recursos limitados. El objetivo principal es conseguir un dispositivo más económico para democratizar el acceso a los tratamientos contra los trastornos del sueño, mejorando así la calidad de vida de los pacientes.

El diseño del prototipo se ha enfocado en reducir los componentes sin sacrificar eficacia médica en el funcionamiento básico de las máquinas CPAP. Para ello, se han estudiado los componentes claves de los dispositivos, siendo estos el bloque motor, el circuito de control, la interfaz de usuario, el humidificador, y el tubo y máscara. Una vez identificados los componentes más importantes, se han seleccionado los más esenciales, usando piezas estándar, que son más asequibles que los componentes especializados. De esta manera, se han seleccionado los siguientes componentes para el prototipo.

Componente	Modelo
Soplador	Sanyo Denki 9BMC24P2G001
Sensor de presión	NXP MPX5010DP
Microcontrolador	Arduino Uno R3
Fuente de alimentación	RS Pro 24V, 3.2A
Display	Displaytech DT018ATFT
Pulsadores	C&K PTS645SL432LFS
Resistencias	TE CFR50J10K
Mosfet	Infineon IRFZ46NPBF
Diodo de protección	Onsemi EGP30G
Cables conectores	MikroElektronika Mikroe-512
Placa	Kitronik 2444
Filtros de aire	ebm-papst FP80

*Tabla 1. Componentes seleccionados para el prototipo*

Además, se ha realizado el diseño de la carcasa utilizando tecnologías 3D para fabricar las piezas, haciendo un diseño entre iteraciones más rápido. Se han realizado iteraciones para

optimizar la carcasa, permitiendo aportar una eficiencia mayor del dispositivo gracias a la simplificación de este. Estas iteraciones han optimizado el dispositivo hasta presentar un prototipo final, cumpliendo también el requisito de portabilidad, obteniendo una carcasa de apenas 200 mm x 145 mm x 80 mm. Gracias a estas dimensiones reducidas, el dispositivo puede llevarse durante los desplazamientos de los usuarios. Finalmente, en la última iteración, se obtuvo el componente principal de la carcasa presentado a continuación. Se puede observar que este tiene un compartimento en el que irá colocado el soplador seleccionado, y por el que entra el aire aspirado, y se expulsa el aire a presión positiva. Además, dispone de una salida para los cables y ventilación, así como una salida en el conducto del aire para medir la presión gracias al sensor, e implementar así el algoritmo de control.



*Figura 1. Carcasa inferior impresa*

Una vez seleccionados todos los componentes necesarios e impresa la carcasa, se ha procedido al montaje e integración de todos los componentes. Por último, se ha desarrollado el algoritmo de control que asegura que la máquina proporcione el nivel de presión requerido por el usuario. Para ello, se ha diseñado y programado un control proporcional integral con constantes proporcional  $K_p = 1,0$  e integral  $K_i = 0,1$ .

Una vez montado y finalizado el prototipo funcional, se ha realizado un plan de negocio ejecutable para comercializar la máquina CPAP low-cost, asegurando tanto la viabilidad económica como la capacidad de penetración de mercado. En primer lugar se ha desarrollado un análisis de mercado que abarca la segmentación de clientes, el tamaño de mercado, y el análisis competitivo. En la segmentación de mercado se han identificados los distintos grupos claves, basándose en sus necesidades, siendo estos individuos, hospitales, y aseguradoras.

A continuación, se ha realizado un análisis del tamaño de mercado de los dispositivos CPAP. En este análisis se ha determinado que el tamaño del mercado global en la actualidad es de 6,3 mil millones de euros, y específicamente en España de 37,9 millones de euros. No solo es un mercado que ya tiene un tamaño considerablemente, sino que se espera que crezca hasta alcanzar, en España los 78,1 millones de euros. El plan de negocio se ha enfocado en el territorio español ya que se ha estimado insuficiente los recursos disponibles para poder abarcar el mercado internacional. Además, se han determinado que los principales competidores del mercado son Resmed, Philips Respironic y Fisher & Paykel, que claramente dominan una cuota mayoritaria del mercado. La ventaja aportada por el proyecto sobre estos gigantes, es la capacidad de ofrecer un dispositivo con un coste significativamente menor, con un decremento en el precio de hasta 28%.

Por último, se ha realizado un análisis económico, en el que se ha realizado una proyección de ventas y costes asociados a la producción. Las ventas iniciales se han estimado comenzando por abarcar una pequeña cuota del mercado, de únicamente 0,1% y sufriendo un crecimiento controlado durante los primeros años para asegurar la viabilidad del negocio. Se proyecta un crecimiento durante los diez primeros años, hasta alcanzar una cuota de mercado del 5% del mercado nacional, lo que equivale a un total de facturación de aproximadamente 2 millones de euros.

Año	Cuota de Mercado	Ventas
2025	0,1%	40.742,50 €
2026	0,5%	218.990,94 €
2027	1,0%	470.830,52 €
2028	1,5%	759.214,21 €
2029	2,0%	1.088.207,03 €
2030	2,5%	1.462.278,20 €
2031	3,0%	1.886.338,87 €
2032	3,5%	2.365.783,34 €
2033	4,0%	2.906.533,81 €
2034	5,0%	3.905.654,81 €

*Tabla 2. Proyecciones de ventas*

Una vez obtenidas las proyecciones de ventas, se ha realizado el análisis de costes. Tras desarrollar el prototipo diseñado en el proyecto, se ha calculado un coste unitario por máquina de 213 € y se ha establecido por tanto, un coste de comercialización de 309 €, que es un 23% inferior al coste mínimo actual. Tras el coste unitario se ha podido realizar un análisis de los costes operacionales que habrá que cubrir, resultando en los siguientes.

Año	Costes Variables	Costes Fijos	Costes totales
2025	28.098 €	25.000 €	53.098 €
2026	151.028 €	100.000 €	251.028 €
2027	324.711 €	145.000 €	469.711 €
2028	523.596 €	195.000 €	718.596 €
2029	750.488 €	255.000 €	1.005.488 €
2030	1.008.468 €	365.000 €	1.373.468 €
2031	1.300.923 €	430.000 €	1.730.923 €
2032	1.631.575 €	485.000 €	2.116.575 €
2033	2.004.506 €	585.000 €	2.589.506 €
2034	2.693.555 €	640.000 €	3.333.555 €

Tabla 3. Proyecciones de costes

### 3. Resultados y conclusiones

Tras analizar las previsiones de ventas y costes, los resultados se consideran en el volumen de margen operativo resultante. Como se puede observar, se llega a un punto de break even en el tercer año, en el cual el margen operativo es nulo. El análisis financiero confirma además que se recuperará la inversión inicial necesaria de 30.000 € (coste de la impresora 3D) gracias al despegue del margen operativo según aumentan las ventas con los años.

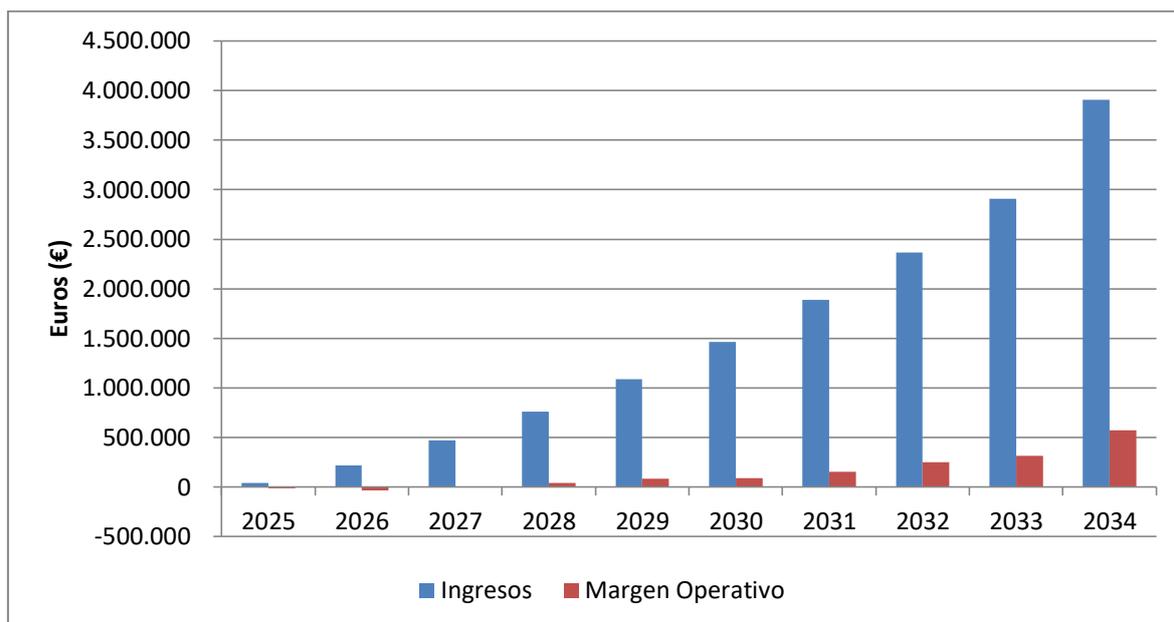


Figura 2. Ingresos vs Margen Operativo

Con el crecimiento proyectado, se obtiene un margen operativo que aumenta a lo largo de los años, empezando a generar beneficios a partir del tercer año, hasta alcanzar un 15% en el décimo año de operación (572.100 € de beneficio operativo frente a 3,9 mill€ de facturación), lo cual confirma la viabilidad de la comercialización del dispositivo diseñado.

Por tanto, se concluye que tras haber analizado y seleccionado los componentes clave para la fabricación del dispositivo, y tras el análisis del modelo de negocio, el proyecto no es solo viable, sino que también es atractivo desde el punto de vista financiero, apoyado por la estrategia principal de reducción de costes.

# **DESIGN AND DEVELOPMENT OF LOW COST MACHINE OF ASSISTED NIGHT BREATHING (APNEA ANTI SNAKING) CPAP**

**Author: Frías Ballester, Enrique.**

Director: Sanz Fernandez, Iñigo.

Co-Director: Norverto Moriñigo, Juan.

## **ABSTRACT**

The project consists of the design and development of a functional prototype of a low-cost CPAP machine. Given the current high cost of treatment for sleep disorders, a CPAP machine has been developed after an exhaustive study and selection of the necessary components. Additionally, a business model has been created for the developed prototype to determine its viability.

## **4. Introduction**

This project has consisted of three main phases. During the development of the project, a fully functional prototype of a CPAP machine, essential for treating sleep disorders, will be developed. Throughout the project, the essential components of the machine have been selected and manufactured, ensuring alignment with the project's primary requirement, which is to maintain a low cost.

In the first phase, the basic concepts of sleep disorders were introduced, and a preliminary state-of-the-art study of the CPAP market was conducted. In this phase, the possible existing disorders were explained, and the concept of CPAP treatment and the current market size were introduced.

In the second phase, a deeper exploration of the current state-of-the-art of CPAP machines was undertaken, studying the main components that make up a CPAP machine to be able to replicate it. Once all the key components were identified, the selection of components and the design of the prototype proceeded.

Finally, the third phase consisted of developing a business model to determine the project's attractiveness. In this business model, an analysis of the current market was carried out to understand the real market size, as well as the main competitors and the target audience. An economic analysis of the proposed model was also conducted, studying the necessary operations, expected sales over the first ten years, and the costs incurred during those ten

years. Once the economic analysis was completed, the expected financial results were obtained, thus determining the model's viability and its attractiveness.

## **5. Project development**

In the first phase, a preliminary analysis of the current options in the CPAP market was developed, where the state of the art of current technologies and their application in the treatment of sleep apnea and other disorders was explored. This analysis was divided into several subsections in which both the technical characteristics of these machines and their presence in the global market were discussed.

Firstly, the concept of CPAP machines was introduced, explaining what they are and their basic functioning. It was also explained that by pushing air, these machines keep the airways open during sleep, preventing interruptions. In this way, the quality of sleep for users is enhanced, which has a direct impact on their quality of life.

The different sleep disorders that can be treated with CPAP therapy were explored. Among these disorders, sleep apnea is the most prevalent, but CPAP machines can also treat conditions such as hypopnea and hypoventilation syndrome, known as Pickwick syndrome. For each case, a description of the alleviating effect of CPAP machines was provided, highlighting how they reduce symptoms and improve patients' quality of life. This section emphasized the importance of diagnoses, typically conducted through polysomnographic studies, to ensure that patients receive the appropriate treatment.

Next, a preliminary examination of the CPAP market was conducted, highlighting the main manufacturers and available technologies. The largest companies in the market are Resmed, Philips Respironics, and Fisher & Paykel Healthcare, which dominate the majority of the market. The analysis included a brief market price segmentation, confirming that treatment is expensive, and prices increase significantly with the addition of features like integrated humidification or wireless connectivity.

To conclude this first phase, the current challenges of the CPAP market were presented, including the discomfort experienced by some users, which can result in discontinuation of treatment. Barriers to acquisition were also explored, such as high costs or underdeveloped healthcare infrastructures.

In the second phase, the approach followed to design and develop an affordable CPAP device was described in depth, always maintaining the necessary elements to provide the fundamental functionality of CPAP machines. The motivation and primary objectives were outlined, emphasizing the need to reduce the cost of CPAP devices to provide treatment to those segments with limited resources. The main goal is to create a more affordable device to democratize access to treatments for sleep disorders, thereby improving patients' quality of life.

The prototype's design focused on reducing components without sacrificing medical efficacy in the basic functioning of CPAP machines. Key components of the devices were studied, including the motor block, control circuit, user interface, humidifier, and tube and mask. Once the most important components were identified, the most essential ones were selected, using standard parts that are more affordable than specialized components. In this way, the following components were selected for the prototype.

Componente	Modelo
Soplador	Sanyo Denki 9BMC24P2G001
Sensor de presión	NXP MPX5010DP
Microcontrolador	Arduino Uno R3
Fuente de alimentación	RS Pro 24V, 3.2A
Display	Displaytech DT018ATFT
Pulsadores	C&K PTS645SL432LFS
Resistencias	TE CFR50J10K
Mosfet	Infineon IRFZ46NPBF
Diodo de protección	Onsemi EGP30G
Cables conectores	MikroElektronika Mikroe-512
Placa	Kitronik 2444
Filtros de aire	ebm-papst FP80

*Tabla 4. Selected Components*

Additionally, the casing was designed using 3D technologies to manufacture the parts, allowing for faster design iterations. Iterations were conducted to optimize the casing, thereby enhancing the device's efficiency through its simplification. These iterations have optimized the device to present a final prototype, also meeting the portability requirement, resulting in a casing measuring just 200 mm x 145 mm x 80 mm. Thanks to these reduced dimensions, the device can be easily carried during user travel. Finally, in the last iteration, the main component of the casing was obtained, as presented below. It can be observed that this component has a compartment where the selected blower will be placed, through

which air is drawn in and positive pressure air is expelled. Additionally, it features an outlet for cables and ventilation, as well as an outlet in the air duct to measure pressure via a sensor, thereby enabling the implementation of the control algorithm.



*Figura 3. Printed Casing*

Once all the necessary components were selected and the casing was printed, the assembly and integration of all components were carried out. Finally, a control algorithm was developed to ensure that the machine provides the required pressure level for the user. For this purpose, a proportional-integral control was designed and programmed with proportional and integral constants,  $K_p = 1.0$  and  $K_i = 0.1$ , respectively.

After assembling and finalizing the functional prototype, an executable business plan was developed to commercialize the low-cost CPAP machine, ensuring both economic viability and market penetration capability. First, a market analysis was conducted, covering customer segmentation, market size, and competitive analysis. In the market segmentation, the different key groups were identified based on their needs, including individuals, hospitals, and insurance companies.

Next, an analysis of the market size for CPAP devices was conducted. This analysis determined that the current global market size is 6.3 billion euros, with the specific market in Spain being 37.9 million euros. Not only is it already a considerably large market, but it is also expected to grow, reaching 78.1 million euros in Spain. The business plan focused on the Spanish market since the available resources were deemed insufficient to cover the international market. Additionally, it was determined that the main competitors in the market are Resmed, Philips Respironics, and Fisher & Paykel, which clearly dominate a

majority market share. The advantage provided by the project over these giants is the ability to offer a device at a significantly lower cost, with a price reduction of up to 28%.

Finally, an economic analysis was conducted, including a projection of sales and associated production costs. Initial sales were estimated to begin with capturing a small market share of only 0.1%, with controlled growth during the first few years to ensure the business's viability. Growth is projected over the first ten years, reaching a market share of 5% of the national market, equivalent to a total turnover of approximately 2 million euros.

Año	Cuota de Mercado	Ventas
2025	0,1%	40.742,50 €
2026	0,5%	218.990,94 €
2027	1,0%	470.830,52 €
2028	1,5%	759.214,21 €
2029	2,0%	1.088.207,03 €
2030	2,5%	1.462.278,20 €
2031	3,0%	1.886.338,87 €
2032	3,5%	2.365.783,34 €
2033	4,0%	2.906.533,81 €
2034	5,0%	3.905.654,81 €

*Tabla 5. Sales Projections*

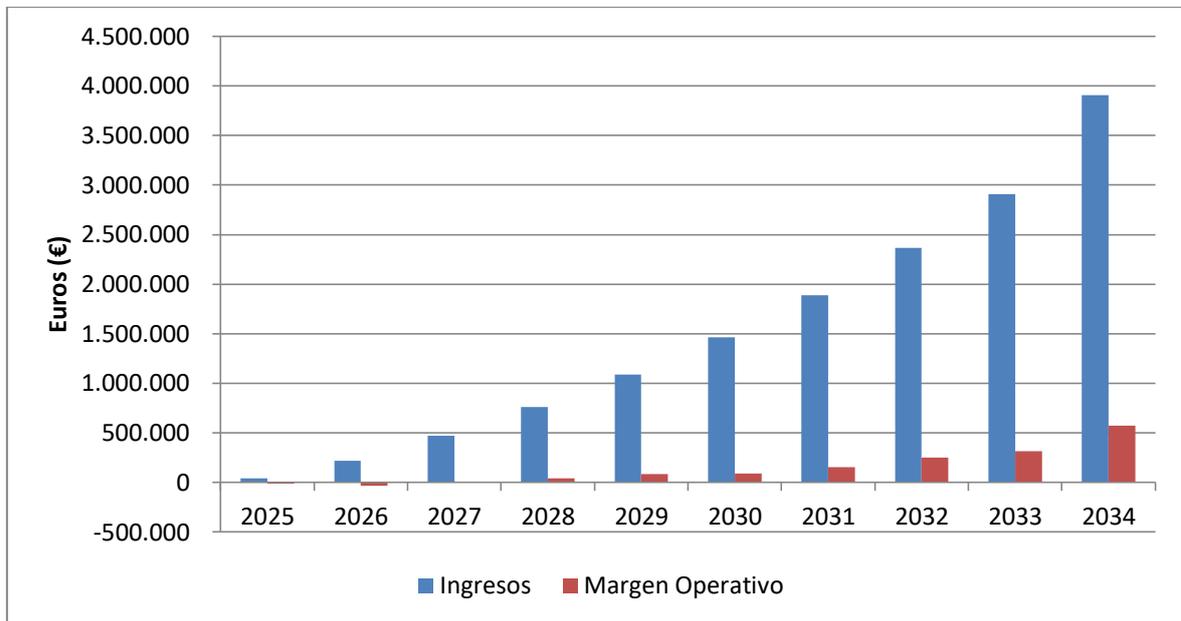
Once the sales projections were obtained, a cost analysis was conducted. After developing the prototype designed in the project, a unit cost per machine was calculated at €192.97, and thus, a commercialization price of €290 was established, which is 28% lower than the current minimum cost. Following the determination of the unit cost, an analysis of the operational costs that will need to be covered was conducted, resulting in the following.

Año	Costes Variables	Costes Fijos	Costes totales
2025	28.098 €	25.000 €	53.098 €
2026	151.028 €	100.000 €	251.028 €
2027	324.711 €	145.000 €	469.711 €
2028	523.596 €	195.000 €	718.596 €
2029	750.488 €	255.000 €	1.005.488 €
2030	1.008.468 €	365.000 €	1.373.468 €
2031	1.300.923 €	430.000 €	1.730.923 €
2032	1.631.575 €	485.000 €	2.116.575 €
2033	2.004.506 €	585.000 €	2.589.506 €
2034	2.693.555 €	640.000 €	3.333.555 €

*Tabla 6. Cost Projections*

## 6. Results and conclusions

After analyzing the sales and cost forecasts, the results are considered in the resulting operating margin volume. As can be observed, the break-even point will be reached on the third year of operation. The financial analysis also confirms that the initial investment of 30.000€ (price of the 3D printer) will be recovered thanks to the ramp up of the operating margin.



*Figura 4. Revenue vs Operational Margin*

With the projected growth, an operating margin that increases over the years is achieved, starting to get profit after the third year, reaching 15% in the tenth year of operation (572.100 € margin profit vs 3,9 mill€ in revenue), which confirms the viability of commercializing the designed device.

Therefore, it is concluded that after analyzing and selecting the key components for the device's manufacturing, and after the business model analysis, the project is not only viable but also attractive from a financial standpoint, supported by the primary cost reduction strategy.

## *Índice de la memoria*

<b>1. Introducción.....</b>	<b>7</b>
<b>2. Descripción de las Opciones Actuales .....</b>	<b>9</b>
2.1 Introducción a las máquinas CPAP.....	9
2.1.1 Uso de las máquinas CPAP .....	9
2.1.2 Apnea del sueño obstructiva .....	12
2.1.3 Hipoapnea .....	14
2.1.4 Síndrome de hipoventilación.....	16
2.2 Introducción al mercado de máquinas CPAP.....	17
2.2.1 Principales fabricantes .....	20
2.2.2 Precios y segmentación del mercado.....	22
2.2.3 Tecnología existente .....	23
2.2.4 Desafíos y consideraciones futuras.....	27
<b>3. Propuesta de modelo funcional low-cost .....</b>	<b>30</b>
3.1 Propuesta y resumen conceptual.....	30
3.2 Tecnología clave de las máquinas CPAP .....	35
3.2.1 Unidad motor soplador.....	36
3.2.2 Circuito de control.....	40
3.2.3 Interfaz de usuario.....	48
3.2.4 Humidificador.....	51
3.2.5 Filtros de aire .....	57
3.2.6 Tubo y máscara .....	60
3.2.7 Carcasa .....	66
3.3 Prototipo desarrollado.....	67
3.3.1 Unidad motor soplador.....	68
3.3.2 Circuito de control.....	70
3.3.3 Interfaz de usuario.....	79
3.3.4 Filtros de aire .....	81
3.3.5 Componentes no incluidos en el prototipo .....	82
3.3.6 Carcasa .....	84

3.3.7 Montaje del circuito.....	96
3.3.8 Algoritmo de control.....	98
<b>4. Plan de modelo de negocio ejecutable y vendible.....</b>	<b>103</b>
4.1 Resumen Ejecutivo.....	103
4.1.1 Problema.....	103
4.1.2 Visión.....	103
4.1.3 Objetivos.....	106
4.1.4 Propuesta resumida.....	107
4.2 Análisis de mercado.....	108
4.2.1 Segmentación del mercado.....	108
4.2.2 Tamaño de mercado.....	112
4.2.3 Análisis competitivo.....	115
4.3 Análisis económico.....	116
4.3.1 Ventas.....	116
4.3.2 Operaciones.....	118
4.3.3 Costes.....	124
4.4 Resultados.....	132
<b>5. Conclusiones y trabajos futuros.....</b>	<b>137</b>
5.1 conclusiones.....	137
5.2 Iteraciones futuras.....	139
<b>6. Bibliografía.....</b>	<b>142</b>
<b>ANEXO I: Hojas Técnicas.....</b>	<b>145</b>
<b>ANEXO II: Cálculos de presión.....</b>	<b>201</b>
<b>ANEXO III: Esquema del circuito electrónico.....</b>	<b>204</b>
<b>ANEXO IV: Código arduino.....</b>	<b>206</b>
<b>ANEXO V: Planos de la carcasa.....</b>	<b>211</b>
<b>ANEXO VI: Objetivos ODS.....</b>	<b>216</b>



---

## *Índice de figuras*

Figura 1. Carcasa inferior impresa .....	7
Figura 2. Ingresos vs Margen Operativo .....	9
Figura 3. Printed Casing .....	14
Figura 4. Revenue vs Operational Margin.....	16
Figura 5. Máquina CPAP de Resmed.....	10
Figura 6. Terapia CPAP pediátrica.....	11
Figura 7. Obstrucción de las vías respiratorias.....	13
Figura 8. Polisomnografía de varios trastornos del sueño.....	14
Figura 9. Evolución del porcentaje de obesidad.....	19
Figura 10. Máquina CPAP con humidificador integrado .....	25
Figura 11. Ejemplo de aplicación donde se puede visualizar la telemetría del sueño.....	26
Figura 12. Niveles de contaminación acústica [6].....	37
Figura 13. Comparación entre soplador axial y soplador centrífugo [7].....	38
Figura 14. Microprocesado actual .....	41
Figura 15. Sensor de presión manométrica (izquierda) vs sensor de presión diferencial (derecha).....	43
Figura 16. Sensor de flujo de aire.....	43
Figura 17. Fuente de alimentación conmutada de sobremesa y de clavija.....	45
Figura 18. Fuente conmutada modular .....	46
Figura 19. Opamp, mosfet, y diodo de protección .....	47
Figura 20. Interfaz de usuario de un dispositivo CPAP .....	49
Figura 21. Aplicación móvil de Resmed .....	50
Figura 22. Modelo de humidificador para máquina CPAP .....	52
Figura 23. Fenómeno de rainout en la máscara .....	56
Figura 24. Filtros y disposición en la máquina.....	58
Figura 25. Tubo para la conexión entre máscara y dispositivo CPAP .....	60

---

Figura 26. Máscara nasal .....	62
Figura 27. Máscara nasal de almohadilla .....	63
Figura 28. Máscara oronasal.....	64
Figura 29. Máscara oral .....	65
Figura 30. Soplador Sanyo Denki 9BMC24P2G001 .....	69
Figura 31. Placa Arduino Uno R3 .....	71
Figura 32. Sensor de presión NXP MPX501DP.....	74
Figura 33. Fuente de alimentación disponible en el laboratorio.....	76
Figura 34. Fuente de alimentación RS Pro 24 V, 3.2 A .....	77
Figura 35. Displaytech DT018ATFT .....	80
Figura 36. Máquina EcoStar .....	85
Figura 37. Cuerpo base de la carcasa .....	85
Figura 38. Parte inferior de la carcasa .....	86
Figura 39. Aspas de ventilador diseñadas .....	87
Figura 40. Conducto del aire .....	88
Figura 41. Parte superior de la carcasa .....	89
Figura 42. Parte inferior de la carcasa .....	90
Figura 43. Vista de la parte inferior de la carcasa .....	91
Figura 44. Tapa para el compartimento del soplador .....	92
Figura 45. Pieza impreso con tecnología FDM .....	94
Figura 46. Pieza impresa con tecnología MJF.....	95
Figura 47. Pieza impresa del prototipo.....	96
Figura 48. Circuito de control interno del soplador.....	97
Figura 49. Output vs Presión medida .....	101
Figura 50. Impresora HP Jet Fusion 580C .....	121
Figura 51. Ingresos vs Margen operacional.....	136

---

---

## *Índice de tablas*

Tabla 1. Componentes seleccionados para el prototipo .....	6
Tabla 2. Proyecciones de ventas.....	8
Tabla 3. Proyecciones de costes .....	9
Tabla 4. Selected Components .....	13
Tabla 5. Sales Projections.....	15
Tabla 6. Cost Projections.....	15
Tabla 7. comparación de precios de los 10 modelos CPAP más populares .....	23
Tabla 8. Tamaño de mercado a lo largo de los años.....	115
Tabla 9. Cuota de mercado a lo largo de los años .....	118
Tabla 10. Componentes adquiridos del proveedor .....	119
Tabla 11. Costes unitarios de los componentes .....	125
Tabla 12. Número de impresoras necesarias .....	129
Tabla 13. Ventas y producción .....	131
Tabla 14. Costes fijos anuales .....	131
Tabla 15. Costes Operacionales totales .....	132
Tabla 16. Proyección operativa anual.....	133

## 1. INTRODUCCIÓN

Durante las últimas décadas, se está sufriendo un claro de aumento en el diagnóstico de trastornos del sueño. Estos trastornos, como su nombre indica, afectan al paciente durante sus horas de sueño, empeorando notablemente la calidad del sueño de aquellas personas que los padecen. Como consecuencia del deterioro de la calidad del sueño, las personas afectadas sufren numerosos síntomas como jaquecas, cansancio extremo, entre otros, causando una reducción importante en la calidad de vida cotidiana. Para el tratamiento de estos trastornos, el recurso más común es el tratamiento por presión positiva continua en las vías respiratorias (CPAP), no obstante el coste de este tratamiento es elevado, y no siempre está cubierto por la seguridad social, por lo que deja a un sector significativo de la población sin poder acceder al tratamiento necesario.

Ante esta situación, el marco de este proyecto es el diseño y desarrollo de un prototipo de máquina CPAP low-cost. El objetivo de la máquina es poder proporcionar un tratamiento eficaz y accesible frente a los trastornos del sueño. Estas condiciones son prevalentes, y actualmente, altamente subdiagnosticadas, pese al aumento en diagnósticos en los últimos años. El trastorno más significativo, la apnea del sueño, afecta a un porcentaje importante de la población, impactando notablemente la calidad de vida del sujeto, y aumentando el riesgo de enfermedades como la hipertensión, enfermedades cardiovasculares, y problemas cognitivos.

El tratamiento con máquinas CPAP es globalmente aceptado como la intervención más eficaz para atacar los trastornos del sueño como la apnea. Estas máquinas funcionan impulsando un flujo de aire a presión por las vías respiratorias, manteniéndolas abiertas (los trastornos del sueño generalmente causan un bloqueo en las vías respiratorias) y previniendo los bloqueos que causan la interrupción del sueño. No obstante, la gran desventaja de este tratamiento es su elevado coste, tanto inicial como de mantenimiento,

---

limitando de esta manera su accesibilidad, especialmente en regiones con una infraestructura sanitaria subdesarrollada y entre un segmento de la población con menor poder adquisitivo.

Ante este escenario, el objetivo principal del proyecto es desarrollar un prototipo CPAP funcional que, sin sacrificar la efectividad del tratamiento brindado por las máquinas actuales, se pueda comercializar a un precio notablemente inferior al precio mínimo actual del mercado. Para conseguir este objetivo, se ha seguido un enfoque de simplicidad, sin comprometer la funcionalidad básica y esencial del dispositivo. De esta manera, se ha realizado un análisis y selección de materiales esenciales que ha permitido reducir el coste de producción y brinda flexibilidad el prototipo inicial desarrollado.

Además del desarrollo técnico del prototipo, el proyecto ha abordado el desarrollo del modelo de negocio, para estudiar la viabilidad y atractivo de la propuesta. Para desarrollar el modelo de negocio, se ha realizado un análisis del mercado actual, para comprender el tamaño real del mercado, así como los principales competidores, y el público a abordar. También se ha realizado un análisis económico del modelo propuesto, en el que se han estudiado las operaciones necesarias para el modelo, las ventas esperadas a lo largo de los diez primeros años, y los costes en los que se incurrirá en esos diez años. Una vez obtenido el análisis económico, se han obtenido los resultados financieros esperados, determinando así la viabilidad del modelo, y el atractivo que presenta.

---

## **2. DESCRIPCIÓN DE LAS OPCIONES**

### **ACTUALES**

#### **2.1 *INTRODUCCIÓN A LAS MÁQUINAS CPAP***

Las máquinas CPAP (presión positiva continua en la vía respiratoria) son dispositivos utilizados para el tratamiento de enfermedades respiratorias del sueño, de entre las cuales, la más predominante es la apnea del sueño (la cual se explicará más adelante). Las máquinas CPAP impulsan aire en la garganta gracias a un ventilador, haciendo que esta se abra. Este fenómeno reduce las interrupciones de la respiración y mejora los problemas de sueño.

##### **2.1.1 USO DE LAS MÁQUINAS CPAP**

Las máquinas CPAP (Continuous Positive Airway Pressure) han revolucionado el tratamiento de la apnea del sueño, un trastorno respiratorio que afecta a millones de personas en todo el mundo. Sin embargo, la apnea del sueño es solo una de las muchas condiciones que pueden ser tratadas con este dispositivo. Las CPAP no solo han demostrado ser una herramienta eficaz para mejorar la calidad del sueño y la salud general de los pacientes con apnea, sino que su uso se ha extendido a una amplia variedad de trastornos respiratorios y afecciones que afectan la respiración tanto durante el sueño como en otros momentos.



*Figura 5. Máquina CPAP de Resmed*

Uno de los aspectos más notables de las máquinas CPAP es su versatilidad. Originalmente diseñadas para tratar la apnea del sueño, estas máquinas han encontrado aplicaciones en otras áreas de la medicina debido a su capacidad para mantener las vías respiratorias abiertas y proporcionar un flujo continuo de aire. Esto es crucial no solo para quienes sufren de apnea del sueño, sino también para personas con condiciones como el síndrome de hipoventilación, la insuficiencia respiratoria crónica, y otras enfermedades pulmonares.

El principio básico detrás de una máquina CPAP es simple pero efectivo: mantener una presión positiva en las vías respiratorias para evitar que colapsen. Esta función es esencial no solo para prevenir episodios de apnea, sino también para mejorar la oxigenación en pacientes que, por diversas razones, no pueden mantener una respiración adecuada por sí mismos. En muchos casos, la CPAP es utilizada como parte de un enfoque terapéutico integral que puede incluir cambios en el estilo de vida, otros dispositivos médicos, o medicación.

Además de su uso en el hogar para el tratamiento de la apnea del sueño, las máquinas CPAP también se utilizan en entornos hospitalarios y clínicos. Por ejemplo, en pacientes que han sufrido un trauma o cirugía, especialmente en la región torácica o abdominal, la CPAP puede ser utilizada para mantener la estabilidad respiratoria mientras se recuperan.

Este uso de la CPAP en cuidados intensivos o postoperatorios demuestra su importancia más allá del tratamiento de la apnea del sueño.

Otra aplicación de las máquinas CPAP es en el tratamiento de condiciones respiratorias crónicas, como la enfermedad pulmonar obstructiva crónica (EPOC). En estos casos, la CPAP puede ayudar a mejorar la eficiencia respiratoria y reducir el trabajo que los pulmones deben realizar para mantener niveles adecuados de oxígeno en la sangre. Esto no solo mejora la calidad de vida de los pacientes, sino que también puede reducir la frecuencia de hospitalizaciones y otras complicaciones relacionadas con la EPOC.

El uso de CPAP en pacientes pediátricos es otro campo en el que estas máquinas han demostrado ser invaluable. Niños con ciertas malformaciones congénitas, enfermedades neuromusculares, o que han nacido prematuros, pueden beneficiarse enormemente del soporte respiratorio que ofrece la CPAP. Aunque el ajuste y el manejo de CPAP en niños requieren un enfoque especializado, los resultados pueden ser transformadores, permitiendo que muchos de estos niños lleven vidas más normales y activas.



*Figura 6. Terapia CPAP pediátrica*

También es interesante notar que el uso de CPAP no se limita a personas con problemas respiratorios permanentes. En algunos casos, se utiliza temporalmente en personas que han desarrollado problemas respiratorios transitorios, como en infecciones respiratorias graves que afectan la capacidad para respirar con normalidad. En estos casos, la CPAP puede

---

proporcionar el soporte necesario para superar la fase aguda de la enfermedad, evitando complicaciones más graves como la necesidad de ventilación mecánica invasiva.

La portabilidad y accesibilidad de las máquinas CPAP modernas han facilitado su adopción en una variedad de contextos. Muchos modelos ahora son lo suficientemente compactos y silenciosos como para ser utilizados en aviones, en viajes, o incluso en el trabajo, permitiendo a los usuarios mantener su tratamiento continuo sin interrupciones. Esto es particularmente importante para personas cuya vida laboral o personal implica desplazamientos frecuentes o largas jornadas fuera de casa.

Las investigaciones en curso continúan explorando nuevas aplicaciones para las máquinas CPAP, así como mejoras en su diseño y funcionalidad. Desde la optimización de la comodidad de las mascarillas hasta la integración de tecnologías inteligentes que ajustan automáticamente los niveles de presión en función de las necesidades del usuario, el futuro de las máquinas CPAP promete seguir expandiendo sus usos y mejorando la vida de quienes dependen de ellas.

En resumen, aunque las máquinas CPAP son más conocidas por su papel en el tratamiento de la apnea del sueño, su impacto en la medicina es mucho más amplio. Estas máquinas se han convertido en herramientas vitales en el manejo de una variedad de trastornos respiratorios, tanto crónicos como agudos, y su uso sigue expandiéndose a medida que la tecnología avanza y nuestra comprensión de los beneficios de la CPAP continúa creciendo. A continuación se van a explicar los trastornos más comunes tratados con CPAP.

### **2.1.2 APNEA DEL SUEÑO OBSTRUCTIVA**

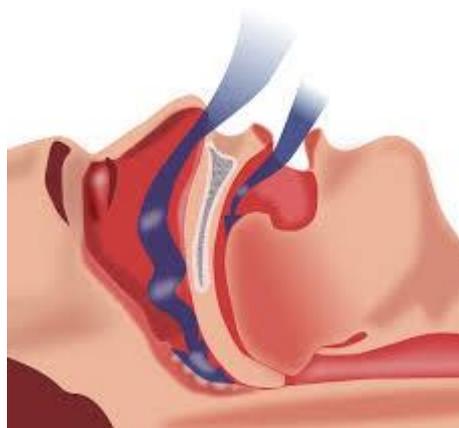
La apnea del sueño es un trastorno en el cual, a lo largo de las horas de sueño la respiración se detiene y se reanuda repetidamente, privando del oxígeno necesario para concebir un sueño reparador, causando durante el día síntomas de mala calidad del sueño.

Es el trastorno más habitual de la apnea del sueño, afectando al 5% de las mujeres y al 14% de los hombres, y el más común tratado con CPAP, ya que puede solucionar un 80%

de los casos. Los pacientes con apnea del sueño experimentan episodios de obstrucción de las vías respiratorias durante el sueño, lo que provoca interrupciones en la respiración y una mala calidad del sueño. Para considerarse apnea obstructiva, las obstrucciones deben ser de al menos 90% del aire inspirado durante un mínimo de 10 segundos.

Los signos más claros que aparecen con frecuencia en casos de apnea del sueño son ronquidos fuertes, movimientos corporales y somnolencia (hablar dormido). Por otra parte, entre los síntomas se encuentran la somnolencia diurna, ahogos nocturnos, despertar con la boca seca o dolor de garganta, cefalea matutina, sueño agitado, y pérdida de capacidad de concentración.

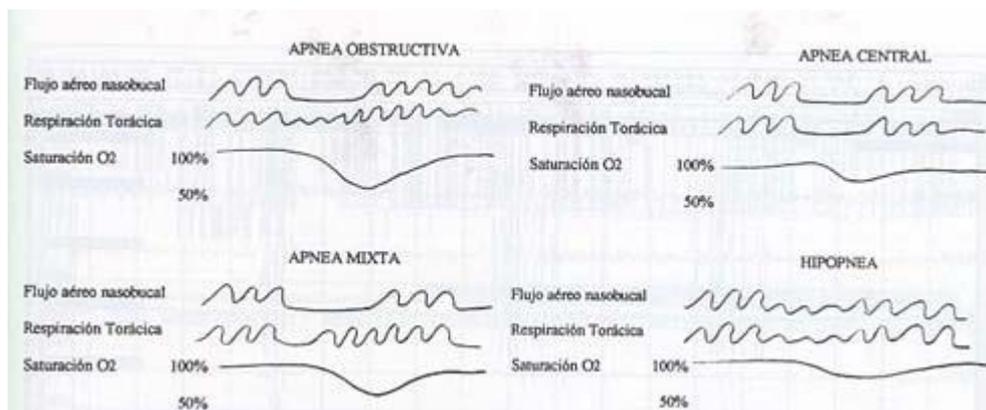
Existen diversas causas de la apnea del sueño obstructiva. Debido a que esta apnea se da cuando se obstruye la parte superior de la vía respiratoria, todas sus causas se encuentran en este nivel del aparato respiratorio, a la altura del paladar o de la base de la lengua. Al relajarse los músculos, la vía respiratoria se cierra al coger aire, impidiendo el paso de este. Esto se traduce en una reducción del oxígeno en el cuerpo, que al detectarlo el cerebro, despierta a la persona brevemente, interrumpiendo el sueño para reabrir las vías respiratorias (la mayoría de sujetos ni siquiera recuerda haberse despertado). Estos problemas pueden estar dados por una mandíbula o maxilar pequeño, por obstrucción nasal, por los paladares excesivamente grandes y flácidos, o una base de la lengua gruesa. ([1] Universidad de Navarra, 2024)



*Figura 7. Obstrucción de las vías respiratorias*

Además de estas causas, existen también muchos factores de riesgo, por los cuales se ve facilitada la apnea obstructiva del sueño. Por ejemplo, la mayoría de personas que padecen apnea obstructiva del sueño tienen sobrepeso, debido a la grasa acumulada alrededor de las vías respiratorias. Además el factor de la edad también influye, pues el riesgo de apnea obstructiva aumenta con la edad. Otros factores de riesgo son aquellos que afectan directamente a las vías respiratorias, como la congestión nasal crónica, el asma o el tabaquismo. Sorprendentemente, el sexo también es un factor de riesgo, ya que los hombres son entre dos y tres veces más propensos a tener apnea obstructiva del sueño. ([2] Mayo Clinic, 2023)

Para diagnosticar la apnea del sueño, la técnica más común es realizar un diagnóstico a raíz de un estudio del sueño, mediante un estudio polisomnográfico. Este estudio registra varios fenómenos durante el sueño, como las apneas, el electrocardiograma y las fases del sueño. De esta manera, se dibuja la distribución de las fases del sueño del paciente y se analizan los episodios anómalos durante el sueño.



*Figura 8. Polisomnografía de varios trastornos del sueño*

### 2.1.3 HIPOAPNEA

La hipoapnea es un trastorno respiratorio que suele estar estrechamente relacionado con la apnea obstructiva del sueño (AOS). Ambos trastornos comparten mecanismos subyacentes similares, aunque la hipoapnea es generalmente considerada una versión más leve de la

---

apnea obstructiva. Específicamente, la hipoapnea se caracteriza por episodios repetidos en los cuales las vías respiratorias se estrechan parcialmente, lo que resulta en una reducción significativa, pero no completa, del flujo de aire durante el sueño. A diferencia de la apnea obstructiva, donde el cierre de las vías respiratorias es total, en la hipoapnea, la obstrucción del flujo de aire se encuentra entre el 30% y el 90%, y para que se considere un evento de hipoapnea, esta reducción en el flujo de aire debe durar al menos 10 segundos.

El hecho de que la hipoapnea sea una forma menos severa de obstrucción de las vías respiratorias no disminuye su importancia clínica. A pesar de ser menos grave que la apnea obstructiva, la hipoapnea puede tener efectos significativos en la calidad de vida del paciente. Los episodios de hipoapnea pueden llevar a una disminución del nivel de oxígeno en la sangre, lo que a su vez provoca despertares breves durante el sueño. Estos despertares, aunque pueden no ser suficientemente largos como para que la persona sea consciente de ellos, interrumpen el ciclo normal del sueño y pueden resultar en un sueño no reparador. Esto puede conducir a síntomas diurnos similares a los observados en la apnea obstructiva, como somnolencia excesiva, fatiga crónica, dificultades de concentración y un mayor riesgo de accidentes.

Las causas subyacentes de la hipoapnea son prácticamente idénticas a las de la apnea obstructiva del sueño. Las vías respiratorias superiores pueden colapsar parcialmente debido a una serie de factores, como la obesidad, la anatomía del cuello y la garganta, el tono muscular disminuido durante el sueño, o la presencia de tejidos excesivos en las vías respiratorias. Al igual que con la apnea obstructiva, factores como el consumo de alcohol, el uso de sedantes, o el dormir en posición supina pueden aumentar la probabilidad de que ocurran episodios de hipoapnea.

Los signos y síntomas de la hipoapnea también reflejan los observados en la apnea obstructiva. Las personas con hipoapnea pueden experimentar ronquidos fuertes, pausas en la respiración seguidas de jadeos o respiraciones profundas, y despertares frecuentes durante la noche. Al igual que la apnea, la hipoapnea puede llevar a una disminución en la calidad del sueño, lo que a su vez afecta la vigilia. Los pacientes pueden sentirse

excesivamente cansados durante el día, tener dificultades para mantenerse alerta, y mostrar una disminución en el rendimiento cognitivo. Además, la hipoapnea, al igual que la apnea obstructiva, está asociada con un mayor riesgo de desarrollar problemas cardiovasculares, hipertensión, y otras complicaciones de salud a largo plazo.

En cuanto a los factores de riesgo, la hipoapnea comparte muchos de los mismos factores que la apnea obstructiva. La obesidad es uno de los principales factores de riesgo, ya que el exceso de tejido adiposo puede contribuir al estrechamiento de las vías respiratorias. Otros factores incluyen el envejecimiento, que está asociado con una pérdida de tono muscular en las vías respiratorias, y ciertas características anatómicas, como tener un cuello ancho o una mandíbula retraída. El sexo también juega un papel, ya que los hombres tienen un mayor riesgo de desarrollar hipoapnea en comparación con las mujeres, aunque el riesgo en mujeres aumenta después de la menopausia.

El diagnóstico de la hipoapnea se realiza a través de los mismos métodos utilizados para diagnosticar la apnea obstructiva del sueño. La prueba más común es la polisomnografía, que es un estudio del sueño realizado durante la noche en un laboratorio especializado. Durante este estudio, se monitorean diversas funciones corporales, como la actividad cerebral, los niveles de oxígeno en la sangre, la frecuencia cardíaca, y el movimiento respiratorio, para detectar cualquier anomalía en el patrón respiratorio del paciente. Además, se pueden utilizar dispositivos de monitoreo en el hogar para evaluar la gravedad de la hipoapnea en el entorno natural del paciente.

#### **2.1.4 SÍNDROME DE HIPOVENTILACIÓN**

Este síndrome, también conocido como síndrome de Pickwick, afecta a personas diagnosticadas con obesidad. Este trastorno se da cuando la sangre es rica en dióxido de carbono y pobre en oxígeno, causando respiración deficiente. Si no se trata, las consecuencias de este trastorno pueden llegar a ser mortales. Este síndrome está muy relacionado con la apnea del sueño, y la mayoría de individuos que presentan el síndrome de Pickwick también suelen padecer apnea del sueño.

No se conoce una causa exacta para este síndrome, pero se sabe que el excedente de grasa acumulada en el cuello, pecho o alrededor del abdomen, que además puede crear hormonas que afectan a los patrones respiratorios. Otra posible causa de este síndrome es que el cerebro no controla adecuadamente la respiración al no detectar la falta de oxígeno en sangre y no manda órdenes para respirar de nuevo.

Los síntomas de este trastorno van muy ligados a los de la apnea del sueño, siendo muchos de ellos los mismos, debido a que los individuos frecuentemente presentan los dos trastornos a la vez. Estos síntomas son la falta de aire, la somnolencia diurna, mareos frecuentes o dolor de cabeza. ([3] National Heart, Lung, and Blood Institute, 2022)

Este trastorno se diagnostica mediante un examen físico, que puede mostrar piel azulada debido a la falta de oxígeno. También se deben realizar pruebas pulmonares y un estudio del sueño.

## **2.2** *INTRODUCCIÓN AL MERCADO DE MÁQUINAS CPAP*

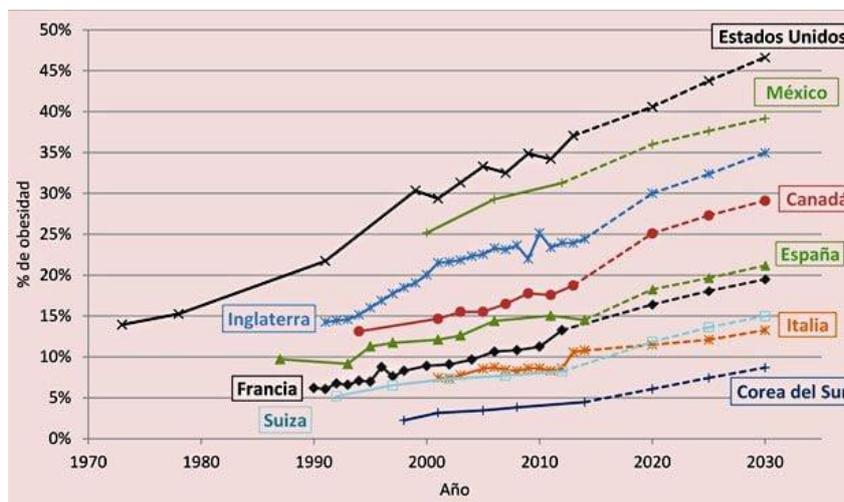
Como ya se ha comentado, el síndrome de la apnea del sueño es una condición de salud pública cada vez más prevalente, con un impacto significativo en la calidad de vida de millones de personas en todo el mundo. Este trastorno, que interfiere gravemente con la capacidad de una persona para mantener una respiración regular durante el sueño, ha llevado a un aumento en la demanda de soluciones efectivas, siendo las máquinas CPAP (Continuous Positive Airway Pressure) la opción de tratamiento más comúnmente recomendada. La creciente prevalencia de la apnea del sueño, junto con otros trastornos respiratorios relacionados, ha impulsado significativamente el mercado de las máquinas CPAP, reflejando la urgencia de abordar este problema de salud.

En los últimos años, la incidencia de la apnea del sueño ha seguido aumentando, lo que ha generado un crecimiento sostenido en el mercado de dispositivos CPAP. Este incremento se debe en parte a una mayor conciencia sobre los riesgos asociados con la apnea del sueño no tratada, que incluyen hipertensión, enfermedades cardiovasculares, accidentes

cerebrovasculares, y una reducción general de la esperanza de vida. La atención médica, ahora más que nunca, se centra en mejorar la detección temprana y el tratamiento de esta afección, lo que ha resultado en un aumento en la prescripción de máquinas CPAP por parte de los profesionales de la salud.

Adicionalmente, el envejecimiento de la población es otro factor crucial que está contribuyendo al crecimiento del mercado de las máquinas CPAP. A medida que la población global envejece, la prevalencia de la apnea del sueño y otros trastornos respiratorios aumenta. Las personas mayores son más susceptibles a estos problemas debido a la disminución del tono muscular y a la mayor probabilidad de tener condiciones comórbidas que pueden exacerbar los problemas respiratorios durante el sueño. Esto ha llevado a un mayor enfoque en el manejo de la apnea del sueño en la población geriátrica, impulsando aún más la demanda de dispositivos CPAP.

Por otro lado, la tendencia hacia estilos de vida más sedentarios, junto con un aumento en las tasas de obesidad, también está contribuyendo al crecimiento de este mercado. La obesidad es uno de los principales factores de riesgo para la apnea del sueño obstructiva, y la vida sedentaria aumenta la probabilidad de desarrollar este trastorno. Con el aumento de la obesidad a nivel mundial, se espera que la demanda de máquinas CPAP continúe creciendo, ya que más personas se verán afectadas por este trastorno y buscarán tratamiento.



*Figura 9. Evolución del porcentaje de obesidad*

Otro factor que está impulsando el crecimiento del mercado de las máquinas CPAP es la mayor concienciación global sobre la importancia de la salud y, en particular, de un sueño de calidad. A medida que más investigaciones demuestran la conexión entre un sueño adecuado y la salud general, los pacientes y los profesionales de la salud están prestando más atención a los trastornos del sueño como la apnea. Esta mayor concienciación está llevando a un número creciente de diagnósticos y, por ende, a un aumento en la adopción de terapias CPAP.

Además de estos factores, la innovación constante en las tecnologías de diseño de las máquinas CPAP y la mejora en la experiencia del usuario están atrayendo a una fracción mayor de la población a probar la terapia CPAP. Los dispositivos modernos son más compactos, silenciosos y cómodos que sus predecesores, lo que los hace más atractivos para los pacientes. La incorporación de características como la conectividad Bluetooth, la compatibilidad con aplicaciones móviles para el seguimiento del sueño, y la personalización de las mascarillas ha mejorado significativamente la adherencia al tratamiento, reduciendo las barreras que anteriormente desanimaban a los pacientes a usar CPAP de manera constante.

Estas mejoras tecnológicas no solo han mejorado la experiencia del usuario, sino que también han ampliado el mercado al hacer que los dispositivos sean más accesibles para una gama más amplia de pacientes. Por ejemplo, las máquinas CPAP portátiles han permitido a los usuarios mantener su tratamiento incluso cuando están de viaje, lo que ha aumentado la demanda entre las personas que tienen estilos de vida activos o que necesitan una solución más flexible para su terapia.

Como resultado de esta combinación de factores, el mercado de las máquinas CPAP ha experimentado un crecimiento significativo, alcanzando un tamaño de mercado superior a los 6.0 mil millones de dólares en 2023. Este crecimiento refleja no solo el aumento de la demanda, sino también la capacidad de la industria para innovar y adaptarse a las necesidades cambiantes de los pacientes. Además, se espera que esta tendencia de

---

crecimiento continúe, con una tasa de crecimiento anual compuesta (CAGR) del 7.5% proyectada desde 2023 hasta 2032. Este crecimiento sostenido destaca la importancia de las máquinas CPAP como una herramienta fundamental en el tratamiento de los trastornos respiratorios. ([4] Mariam Faizullabhoy, 2022)

Es importante destacar que dentro de este mercado en expansión, la adquisición de dispositivos para la atención domiciliaria representa una parte significativa del mercado total, con un market share superior al 60%. Este dato subraya la preferencia de los pacientes por tratar la apnea del sueño y otros trastornos respiratorios en la comodidad de sus hogares, utilizando dispositivos que han sido optimizados para su uso personal. La tendencia hacia la atención domiciliaria también refleja un cambio en la forma en que se gestionan las condiciones de salud crónicas, con un enfoque cada vez mayor en la autonomía del paciente y en el acceso a tecnologías que permiten un monitoreo y un manejo más efectivos en el hogar.

## **2.2.1 PRINCIPALES FABRICANTES**

Los principales fabricantes en el mercado de las máquinas CPAP han logrado consolidar su posición de liderazgo a través de una combinación estratégica de innovación tecnológica, inversión en investigación y desarrollo, y una profunda comprensión de las necesidades y preferencias de los consumidores. Estos líderes de la industria, entre los que se destacan empresas como ResMed, Philips Respironics y Fisher & Paykel Healthcare, han sabido aprovechar sus amplios recursos para no solo responder a las demandas actuales del mercado, sino también anticiparse a futuras necesidades, manteniéndose a la vanguardia de la tecnología y la atención al cliente.

Una de las claves del éxito de estas compañías es su enfoque inquebrantable en la investigación y el desarrollo (I+D). La inversión significativa en I+D les ha permitido no solo mantenerse competitivas, sino también impulsar la innovación en un campo que es crucial para la salud y el bienestar de millones de personas en todo el mundo. Las máquinas de última generación producidas por ResMed, Philips Respironics y Fisher &

---

Paykel Healthcare no son solo dispositivos médicos; son el resultado de años de investigación en tecnología médica, diseño de producto, y estudios sobre las preferencias y experiencias de los usuarios.

Además de su enfoque en la innovación tecnológica, ResMed, Philips Respironics y Fisher & Paykel Healthcare han cimentado su posición en el mercado mediante una inversión significativa en iniciativas educativas y alianzas estratégicas. Estas empresas no solo se dedican a vender dispositivos; también se enfocan en educar a los pacientes y a los profesionales de la salud sobre la importancia del tratamiento de la apnea del sueño y otros trastornos respiratorios. A través de programas educativos, seminarios web, y materiales de formación, estas compañías han trabajado para aumentar la concienciación sobre los riesgos asociados con la apnea del sueño no tratada, lo que ha contribuido a un mayor número de diagnósticos y a un aumento en la adopción de la terapia CPAP.

Las alianzas estratégicas también han sido un componente crucial en el éxito de estas empresas. Colaboraciones con clínicas del sueño, hospitales, y organizaciones de salud han permitido a estos fabricantes expandir su alcance y asegurar que más pacientes reciban el tratamiento que necesitan. Estas alianzas han facilitado la integración de sus dispositivos en los sistemas de atención médica y han ayudado a estandarizar el uso de la terapia CPAP como tratamiento de primera línea para la apnea del sueño.

La constante evolución de los servicios y dispositivos ofrecidos por estas marcas no solo refleja su compromiso con la innovación, sino también con la mejora de la calidad de vida del consumidor. Las mejoras continuas en el diseño de las mascarillas, la reducción del ruido de las máquinas, la introducción de sistemas de gestión de datos más sofisticados, y el desarrollo de dispositivos más compactos y portátiles son ejemplos de cómo estas empresas están siempre buscando formas de mejorar la experiencia del usuario. Este enfoque en la comodidad y la eficacia ha ayudado a estas marcas a mantener una base de clientes leal y a atraer a nuevos usuarios que buscan soluciones efectivas para sus problemas de sueño.

### 2.2.2 PRECIOS Y SEGMENTACIÓN DEL MERCADO

Como en todos los mercados, la segmentación es natural debido a la diversidad de los productos de CPAP disponibles, variando ampliamente en términos de precio, características y tecnología. Los dispositivos de gama alta vienen equipados con los algoritmos mencionados de autoajuste y monitorización de la calidad del sueño, mientras que los dispositivos existentes de baja gama pueden satisfacer las necesidades de los consumidores con menos características adicionales por precios menores.

Esta variedad asegura la disponibilidad de productos para un segmento significativo, desde aquellos que demanden soluciones más avanzadas hasta los que necesitan equipos algo más económicos. No obstante, como se puede observar en la tabla a continuación, en la que se compara el precio de los diez modelos más vendidos, pese a este rango existente, el coste de las máquinas CPAP sigue siendo considerablemente alto, incluso para las versiones de gama baja, por lo que presenta un obstáculo significativo para muchos pacientes, especialmente para aquellos cuyos seguros públicos de salud no cubren adecuadamente los factores de calidad de sueño como una necesidad médica esencial. Los individuos con problemas de trastornos del sueño que se encuentran en países en vía de desarrollo también suelen estar limitados por los precios de las máquinas CPAP.

Modelo CPAP	Precio Aproximado
ResMed AirSense 11 AutoSet	€ 1,439
ResMed AirSense 10 AutoSet	€ 1,031
ResMed AirMini Auto Travel	€ 1,253
ResMed AirSense 10 Elite	€ 906
Yuwell BreathCare II Auto YH450	€ 559

Lowenstein Prisma SMART Auto	€ 853
3B Medical Luna G3 Auto CPAP	€ 640
ResMed AirSense 10 AutoSet for Her	€ 1,031
ResMed AirMini Auto Travel con AirFit P10	€ 1,482
ResMed AirCurve 10 S BiPAP	€ 1,333

*Tabla 7. comparación de precios de los 10 modelos CPAP más populares*

Por lo tanto, pese a que hay un amplio sector de la población que está cubierto, sigue existiendo un nicho importante de usuarios cuya accesibilidad financiera es baja, y que por lo tanto es un factor crítico en la segmentación del mercado y la adopción global de la terapia CPAP.

### **2.2.3 TECNOLOGÍA EXISTENTE**

Las tecnologías empleadas en las máquinas CPAP han experimentado una evolución significativa en los últimos años. Inicialmente, el desarrollo de estas máquinas se centró en crear una solución funcional para tratar la apnea del sueño, logrando así un avance crucial en la medicina respiratoria. Sin embargo, una vez que se alcanzó un nivel de madurez tecnológica en términos de funcionalidad básica, el enfoque de la innovación se desplazó hacia la mejora de la experiencia del usuario y la efectividad global del tratamiento. Hoy en día, los avances tecnológicos en las máquinas CPAP no solo buscan cumplir su función principal de mantener las vías respiratorias abiertas durante el sueño, sino que también están dirigidos a optimizar la comodidad del paciente, facilitar el uso y mejorar la adherencia al tratamiento.

Uno de los desarrollos más destacados en este ámbito es la incorporación de sistemas de ajuste automático de la presión del aire. Las máquinas CPAP modernas están equipadas con sensores avanzados que pueden detectar en tiempo real los patrones de respiración del

usuario. Esto permite que la máquina ajuste de manera automática la presión del aire para adaptarse a las necesidades cambiantes del paciente durante la noche. Por ejemplo, si la máquina detecta que las vías respiratorias del usuario están comenzando a colapsar, puede aumentar la presión del aire de manera instantánea para evitar una apnea. De la misma forma, puede reducir la presión cuando detecta que es seguro hacerlo, lo que reduce el esfuerzo respiratorio y aumenta la comodidad del usuario. Esta capacidad de respuesta y adaptación es crucial para garantizar que el tratamiento sea tanto efectivo como tolerable a largo plazo.

Otra área de innovación ha sido la introducción de sistemas de humidificación y calefacción integrados en las máquinas CPAP. La terapia CPAP puede causar sequedad e irritación nasal debido al flujo constante de aire, lo que puede ser una barrera significativa para la adherencia al tratamiento. Para abordar este problema, los fabricantes han desarrollado sistemas que no solo humidifican el aire, sino que también lo calientan a una temperatura cómoda, reduciendo significativamente la irritación de las vías respiratorias. Estos sistemas no solo mejoran la comodidad durante el uso, sino que también pueden prevenir complicaciones relacionadas con la sequedad, como infecciones nasales o sangrado, haciendo que el tratamiento sea más llevadero para el paciente.



---

*Figura 10. Máquina CPAP con humidificador integrado*

Un desafío importante en el diseño de las máquinas CPAP ha sido la reducción del ruido. Las primeras generaciones de máquinas CPAP eran notoriamente ruidosas, lo que podía interferir con la calidad del sueño del usuario y de sus parejas. El ruido constante de una máquina CPAP en funcionamiento no solo es molesto, sino que también puede contrarrestar los beneficios del tratamiento al dificultar un sueño reparador. Reconociendo este problema, los fabricantes han invertido en tecnologías que reducen significativamente el ruido generado por la máquina. Los modelos más recientes son mucho más silenciosos, lo que crea un entorno de sueño más tranquilo y natural. Esta mejora no solo beneficia al usuario, sino también a las personas que duermen cerca, permitiendo que todos disfruten de un sueño sin interrupciones.

La incorporación de telemetría y capacidades de monitoreo remoto es otro avance tecnológico que ha transformado las máquinas CPAP. Con la telemetría, los dispositivos CPAP pueden recopilar y transmitir datos sobre el uso y la eficacia del tratamiento a los proveedores de atención médica. Estos datos incluyen información sobre la presión del aire, la frecuencia respiratoria, y los eventos de apnea o hipopnea que ocurren durante la noche. Los profesionales de la salud pueden acceder a estos datos en tiempo real, lo que les permite ajustar las configuraciones de la máquina de manera remota y proporcionar una atención más personalizada. Este nivel de conectividad no solo mejora la calidad del tratamiento, sino que también facilita la adherencia al tratamiento al permitir un seguimiento constante y ajustes oportunos. ([5] Vinayak Bali, 2024)



*Figura 11. Ejemplo de aplicación donde se puede visualizar la telemetría del sueño*

Además de la telemetría, las máquinas CPAP más modernas están diseñadas para ser altamente personalizables. La capacidad de adaptar la máquina a las necesidades específicas de cada usuario es un factor clave en la eficacia del tratamiento. Los usuarios pueden ajustar diversas configuraciones, como la presión del aire, los niveles de humidificación y la temperatura, para encontrar el equilibrio perfecto entre comodidad y eficacia. Esta personalización no solo mejora la experiencia del usuario, sino que también permite a los proveedores de atención médica optimizar el tratamiento para cada individuo, mejorando los resultados a largo plazo.

Sin embargo, todos estos avances tecnológicos y la tendencia hacia la personalización y conectividad tienen un costo. Las máquinas CPAP más avanzadas son significativamente más caras que los modelos básicos. El desarrollo de estas tecnologías, junto con la necesidad de mantener una calidad de fabricación alta, incurre en costos adicionales que se reflejan en el precio final de los dispositivos. Si bien estas innovaciones han mejorado enormemente la calidad del tratamiento, los precios más elevados limitan el acceso de una parte significativa de la población a estas tecnologías. No todos los pacientes pueden

---

permitirse los modelos más avanzados, lo que plantea un desafío en términos de equidad en la atención sanitaria. Para abordar esta disparidad, algunos fabricantes están explorando opciones de financiamiento, alquiler de equipos y modelos de bajo costo que, aunque no incluyen todas las características avanzadas, siguen siendo efectivos para el tratamiento de la apnea del sueño.

#### **2.2.4 DESAFÍOS Y CONSIDERACIONES FUTURAS**

Previamente se han abordado muchos de los avances más significativos en la tecnología y el diseño de los dispositivos CPAP, destacando cómo estos desarrollos han mejorado la efectividad del tratamiento y la experiencia del usuario. Sin embargo, a pesar de estos avances, todavía persisten una serie de desafíos que afectan la adopción y el uso continuo de las máquinas CPAP por parte de los pacientes. Entre todos estos desafíos, la comodidad del usuario sigue siendo el obstáculo más relevante, y es una de las principales causas de discontinuidad en el tratamiento.

La comodidad del usuario es crucial porque el tratamiento con CPAP requiere que los pacientes usen la máquina todas las noches, durante varias horas. Esto significa que cualquier incomodidad, ya sea física o emocional, puede ser un factor determinante en la adherencia al tratamiento. A pesar de las mejoras en el diseño de las mascarillas, la reducción del ruido y la incorporación de funciones como la humidificación integrada, muchos pacientes todavía encuentran difícil adaptarse al uso prolongado de la CPAP. La incomodidad física, como la presión de la mascarilla en la cara, la sensación de claustrofobia, o la sequedad nasal, puede hacer que el tratamiento sea insoportable para algunos. Estos problemas de comodidad son una de las razones principales por las que los pacientes abandonan el uso de la CPAP, lo que puede llevar a una falta de control sobre su apnea del sueño y, en última instancia, a un empeoramiento de su salud general.

Además de la incomodidad física, otro desafío significativo es la estigmatización y la percepción negativa asociada al uso de una máquina CPAP. Para muchas personas, la idea de tener que usar una máquina mientras duermen puede ser difícil de aceptar, no solo por

---

las molestias físicas, sino también por el impacto psicológico y social. Existe una percepción en la sociedad de que el uso de una máquina CPAP es un signo de fragilidad o de enfermedad grave, lo que puede llevar a sentimientos de rechazo. Esta estigmatización puede ser especialmente problemática para personas que comparten su vida con una pareja, ya que el uso de la CPAP puede alterar la dinámica de la relación. La percepción de que la máquina es intrusiva o que afecta la imagen personal durante el sueño también puede desincentivar a las personas a seguir con el tratamiento, especialmente en aquellas que valoran la intimidad o que son conscientes de cómo los demás los perciben.

Otro factor que contribuye al rechazo del tratamiento con CPAP es la falta de conciencia sobre la apnea del sueño y las serias consecuencias que puede tener para la salud si no se trata adecuadamente. Muchas personas que padecen apnea del sueño no son conscientes de que tienen esta condición, ya que los síntomas pueden ser sutiles o atribuibles a otras causas. La somnolencia diurna, la fatiga crónica, los dolores de cabeza matutinos y la irritabilidad son síntomas que a menudo se atribuyen a un mal descanso, al estrés o a otros problemas de salud, sin darse cuenta de que pueden estar relacionados con un trastorno del sueño subyacente. Esta falta de conciencia retrasa el diagnóstico y, en consecuencia, el inicio del tratamiento, lo que pone a las personas en riesgo de desarrollar complicaciones más graves, como hipertensión, enfermedades cardíacas y accidentes cerebrovasculares.

Para superar estos desafíos, es esencial que tanto los fabricantes de dispositivos CPAP como los profesionales del sector de la salud intensifiquen sus esfuerzos en la educación de la sociedad y la reducción de la estigmatización asociada al uso de CPAP. Es crucial que se desarrolle una campaña de concienciación pública que informe sobre la apnea del sueño, sus síntomas, sus riesgos y las opciones de tratamiento disponibles. Al aumentar la conciencia sobre la apnea del sueño, se puede fomentar un diagnóstico más temprano y una mayor aceptación del tratamiento, lo que mejoraría los resultados para los pacientes.

Además, para abordar la estigmatización, los fabricantes deben continuar trabajando en diseños de máquinas que sean más discretas, silenciosas y estéticamente agradables, reduciendo el impacto visual y auditivo de los dispositivos durante su uso. También es

---

importante normalizar el uso de CPAP a través de la representación positiva en los medios de comunicación y la promoción de testimonios de usuarios que han experimentado mejoras significativas en su salud gracias al tratamiento.

Por otro lado, mejorar la comodidad del usuario es una prioridad continua. La retroalimentación de los usuarios es vital para identificar los puntos problemáticos y desarrollar soluciones que hagan que el uso de la CPAP sea más tolerable. Esto podría incluir el desarrollo de mascarillas más suaves y ajustables, mejoras en la tecnología de humidificación, y la creación de máquinas más compactas y portátiles que se integren mejor en la vida diaria de los usuarios. La investigación y el desarrollo deben centrarse en hacer que estas máquinas sean lo más cómodas y fáciles de usar posible, lo que aumentará la adherencia al tratamiento y, en última instancia, mejorará la salud y el bienestar de los pacientes.

En conclusión, aunque se han logrado grandes avances en la tecnología y el diseño de las máquinas CPAP, la adopción del tratamiento sigue enfrentando desafíos significativos. La incomodidad del usuario, la estigmatización social y la falta de conciencia sobre la apnea del sueño son barreras que deben ser superadas para mejorar la adherencia al tratamiento y garantizar que más personas reciban la ayuda que necesitan. La colaboración entre fabricantes, profesionales de la salud y pacientes será esencial para abordar estos desafíos y mejorar la experiencia del tratamiento en el futuro cercano.

## **3. PROPUESTA DE MODELO FUNCIONAL**

### **LOW-COST**

#### **3.1 PROPUESTA Y RESUMEN CONCEPTUAL**

Ante la situación actual del mercado de las máquinas CPAP, en el que los precios de la máquina más básica oscilan en torno a 400€, y con una tendencia al alza, sin posibilidad de cubrir este coste con la seguridad social, el objetivo de proyecto es el desarrollo de una máquina CPAP de bajo coste.

De esta manera, el tratamiento de los trastornos descritos en los apartados anteriores, siendo el más común la apnea del sueño, se vuelve accesible para para un porcentaje más alto de la población, alcanzando a los grupos con menos capacidad adquisitiva, y con limitaciones económicas, o sin acceso a tecnologías médicas avanzadas.

El trastorno de la apnea del sueño es una condición médica que ya afecta a un porcentaje considerable de la población adulta, padecido especialmente entre la población masculina. Además, ante la tendencia de las nuevas generaciones, debido al avance de las tecnologías y las facilidades actuales, los diagnósticos de apnea del sueño están sufriendo un aumento notable, y se prevé que esta tendencia siga creciendo. Además, como ya se ha explicado, este trastorno prevaliente afecta notablemente a la calidad de vida y salud de los sujetos que lo padecen.

Ante el alto coste de las máquinas CPAP convencionales, en este proyecto se va a simplificar el diseño funcional, se van a usar componentes de menos coste y más asequibles al público general, y se va a buscar un enfoque en las características puramente esenciales de una máquina CPAP, sin sacrificar la eficacia y prestaciones esenciales proporcionadas por las máquinas actuales del mercado.

Por estos motivos, el diseño conceptual de la máquina CPAP low cost se centra en la funcionalidad básica y estrictamente necesaria para el tratamiento de la apnea del sueño. El primer requerimiento básico es el suministro de un caudal de aire continuo con la presión necesaria para mantener las vías respiratorias abiertas durante las horas de sueño. Además, el segundo requerimiento básico de una máquina CPAP consiste en disponer de la posibilidad de regular la presión del caudal durante las horas de funcionamiento de la máquina, según las necesidades del usuario. Este segundo requerimiento es especialmente importante, sobre todo al inicio del tratamiento durante las primeras horas de funcionamiento de la máquina, en los que puede ser perjudicial para ambos, paciente y máquina, que se suministre la presión necesaria máxima directamente desde el inicio. Por un lado, una presión demasiado elevada desde el inicio puede dañar el aparato respiratorio del paciente, así como una serie de órganos faciales adyacentes al sistema respiratorio. Por otro lado, el arranque brusco, y a potencia máxima de la máquina, podría resultar en un fallo de los componentes electrónicos y mecánicos, debido a cambios de corrientes bruscos y demasiado elevadas en periodos de tiempo muy cortos, pudiendo causar daños, no solo en el motor principal que impulsa el aire, sino en el resto de componentes electrónicos usados para la regulación de la presión y control y gestión del resto de partes de la máquina.

Así pues, para garantizar todos estos requisitos, en primer lugar, se ha realizado un análisis exhaustivo del mercado de componentes electrónicos y materiales mecánicos, determinando una serie de componentes de coste asequible, y sin sacrificar rendimiento, presentando así una gran relación calidad-precio. Este análisis no solo ha consistido en buscar un coste bajo de los componentes, sino que también se han tenido en cuenta factores como la durabilidad de estos, así como la posibilidad de adquirir repuestos fácilmente, lo cual es un factor clave para mantener en un rango aceptable los costes de mantenimiento a largo plazo.

Tras esta búsqueda, se ha optado por construir la máquina con componentes estándar usados en distintas industrias. Al seleccionar este tipo de componentes, a la vez que

---

asegurar un reemplazo fácil de todas las piezas, se ha podido aprovechar las economías de escala, disminuyendo el coste inicial de adquisición para la producción de la máquina.

Además, no solo se ha llevado a cabo un análisis inicial de los componentes, sino que, como se detallará en apartados posteriores, el modelo conceptual ha sido sujeto de varias iteraciones hasta llegar a su diseño final. Gracias al uso de la herramienta de diseño 3D y simulación, Solid Edge, se han eliminado progresivamente redundancias del modelo, y se ha ido adaptando el modelo a los distintos componentes seleccionados en cada iteraciones (muchos componentes, especialmente el ventilador, han ido cambiando, y con ellos el diseño y geometría de la carcasa para adaptarse eficientemente). Además, todos los componentes, tanto electrónicos como mecánicos, han sido evaluados en cuanto a su contribución a los requisitos básicos de la máquina. Así pues, se ha simplificado la arquitectura del dispositivo descartando aquellos elementos que no aportasen valor o que disminuyesen el rendimiento, reduciendo así la totalidad de componentes, y en consecuencia, el precio total de la producción.

Al llevar a cabo esta optimización mediante iteraciones, se ha conseguido como aspecto crucial integrar distintas funcionalidades a componentes individuales. De esta manera, especialmente en el diseño de los componentes mecánicos, se han conseguido piezas que cumplen con varias funciones, reduciendo el número de componentes adicionales. Con este enfoque, no solo se ha reducido aún más el coste de producción de la máquina, sino que simplifica enormemente el montaje, dejando como resultado una producción más eficiente y simple.

Para garantizar que la eliminación de componentes no esenciales hasta conseguir un número mínimo de características no afecta al funcionamiento esencial del dispositivo, se han realizado una serie de demostraciones teóricas y un proceso de pruebas. Estas pruebas se basan en asegurar que se cumplan los requisitos esenciales y los estándares médicos establecidos y proporcionados por las máquinas CPAP convencionales.

Adicionalmente, la fácil portabilidad también ha sido una característica esencial del diseño conceptual desde el principio, ya que la mayoría de usuarios necesitan un dispositivo

---

móvil, que se pueda desplazar según convenga. Por ello, desde el inicio, se determinó que la carcasa del dispositivo sería impresa, ya que no solo se pueden obtener resultados muy eficaces en cuanto a precio, sino que además, las piezas de tecnología de impresión 3D suelen presentar un peso muy reducido y una durabilidad larga.

Además, el uso de tecnologías de diseño y de impresión 3D también ha facilitado este aspecto de portabilidad, ya que se han podido optimizar los espacios sobrantes de la máquina CPAP alrededor de los componentes esenciales, diseñando un prototipo lo más compacto posible.

Al ajustar el diseño a un dispositivo compacto, no solo se mejora la portabilidad, ya que también facilita su uso en espacios reducidos, como aviones, vehículos, o habitaciones de hotel, en el caso en el que el usuario se encuentre de viaje. Para usuarios que viajen frecuentemente, este aspecto es crucial, y que se suele disponer de una capacidad limitada de espacio de almacenaje.

Otro aspecto fundamental del diseño es garantizar al usuario un uso sencillo de la máquina CPAP, independientemente de su nivel de habilidad tecnológica. Esto se debe a que la adquisición de la máquina, al enfocarse el proyecto en el aspecto low cost, no incluye un entrenamiento técnico por parte de un profesional sanitario, como sí se suele incluir al adquirir una máquina CPAP convencional. Por ello, se ha diseñado una interfaz de usuario que prioriza la simplicidad. La pantalla tiene un tamaño adecuado para garantizar una legibilidad fácil, previendo incluso que se pueda usar en condiciones de oscuridad. La pantalla mostrará el dato crucial, que es la presión del aire en el momento de uso de la máquina, y dispondrá de dos botones sencillos, que servirán de consigna para aumentar o disminuir la presión según se desee, y un tercer botón para el encendido y apagado de la máquina CPAP. En términos de software, la interfaz también se ha diseñado para ser lo más intuitiva posible, teniendo solo un simple paso al encender el dispositivo para arrancar el funcionamiento, y a continuación, tan solo una pantalla para ajustar la presión como se desee hasta el apagado de la máquina.

---

Además, teniendo en cuenta que el dispositivo está diseñado para su funcionamiento constante durante las horas de sueño, que es un periodo alargado al tratarse de una media de 7 horas, también se ha tenido en consideración la eficiencia energética durante la selección de componentes electrónicos. Para lograr la mejor eficiencia energética, la clave ha estado en la selección del ventilador. Se ha seleccionado un ventilador de bajo consumo, con la eficiencia más alta disponible en el mercado, teniendo en cuenta los requisitos de presiones a proporcionar, y por supuesto, el precio del ventilador.

El ventilador seleccionado garantiza la presión continua máxima suministrada por las máquinas CPAP convencionales, siendo de 400 mmH<sub>2</sub>O, presentando a la vez una curva de eficiencia adecuada, minimizando el uso de energía, garantizando así que el consumo de energía no sea elevado a lo largo de una noche, y que se acumule demasiado coste energético a lo largo del uso de la máquina.

No obstante, no solo se ha buscado eficiencia energética en el motor, sino que este aspecto también se ha tenido en cuenta para el resto de componentes electrónicos. Los componentes trabajan conjuntamente para asegurar que la corriente se utilice de manera eficiente, y segura para el usuario y el resto de componentes electrónicos, extendiendo así el tiempo de vida útil de la máquina CPAP diseñada, y asegurando un funcionamiento seguro durante la noche, para aportar tranquilidad al usuario.

Una propuesta interesante energéticamente hablando, estudiada durante las iteraciones, es la incorporación de alimentación mediante energía solar. La propuesta conlleva en incorporar una batería de litio, debido a su gran densidad energética y su longevidad. Este tipo de baterías presentan la capacidad de almacenar grandes cantidades de energía en un espacio notablemente reducido, y por tener una vida útil muy prolongada, por lo que son ideales para esta aplicación. Son capaces de proporcionar energía más que suficiente de forma continua durante por lo menos 8 horas, asegurando a los usuarios un servicio correcto sin interrupciones durante el sueño. Esta batería obtendría la energía mediante la integración de una placa solar, que añade la posibilidad de recarga mediante la luz solar. El

---

objetivo radicaba en integrar una placa solar de dimensiones reducidas, conservando la ligereza y compactibilidad del dispositivo.

Al plantear la integración de la placa solar con la batería de iones de litio, se conseguiría acentuar aún más la portabilidad de la máquina CPAP ya que se facilitaría el uso en una variedad de entornos, sin necesidad de tener disponible una fuente de corriente.

Desafortunadamente, y como se explicará en los siguientes apartados, en el alcance de este proyecto no se ha podido implementar esta integración de la batería y la placa solar debido a diversas razones. La razón principal se debe a las implicaciones en coste inicial de producción que implicaría añadir la combinación de la batería y la placa. Si cierto es que conlleva ventajas, no deja de aumentar considerablemente el precio del dispositivo. Ya que el requisito principal del proyecto es la reducción del precio para hacer el tratamiento de trastornos del sueño más accesible, se ha decidido no incluir esta integración. Además, también perjudicaría al requerimiento de tamaño, ya que añadir estos módulos, inevitablemente demandaría más espacio. Por último, añadir la placa y la batería también conllevaría añadir complejidad a nivel electrónico, ya que se añadirían más componentes al circuito electrónico, que requeriría de un aumento del tamaño del dispositivo, y lo que aumentaría nuevamente el coste de producción y montaje de la máquina CPAP. Por todos estos motivos, se considera que la placa solar y la batería quedan fuera del alcance del proyecto, pero se dejarán incluidas como posibles mejoras en iteraciones futuras de la máquina CPAP.

### ***3.2 TECNOLOGÍA CLAVE DE LAS MÁQUINAS CPAP***

En primer lugar, se van a analizar los componentes claves de las máquinas CPAP actuales y disponibles en el mercado. Se va a desarrollar los módulos esenciales de las máquinas, empezando por el bloque motor, seguido de el circuito de control. A continuación, se analizará el humidificador y los filtros. Por último, se estudiarán la máscara y el tubo, finalizando con carcasa.

---

### 3.2.1 UNIDAD MOTOR SOPLADOR

Las máquinas CPAP disponibles en el mercado usan motores específicos para la aplicación que son capaces de generar un flujo de aire a presiones necesarias, y mantenerlo constante, abriendo de esta manera las vías respiratorias del usuario. Los motores de las máquinas CPAP son el componente más crítico de todo el conjunto, ya que son los que determinan la eficiencia de la máquina, su fiabilidad, y la contaminación acústica producida.

Estos motores suelen ser de corriente continua (DC) con aspectos incorporados para cumplir con las especificaciones de SWAP bajo (Size, Weight, and Power) requeridas por las máquinas CPAP. Estas especificaciones resultan en la necesidad de un motor de baja potencia, alta eficiencia, y de tamaño y peso reducidos. Del análisis del estado del arte y del mercado, se ha determinado que los motores utilizados generalmente en los dispositivos CPAP funcionan en voltajes de entre 12V y 24V, con corrientes que oscilan en el rango de 2A y 4A, en función del diseño, y las prestaciones que el fabricante desea proporcionar. Estos rangos resultan en una potencia consumida de entre 30W y 90W, consideradas generalmente como potencias bajas, permitiendo así un funcionamiento durante horas prolongadas sin acumular un alto coste energético durante el tratamiento.

Otro aspecto crucial de los motores usados en los dispositivos CPAP, es la capacidad de operar produciendo niveles de ruido bajos. Estos suelen ser lo suficientemente bajos, como para que el conjunto de la máquina, emita niveles de ruido que suelen estar entre los 25dB y los 30 dB, dependiendo del modelo utilizado, y la presión de funcionamiento. A continuación se puede observar distintos niveles de ruido con sus equivalentes cotidianos. Se puede ver que un nivel de 30dB corresponde a una conversación en voz baja, considerado como un ambiente poco ruidoso por la OMS. La necesidad de niveles de ruido tan bajos es natural, debido a que el dispositivo funciona mientras los usuarios están en sus horas de sueño, y el ruido generado puede causar interrupciones. Además, los sujetos que padecen trastornos del sueño son especialmente susceptibles a ruidos del ambiente, ya que al tener una calidad de sueño muy deteriorada, estos suelen dormir ligeramente, y cualquier ruido puede causar interrupciones del sueño. ([6])



Figura 12. Niveles de contaminación acústica [6]

Para conseguir unas contaminaciones acústicas mínimas, los fabricantes tienen que añadir tecnologías avanzadas en el diseño de los motores y usar prácticas de amortiguación de sonido en el propio motor. Muchos motores diseñados para dispositivos CPAP van incorporados con sistemas de amortiguación de vibración para absorber el ruido. Se suelen usar montajes de motor, de goma o silicona, para aislar el motor del resto de la máquina, reduciendo así el ruido. Otra práctica habitual es añadir una base amortiguadora, sobre la que se coloca el motor, para que se transmita el mínimo nivel de ruido posible.

Otra especificación crucial de los motores de las máquinas CPAP es la eficiencia. Un motor que presenta una eficiencia alta, además de reducir el consume energético, también produce un calor menor, lo que es importante para que la temperatura de la máquina no aumente demasiado y se mantenga una temperatura de operación segura, sin que sea molesta para el usuario.

Un motor eficiente también es diferencial para aquellos usuarios que no tengan fuentes de alimentación convencionales, ya sean de emergencia, baterías durante periodos de cortes de energía, o se encuentren en localizaciones y condiciones donde el suministro de energía es limitado o no está disponible.

Además, la durabilidad y fiabilidad del motor también son significativamente importantes. Las máquinas CPAP son dispositivos que se usan diariamente durante un periodo prolongado. Por ello, los motores de estos dispositivos deben soportar no solo un uso diario prolongado, sino que deben soportarlo durante años de funcionamiento. Debido al alto coste de estas máquinas, tanto los usuarios esperan, como los fabricantes aseguran, una larga duración de la vida útil de la máquina sin fallos significativos. Para asegurar estas condiciones, los fabricantes de los motores suelen llevar a cabo numerosas pruebas de durabilidad y fiabilidad. Los motores son sometidos a ensayos de ciclo de vida y pruebas de estrés para asegurar el correcto funcionamiento continuo de los motores durante largos periodos.

Como último aspecto a considerar sobre los sopladores de las máquinas CPAP, es que existen generalmente dos tipos de sopladores. Los sopladores axiales (generalmente considerados ventiladores) y los sopladores centrífugos. Como se puede observar en la imagen a continuación, la principal diferencia entre los dos sopladores es la manera de afectar la dirección del flujo de aire que impulsan. Los sopladores axiales funcionan aspirando aire por un lado y expulsándolo por el lado contrario, en dirección paralela al eje del ventilador. Por otro lado, los sopladores centrífugos aspiran aire entrando por la toma de aire en paralelo al eje del ventilador, pero expulsan el aire por el receptáculo en dirección perpendicular a la entrada de aire. ([7] Ryan Smoot, 2022)



*Figura 13. Comparación entre soplador axial y soplador centrífugo [7]*

Los ventiladores axiales están disponibles en un rango de tamaños muy variados, desde tamaños de escasos centímetros a varios metros, y no suelen requerir demasiada energía para el funcionamiento. El flujo producido por los ventiladores suele ser de un volumen alto, sin embargo, las presiones generadas son bastante bajas. Esta salida del aire con un caudal voluminoso y a baja presión es ideal para aplicaciones de refrigeración de equipos y espacios. Por estos motivos, los ventiladores axiales se suelen encontrar en los sistemas de refrigeración de equipos informáticos, en aplicaciones HVAC, o en intercambiadores de calor.

Por otro lado, los sopladores centrífugos son dispositivos que producen un caudal menor de salida, pero a una presión más alta. El funcionamiento de los sopladores centrífugos radica en la presurización del aire del receptáculo del ventilador, lo que permite proporcionar un caudal de aire constante y de alta presión, pero en volúmenes menores en comparación a los sopladores axiales. Además, una ventaja que poseen sobre los sopladores axiales, es que al expulsar el flujo de aire por una salida, este tipo es ideal para dirigir el caudal en una dirección específica por la que se dirigirá el aire. Además, al ser cerrados gracias al receptáculo, se añade protección adicional a las distintas piezas mecánicas, lo que mejora la fiabilidad y durabilidad a lo largo de los años. Al igual que sus equivalentes axiales, también están disponibles en una amplia gama de tamaños, y existen tanto de alimentación continua como alterna. No obstante, los sopladores centrífugos suelen consumir más energía que los ventiladores axiales, así como producir más contaminación acústica que los del primer tipo.

Si bien es cierto que los sopladores centrífugos presentan un consumo de energía más elevado que los axiales, y producen más ruido, son la elección por defecto de todos los fabricantes de máquinas CPAP. Este se debe a su capacidad de producir presiones elevadas, requerido en la aplicación del tratamiento de trastornos del sueño, debido a que la garganta de los usuarios se mantiene abierta precisamente gracias a la presión aplicada por el aire. Además, la posibilidad de poder dirigir el caudal en una dirección específica también es una característica fundamental por la que se suelen usar los sopladores centrífugos, ya que esto facilita enormemente el diseño de las carcassas de las máquinas sin

tener que sufrir pérdidas de carga significativas en la presión del caudal. Y aunque, como ya se ha comentado, el ruido y el consumo de los sopladores centrífugos sean mayores, gracias a las tecnologías avanzadas del mercado, esta diferencia entre los tipos de sopladores es cada vez más baja, haciendo que los sopladores centrífugos sean una opción viable para aplicaciones en máquinas CPAP en ambos aspectos desventajados.

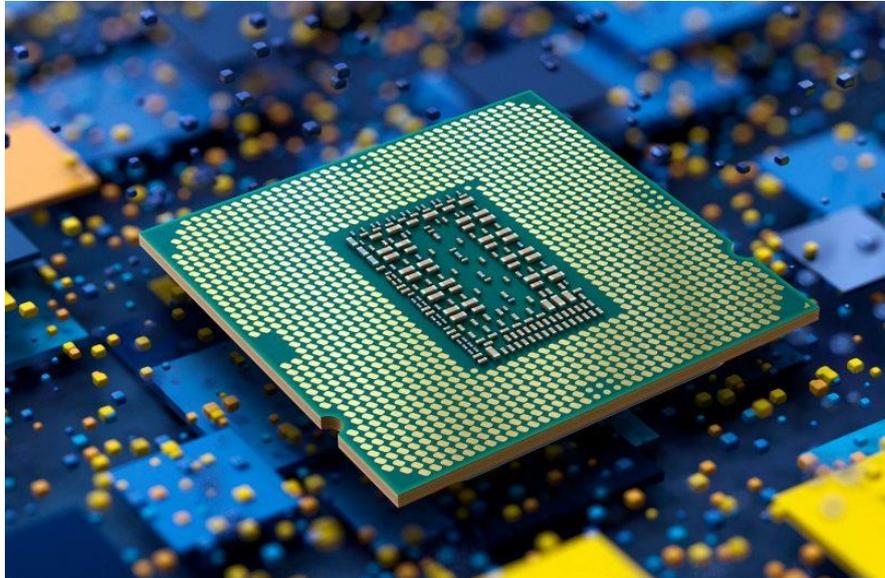
### **3.2.2 CIRCUITO DE CONTROL**

#### ***3.2.2.1 Microprocesador***

El circuito de control es otro de los componentes más críticos de los dispositivos CPAP, ya que se encarga de controlar y regular el funcionamiento de la máquina, asegurando que la presión deseada por el usuario sea administrada constantemente y se ajuste en tiempo real a la consigna dada por el usuario. El circuito de control está compuesto por varios componentes como el microprocesador, sensores de presión y de flujo, unidad de suministro de energía, y una interfaz de consigna con el usuario.

En concreto, el microprocesador es el cerebro del circuito de control de las máquinas CPAP. El microprocesador ejecuta un programa de software especializado para controlar todas las funciones de todos los componentes electrónicos y mecánicos de la máquina. A partir de los datos recibidos por los distintos sensores presentes en la máquina (suelen ser principalmente sensores de presión y flujo), y otros inputs como la consigna de la presión deseada por el usuario, procesa la información en tiempo real y ajusta en base a esta la presión suministrada del aire. Los microprocesadores también se encargan del control del funcionamiento correcto y la comunicación con la interfaz de usuario, permitiendo al paciente ajustar los parámetros de entrada para el tratamiento. Además, gracias a los avances de la tecnología (gran avance en sensórica y en inteligencia artificial) en los últimos años, los microprocesadores modernos usados en las máquinas CPAP más avanzadas son capaces de detectar las fases en las que el paciente está padeciendo apnea o hipoapnea, y ajustar la presión automáticamente en base a esto, para mantener las vías respiratorias abiertas. Los microprocesadores modernos también pueden incluir conectividad inalámbrica para aplicaciones diseñadas, aportando los datos de los sensores,

y mostrando la calidad del sueño del paciente, y así facilitar la monitorización remota de la terapia, y el ajuste del tratamiento desde dispositivos móviles o a través de la nube.



*Figura 14. Microprocesado actual*

Una vez más, los avances en la tecnología electrónica permiten mejorar un aspecto crucial para aplicaciones informáticas, permitiendo la aparición de microprocesadores cada vez más pequeños y eficientes, contribuyendo al requisito de portabilidad y comodidad de las máquinas CPAP de última generación. La capacidad de los microprocesadores de gestionar varias tareas a la vez, y en tiempo real es crucial. Como ya se ha explicado, el microprocesador maneja varias tareas a la vez, principalmente controlando la presión de aire suministrada al paciente, y procesando y gestionando los datos de los distintos sensores y la consigna proporcionada por el usuario mediante la interfaz. Por ejemplo, si el sensor de presión detecta una caída de presión del aire causado por una apnea del usuario, el microprocesador debe responder casi instantáneamente ajustando la unidad motora para aumentar la presión y mantener las vías respiratorias del paciente abiertas. Por lo que no solo la capacidad de manejar varias operaciones es importante, sino que la rapidez de los microprocesadores también es un aspecto clave para el suministro de un tratamiento adecuado del paciente durante todas las horas de sueño.

---

### ***3.2.2.2 Sensores de presión y flujo***

Los sensores son otro componente del circuito electrónico que es crucial para las máquinas CPAP. Los sensores proporcionan la retroalimentación para que el bucle de control ajuste la presión y el caudal del aire. En las máquinas CPAP, generalmente se encuentran sensores de presión y de flujo.

Los sensores de presión miden la presión del aire en el conducto de la máquina y detectan cambios precisamente, pudiendo indicar el bloqueo de las vías respiratorias. El requisito de precisión es especialmente importante en el ámbito de las máquinas CPAP ya que la aplicación es sanitaria y está en juego la salud de los individuos, por lo que una precisión excelente es demandada y esperada. Los sensores de presión utilizados para las máquinas CPAP suelen ser sensores de presión manométrica (gauge pressure), debido a que estos miden la presión en relación con la presión atmosférica del entorno en el que se encuentra. Otro tipo de sensores de presión existentes que y que se pueden emplear son los sensores de presión absoluta, que miden la presión con respecto a una presión de referencia (cercana al vacío, por lo que son más complicados de gestionar al tener que aplicar un acondicionamiento para ajustar la presión de referencia con la de la atmósfera). Los sensores de presión diferencial también son otro tipo de sensor de presión que se puede llegar a usar en esta aplicación. Estos sensores tienen dos tomas de medida, y miden la diferencia entre las dos presiones recibidas en cada toma, pudiendo usarse para medir saltos de presiones entre dos cámaras. Es cierto que el uso de un sensor de presión diferencial en una máquina CPAP añade un grado de complejidad ya que implica la necesidad de aislar las dos tomas de medida del sensor para obtener correctamente el salto de presión entre el conducto por el que se suministra el aire, y una cámara que se encuentre a presión atmosférica. No obstante, el uso de sensores de presión diferenciales en una máquina CPAP es totalmente realizable y funcional si se asegura el aislamiento entre las tomas de medida. Cabe destacar también que, si bien es cierto que los tipos de sensor de presión varían, el precio de estos se mantiene relativamente constante entre todos los tipos, por lo que a nivel económico, la elección de ningún tipo específico presenta una ventaja.



*Figura 15. Sensor de presión manométrica (izquierda) vs sensor de presión diferencial (derecha)*

Por otro lado, los sensores de flujo miden el caudal (velocidad y cantidad) del aire que se mueve a través del conducto de salida. De esta manera proporcionan datos críticos sobre el volumen de aire aspirado y expirado por el usuario. Los sensores de flujo de aire calculan la cantidad de aire que ingresa en ellos a través del canal de flujo (suele ser un tubo) que tienen en su entrada, y transmiten la información a la unidad de control. No obstante, es cierto que la integración de estos sensores es significativamente más complicada que la integración de los sensores de presión, debido a que estos sensores de flujo deben instalarse dentro del mismo conducto que por el que circula el aire de salida, requiriendo técnicas avanzadas para no perder carga de presión.



*Figura 16. Sensor de flujo de aire*

Ambos tipos de sensores, tanto de presión como de flujo, suelen ser de tipo piezorresistivo o capacitivo, ya que estos tipos suelen ser más precisos y estables que el resto de tipos a lo largo de su vida útil. Estos tipos proporcionan medidas exactas y consistentes en todo tipo de condiciones operativas, por lo que presentan una gran ventaja. Los sensores recogen los datos y los envían al microprocesador, que a su turno los utiliza para ajustar en tiempo real los parámetros de funcionamiento del motor para mantener la presión deseada.

Además los sensores de presión y de flujo usados en las máquinas CPAP deben ser especialmente resistentes, debido a que los conductos de los dispositivos se ven normalmente expuestos a condiciones de humedad y de alta acumulación de partículas. Por ello estos sensores están diseñados con materiales resistentes y fabricados con técnicas de calibración para asegurar un rendimiento correcto en entornos hostiles. En cuanto al diseño de los sensores, estos deben ser compactos para no aumentar significativamente el peso o el tamaño de la máquina CPAP. La fiabilidad también es crucial, dado que un fallo en la detección correcta de la presión y del flujo conlleva afectar directamente el tratamiento y por tanto, compromete la salud de los usuarios del dispositivo.

En cuanto a la integración con el resto del circuito, es crucial asegurar un acoplamiento perfecto entre microprocesador y sensores ya que la precisión de los datos recogidos afecta directamente a la calidad del tratamiento proporcionado, modificando en tiempo real la presión del caudal de aire.

### ***3.2.2.3 Unidad de alimentación***

Este componente también es uno de los más importantes ya que la alimentación asegura que todo el resto de componentes reciben la energía necesaria para su correcto funcionamiento. Por lo general, las máquinas CPAP disponibles en el mercado están alimentadas por corriente alterna de 110V (tensión estándar en Estados Unidos) o de 220 V (tensión estándar en el resto del mundo), conectándose mediante un enchufe a una regleta cualquiera disponible en domicilios y mayoría de establecimientos. No obstante, en algunos modelos más avanzados también se añaden baterías de emergencia para asegurar

el funcionamiento continuo en condiciones de corte de energía, o imposibilidad de tener acceso a ella.

Algunos dispositivos más avanzados utilizan fuentes de alimentación conmutadas (Switch Mode Power Supply, o SMPS como se denominan comúnmente). Este tipo de fuentes han suplantado en el mercado a las fuentes de alimentación convencionales ya que presentan varias ventajas sobre las fuentes lineales convencionales. El tamaño de las fuentes conmutadas es menor, su peso también es menor, por lo que suelen ser ideales para el ámbito de las máquinas CPAP. Todo esto proporcionando una eficiencia excepcional y un rendimiento alto. Además el conjunto de ventajas no conllevan un precio demasiado elevado, puesto que la penetración de mercado es tan alta, y los precios suelen ser buenos para mantener la competitividad.

Existen varios tipos de fuentes conmutadas, siendo los más comunes de sobremesa y de clavija, siendo ampliamente usados para la carga de dispositivos informáticos y móviles. En un alto porcentaje de máquinas CPAP del mercado, la alimentación se consigue mediante una fuente de alimentación conmutada de sobremesa debido a su fácil portabilidad a su gran eficiencia.



*Figura 17. Fuente de alimentación conmutada de sobremesa y de clavija*

Cabe destacar también otro tipo de fuente conmutada, debido a su amplio uso en aplicaciones industriales y electrónicas por su gran modularidad y que está disponible en un rango muy amplio de dimensiones, voltajes, y potencias. Debido a estas características,

este tipo de fuentes conmutadas se llaman fuentes modulares, o de panel (debido a su disposición y carcasa de protección, en forma de panel, como se puede observar en la imagen a continuación). ([8] Delta eu)



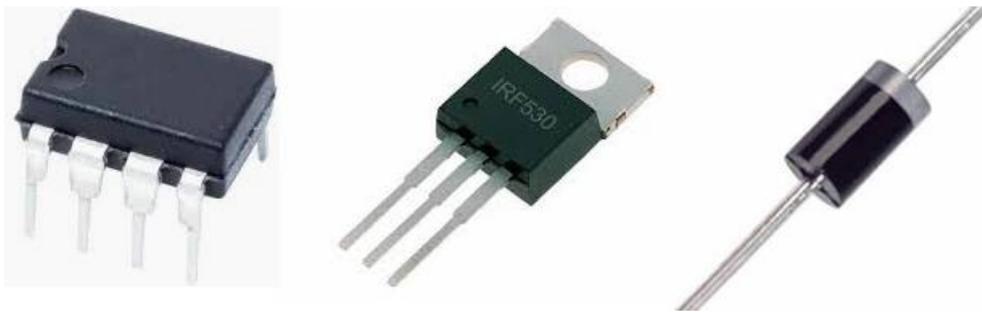
*Figura 18. Fuente conmutada modular*

Por supuesto, la estabilidad y fiabilidad de la fuente de alimentación son sumamente importantes ya que sin ellas no se puede asegurar una operación ininterrumpida del dispositivo CPAP. Además, previendo posibles incidentes en la red de alimentación, o posibles variaciones de tensión, las fuentes de alimentación deben ser capaces de manejar variaciones de voltaje en su entrada y brindar una protección total contra sobrecargas y cortocircuitos. Esta característica es especialmente importante para las máquinas CPAP ya que se usan en un entorno doméstico y las fluctuaciones de tensión pueden ser bastante comunes. Esta capacidad no solo es importante para garantizar la seguridad de los usuarios, sino que también asegura evitar posibles daños en el resto de componentes electrónicos de la máquina.

Por último, la eficiencia energética de las fuentes de alimentación también es un factor importante, ya que un suministro eficiente puede reducir significativamente el consume energético y por tanto, los costes operativos resultantes del uso de la máquina a lo largo de periodos extendidos.

### 3.2.2.4 Componentes electrónicos secundarios

Además de los componentes electrónicos principales descritos a lo largo de este apartado, en el circuito de control se encuentran una gran variedad de componentes convencionales en los circuitos electrónicos. Entre estos componentes, los más destacados son las resistencias, los amplificadores operacionales, mosfets, diodos de protección, y condensadores.



*Figura 19. Opamp, mosfet, y diodo de protección*

Estos elementos son principalmente usados para regular, controlar y proteger al resto del circuito de corrientes y tensiones indebidas. Cada uno de los elementos tiene funciones específicas.

En primer lugar, las resistencias son componentes pasivos que limitan la intensidad de la corriente en un circuito para establecer niveles de tensión específicos. Se usa para proteger componentes sensibles a corrientes altas controlando la cantidad de corriente que fluye por el circuito. Además se emplean para crear divisores de tensión, con los que se obtienen tensiones de referencia. Los amplificadores operacionales son los dispositivos más importantes en la electrónica moderna. Son dispositivos integrados de alta ganancia que se usan para amplificar señales eléctricas. Se pueden configurar de distintas formas, como inversores, no inversores, sumadores, diferenciales, etc. Gracias a esta versatilidad, son ampliamente utilizados en aplicaciones electrónicas que requieren precisión y estabilidad en el procesamiento de señales. Los MOSFETs son un tipo de transistores usados en los circuitos electrónicos para actuar como interruptores. Estos son capaces de conmutar corrientes muy elevadas sin apenas perder potencia, por lo que son ideales para

aplicaciones de control de potencia. Los MOSFETs son ampliamente usados en el control de motores, aspecto necesario en las máquinas CPAP. Los diodos de protección protegen al circuito de picos de voltajes transitorios que pueden ocurrir en conmutaciones. Se comportan reduciendo rápidamente su resistencia al ser expuestas a un cierto umbral de voltaje, absorbiendo el exceso de potencia, y evitando así potenciales daños en el resto de componentes del circuito. Por último. Los condensadores también son vitales en los circuitos electrónicos ya que almacenan y liberan energía, filtrando ruidos en las señales y estabilizando voltajes.

### **3.2.3 INTERFAZ DE USUARIO**

La interfaz de usuario de las máquinas CPAP también es un componente importante para que el uso del dispositivo sea fácil, eficaz, y user friendly. Como componente principal de la interfaz, siempre se encuentra la pantalla digital, que es el principal medio de comunicación entre la máquina y el usuario. Estas pantallas suelen ser de LED o LCD, y muestran de manera clara la información relevante del funcionamiento de la máquina. Estos parámetros suelen ser la presión del aire, los ajustes de configuración de la máquina, el tiempo de funcionamiento, y otras métricas relevantes que el paciente puede configurar. Esta pantalla suele tener un diseño intuitivo, con números, frases, y gráficos fáciles de leer e interpretar incluso en condiciones de poca luz.

Además de la pantalla en la que se comunicarán todos los parámetros de funcionamiento, la interfaz de usuario también necesita tener botones de control, que son esenciales para la navegabilidad en los distintos menús y pantallas de la máquina CPAP, así como para dar los comandos deseados cuando se ajusten los parámetros. Estos botones permiten al usuario encender y apagar la máquina, así como configurar los parámetros del dispositivo según las necesidades operativas en tiempo real.

Los botones usados, o encoders, en caso de tener una rueda para ajustar el nivel mediante el giro, suelen estar diseñados para ser lo más ergonómicos posibles, ya que van a ser usados directamente por un usuario. Además tienen que tener identificadas claramente sus funciones, con etiquetas, o palabras grabadas que indican su función, como “Subir”,

“Bajar”, “Inicio”, o “Menú” (las cuatro funciones principales). Estas indicaciones facilitan enormemente el uso del dispositivo, especialmente a aquellos usuarios que no tengan mucha soltura con la tecnología (aunque la población está cada vez más educada en el ambiente tecnológico, la población adulta, que suelen ser los principales usuarios de las máquinas CPAP, todavía presentan cierta resistencia a la tecnología moderna), permitiendo que manejen la máquina con confianza.



*Figura 20. Interfaz de usuario de un dispositivo CPAP*

Además, la retroalimentación táctil, indicada por la pantalla al accionar cualquier botón, asegura al usuario que ha realizado correctamente la elección, y esta se está procesando en el dispositivo. Este aspecto, muy común en las máquinas CPAP, es muy importante, especialmente en situaciones de iluminación baja, donde no se pueda ver con claridad las etiquetas y los botones que se están pulsando.

Además de estos controles explicados, que están disponibles en todos los modelos de las máquinas CPAP más básicas, los últimos modelos del mercado (siendo estos los más elevados en coste) tienen la opción de conectarse a aplicaciones mediante Wi-Fi o Bluetooth, usando de esta manera interfaces de usuario mucho más avanzadas. Esta nueva utilidad permite mostrar una variedad mucho más amplia de parámetros, y llevar a cabo una monitorización del sueño mucho más detallada. Además el usuario adquiere la

capacidad de generar informes casi en tiempo real, para poder llevar el seguimiento de su progreso en cuanto a la calidad de sueño y las ocurrencias del trastorno sufrido. De esta manera, el usuario obtiene la ventaja de poder ajustar las configuraciones de su tratamiento, incluso remotamente a través de la aplicación, sin tener que recurrir a un profesional sanitario cada vez que se desee modificar el tratamiento. Si bien es cierto que esto no se recomienda si se desean realizar cambios significativos en los parámetros de funcionamiento de la máquina, sí que es una ventaja enorme a la hora de hacer cambios leves y ajustes mínimos en los parámetros. Por tanto, esta integración con las tecnologías inalámbricas no solo mejora la experiencia del usuario, como se ha descrito, sino que además facilita el seguimiento por parte de los profesionales sanitarios, al tener acceso también a los informes generados en la aplicación, y poder realizar el seguimiento sin necesidad de intervenir físicamente.



*Figura 21. Aplicación móvil de Resmed*

Debido a la naturaleza sanitaria de la aplicación de la máquina, la interfaz de usuario también suele integrar un sistema de alertas visuales y auditivas. Debido a la importancia del tratamiento, y que su operación defectuosa afecta directamente al paciente, impidiendo

una correcta apertura de las vías respiratorias, y por tanto degradando la calidad del sueño, con todas las consecuencias que esto conlleva y que se han explicado en apartados anteriores, las máquinas CPAP advierten a los usuarios en caso de averías. En las alertas entran problemas como una posible fuga de aire, un fallo en algún componente electrónico, o en el suministro de energía, o cuando se necesario llevar a cabo el mantenimiento preventivo y reemplazar algún componente. Este sistema de alertas está específicamente diseñado para captar eficazmente la atención del usuario y proponer los pasos para solucionar la avería.

En el dominio de la interfaz de usuario también entra la facilidad de limpieza y mantenimiento a la hora de realizar el diseño, ya que en la mayoría de los casos, estas suele desarrollarlas el paciente. Por ello, la máquina, además de poder ser mantenida fácilmente, también debe ir acompañada por un manual de instrucciones claro y accesible tanto físicamente, como en la pantalla digital. Estas instrucciones deben ser claras y guiar al usuario a través de los pasos requeridos para el mantenimiento de la máquina, el cual es vital para estirar al máximo la vida útil del dispositivo, y mantener un tratamiento efectivo (no realizar el mantenimiento periódico puede afectar a ciertos componentes, que frente al deterioro, empeoran las condiciones el tratamiento proporcionado por el dispositivo).

Cabe destacar, de igual manera, un último aspecto elemental de la interfaz de usuario. A la hora de realizar el diseño de la interfaz, se debe tener en cuenta que existen usuarios con discapacidades visuales y motrices. Por ello, algunas de los últimos modelos de máquinas CPAP incluyen facilidades de accesibilidad, como botones de colores vivos, y más grandes, o con las funciones en braille grabados sobre ellos. Además, en estos modelos, las pantallas también se diseñan con mayor contraste, añadiendo guía por voz a través de la navegación de la pantalla, e incluyendo también la posibilidad de dar comandos por voz. Así se asegura que todos los usuarios sean capaces de usar la máquina de manera autónoma, independientemente de sus condiciones físicas.

### **3.2.4 HUMIDIFICADOR**

El humidificador es una parte complementaria de la máquina CPAP, que si bien es esencial

en el tratamiento moderno, no es parte del funcionamiento mínimo para suministrar el tratamiento. Los humidificadores, no obstante, están presentes en la mayoría de los modelos actuales y se han convertido en un componente importante, ya que añaden una comodidad significativa al tratamiento. El humidificador esencialmente consiste en un receptáculo con agua, diseñado para humidificar el aire que se expulsa hacia el usuario. ([9] David Repasky, 2022)

Como se ha podido comprobar en los apartados iniciales, una queja muy común por parte de los usuarios de dispositivos CPAP, es la sequedad de las vías respiratorias al llevar a cabo el tratamiento a lo largo de la noche. Esta sequedad es causada por el aire a presión elevada, que fluye continuamente por las vías respiratorias, haciendo que las mucosas se sequen. Este fenómeno puede llegar a causar irritación, dolor de garganta, y hasta congestión nasal. Por ello, el humidificador es crucial para prevenir la sequedad de las vías respiratorias de los usuarios, solucionando el problema al mantener hidratado el aire que los pacientes inhalan. (Resmed, 2023)



*Figura 22. Modelo de humidificador para máquina CPAP*

La integración del humidificador a las máquinas CPAP ha tenido un impacto positivo en la adherencia de los pacientes al tratamiento. Según se demostró en un estudio publicado por la revista médica científica *Chest* en 2001, publicada por el Colegio Estadounidense de

Cirujanos del Tórax, al añadir humidificadores al tratamiento por CPAP, se mejoró notablemente la adherencia de los usuarios. En este estudio se siguió a 82 pacientes con apnea del sueño obstructiva durante una duración media de 347 días. En el 56% de los casos se determinó que el tratamiento de la máquina CPAP mejoró gracias a la incorporación de un humidificador. Por tanto, la comodidad añadida por el humidificador es significativa para un segmento importante de los usuarios de máquinas CPAP, lo cual es esencial para poder mantener el tratamiento de manera constante a lo largo de los años. Así, se consigue tratar eficazmente los trastornos padecidos por los pacientes reacios a la terapia sin humidificador, y evitando las consecuencias de la apnea del sueño, como pueden ser hipertensiones, y enfermedades cardiovasculares. ([11] D. Rakotonanahary, 2001)

Desde la introducción de este módulo para el tratamiento con máquinas CPAP, la evolución de los humidificadores ha mejorado notablemente a lo largo de los años. Cuando se introdujeron por primera vez, en la década de 1980, los humidificadores eran pasivos, que simplemente consistían en una cámara con agua que simplemente permitían pasar el aire sobre el agua, a temperatura ambiente. Al pasar el aire a temperatura ambiente, la humidificación no era óptima, y por lo tanto la efectividad de estos dispositivos era baja, ya que las partículas de agua se mezclan peor con el aire. Sin embargo, durante la década de 1990, se empezaron a introducir los humidificadores calentados, que mejoraron notablemente la eficiencia de los humidificadores, y por tanto la comodidad del tratamiento. Hoy en día, debido a la comodidad que aporta este módulo, la mayoría de modelos CPAP del mercado vienen con humidificadores calentados incorporados. ([12] Resmed, 2023)

La clave del diseño de los humidificadores modernos es la integración de un calentador en su base. El calentador (equivalente a una resistencia disipando energía en forma de calor) lleva el agua a temperaturas elevadas, llegando hasta producir vapor de agua. Con el paso del aire por el humidificador, las partículas de agua contenidas en el vapor se ven arrastradas por el caudal, generando así un flujo de aire humidificado para posteriormente poder ser inhalado por el usuario.

---

Al poder calentar el agua de la cámara, se consigue regular la temperatura y la humedad del aire a gusto del usuario, aumentando la adopción del tratamiento, al ser más personalizado en función de las necesidades y comodidad de los pacientes. Además, la posibilidad de poder ajustar la temperatura (los humidificadores suelen incluir un encoder en el que se puede aumentar o disminuir la temperatura del agua, para ajustar los niveles de humedad y temperatura del aire) permite brindar eficiencia al tratamiento, especialmente en climas fríos, donde el caudal de aire por si solo puede irritar fácilmente las vías respiratorias. ([13] Ashley Wood, 2023)

El humidificador no solo aporta comodidad del tratamiento a corto plazo, sino que también se centra en beneficiar la salud del usuario a largo plazo. Al humidificar el aire inhalado por el usuario, se conserva la salud de las mucosas de las vías respiratorias, reduciendo el riesgo por infección respiratoria. De esta manera, se mejora a largo plazo la adopción del tratamiento ya que el usuario no se verá afectado negativamente a causa de este.

Como se puede ver en la Figura 22, el humidificador suele ser transparente (en la mayoría de dispositivos) y viene con marcas para visualizar los niveles adecuados de agua contenidos en la cámara, permitiendo al usuario saber cuándo rellenar la cámara. Además, las máquinas CPAP más avanzadas cuentan con el módulo del humidificador ya integrado, y con la posibilidad de desmontar la cámara de agua, lo que facilita el rellenado. Esta característica no solo es importante para la comodidad, sino que también facilita la limpieza del humidificador, que es esencial para mantener la higiene de la máquina que inyecta un fluido al interior del cuerpo de los usuarios. La limpieza regular previene la acumulación de polvo, y posibles bacterias que puedan perjudicar al usuario en caso de ser inhaladas. ([14] Daniel Noyed, 2024)

Realizar la limpieza de la cámara no solo es una medida para asegurar la higiene del humidificador, y que esta no repercuta sobre la salud del usuario. La limpieza de la cámara también es parte del mantenimiento de la máquina, ya que asegura un funcionamiento correcto del dispositivo. Entre estas acciones, se encuentra el recambio del agua, que debe ser agua destilada, específicamente, debido a la alta concentración en minerales del agua

---

disponible en los grifos. El agua rica en minerales puede dañar al conjunto del dispositivo, debido a que la acumulación de minerales puede dañar los componentes y empeorar el tratamiento proporcionado.

Los fabricantes de humidificadores y dispositivos CPAP recomiendan llevar a cabo una limpieza al día del humidificador, usando agua y jabón. Además, se recomienda que semanalmente, se sumerja la cámara de agua en una solución de agua y vinagre para llevar a cabo una desinfección completa. También se recomienda hacer una revisión mensual de la cámara de agua y del resto de componentes del humidificador, para verificar que no existan signos de desgaste o de defectos, y reemplazarlos según las instrucciones del fabricante.

Los modelos de humidificadores más avanzados no solo tienen los componentes básicos previamente descritos, sino que también están equipados de componentes adicionales, como sensores de humedad y de temperatura. Estas incorporaciones permiten ajustar automáticamente los niveles de temperatura y humedad deseados por el usuario. Simplemente es necesario introducir estos parámetros en un menú de la pantalla de la máquina, y gracias al sistema de control (principalmente compuesto por el microprocesador inteligente, y los sensores que proporcionan la información), al que se incorporan los sensores del humidificador, los parámetros introducidos se ajustan solos. Esta automatización, además de aumentar enormemente la comodidad de uso del humidificador, también contribuye a la eficiencia energética, ya que una vez alcanzada la temperatura y humedad deseada, no es necesario seguir calentando el agua, y por lo tanto se reduce el consumo eléctrico.

No obstante, es conveniente mencionar que el humidificador puede causar ciertos fenómenos que algunos usuarios han reportado como molestos. Entre estos fenómenos, el más común es la lluvia CPAP (o rainout en inglés). Este fenómeno se da cuando el aire sale de la cámara del humidificador hacia las vías respiratorias del paciente, conducido por la manguera, y debido al enfriamiento del aire sufrido por la diferencia de temperaturas entre la cámara y el exterior, el vapor de agua puede condensarse. Al condensarse el vapor

de agua, se forman precipitaciones, que al ser impulsadas por el caudal de aire, causan salpicaduras sobre la cara del usuario, interrumpiendo el sueño. Para evitar este fenómeno, se utilizan tubos calentados, que tienen la capacidad de mantener la temperatura del aire a lo largo del conducto hasta llegar a la boca del usuario. ([15] David Repasky, 2022)



*Figura 23. Fenómeno de rainout en la máscara*

Hay también casos en los que el uso del humidificador junto a la máquina CPAP no es necesario. Muchos pacientes no sufren de sequedad de garganta al aplicar el tratamiento. Se debe en gran parte a que cada individuo es distinto y presenta reacciones distintas a la exposición continua de un caudal de aire. Además, el tratamiento en ciudades con un clima húmedo también suele prescindir del humidificador, ya que el aire aspirado del ambiente por la máquina ya está lo suficientemente hidratado. No obstante, sí que se suele recomendar el uso de un humidificador integrado en ambientes más secos.

Al igual que en el mercado de las máquinas CPAP, el coste mínimo de los humidificadores es elevado de por sí, los más baratos del mercado rondando los 100€. Pero además, existe un rango muy amplio en los precios, dependiendo del modelo, la compatibilidad con las máquinas, y de los avances tecnológicos que estos incluyan. En casi todos los casos de los humidificadores integrados, estos son específicos al modelo de máquina CPAP con el que

---

vienen, y pueden llegar a aumentar el coste total notablemente. Por otro lado, los módulos independientes de humidificación, si ciertamente son compatibles con un número más elevado de modelos, suelen ser más voluminosos, y pueden llegar a requerir una fuente de alimentación en el caso de algunos modelos.

En los casos en los que se consideren estrictamente necesarios, debido a la aparición de infecciones e irritaciones extremas, que pueden llegar a convertirse en sangrados de las vías respiratorias, los seguros privados pueden llegar a cubrir el coste de los humidificadores, lo cual es una ventaja para los usuarios que disponen de ellos. No obstante, debido a que los seguros privados tienen un coste elevado, y que la seguridad social, tampoco suele cubrir el coste de los humidificadores, conlleva una carga económica adicional sobre los usuarios.

### **3.2.5 FILTROS DE AIRE**

El filtro de aire es otro componente importante en una máquina CPAP. Todas las máquinas disponibles en el mercado disponen de un filtro de aire en la entrada, para asegurar que el aire inhalado esté limpio y sea apto para respirar. Los filtros son el elemento principal para la protección de la salud respiratoria de los pacientes, y la protección del dispositivo contra las impurezas presentes en el aire (por ejemplo el polvo). Un filtro sucio o en mal estado puede reducir significativamente la efectividad del tratamiento y causar daños en los componentes de la máquina. Además, respirar un aire limpio y puro mejora la calidad del sueño y la salud general de los pacientes, pudiendo reducir los síntomas de alergias y otras condiciones.



*Figura 24. Filtros y disposición en la máquina*

Los filtros de partículas tienen una función concreta, y se encargan de eliminar partículas grandes del aire, como partículas de polvo, polen, o distintos tipos de fibras encontradas en el hogar, antes de que el aire sea impulsado hacia las vías respiratorias. Estos filtros se fabrican a partir de espuma absorbente y suelen ser reutilizables, por lo que se pueden limpiar durante el mantenimiento y volver a usarlos. Los fabricantes recomiendan llevar a cabo una limpieza a fondo semanalmente, y reemplazar los filtros de partículas cada seis meses para asegurar la correcta eliminación de polvo. ([16] Lauren Fountain, 2024)

Otro tipo de filtro adicional son los filtros antibacterianos. Estos filtros son los más raros y suelen ser opcionales, por lo que suelen venir en únicamente pocos modelos de máquina CPAP. Los filtros antibacterianos brindan una protección adicional al eliminar ciertos patógenos inherentes al aire del ambiente, como cierto tipo de bacterias. No obstante, es importante destacar que estos filtros pierden su efectividad al entrar en contacto con el agua, ya que la humedad puede afectarles. Los fabricantes recomiendan reemplazar este tipo de filtros cada mes, o antes si se aprecian signos de acumulación de residuos. ([17] Allyson Hoffman)

Como ya se ha explicado, cada tipo de filtro tiene una frecuencia de reemplazo, o de mantenimiento distinta. El mantenimiento de los filtros en los dispositivos CPAP es

---

esencial por varios motivos. En primer lugar, para eliminar patógenos que pueden ser potencialmente peligrosos para la salud del usuario. En segundo lugar, los filtros también son esenciales para evitar la acumulación de partículas dentro de los circuitos de la máquina, lo que puede resultar en averías, y afectar directamente a la durabilidad del dispositivo.

Consecuentemente, la limpieza y reemplazo periódicos de los filtros son cruciales, y garantizan que el aire inhalado por el usuario está libre de impurezas. Según los fabricantes, los filtros reutilizables deben lavarse con agua y con jabón semanalmente, mientras que los filtros desechables y antibacterianos deben ser inspeccionados y sustituidos al menos mensualmente.

Además de las recomendaciones de los fabricantes, hay otros factores que afectan directamente a la frecuencia de reemplazo. Estos son diversos, pero los más habituales suelen ser, en primer lugar, la presencia de mascotas en la morada, causando una acumulación mayor de pelos en el hogar, que pueden ser aspirados por la máquina. Otro factor que afecta al reemplazo de los filtros es la presencia de humo, especialmente determinante para usuarios que sean fumadores, ya que los filtros se deteriora en presencia de humo de tabaco, especialmente los filtros desechables. Por último, también es determinante la calidad de aire del ambiente. En algunos países, la calidad del aire es notablemente inferior a la media mundial, por lo que es necesario tener en cuenta este factor a la hora de realizar el reemplazo de los filtros. En entornos con alguno, o una combinación de estos factores, es necesaria la comunicación con un profesional sanitario para diseñar un plan de reemplazo de filtros que sea más frecuente que el convencional.

Como último inciso, cabe destacar que en algunos modelos de máquinas CPAP más avanzados, la interfaz de usuario comunicará, a través de la pantalla digital, una indicación para realizar el recambio o el mantenimiento del filtro. No obstante, estos recordatorios son programados periódicamente por el usuario, y no se emplea ningún sistema inteligente o de detección en tiempo real para determinar la condición de los filtros.

### 3.2.6 TUBO Y MÁSCARA

Otros componentes esenciales en el tratamiento con máquinas CPAP son el tubo y la máscara. Estos son los últimos componentes por los que circula el aire antes de introducirse en las vías respiratorias de los usuarios. Ambos componentes son los encargados de garantizar que el aire se suministra correctamente, teniendo cada uno un rol específico, y aunque son aparentemente sencillos, su diseño aumenta la eficacia y la adherencia del tratamiento.

En primer lugar, el tubo de un dispositivo CPAP es el componente que permite dirigir directamente el aire a presión expulsado por la máquina hasta la vía respiratoria del paciente. Como se puede observar en la imagen, estos tubos están fabricados de un material flexible, especialmente utilizados para ser resistentes a pliegues, y posiciones extrañas que se puedan dar a lo largo de las horas de uso debido al movimiento inconsciente de los usuarios. Esta flexibilidad permite a los usuarios moverse libremente, encontrando así una posición confortable para conciliar el sueño sin ser afectados por la máquina CPAP. Además, la flexibilidad del tubo es también esencial para asegurar que el tubo no sufra ningún pliegue y se obstruya, lo que puede perjudicar al flujo de aire suministrado, y por tanto, disminuir la eficacia del tratamiento.



*Figura 25. Tubo para la conexión entre máscara y dispositivo CPAP*

---

Además de la consideración de flexibilidad, para los tubos para dispositivos CPAP también se emplean materiales duraderos para asegurar la longevidad frente al desgaste diario debido a su uso, proporcionando una vida útil adecuada y acorde al precio de estos componentes, que suele rondar los 50€.

Como es natural, la limpieza del tubo es sumamente importante para la salud del usuario, ya que es prácticamente el último componente por el que el flujo de aire pasa. La limpieza del tubo evita la acumulación de bacterias y patógenos, especialmente propensas a aparecer en los casos en los que se usa humidificador, debido a la humedad que presenta el aire circulando por el tubo. De esta manera, se reduce el riesgo de infecciones respiratorias significativamente. Los fabricantes recomiendan realizar una limpieza del tubo semanalmente, con agua y detergente suave, y dejar que el tubo se seque completamente antes de volver a conectarlo con el dispositivo.

Por otro lado, en el sistema para dirigir el flujo de aire, se encuentra la máscara. A lo largo de los años se han ido diseñando distintos tipos de máscaras, ajustándose cada una a ciertas necesidades y comodidades específicas de los usuarios. Cada tipo de máscara está diseñada para adaptarse mejor a ciertos estilos de respiración y preferencias de los usuarios.

En primer lugar, el tipo de máscaras que está experimentando un mayor crecimiento en la cuota de mercado, son las máscaras nasales. Como se puede apreciar en la siguiente imagen este tipo de máscaras cubren únicamente la zona nasal del usuario. Este diseño, consecuentemente, presenta una solución menos intrusiva para los usuarios que les resultan molestas, o aparatosas, las máscaras convencionales que suelen cubrir un área mayor de la cara. Estas máscaras son especialmente elegidas por los usuarios que tienden a moverse durante sus horas de sueño.



*Figura 26. Máscara nasal*

No obstante, presentan un requisito esencial e importante, ya que los usuarios de este tipo de máscaras deben respirar por la nariz, y no por la boca. Aunque sí son una solución muy utilizada por los usuarios que respiran por la nariz, ya que permiten un flujo constante a través de las fosas nasales directamente, resultando en un sistema menos invasivo. Además, este tipo de máscaras, al abarcar menos área facial, son más pequeñas y ligeras, lo que reduce la sensación de angustia que algunos usuarios padecen a cause de las máscaras más invasivas, haciendo que el tratamiento sea más cómodo.

Sin embargo, en este tipo de máscaras, es crucial asegurar que la máscara está bien ajustada para evitar las posibles fugas de aire, reduciendo así la presión del flujo de aire inhalado por el usuario. Esto causaría que el tratamiento disminuyese su eficacia al no poder abrir correctamente las vías respiratorias de los usuarios.

Otro tipo de máscaras son las nasales de almohada. Estas máscaras son el último diseño en llegar al mercado. Al igual que las descritas en el apartado anterior, estas máscaras solo abarcan la zona nasal de los usuarios. Estas máscaras son el diseño más minimalista y menos invasiva del mercado, reduciendo la intrusión de la máscara durante las horas de sueño, siendo ideales para aquellos usuarios que prefieran una sensación más natural. Como se puede observar en la imagen, al contrario que el tipo anterior, estas máscaras no

cubren toda la zona nasal, sino que tienen dos almohadillas que se insertan directamente en las fosas nasales. Esta opción es especialmente usada por usuarios que se mueven mucho durante las horas de sueño. Además, al insertar el flujo de aire directamente en las fosas nasales, es la máscara con la que se pueden proporcionar mayores presiones de aire.



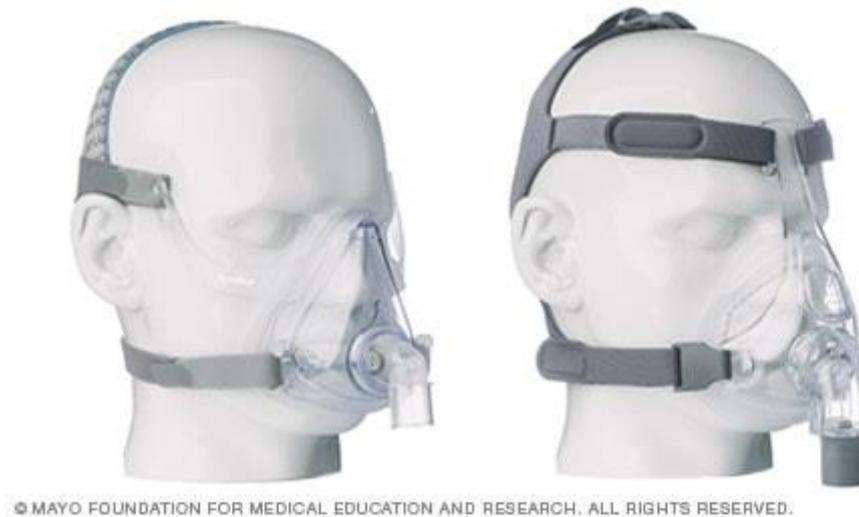
*Figura 27. Máscara nasal de almohadilla*

Además, este diseño presenta una solución para aquellos usuarios que necesiten usar gafas, ya que no obstruye ninguna zona alta de la nariz, mientras se usa la máquina (generalmente, se suele empezar a usar la máquina instantes antes de dormir, por lo que los usuarios se entretienen leyendo o usando el dispositivo móvil, para lo que necesitan usar lentes en caso de tener dioptrías).

Estas máscaras, debido a su diseño minimalista, tienden a causar menor irritación en la piel y sellan perfectamente el flujo, ya que las almohadillas se diseñan y fabrican específicamente para cada paciente, adaptándose perfectamente a las fosas nasales. Este aspecto, como ya se ha explicado, es crucial para asegurar la efectividad del tratamiento a lo largo de la noche. ([18] Daniel Noyed, 2023)

El siguiente tipo de máscaras son las oronasales, también llamadas máscaras completas. Como su nombre indica, y visible en la siguiente imagen, este tipo de máscaras cubren un

área facial mayor, abarcando tanto la boca como la nariz. Estas máscaras son el primer diseño introducido en la historia, y sirven tanto para usuarios que respiran por la nariz, como la boca, siendo por ello las más utilizadas globalmente. Este tipo de máscaras es especialmente utilizado por usuarios que respiran por la boca durante las horas de sueño y suelen tener obstrucciones nasales, inhabilitando la entrada de aire por la nariz.



*Figura 28. Máscara oronasal*

Estas máscaras proporcionan un sellado completo debido a su diseño ergonómico, asegurando que el aire no pierda presión al inhalarlo el usuario. Estas máscaras son especialmente eficaces asegurando una correcta humidificación del aire, siendo las máscaras preferidas por aquellos usuarios que son propensos a presentar sequedad en la boca y garganta.

No obstante, debido a que cubren más área facial, muchos usuarios se quejan de la aparatosidad de este tipo de máscaras. Por ello, es esencial ajustar correctamente las correas y el arnés, para asegurar el sellado completo de la máscara sin fugas de aire, proporcionar la máxima comodidad.

Por último, también existen las máscaras híbridas, u orales. Como se puede observar, las máscaras híbridas son una combinación innovadora entre las máscaras nasales y completas. Estas máscaras cubren completamente la zona bucal, y además tienen cojines que sellan las

fosas nasales, sin llegar a obstruir la zona nasal. Este diseño es una opción ideal para aquellos usuarios que necesiten cubrir completamente la zona de la boca y la nariz, pero les resultan incómodas las máscaras completas debido a su gran tamaño.



© MAYO FOUNDATION FOR MEDICAL EDUCATION AND RESEARCH. ALL RIGHTS RESERVED.

*Figura 29. Máscara oral*

Este tipo de máscaras sellan efectivamente el caudal de aire, permitiendo a la vez proporcionar una libertad de movimiento mayor que las máscaras completas convencionales. Además, al reducir el área cubierta, se reduce la irritación en esa área y se aumenta la comodidad del usuario. Esta es la opción preferida para los usuarios que buscan un equilibrio entre comodidad y funcionalidad durante el tratamiento CPAP.

En el mercado, generalmente estos son los tipos de máscara mayoritarios. En todos estos diseños, las máscaras tienen componentes que aseguran tanto la operatividad como la comodidad. La estructura general de la máscara proporciona el soporte adecuado y mantiene las almohadillas en su posición. Estas almohadillas suelen estar fabricadas de silicona, gel o espuma, creando un sellado alrededor de las vías respiratorias. Las correas y el arnés, por su parte, están fabricados por materiales resistentes, y ajustables para asegurar la correcta colocación de la máscara. Además, el material empleado está específicamente diseñado para no causar molestias e irritación a los usuarios.

La limpieza de estos componentes es crucial para mantener la higiene del equipo, y asegurar que el usuario no se vea expuesto a patógenos que presenten riesgos de infección. Las almohadillas y la máscara deben limpiarse diariamente usando agua y detergente suave. Por otro lado, se recomienda que las correas se laven semanalmente, de la misma manera que la máscara. Además, es importante llevar a cabo inspecciones regulares de la máscara en busca de signos de desgaste o defectos.

### **3.2.7 CARCASA**

Por último, el componente que se encarga de la protección y almacenamiento del resto es la carcasa. Este componente es esencial ya que garantiza la integridad del resto de componentes, especialmente de los componentes electrónicos y el motor. La estructura se diseña bajo unos criterios de diseño que deben cumplir tanto los requisitos de protección, como los requisitos de comodidad y compatibilidad del usuario.

La característica más importante de la carcasa de los dispositivos CPAP es la robustez. La carcasa debe ser lo suficientemente rígida y robusta como para soportar posibles impactos durante el transporte de la máquina. Este aspecto es crucial, ya que las máquinas CPAP se usan durante periodos largos, pudiendo sufrir largos desplazamientos a lo largo de su vida útil. Estas carcasas suelen estar fabricadas por materiales resistentes como plásticos, lo suficientemente robustos y a la vez, no añaden demasiado peso al conjunto de la máquina. Gracias a estos aspectos, se asegura que el resto de componentes internos queden intactos y funcionando correctamente, proporcionando así un tratamiento eficaz.

Además de la robustez, la carcasa de las máquinas CPAP debe ser ligera y compacta, asegurando un transporte fácil, y la adaptabilidad a espacios reducidos. La mayoría de usuarios tienen que transportar el dispositivo CPAP con ellos cuando viajan, y las máquinas deben poder usarse en un espacio que no suele ser un espacio adaptado a la máquina CPAP, como el que se puede tener en el hogar. Por ello, algunos fabricantes incluso tienen diseños disponibles, específicamente pensados en la portabilidad, como el caso de la máquina ResMed AirMini, diseñada especialmente para viajar. Esta máquina

---

tiene unas dimensiones de apenas 13 centímetros de largo, por 8 centímetros de ancho, y 5 centímetros de alto, pesando solo 300 gramos. ([19] Logan Foley, 2023)

Las carcasas de las máquinas CPAP no solo tienen que asegurar la integridad del resto de componentes y su portabilidad, sino que también deben permitir acceder al resto de componentes para poder realizar el mantenimiento regular y las limpiezas. El acceso a los filtros de aire, al humidificador, y a las conexiones del tubo, son esenciales, ya que estos componentes son los más reemplazados, y los que generalmente necesitan limpiezas regulares.

Otro aspecto de entre los más cruciales de las carcasas, es la capacidad de reducir la comunicación acústica y las vibraciones producidas por el resto de componentes, específicamente la producida por el motor. Los motores suelen producir ruido en niveles elevados, además de sumarse el ruido por la circulación del flujo de aire, alcanzando unos niveles de aproximadamente 70dB, siendo estos equivalentes a una conversación en voz alta. Los diseños modernos de la carcasa tienen en cuenta estos niveles, y reducen significativamente el ruido, hasta niveles de 27dB con una incertidumbre de 2dB, como se estipula en la ISO 17510-1:2009 Terapia respiratoria para la apnea del sueño. Los niveles conformes a la regla corresponden a los de una conversación en voz baja, por lo que no resultan incómodos a la hora de conciliar el sueño.

Por último, la ergonomía de la carcasa también es un requisito importante, ya que es el componente que está en contacto con el usuario durante el funcionamiento. Además, las carcasas suelen colocarse en las mesillas de los usuarios, por lo que su apariencia estética también es importante, al tener que integrarse con la decoración del hogar.

### **3.3 *PROTOTIPO DESARROLLADO***

En el apartado anterior se ha descrito en profundidad los componentes más importantes y esenciales de los modelos actuales. A continuación, de una manera similar, se van a describir los componentes seleccionados para el prototipo desarrollado en este proyecto, así como aquellos componentes de los que se va a prescindir.

---

### 3.3.1 UNIDAD MOTOR SOPLADOR

En la primera iteración de la máquina CPAP, con la intención de mantener un coste extremadamente bajo para la aplicación, y simplificar al máximo el circuito electrónico, se consideró usar un servomotor de corriente continua, al que se le acoplarían una turbina con aspas diseñadas en Solid Edge, que se expondrán en el siguiente apartado. No obstante, tras considerar el uso del servo con la turbina acoplada, y diseñar la carcasa de la máquina en función de esta elección, se determinó que no era viable el uso de un servomotor, debido a que la mayoría de servos no pueden alcanzar las revoluciones por minuto necesarias para suministrar las presiones convencionales. Esta conclusión se ha obtenido gracias a los cálculos desarrollados una vez se diseñó la carcasa, y que se expondrán en apartados futuros donde se figuran las revoluciones por minuto necesarias para que el motor proporcione la presión mínima requerida de entre 4 cmH<sub>2</sub>O y 20 cmH<sub>2</sub>O.

La capacidad de un motor de generar la presión necesaria es crucial para las máquinas CPAP, ya que es el componente que permite precisamente la apertura de las vías respiratorias, y por tanto del que depende la efectividad del tratamiento proporcionado. Por este motivo, se ha decidido en una segunda iteración, usar un soplador diseñado específicamente para la propulsión de aire en sistemas de ventilación.

Ante este escenario, se ha realizado una búsqueda de mercado únicamente para la selección del soplador, determinando el soplador que pueda proporcionar la presión requerida para una máquina CPAP por el menor precio. De esta búsqueda se seleccionó el soplador Sanyo Denki 9BMC24P2G001. Como se puede comprobar en su hoja de datos (Anexo A), este soplador tiene la capacidad de proporcionar un flujo de aire de hasta 65,3 CFM (pies cúbicos por minuto) y una presión estática máxima de 1950 Pa, lo que equivale a 19,88 cmH<sub>2</sub>O, cubriendo así las especificaciones de las máquinas CPAP actuales. Con estas condiciones aseguradas por el fabricante, se considera que el soplador es capaz de proporcionar el nivel adecuado de presión en condiciones de uso prolongado, y proporcionando distintos niveles de presión de aire, según necesite el usuario. Esta capacidad de operación continua es esencial en el contexto de las máquinas CPAP, ya que

de experimentarse cualquier fluctuación de presión no deseada, las vías respiratorias se cerrarían, comprometiendo el tratamiento y el bienestar del paciente durante las horas de sueño.



*Figura 30. Soplador Sanyo Denki 9BMC24P2G001*

Desde un punto de vista económico, es cierto que el soplador es el componente más caro con diferencia, alcanzando un coste de 65€, se justifica debido a la especialización de este componente y debido a que es el motor de menor precio que asegura los requisitos técnicos estrictamente necesarios del dispositivo CPAP. A diferencia de otros tipos de motores más simples y económicos, el soplador Sanyo Denki 9BMC24P2G001 ofrece un rendimiento claramente superior en términos de flujo de aire y presión proporcionada, lo que a futuros ha presentado una ventaja en la simplificación de la carcasa ya que esta no ha necesitado ningún ajuste adicional de diseño para compensar una posible falta de potencia (en el caso del servo, era necesario diseñar también unas aspas para integrarlas y proporcionar mayor presión de aire). Además, otra ventaja significativa del soplador es la alta eficiencia energética que presenta, lo que contribuye a disminuir los costes operativos del usuario. El soplador no solo tiene una eficiencia alta, sino que además integra un circuito de control interno del motor, lo que en parte ayuda a simplificar el resto del circuito electrónico al no necesitar un módulo de control específico para el soplador.

En términos de durabilidad, el soplador está diseñado específicamente para sistemas de ventilación en los que se requiere un funcionamiento continuo, lo cual es ideal para el caso de aplicación del proyecto, el cual requiere un funcionamiento constante a lo largo de la noche. En la hoja técnica del soplador se puede observar que se garantiza una vida de 70.000 horas. Considerando que de media, un individuo duerme alrededor de 7 horas diarias, equivale a una vida útil superior a 15 años, haciendo que este soplador sea también ideal en el aspecto económico al largo plazo. Este aspecto se ve reforzado por la reputación de marca de Sanyo Denki, que es conocida por fabricar componentes de alta calidad y longevidad. Por ello, la selección del soplador también garantiza que se minimicen los fallos durante la operación a lo largo de la vida útil del dispositivo, lo que a la vez contribuye en el aspecto económico del dispositivo ya que se evitan reemplazos.

Un último aspecto ventajoso de este soplador que conviene recalcar, es que se trata de un ventilador centrífugo. Al ser un ventilador centrífugo, permite dirigir el flujo de aire en una dirección concreta, lo que ha permitido simplificar el diseño de la carcasa con respecto a la primera iteración, en la que se usaba un servo con aspas, que resultaba en un ventilador axial. Como se explicará más adelante, al tener inicialmente un ventilador axial, era necesario el diseño de un sistema de conductos por los que se dirigiría el aire a la salida, complicando el diseño geométrico de la carcasa significativamente, y añadiendo pérdidas de carga adicionales a la presión del aire (debido a los codos y conductos más largos).

### **3.3.2 CIRCUITO DE CONTROL**

En este apartado se van a analizar los componentes seleccionados para el circuito de control. Para el circuito de control, se ha tenido especialmente en cuenta la elección de componentes económicos, disponibles gracias a los avances modernos en tecnologías de circuitería. Además, se ha puesto también un foco importante en diseñar el circuito de control para poder proporcionar los requisitos básicos de la máquina CPAP, simplificando así el circuito al máximo. Con estas consideraciones, se ha diseñado y escogido el circuito de control necesario, para esencialmente poder proporcionar la presión de aire máxima

ofrecida por el soplador, y poder controlar esta presión según el mando del usuario, ajustándose así a sus necesidades.

### 3.3.2.1 Microprocesador

En primer lugar se ha seleccionado el microprocesador. Ante la prioridad de simplificar el circuito electrónico lo máximo posible, se ha determinado que el uso de un microcontrolador para este caso es suficiente. Por ello, se ha seleccionado el microcontrolador Arduino Uno R3 como unidad de procesamiento y control para el prototipo inicial del dispositivo CPAP. Principalmente, se ha escogido el Arduino debido a su simplicidad de uso, su bajo coste, y la flexibilidad que este proporciona a la hora de iterar el algoritmo a lo largo de los prototipos. Con estas características principales, la placa Arduino responde perfectamente a la necesidad de control del circuito de la máquina a la vez que se mantiene una simplicidad básica, minimizando los costes de desarrollo y producción del prototipo. En el marco de un proyecto low cost, no solo es necesario escoger componentes que cumplan los requisitos técnicos, sino que también es necesario que sean fácilmente integrables con el resto del circuito.



*Figura 31. Placa Arduino Uno R3*

La elección de la placa Arduino Uno R3 es especialmente adecuada debido a que su precio es extremadamente asequible, oscilando entre los 20 € y 30 €. Este aspecto ayuda

significativamente a mantener el coste del dispositivo bajo, debido a que el uso de un microprocesador podría encarecer en gran medida el precio total, siendo estos últimos generalmente más caros que los microcontroladores. Además, el uso de una placa arduino permite acceder a una comunidad abierta de usuarios extremadamente activa, y de las más grandes del mundo, lo que conlleva a tener acceso a una cantidad grande de recursos ya existentes, como tutoriales para la integración de casos existentes, como librerías de software especializadas, que facilitan el desarrollo del algoritmo de control. Este aspecto es especialmente importante en el caso de este proyecto, de naturaleza académica, donde el tiempo y los recursos son limitados, y se puede disponer de la ayuda de la comunidad para usar casos ya desarrollados (por ejemplo, el uso de un programa para leer la presión de un flujo de aire usando un sensor).

Desde el punto de vista técnico, el microcontrolador Arduino Uno R3 es ideal para este caso, ya que sin dejar de conservar su simplicidad, es capaz de cubrir los requisitos técnicos necesarios para el circuito de control de una máquina CPAP simple. La placa cuenta con un microcontrolador ATmega328P, que proporciona suficiente potencia de procesamiento para manejar las tareas de control del bloque soplador, la lectura de datos de sensores, y el control de la interfaz de usuario. La placa dispone de 14 pines de entrada/salida digitales, 6 entradas analógicas, y un reloj de frecuencia 16 MHz, proporcionando la capacidad y versatilidad suficiente para integrar los distintos módulos del circuito completo del dispositivo, sin necesidad de componentes adicionales o circuitos complicados. La capacidad de integrar distintos módulos y la suficiencia necesaria para mantener el circuito sencillo, además de reducir los costes de producción, disminuye también posibles errores en la programación, y en el montaje del circuito.

El Arduino R3 destaca por su alta capacidad de integración con distintos módulos, pudiendo conectarse fácilmente con sensores, pantallas, y actuadores. El microcontrolador es compatible con una amplia gama de componentes, lo que permite seleccionar los más baratos sin preocupación por la integración con el Arduino, alineándose así con el objetivo principal del proyecto. Además, debido a su tamaño reducido, y compacto, permite reducir

las dimensiones de la carcasa, contribuyendo así también con el requisito de portabilidad de la máquina CPAP.

Además, el entorno de desarrollo de Arduiono es otro de los factores clave de su selección. El entorno Arduino IDE es una plataforma totalmente accesible y abierta, por lo que es gratuita. Además, permite la programación en un lenguaje de programación muy simplificado, basado en C++, ayudando así al rápido desarrollo del algoritmo de control. La rapidez con la que se puede desarrollar, escribir y depurar código en Arduino IDE impacta significativamente en la reducción del tiempo necesario para el diseño del prototipo inicial. No solo es un entorno en el que los programas se desarrollan rápidamente por su simplicidad, sino que al ser open source, y tener una comunidad tan amplia, existen numerosas bibliotecas que permiten integrar fácilmente componentes como sensores, displays, y actuadores, acelerando aún más el proceso de diseño inicial, y reduce el coste en desarrollo del software.

Una última ventaja del Arduino Uno R3 que se ha tenido en cuenta a la hora de la selección del microcontrolador, es la capacidad de ser alimentado, tanto por conexión USB, como por una fuente de alimentación externa, aportando así más flexibilidad en las fases iniciales de prototipado y las distintas iteraciones. Esta capacidad ha sido crucial en el primer prototipo desarrollado, ya que, como se explicará en el apartado de la fuente de alimentación, para el primer prototipo, se dispone de alimentación externa especial, por lo que se ha alimentado el Arduino mediante el puerto USB.

### ***3.3.2.2 Sensores de presión y flujo***

Para realizar un control de la presión suministrada por el dispositivo, es necesario añadir sensores, rezando de esta manera el bucle, y pudiendo obtener un error con respecta la entrada proporcionada por el usuario. Además, teniendo en cuenta tanto el requisito de reducir el coste unitario del prototipo, como mantener la mayor simplicidad posible del circuito electrónico, se ha determinado que únicamente se va a realizar el control de presión de aire, por lo que únicamente es necesario el sensor de presión.

El sensor de presión que se ha seleccionado es el NXP MPX501DP. Este sensor asegura una alta precisión, y una disponibilidad alta bajo un coste asequible. La medición precisa es esencial para el prototipo diseñado, ya que solo se dispone del control de una dimensión, y la presión es el parámetro crítico de funcionamiento a monitorizar, ya que asegura que el dispositivo administre un tratamiento efectivo contra los trastornos del sueño.

El sensor de presión seleccionado es un sensor de presión diferencial, que puede medir presiones entre 0 kPa y 10 kPa. Dado que el soplador seleccionado tiene una presión máxima de 2 kPa, este rango es más que adecuado, y el sensor puede soportar las presiones creadas por el soplador. Este sensor ha sido seleccionado debido a su disponibilidad existente en el laboratorio, lo que ha eliminado el coste incurrido durante el prototipo. No obstante, el sensor es asequible en comparación con otros sensores de presión, siendo su precio de 30 €, lo que lo convierte en una opción idónea para el prototipo.



*Figura 32. Sensor de presión NXP MPX501DP*

En cuanto a aspectos técnicos, este sensor proporciona una salida analógica fácil de leer e interpretar por la placa Arduino. Se ha seleccionado tanto la placa Arduino, como este sensor, debido a la simplicidad de la interfaz entre el microcontrolador y el sensor, reduciendo de esta manera la complejidad del diseño del circuito, ya que se elimina la necesidad de circuitos de acondicionamiento del sensor. Esto se debe a que el sensor funciona en rangos de tensión de 0 a 5 V, y corrientes de 5 mA, capaces de ser

---

directamente suministradas por la placa Arduino. Además, la estabilidad y la repetitividad de las mediciones que el sensor garantiza son esenciales para poder ajustar correctamente el algoritmo de control sin que este sufra alteraciones debido a la variación indebida en las mediciones.

Cabe destacar que, aunque el uso del sensor diferencial es totalmente viable, como mejora futura, se puede utilizar la versión manométrica de este sensor, que puede llegar a ser más práctica para las iteraciones finales del prototipo, permitiendo una compactibilidad aún mayor. En el prototipo desarrollado, hay que asegurar, mediante un tubo, que una entrada del sensor de presión recibe aire del conducto principal, y la otra entrada se mantiene a presión atmosférica para obtener la presión correcta. El sensor manométrico mediría directamente la presión del conducto mediante una medición única a través del tubo que conecta el conducto principal con el sensor de presión. Además, al pertenecer el sensor manométrico a la misma serie y fabricante que el sensor diferencial utilizado, el precio no cambiaría de manera significativa.

### ***3.3.2.3 Unidad de alimentación***

La fuente de alimentación es un componente esencial en cualquier dispositivo electrónico. Para el prototipo desarrollado en este proyecto, la fuente de alimentación es necesaria principalmente para el soplador, que requiere 24 V y 3,1 A para funcionar a potencia nominal. Debido a estos requisitos y a la disponibilidad del laboratorio, para el desarrollo del prototipo se ha utilizado una fuente de alimentación del laboratorio. Esta fuente es ampliamente capaz de proporcionar 24 V y 3,1 A, no obstante, presenta dimensiones demasiado grandes y tiene un peso muy elevado. Si bien es la fuente de alimentación que se ha usado para desarrollar el prototipo funcional del proyecto, y para comprobar el correcto funcionamiento del dispositivo desarrollado, queda directamente descartada en la integración y diseño con el resto de componentes para el prototipo final, debido a sus dimensiones y peso.



*Figura 33. Fuente de alimentación disponible en el laboratorio*

Por ello, se ha llevado a cabo un análisis de mercado de fuentes de alimentación, eligiendo finalmente la fuente conmutada RS Pro 24 V, 3,2 A. Esta fuente es capaz de proporcionar la potencia necesaria para el soplador, que de lo contrario, no podría ser directamente alimentado por la placa Arduino, ya que tanto la tensión, como la corriente necesaria son demasiado elevadas para esta. Además, la elección de este componente también se ha guiado por su precio bajo, de tan solo 30 €, y su garantía de seguridad en funcionamiento para el usuario y el resto de componentes del circuito. Esta fuente es altamente reconocida en el mercado por su relación de calidad precio, ofreciendo un rendimiento alto por un precio razonable. En comparación con otras fuentes disponibles en el mercado, con las mismas especificaciones ofrecidas por la fuente RS Pro, esta fuente es la más asequible actualmente. Además, esta fuente opera bajo los estándares internacionales de seguridad y calidad, asegurando de esta manera, que pese a proporcionar una potencia elevada, el componente es seguro y fiable.



*Figura 34. Fuente de alimentación RS Pro 24 V, 3.2 A*

Esta fuente es capaz de suministrar la potencia necesaria para el soplador Sanyo Denki seleccionado, que es el componente más demandante en cuanto a energía del sistema diseñado. La fuente asegura que el motor funcione de manera eficiente, y además, sin sobrecargas debido a las especificaciones de esta, garantizando así que el dispositivo funcione de forma continua.

Además, otro aspecto clave de esta fuente que ha llevado a su selección, es su facilidad de integración con el resto de componentes. El formato de esta fuente es reducido y muy compacto, teniendo unas dimensiones de únicamente 97 mm x 99mm x 30 mm, siendo todas las dimensiones inferiores a la carcasa diseñada. Esto permite una fácil incorporación futura de esta fuente en las iteraciones futuras del dispositivo, sin necesidad de alterar el diseño de la carcasa. Otra ventaja en cuanto a integración de esta fuente de alimentación, es que es capaz de operar en rangos de voltajes de entrada amplios, siendo estos de entre 100 V y 240 V, por lo que se adapta especialmente bien a diferentes entornos (los voltajes de alimentación suelen variar según los continentes, por ejemplo). Esto contribuye en gran medida a la portabilidad del dispositivo CPAP, ya que se puede adaptar a los distintos lugares a los que el usuario necesite viajar.

---

### ***3.3.2.4 Componentes electrónicos secundarios***

Por último, para completar el circuito de control, es necesario el uso de componentes electrónicos comunes que aseguran la correcta integración y funcionamiento de todos los componentes principales del circuito (sensores, actuadores, y control).

En primer lugar, se han seleccionado los pulsadores C&K PTS645SL432LFS, ya que son componentes esenciales para la interacción del usuario con el dispositivo, y concretamente, permiten modificar el mando del circuito de control, con el que se determina la presión de aire deseada por el usuario. Además, los pulsadores permiten funciones básicas como encender o apagar la máquina. Los pulsadores seleccionados tienen un coste muy bajo, y una durabilidad adecuada para la aplicación.

También se han utilizado un número de resistencias de 10 k $\Omega$ . Estas resistencias son componentes pasivos del circuito que juegan un rol esencial en el control de señales y limitación de corrientes. Las resistencias también tienen un coste extremadamente bajo, y se ha seleccionado el valor de 10 k $\Omega$  debido a su modularidad para conseguir usarlas en distintos puntos del circuito, pudiendo construir resistencias equivalente mayores o menores en caso de ser necesario. Principalmente, en el diseño del circuito se han utilizado para limitar la corriente en los pulsadores, y para estabilizar las corrientes en las entradas y salidas del microcontrolador.

Para realizar el control y funcionamiento del soplador, se ha incluido en el diseño un MOSFET Infineon IRFZ46NPBF. Este MOSFET ha sido seleccionado para actuar como interruptor, recibiendo el pulso del Arduino, y dejando pasar las tensiones y corrientes equivalentes proporcionadas por la fuente de tensión, hacia la entrada del soplador. Los MOSFET, debido a que pueden conmutar corrientes elevadas sin perder potencia, se suelen utilizar específicamente para controlar motores. Además, al ser un componente de alta disponibilidad, su coste es muy bajo (alrededor de 1 €) por lo que es un componente ideal para el prototipo. Este MOSFET es especialmente eficaz a la hora de gestionar la energía, por lo que contribuye a disminuir el calor generado por el circuito, ayudando así a mejorar

---

la vida útil del dispositivo, ya que las altas temperaturas son perjudiciales para los componentes electrónicos.

Por último, para proteger el Arduino, y el soplador de posibles picos de voltaje y corrientes que puedan dañarlos, se incluye un diodo de protección Onsemi EGP30G. Este diodo es capaz de manejar corrientes elevadas, y es conocido por el tiempo de recuperación corto, haciéndolo un diodo rápido, permitiendo al circuito quedar protegido asegurando que no se corte el funcionamiento del sistema durante un periodo significativo. El coste de este diodo también es bajo, por lo que no suma gran cantidad al coste total del dispositivo. La inclusión del diodo en el dispositivo es especialmente necesaria en el ámbito del proyecto, ya que se trata de un dispositivo médico donde el fallo de algún componente podría tener consecuencias graves.

### **3.3.3 INTERFAZ DE USUARIO**

Dado que se está diseñando un dispositivo médico, la interfaz de usuario es un componente crítico, ya que es el puente entre el usuario y la máquina. En el caso de este prototipo inicial, se ha seleccionado la pantalla Displaytech DT018ATFT. Se ha seleccionado esta pantalla debido a su simplicidad, pero sobre todo, a su compatibilidad con el Arduino R3, ya que esta puede ir directamente acoplada a la placa. Además, esta pantalla es capaz de proporcionar la funcionalidad básica necesaria a un coste asequible. El hecho de que la pantalla sea simple es un aspecto que juega a favor del dispositivo desarrollado, ya que la interfaz de usuario debe ser intuitiva y fácil de usar, especialmente en este caso que los pacientes pueden carecer de conocimientos y habilidad técnica.



*Figura 35. Displaytech DT018ATFT*

Esta pantalla es de 1,8 pulgadas y tiene una resolución de 160 x 128 píxeles, ofreciendo un tamaño ideal para integrarse fácilmente con el resto del diseño de la máquina CPAP. Debido al tamaño reducido, el precio de la pantalla apenas alcanza los 17 €, por lo que no es elevado, y este se incrementaría en caso de seleccionar una pantalla de mayor dimensión. Además, al ser esta pantalla de tipo TFT (Thin Film Transistor), se pueden conseguir gráficos simples y texto claro, lo cual vuelve a ser esencial para mantener una interfaz simple y eficaz.

El factor clave para la elección de este display es su compatibilidad con el Arduino Uno R3. Para integrar el display con el Arduino, no se requiere ningún tipo de circuito adicional o adaptador, lo que simplifica en gran medida el circuito y reduce los costes de los componentes electrónicos. Además, gracias a la gran comunidad de Arduino, ya existen numerosas bibliotecas desarrolladas específicamente para el control de pantallas TFT, lo que acelera y simplifica la programación de la interfaz de usuario. Este aspecto es especialmente importante en el ámbito de un proyecto académico en el que tiempo y recursos son limitados, y en este caso la simplicidad es un factor crítico. Además, en términos de integración física, la pantalla seleccionada es muy compacta y ligera, lo que

facilita su incorporación en la carcasa sin hacer cambios significativos en el diseño. Además, tienen un consumo de energía muy bajo, lo que es un factor importante ya que contribuye a la eficiencia general del dispositivo, permitiendo el funcionamiento prolongado sin necesidad de fuentes de alimentación de mayor capacidad.

En aspectos de funcionalidad, la pantalla DT018ATFT es una elección perfecta, ya que es capaz de mostrar información esencial como la presión del aire, el tiempo de operación, y otros parámetros importantes. Aunque la pantalla pueda parecer pequeña, tiene una resolución suficiente para mostrar gráficos y texto simple, permitiendo al usuario ajustar y monitorear el funcionamiento de la máquina CPAP eficazmente. Al ser el prototipo desarrollado de bajo coste y de simplicidad básica, buscando cubrir las funcionalidades esenciales sin incorporar características adicionales que puedan añadir coste y complejidad al prototipo, esta pantalla es suficiente.

### **3.3.4 FILTROS DE AIRE**

Como ya se ha explicado, la inclusión de filtros es esencial para las máquinas CPAP ya que estos actúan como escudos contra posibles bacterias y patógenos presentes en el aire recogido por el dispositivo y que posteriormente es suministrado al usuario. Por ello, es esencial que el aire suministrado esté limpio y libre de contaminantes. Para esta función se han seleccionado los filtros ebm-papst FP80, conocidos por su eficacia y durabilidad. El coste de estos filtros es muy reducido, por lo que son ideales para el dispositivo diseñado.

El filtro seleccionado está específicamente diseñado para entornos en los que la calidad del aire es crítica, siendo capaz de capturar partículas finas y bacterias del aire, asegurando que se suministra aire limpio y seguro al usuario. Estos filtros están diseñados para tener una resistencia baja al flujo, lo que equivale a que no impidan la entrada de aire al soplador, y por tanto, que no se vea afectada la presión de aire suministrada. Este aspecto de diseño es especialmente importante en un dispositivo CPAP, en el cual cualquier obstrucción en la toma de aire podría comprometer la eficacia del tratamiento, al no poder proporcionar la presión necesaria para el usuario para abrir sus vías respiratorias. El diseño de estos filtros logra alcanzar un equilibrio entre la filtración del aire sin afectar significativamente al flujo

---

de aire, lo que asegura el funcionamiento correcto del dispositivo sin demandar potencia adicional al soplador.

En cuanto a la durabilidad de estos filtros, el fabricante asegura una durabilidad adecuada, superior a la requerida en el ámbito CPAP, por lo que el cambio de filtros vendrá dado por las recomendaciones de expertos sanitarios, que recomiendan cambiar el filtro mensualmente para no reducir su eficacia. Los filtros seleccionados aseguran esta durabilidad, reduciendo así los reemplazos a cuando sean estrictamente necesarios según los expertos médicos. La confianza que aporta el fabricante sobre los filtros es esencial ya que estos son un elemento crucial para mantener la salud del usuario y no causar infecciones graves causadas por el uso de la máquina.

### **3.3.5 COMPONENTES NO INCLUIDOS EN EL PROTOTIPO**

Para el diseño del prototipo abarcado en este proyecto, ha sido esencial identificar cuáles son los componentes esenciales y estrictamente necesarios para proporcionar la funcionalidad básica de una máquina CPAP, que consiste en la impulsión de un aire a presión positiva por las vías respiratorias. Por ello, para mantener el coste del dispositivo al mínimo y mantener la simplicidad, se han excluido una serie de componentes, que aunque mejoran la experiencia del tratamiento, no son estrictamente necesarios para el funcionamiento de la máquina, o no entran en el alcance de este proyecto. Con estos criterios, se ha decidido por tanto incluir únicamente los componentes ya descritos en los apartados anteriores, y prescindir de ciertos componentes como el humidificador, o el diseño de tubo y máscara, que quedan fuera del alcance del proyecto. Esta decisión también se ha apoyado en un análisis de coste, ya que añadir e integrar estos componentes excluidos hubiese aumentado el coste de la máquina CPAP diseñada, haciendo que la propuesta de valor principal disminuya.

En primer lugar, el componente más importante que no se ha incluido en el diseño del prototipo en este proyecto es el humidificador. Como ya se ha explicado, los humidificadores son componentes comúnmente utilizados en dispositivos CPAP, que hasta pueden venir directamente integrados en las máquinas. Los humidificadores se usan para

---

añadir humedad al aire suministrado, evitando la sequedad que pueden sufrir algunos usuarios, añadiendo comodidad durante el tratamiento. No obstante, la inclusión del humidificador en el prototipo conllevaría añadir complejidad y aumentaría el coste de fabricación, además del de mantenimiento. En el marco del proyecto, se ha determinado que la operación básica de la máquina CPAP está cubierta sin la necesidad de incluir un humidificador en el primer prototipo, teniendo en cuenta que el objetivo principal del proyecto es proporcionar tratamiento accesible para el segmento de la población que no tiene poder adquisitivo para obtener los dispositivos actuales. Además, actualmente existen módulos de humidificadores externos que pueden ser adquiridos posteriormente e integrados con el dispositivo diseñado para los usuarios que prefieran humidificar el aire aspirado.

En segundo lugar, se ha considerado que el tubo que conecta la máquina CPAP con la máscara queda fuera del marco del proyecto. Si bien es un componente esencial, no se ha abarcado en el proyecto ya que su diseño y producción pueden añadir dificultad e incrementar el coste del dispositivo. En el contexto del proyecto, se ha centrado el diseño en la máquina como tal, y se considera que las pruebas y la operación se realizarán con un tubo ya existente. Esta decisión ha permitido reducir el coste significativamente ya que los tubos son componentes de precio elevado.

Por último, también se ha considerado que la máscara queda fuera del alcance de este proyecto, pese a ser otro componente crítico de un sistema CPAP. La elección de la mascarilla es un proceso que varía significativamente según los gustos del paciente, ya que existen varios tipos en función de las preferencias de los usuarios. En lugar de incluir la máscara en el diseño del prototipo, que podría no adaptarse a la fisonomía del usuario, se ha decidida excluirla del prototipo, permitiendo que cada usuario seleccione su máscara de preferencia. Esta decisión permite reducir significativamente el coste el prototipo inicial ya que las máscaras suelen ser caras, y se considera que para la prueba de funcionalidad, se utilizará una máscara ya adquirida.

---

### **3.3.6 CARCASA**

A continuación, una vez seleccionados todos los componentes anteriores, se ha pasado a diseñar la carcasa del dispositivo. La carcasa es esencial ya que además de albergar y proteger los componentes internos de la máquina, también es parte de la interfaz de usuario, por lo que debe ser estética, y ergonómica. Para simplificar la producción y el montaje de la máquina, se ha optado por un diseño modular de la carcasa, en la que se ha dividido en tres partes, la parte inferior, la parte superior, y el conducto interno por el que circula el aire. El diseño de la carcasa se ha hecho íntegramente en Solid Edge debido a su flexibilidad para ajustar los diseños a lo largo de las distintas iteraciones. El enfoque modular del diseño de la carcasa ha permitido también poder mantener cierto grado de flexibilidad ya que permite separar las partes clave, y únicamente cambiar las estrictamente necesarias a lo largo de las iteraciones, sin tener que rediseñar la carcasa completa.

Como ya se ha adelantado, se han hecho varias iteraciones de la carcasa, principalmente debido al cambio del bloque motor debido a los requisitos de presión. En la primera iteración se adaptó la carcasa para integrar un servomotor con aspas, también diseñadas en Solid Edge. No obstante, tras desarrollar los cálculos de presión, se desarrolló una segunda iteración de la carcasa para ajustarla al nuevo bloque motor, el soplador Sanyo Denki 9BMC24P2G001. A continuación se va a desarrollar detalladamente las etapas de diseño.

#### ***3.3.6.1 Primera iteración***

En la primera iteración, el objetivo ha sido diseñar una carcasa, con el objetivo principal de mantenerla lo más simple y compacta posible, adaptándose a la vez al resto de componentes. Para ello se separó el diseño en tres partes. La primera parte, la sección inferior de la carcasa en la que se integraría el servomotor junto con las aspas para generar el flujo de aire necesario. A continuación se diseñó el conducto por el que se dirigiría el aire hacia la salida de la máquina, y por último, se diseñó la parte superior de la carcasa, en la que se incluirían compartimentos para los componentes del circuito de control.

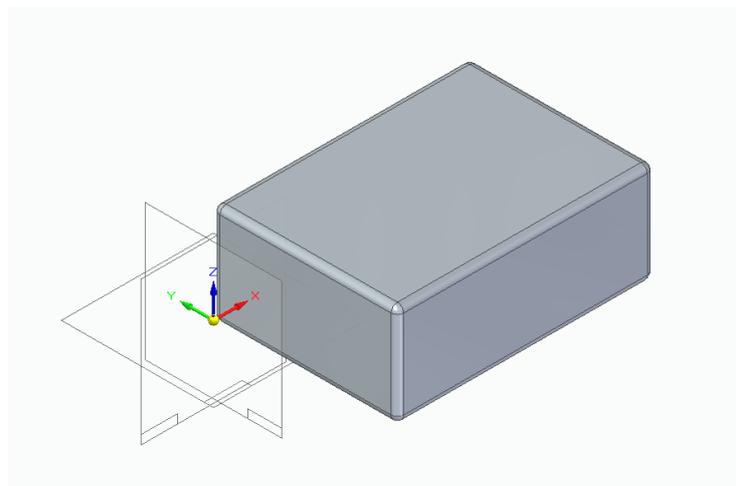
Para iniciar el diseño, se tomó como referencia la máquina EcoStar, ya que presentaba una compactibilidad y dimensiones óptimas, como se puede observar en la imagen posterior.

Esta máquina tiene unas dimensiones aproximadas de 15 cm x 19 cm x 10 cm, por lo que la primera decisión tomada fue ajustar las dimensiones del prototipo para que caigan sobre el mismo rango.



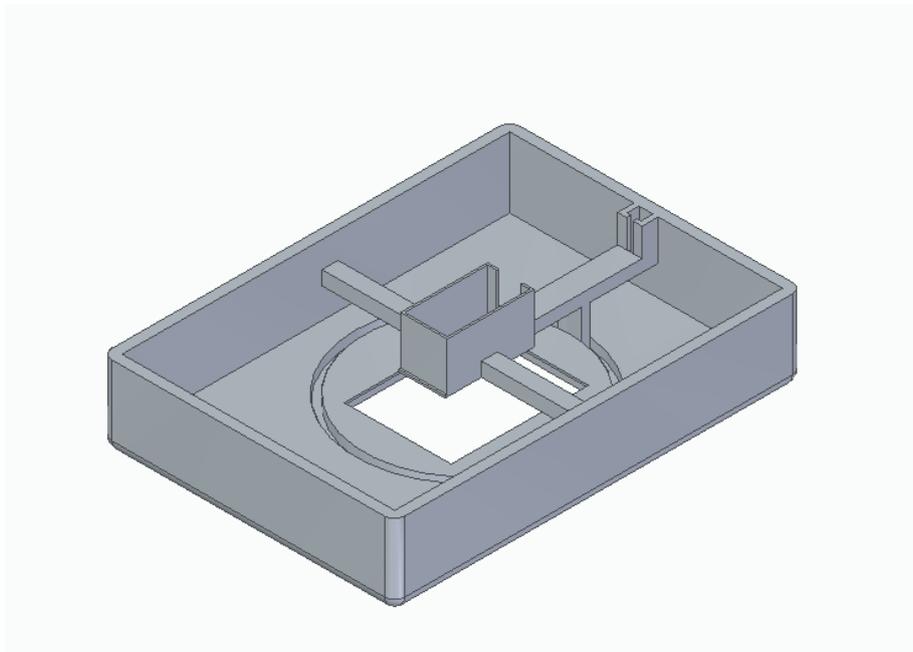
*Figura 36. Máquina EcoStar*

Ante esta referencia, se decidió hacer una forma de carcasa rectangular de dimensiones 14,5 cm de ancho x 20,2 cm de largo x 30 cm de alto. Se ha decidido dar ciertos márgenes para poder hacer una disposición y montaje de los componentes más simples. Ante esta base se creó el cuerpo base de la máquina, como se puede observar a continuación.



*Figura 37. Cuerpo base de la carcasa*

Una vez se obtuvo el cuerpo, se pudo pasar al diseño modular de la carcasa, dividiéndola en las tres partes previamente descritas. En primer lugar se diseñó la parte inferior, donde iría colocado el servomotor. En la imagen a continuación se puede apreciar que se diseñó un compartimento específico para introducir el cuerpo del servomotor, al que se le engancharían a los cuernos unas aspas diseñadas posteriormente. Con esta configuración, se obtuvo un ventilador axial, y por las dimensiones de la carcasa, se determinó que la disposición óptima del ventilador fuese, como se puede ver, en vertical, con el aire entrando por la parte inferior, fluyendo hacia la parte superior. Además, este compartimento se diseñó suspendido, a unos centímetros de la base para no reducir el flujo de aire a la entrada. Dado que el compartimento se suspendió unos centímetros sobre la base, se tuvo que incluir elementos de soporte conectados a las paredes. Por su parte, los soportes se prolongaron también a la base de la carcasa para que el peso del servo no venciese y destruyese el material (esta fue una medida de precaución), y para conseguir un sellado total sin fugas del aire aspirado por el dispositivo.

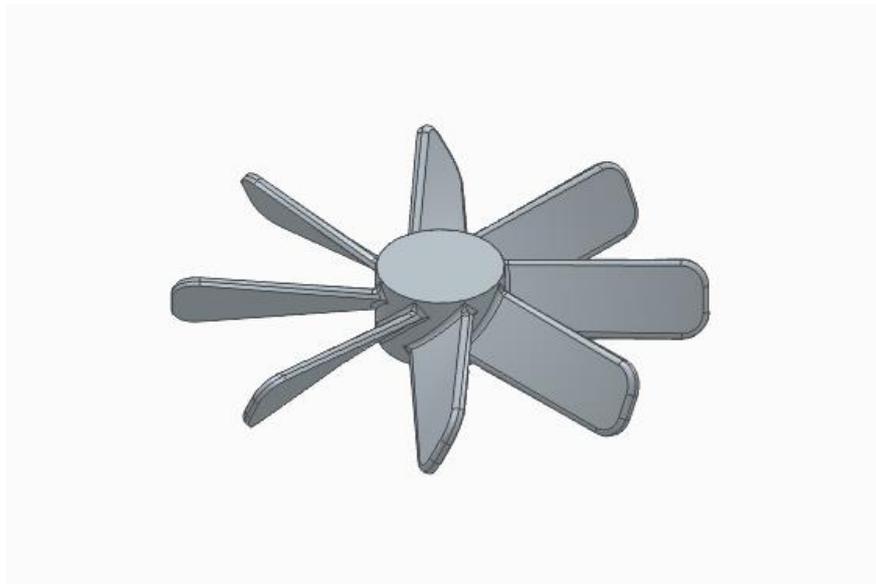


*Figura 38. Parte inferior de la carcasa*

Además, para facilitar la integración con el resto de componentes, se añadió un pequeño conducto que conecta el compartimento del servomotor, y que se dirige hacia la parte

superior de la carcasa. Este compartimento tiene dos funcionalidades principales. La primera, y directa, es la conexión del servomotor con el resto del circuito electrónico, por lo que es por donde irá el cableado del motor. La segunda funcionalidad es para crear un circuito de ventilación para el resto de componentes electrónicos, que reducirá la temperatura de operación, haciendo que los componentes electrónicos dispongan de una vida útil más larga (la vida útil de los componentes electrónicos se reduce con la temperatura de operación).

Por último, se consideró también el sellado del conducto del aire, para perder la mínima presión de aire posible. Por ello, se puede observar en la base de la carcasa, que se añadió una hendidura cilíndrica. En esta hendidura se encajaría el conducto por el que el aire se desplazaría, sellando así el conducto de aire del resto de la carcasa. Se puede percibir que esta hendidura tiene un diámetro notablemente mayor que el compartimento del servo. Esto se debe al tamaño de las aspas diseñadas para enganchar al servo.

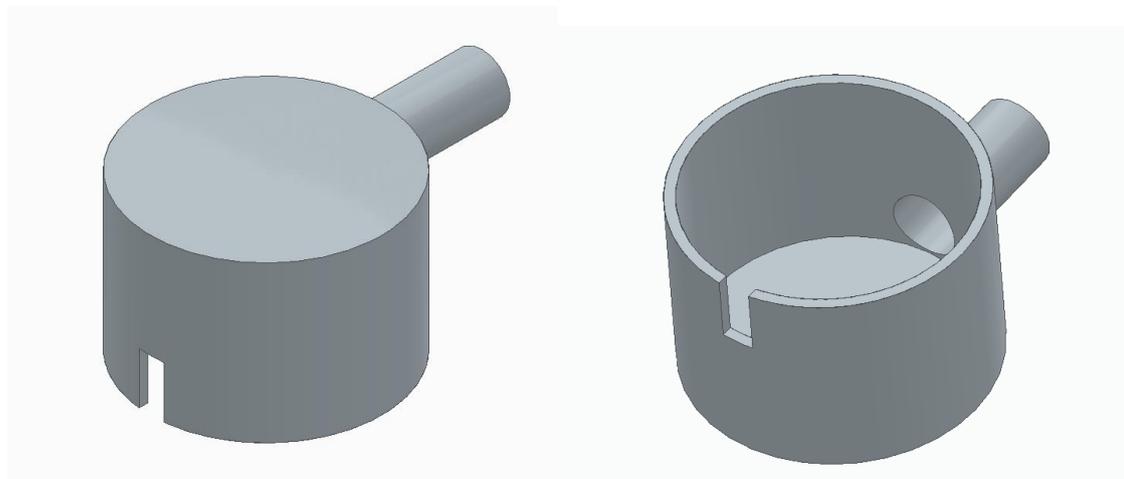


*Figura 39. Aspas de ventilador diseñadas*

En la imagen superior se puede ver el ventilador diseñado para enganchar al servomotor. Se incluyeron un total de 8 aspas, de 5 cm de longitud cada una, y de 15 mm de anchura

por 2 mm de altura. Además, siguiendo los estándares de ventiladores, se diseñaron con una inclinación de 55 grados y curvatura de 20 grados, para aumentar el caudal de aire.

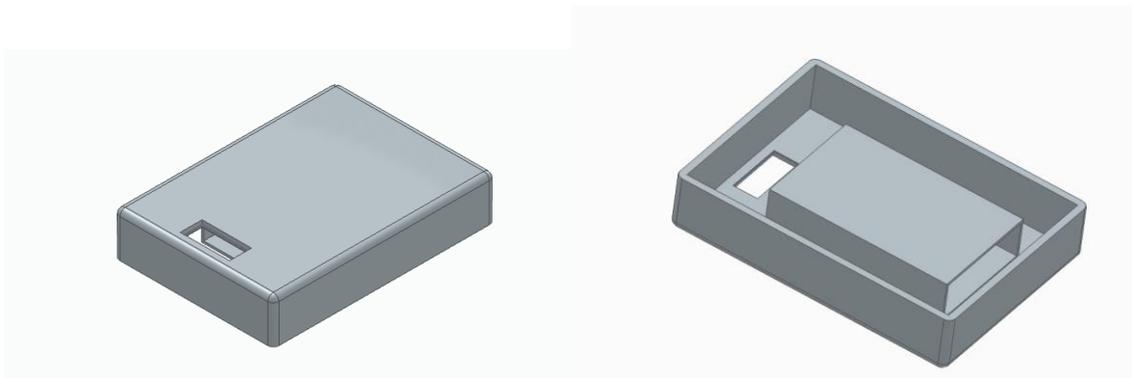
Una vez diseñadas las aspas, que imponían las restricciones de dimensiones del conducto del aire, se pasó a diseñar este último. Debido a la geometría de la carcasa, se determinó al diseñar el módulo inferior que el aire entraría de manera vertical por la parte de debajo de la carcasa. Al ser el conjunto motor diseñado en la primera iteración, un ventilador axial, este no propulsa el aire en una dirección concreta, por lo que hubo que diseñar un conducto de aire especialmente para redirigir la salida del flujo de aire hacia la salida de la máquina CPAP, dispuesta en uno de los laterales, como se verá a continuación. Ante esta restricción, y las dimensiones de las aspas, se diseñó el siguiente conducto.



*Figura 40. Conducto del aire*

Como se puede ver, este conducto consiste, en una primera instancia cilíndrica en la que se produce la impulsión del aire producida por el ventilador. Ese aire, se dirigiría a continuación por el conducto cilíndrico de menor diámetro, que iría directamente dirigido al lateral de la carcasa por el que se propulsa el aire presurizado hacia el usuario. Para acoplarse perfectamente al módulo inferior de la carcasa, y conseguir un sellado total, que a su vez es esencial para la correcta presurización del aire, se han dispuesto ranuras en el cilindro, que coincidirían perfectamente con las prolongaciones de los soportes, para que no se produzcan fugas de aire en esos puntos.

Por último, una vez diseñados los dos primeros módulos, se diseñó la parte superior de la carcasa. Como se puede observar, este último módulo tiene un diseño muy simple. Simplemente consta de dos partes esenciales. La primera es una ranura por la que se podrá visualizar mediante la pantalla, los parámetros de funcionamiento y la configuración de la máquina. Por otro lado, también se ha incluido en la parte superior, un compartimento dispuesto para la colocación de los componentes electrónicos de la máquina CPAP. Se ha asegurado que este compartimento disponga de espacio suficiente para incluir todos los componentes y el cableado necesario.



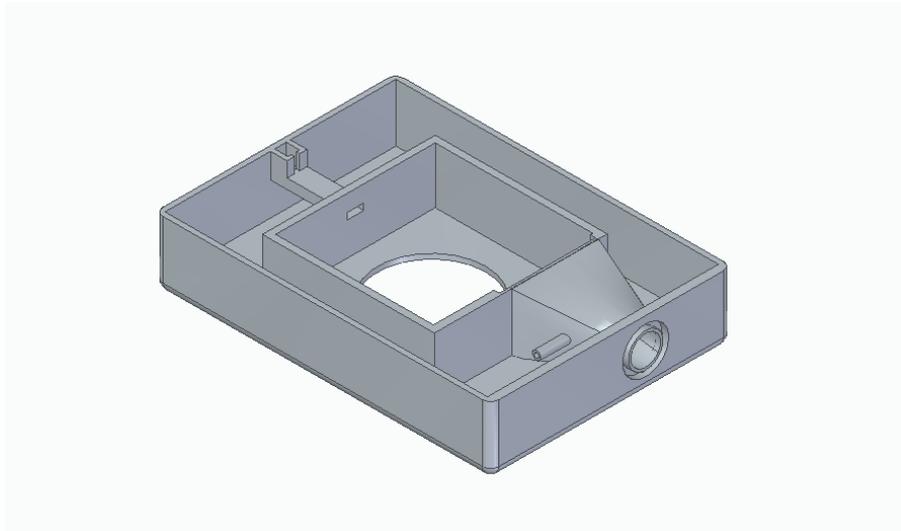
*Figura 41. Parte superior de la carcasa*

Una vez finalizado el diseño integral de las tres partes de la carcasa, antes de lanzar la impresión, se realizaron los cálculos pertinentes para comprobar que la presión proporcionada por el conjunto de servo y aspas, junto con la geometría de los conductos, era suficiente para proporcionar los niveles establecidos para las máquinas CPAP, que van desde 4 cmH<sub>2</sub>O hasta 20 cmH<sub>2</sub>O. Tras elaborar los cálculos desarrollados en el Anexo B, se pudo comprobar que con esta configuración del ventilador y conductos de la carcasa, sería necesario un servomotor que alcance las 675 rpm, lo que no solo no se podía alcanzar con el servomotor disponible, sino que es muy improbable que un servomotor proporcione estas velocidades a un precio económico (el más barato encontrado tenía un precio de 250 €). Por estos motivos, se determinó que el uso de un servomotor no era adecuado, y se realizó la segunda iteración del diseño de la carcasa.

### 3.3.6.2 Segunda iteración

Una vez determinado insuficiente el servomotor, se ha seleccionado el ventilador soplador de Sanyo Denki para el bloque motor, dado que este soplador es notablemente más potente y está específicamente diseñado para aplicaciones en las que se necesita un flujo a presión alta. Para ajustar la carcasa de la primera iteración a la segunda iteración, los cambios principales se han realizado prácticamente solo en el módulo inferior de la carcasa.

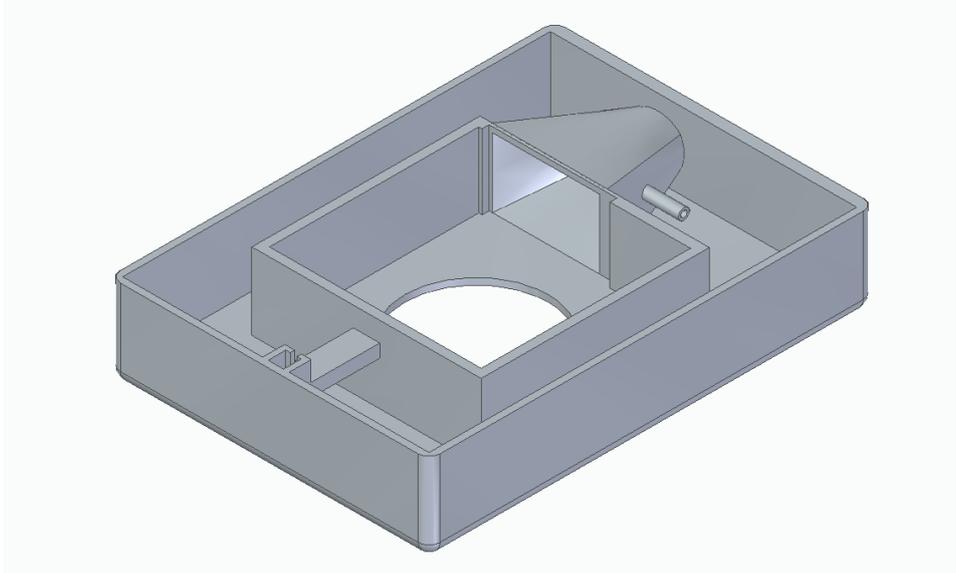
Este módulo se ha ajustado para poder acoplar e integrar el soplador en un nuevo compartimento diseñado a medida para que la forma del soplador coincida perfectamente con las paredes laterales del compartimento, y a la vez, con la entrada al conducto por el que será impulsado el aire.



*Figura 42. Parte inferior de la carcasa*

Además, al usar un soplador centrífugo en esta iteración, no ha sido necesario el diseño de un conducto de aire adicional, ya que tanto la toma de aire, como la salida del soplador están ya directamente orientados hacia abajo y hacia el lateral de la carcasa respectivamente. Por ello, el diseño del único conducto que conecta la salida de aire del soplador con la salida de la carcasa, se ha integrado a este módulo de la carcasa, y se ha podido eliminar el módulo anterior del conducto de aire. También se puede apreciar que se ha conservado el conducto de ventilación y cableado, por el que se proporcionará un

pequeño caudal de aire, que se haya escapado de la salida de aire del soplador, al resto de componentes electrónicos del dispositivo.



*Figura 43. Vista de la parte inferior de la carcasa*

También se puede apreciar que del conducto por el que se desplaza el flujo de aire hacia la salida, se ha extraído un pequeño conducto. Este conducto proporciona una torre de aire al sensor de presión, que ira conectado a este conducto mediante un tubo de plástico.

Por último, para sellar el conducto por el que circulará el aire, se ha diseñado una tapa para el compartimento donde se introducirá el soplador, que habrá que colocar una vez metido el soplador, y sellar completamente para evitar fugas no deseadas que creen pérdidas de presión.



*Figura 44. Tapa para el compartimento del soplador*

Con estas modificaciones, se ha podido eliminar el módulo de los conductos de aire de la primera iteración, simplificando notablemente el montaje de la máquina una vez impresa la carcasa, y el módulo superior de la carcasa queda sin modificaciones, por lo que se concluye así el diseño de la segunda iteración.

Tras revisar la hoja técnica y comprobar que el soplador puede proporcionar una presión de hasta 20 cmH<sub>2</sub>O, se ha determinado que el soplador es adecuado, y por lo tanto, que no es necesario realizar una tercera iteración de la carcasa, y se puede lanzar la impresión.

### ***3.3.6.3 Impresión de la carcasa***

Una vez diseñada la carcasa para la máquina CPAP, el siguiente paso es el proceso de impresión y fabricación. A lo largo de las iteraciones se han considerado varias tecnologías de impresión, en función del coste en el que se incurriría y en las características funcionales que estas tecnologías aportan a las piezas impresas.

En un principio, la idea era usar la tecnología FDM (Fused Deposition Modeling) imprimiendo el material ABS (Acrilonitrilo Butadieno Estireno). Esta tecnología y material son los más comunes en la impresión 3D. El ABS es un termoplástico conocido por su resistencia y durabilidad, lo que lo hace una opción muy popular para casos cotidianos de prototipado y piezas funcionales de bajo coste. LA tecnología FDM, junto

---

con el uso de ABS, es sin duda la combinación de tecnologías 3D más económica que existe en la actualidad, por lo que era inicialmente la opción más atractiva con el fin de minimizar costes. El uso de ABS no solo es atractivo debido a su bajo coste, sino que es un material que también tiene, junto a la impresión mediante tecnología FDM, una disponibilidad extremadamente alta, lo que facilita la producción rápida y la iteración de prototipos.

No obstante, al realizar el análisis de tecnologías y materiales, surgieron requisitos esenciales que esta tecnología no es capaz de cumplir debido a sus limitaciones técnicas, especialmente en la habilidad de no presentar fugas de aire. En el marco de esta aplicación, una de las principales desventajas de la tecnología FDM es su alta porosidad. Esta desventaja viene inherente a esta tecnología de impresión ya que se depositan capas de material fundido, por lo que es normal que se creen microgrietas entre las capas, lo que resulta en poros. Para una máquina CPAP, tener una carcasa es completamente inaceptable, debido a que no solo puede haber fugas de aire, sino que pueden entrar fluidos que dañen los componentes internos, por lo que la estanqueidad es esencial para mantener la presión del aire. Además, la tecnología FDM no puede alcanzar la densidad necesaria para albergar el flujo de aire sin fugas, pese a configurar la impresión con la máxima densidad disponible en esta tecnología. Además, una última desventaja de la tecnología FDM es que no tienen un acabado superficial de alta calidad, por lo que suelen requerir post procesamiento para mejorar el acabado, añadiendo tiempo a la fabricación del dispositivo, y costes adicionales de post procesamiento. Precisamente este acabado superficial, al ser rugoso, también dificultaría el sellado hermético en las uniones de los distintos módulos de la carcasa.



*Figura 45. Pieza impreso con tecnología FDM*

Debido a estas limitaciones inherentes en la tecnología FDM, se concluyó que esta tecnología no es adecuada para el prototipado del dispositivo CPAP. Para conseguir los requisitos necesarios de estanqueidad, se seleccionó la tecnología MJF (Multi Jet Fusion) patentada por HP.

LA tecnología MJF de HP presenta una ventaja significativa en aplicaciones que requieren una precisión y densidad alta. A diferencia de la anterior tecnología, la tecnología MJF utiliza polvo, que se fusiona mediante agentes de fusión y calentamiento. Esta tecnología permite producción de piezas con una densidad elevada e isotrópicas, sin las desventajas de la tecnología FDM.

La elección de la tecnología MJF se basó, principalmente en las siguientes razones. Las piezas obtenidas por impresión MJF tienen una densidad mucho mayor, y porosidad prácticamente nula en comparación con las piezas impresas por FDM. Esto conlleva que las piezas impresas con esta tecnología sean a efectos prácticos, estancas, lo cual es esencial para una máquina CPAP con el fin de evitar fugas de aire. Esta tecnología permite

fabricar piezas cuasi impermeables al aire, optimizando así la carcasa. Además, una ventaja importante de la tecnología MJF sobre la FDM, es que al ser obtenidas por fusión de material, las piezas no solo son más densas, sino que también son significativamente más resistentes, al presentar mejores propiedades mecánicas. Este aspecto es crucial para garantizar que la carcasa pueda resistir tensiones internas y fuerzas externas a lo largo de la vida útil del dispositivo. Por último, otra ventaja significativa que aporta la tecnología MJF es el acabado superficial suave en comparación a la tecnología FDM, lo que reduce significativamente la necesidad de post procesado de las piezas. Además, este acabado superficial también facilita el sellado de la carcasa en las uniones, y una estética y ergonomía mayor para el usuario.



*Figura 46. Pieza impresa con tecnología MJF*

Desde un punto de vista económico, es cierto que la impresión mediante tecnología MJF tiene un coste más elevado que la tecnología FDM, no obstante, tras los requisitos y las limitaciones analizadas, se considera que la selección de la tecnología MJF está justificada para poder cumplir los requisitos técnicos del prototipo. La calidad superior en términos de densidad, resistencia, y estanqueidad hacen que el coste adicional sea justificable para asegurar la funcionalidad correcta de la máquina CPAP.

Tras seleccionar la tecnología final, también se ha seleccionado el material utilizado, que es el Nylon PA12, típicamente utilizado con la tecnología MJF y con un coste no demasiado elevado. Una vez seleccionados todos los requisitos, se lanzó la impresión que duró aproximadamente 10 horas, obteniendo la pieza final de la carcasa, como se puede observar en la siguiente imagen.



*Figura 47. Pieza impresa del prototipo*

Como se puede observar, la pieza tiene el acabado liso esperado, sin presentar rugosidades, además de tener una resistencia alta a esfuerzos, y claramente, presentar una densidad alta. Ante el resultado de esta impresión, se da por terminado este apartado, y se procederá al montaje e integración de los componentes.

### **3.3.7 MONTAJE DEL CIRCUITO**

Una vez obtenidos todos los componentes, el último paso es el montaje y la integración entre los componentes. En primer lugar, se describirá el circuito electrónico montado para integrar el circuito de control. Y por último, se integrará este circuito en la carcasa impresa.

Al haber diseñado el dispositivo con el requisito de coste bajo y simplicidad, el circuito resultante es bastante sencillo y se puede explicar fácilmente. Como resumen, a continuación se van a enumerar los componentes utilizados para el circuito. En primer lugar se ha usado una placa Arduino Uno R3. Para el bloque motor se ha usado el soplador Sanyo Denki de 24 V y 3,1 A. Para integrar y controlar el soplador mediante la placa

Arduino, se pretendía utilizar un transistor MOSFET capaz de manejar 50 V y 60 A. Para la protección del circuito de potencia, se ha usado un diodo EGP30G, capaz de soportar los 3,1 A de corriente. No obstante, la selección del soplador Sanyo Denki, también se ha visto influenciada por la inclusión de su propio circuito de control interno, como se puede observar en la imagen.

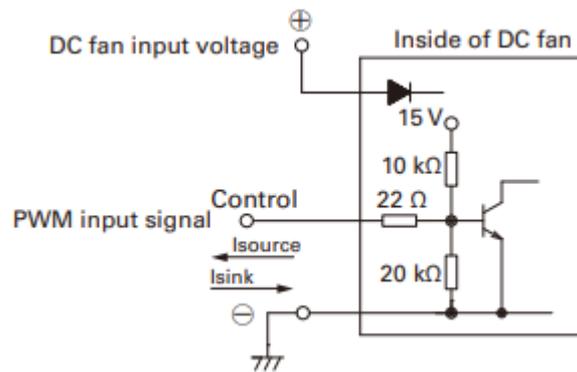


Figura 48. Circuito de control interno del soplador

Como se puede ver, el soplador incluye un circuito interno con un transistor y protección sobre la fuente de alimentación (mediante un diodo) y sobre la placa arduino (con la resistencia de 22  $\Omega$ ). Además para que la puerta del transistor no quede flotante, el circuito interno también incluye una resistencia a tierra de 20 k  $\Omega$ . Con esta información, se concluye que el uso de un MOSFET externo (necesario en el caso de querer conmutar altas tensiones o corrientes que un microcontrolador no puede proporcionar) junto con un diodo de protección, no es necesario ya que el soplador está ya preparado para recibir directamente una señal PWM desde la placa Arduino.

Para cerrar el bucle de control, se ha usado el sensor de presión MPX5010DP. Para alimentar el soplador, se ha usado una fuente de 24 V. Para la interfaz de usuario, se ha usado el Displaytech DT018ATFT, junto con pulsadores para controlar la presión del flujo de aire. Finalmente, para los pulsadores, se han usado resistencias de 10 k $\Omega$ . A continuación se va a explicar detalladamente las conexiones de cada componente. Para una visualización esquemática, se ha representado el conexionado en el Anexo C.

En primer lugar, se va a realizar la conexión del soplador. Se conectará la terminal positiva a la fuente de alimentación de 24 V. El terminal positivo se conectará a tierra, y la terminal de control, se conecta al pin 9 del Arduino, por el que se recibirá la señal PWM. En segundo lugar, se conecta el sensor de presión. El sensor de presión tiene 3 pines, el primero se conecta con la tensión de 5 V proporcionada por el Arduino, el segundo pin se conecta a tierra, y el tercer pin corresponde a la salida analógica del sensor, por lo que se conectará al pin A0 del Arduino, en el que se leerán los datos de presión. La pantalla irá directamente montada a los pines del arduino gracias al módulo integrado del que dispone. Por último, únicamente queda montar los dos pulsadores, conectando un terminal de estos a un pin del Arduino (al pin 2 y al pin 3 respectivamente) y el otro terminal a los 5 V del Arduino. Finalmente solo queda conectar las resistencias entre los pines 2 y 3 del Arduino y tierra para completar los pulsadores pull down.

Con este simple montaje, queda finalizado el circuito electrónico, y únicamente queda montar todos los componentes en la carcasa, como se puede apreciar a continuación.

### **3.3.8 ALGORITMO DE CONTROL**

Por último, una vez montado e integrado todos los componentes, el último paso ha sido el desarrollo del programa de control que se ejecuta en la placa Arduino, que se encarga de controlar la presión proporcionada por el soplador. Para ello, se ha desarrollado el programa mediante el software Arduino IDE, en el código que se puede programar y mandar a la placa fácilmente. A continuación se va a explicar detalladamente todos los pasos realizados en el programa (código disponible en el Anexo D)

En primer lugar, se hace la configuración inicial, en la que se declaran las librerías incluidas y se definen los pines utilizados por la pantalla y de inicializa esta última. Las librerías incluidas para controlar la pantalla utilizada son ‘Adafruit\_GFX.h’ y ‘Adafruit\_ST7735.h’. La primera permite usar funciones gráficas básicas para la visualización de datos, y la segunda librería se usa específicamente para pantallas basadas en el controlador ST7735 (el que utiliza la pantalla seleccionada). La última librería que se incluye es la ‘SPI.h’ que permite la comunicación mediante el protocolo SPI entre la

pantalla TFT y el Arduino. Por último, se definen los pines utilizados para conectar la pantalla TFT al Arduino, y se crea un objeto 'tft' para controlar la pantalla con los pines previamente definidos.

A continuación, se procede a declarar todos los pines y variables que se van a usar durante el programa. En primer lugar, se definen los pines de los dos pulsadores, que se usarán para aumentar y disminuir la presión del flujo de aire, conectados a los pines 2 y 3 respectivamente. El pin que conectara el Arduino con la entrada de control del soplador es el pin 9. Por último, el pin del Arduino por el que se recibe la señal del sensor de presión es el pin analógico 0. Una vez declarados los pines utilizados, se declaran todas las variables necesarias. Se declaran las variables para el control del soplador inicializando la potencia a al 30% de capacidad (30% del valor máximo del duty cycle del PWM) y se definen también los valores máximos y mínimos de la potencia (correspondientes a 0 y 640 que son los límites del PWM), así como el incremento de potencia, que equivale al 5% del duty cycle. Los valores del PWM están entre 0 y 640, ya que el PWM utilizado para controlar el soplador tiene que ser de 25 kHz. Con esta información, se obtiene que el registro del valor máximo del PWM de la siguiente manera.

$$Frecuencia\ PWM = \frac{Frecuencia\ Reloj\ Arduino}{Prescaler \times (ICR1 + 1)}$$

$$25.000 = \frac{16.000.000}{1 \times (ICR1 + 1)}$$

Así, se obtiene que el registro ICR1, para generar un PWM de 25 kHz, tiene que ser 640, que equivale al valor máximo del ciclo de trabajo (duty cycle de 100%)

A continuación se declara la variable 'presionDeseada' directamente en kPA, que marcará el mando proporcionado al sistema de control. De igual manera, para la gestión del sistema de control, se declaran las constantes del control PI que ajustan la respuesta del sistema (tras varias iteraciones se ha llegado a sus valores finales), y la variable 'errorAcumulado' que utilizará el control integral para guardar el error a lo largo del tiempo (esta variable es la que se intentará reducir a 0 en el programa). Es cierto que con estas constantes

---

proporcionales e integrales, el control no es rápido, sin embargo, se ha obtenido que este es estable y siempre equilibra el nivel de potencia del soplador, por lo que se ha decidido mantener estos valores. Finalmente se declara la variable 'dt' para determinar el intervalo de tiempo entre ajustes del control, y la variable 'lastTime' para calcular el tiempo entre iteraciones.

A continuación se ha desarrollado la configuración del programa (el void setup() en Arduino). El primer paso, se configuran los pines de entrada de los pulsadores. Después, se configura el pin que envía el PWM al soplador para que tenga una frecuencia de 25 kHz (requerido según la documentación del soplador). Para ello, el primer paso es configurar el pin 9 (declarado como 'pinSoplador') como salida. A continuación se configura el Timer1 para obtener una frecuencia de 25 kHz en el pin 9. Para ello se establecen las variables de configuración del timer como TCRR1A y TCCR1B (se configuran para operar en modo PWM con el valor TOP (máximo del PWM) en el registro ICR1. A continuación se establece el valor TOP para generar 25 kHz de frecuencia, que equivale al valor 640, y por último, se configura el valor inicial de ciclo de trabajo del PWM en la variable OCR1A. La pantalla se inicializa, y después se limpia con un fondo negro (la función fillScreen), se configura el color del texto a blanco (setTextColor), y el tamaño del texto (setTextSize). Por último, se inicia la comunicación en serie (para la depuración del código, si es necesario) y se captura el tiempo actual en la variable 'lastTime'.

Una vez configurado el programa, se ha desarrollado el bucle principal (void loop()). En primer lugar, lee los botones para aumentar o disminuir la presión deseada. Al presionar un botón, se ajusta el valor de la variable de mando 'presionDeseada' en incrementos de 0,1 cmH<sub>2</sub>O. A continuación se lee la presión actual de la entrada analógica proveniente de sensor, y se convierte el valor a un voltaje equivalente (para ello, se sabe que la tensión en el entorno es de 0V a 5V, y que los valores equivalentes de lectura ADC son 0 y 1024 respectivamente, por lo que hacer el cambio del valor a tensión se traduce en una recta lineal sencilla de coeficiente igual a dividir 5 por 1023). Una vez obtenido el valor del voltaje equivalente, se convierte a la presión actual. Para ello, se ha utilizado, de la

documentación del sensor, la curva que relaciona la presión medida con el voltaje de salida del sensor.

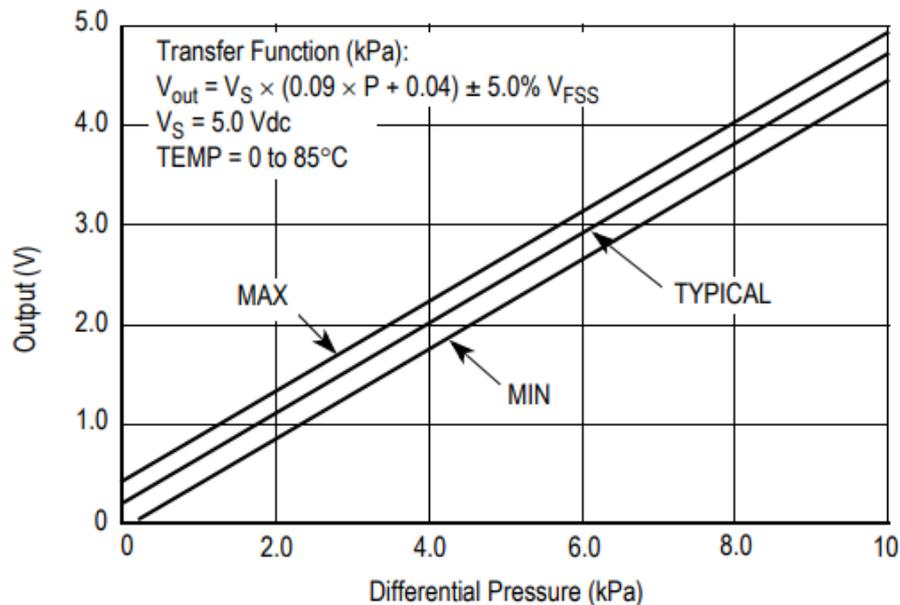


Figura 49. Output vs Presión medida

Con esta información, se sabe que la tensión y la presión tienen una relación de  $V_{out} = 5 * (0,09 * P + 0,04)$  por lo que se puede transformar en el código la presión medida en función de la tensión recibida. Una vez hecha la conversión, se aplica un factor de 10,1972 para transformar la presión de kPa a cmH<sub>2</sub>O, que son las unidades utilizadas en el ámbito de las máquinas CPAP.

Una vez obtenida la presión real gracias al sensor, entra en juego el bucle de control. Primero se calcula el error, obtenido de la diferencia entre la presión deseada y la presión real ('presionDeseada - presionActual' equivalen a al mando y a la medición del sensor respectivamente). Una vez obtenido el error, se calcula la parte integral del control con la regla del trapecio sumando al error acumulado el error que se acaba de calcular multiplicado por el tiempo transcurrido (se calcula el tiempo transcurrido como 'currentTime - lastTime'). Una vez obtenido el error acumulado, basta con calcular la señal de control sumando la parte proporcional y la parte integral de la siguiente forma:

---

$K_p * error + K_i * errorAcumulado$ . Para acabar el bucle de control, basta con ajustar la potencia del soplador, sumando la potencia actual más la señal de control (asegurando mediante la función 'constrain' que no se rebase el mínimo o el máximo), y asignar la variable de salida del pin a la nueva potencia.

Por último, se actualiza la pantalla (y el puerto serial como alternativa) con los datos de operación y los parámetros seleccionados, mostrando la presión deseada, la presión actual, y el nivel de potencia del soplador. Para finalizar el bucle principal, se actualiza el tiempo de la última ejecución para hacer un cálculo correcto del error integral, y se agrega un pequeño retraso para estabilizar el ciclo.

Con este código se implementa el sistema básico de la máquina CPAP, en el que se mantiene una presión específica gracias al ajuste del soplador del bloque motor de la máquina, con la ayuda de un control proporcional-integral ejecutado por el microcontrolador. Además, se proporciona información en tiempo real por la pantalla para facilitar el monitoreo del tratamiento. De esta manera, se cubren los requisitos básicos impuestos en este proyecto, y se da por finalizado el diseño del primer prototipo del dispositivo CPAP, dando paso al siguiente apartado, en el que se desarrollará un modelo de negocio basado en este proyecto y se determinará la viabilidad y atractivo de este.

---

## **4. PLAN DE MODELO DE NEGOCIO**

### **EJECUTABLE Y VENDIBLE**

#### **4.1 RESUMEN EJECUTIVO**

##### **4.1.1 PROBLEMA**

En las últimas décadas, están emergiendo un alto número de casos de trastornos del sueño, debido a la concienciación, cada vez mayor, de las últimas generaciones. Los trastornos del sueño afectan diariamente a millones de personas. De hecho, según la American Academy of Sleep Medicine, alrededor de 30 millones de personas en Estados Unidos sufren de apnea del sueño, el trastorno del sueño más común. De estas 30 millones de personas, únicamente el 20% están diagnosticadas. Debido al mercado actual, el porcentaje de usuarios que llevan a cabo un tratamiento contra la apnea del sueño es aún menor.

El principal tratamiento contra la apnea del sueño es el tratamiento por presión positiva continua en las vías respiratorias (abreviado a las siglas CPAP). Este tratamiento consiste en la impulsión a las vías respiratorias de un flujo de aire presurizado, normalmente proporcionado por las llamadas máquinas CPAP. Debido a los altos costes de las máquinas CPAP y de todos sus componentes, un segmento significativo de la población no tiene acceso a un tratamiento eficaz contra los trastornos del sueño, deteriorando su bienestar y calidad de vida.

##### **4.1.2 VISIÓN**

La visión principal del proyecto es proporcionar acceso a tecnologías modernas para el tratamiento de trastornos del sueño, específicamente acceso a las máquinas CPAP, para poder mejorar la calidad de vida de aquellos usuarios que no disponen de recursos

---

suficientes para poder adquirir un dispositivo CPAP debido a sus altos precios en el mercado actual.

La apnea del sueño, siendo el trastorno del sueño predominante, es un trastorno que ya es habitual en ciertos segmentos de la población, y que además está aumentando durante los últimos años debido al estilo de vida general de la sociedad de hoy en día. Este trastorno, aunque común, es bastante serio, ya que causa interrupciones del sueño, teniendo en muchos casos, consecuencias a largo plazo en la salud del paciente. Entre estos potenciales problemas se encuentran la hipertensión, accidentes cerebrovasculares, enfermedades cardiovasculares, y problemas cognitivos. Por ello, el tratamiento de los trastornos del sueño es esencial para poder reducir el riesgo de estas enfermedades, y aumentar la calidad de sueño, y de vida general de los pacientes.

El proyecto se centra específicamente en los mercados emergentes y el segmento de población que no dispone del poder adquisitivo suficiente como para poder permitirse la compra de una máquina CPAP debido a sus altos precios. En muchos otros casos, el acceso a una infraestructura sanitaria de calidad es limitado (países del tercer mundo, por ejemplo), lo que también impide que los pacientes que sufren trastornos del sueño no puedan ser debidamente tratados, debido a que estos trastornos no se consideran enfermedades graves. Las máquinas CPAP son una solución probada, y eficaz contra la mayoría de trastornos del sueño, pero su coste alto las vuelve inaccesibles para un segmento importante de la población. Por estos motivos, la misión del proyecto es facilitar el acceso a las tecnologías CPAP, ofreciendo una solución de coste reducido, sin comprometer la efectividad del tratamiento.

Ante esto, el proyecto se basa en la creencia de que todo el mundo tiene derecho a recibir tratamientos esenciales y eficaces con el fin de poder vivir una vida saludable. Esta creencia es la fuerza impulsora del proyecto, y guía todo el procedimiento y decisiones de este. Por ello, la propuesta se ha centrado en diseñar una máquina CPAP en la que la diferencia de coste se ha reducido significativamente, haciéndolo accesible, incluso en entornos con una infraestructura sanitaria limitada. Además, otro objetivo es llegar a

---

colaborar con asociaciones y organizaciones locales para asegurar que la distribución de los dispositivos CPAP diseñados lleguen a los usuarios que los necesitan.

Para alcanzar esta visión, se ha llevado a cabo un enfoque multidimensional en la cadena de valor. Este proyecto se ha centrado tanto en las fases iniciales de investigación y desarrollo como en suministro de materiales, en la fase de producción, y en una distribución eficiente. La mayor parte del desarrollo anterior de esta memoria se ha centrado en la fase de investigación y desarrollo, con el fin de poder crear una máquina funcional bajo un coste asequible. En la investigación del suministro de materiales, se ha enfocado la búsqueda en encontrar un proveedor adecuado para una producción a mayor escala, bajo un coste asequible, y sin sacrificar la calidad de la máquina. En cuanto a la producción, se ha desarrollado el procedimiento exacto para llevar a cabo la fabricación y el montaje de la máquina CPAP con la mayor eficacia posible. Finalmente, se han estudiado la manera óptima de llegar a los usuarios de estas máquinas bajo los canales de distribución disponibles.

Específicamente, hablando de los canales de distribución, se han buscado posibles sinergias con organizaciones no gubernamentales e instituciones sanitarias. Estas alianzas buscan, en concreto, conseguir una penetración del mercado mayor, ya que en el mercado sanitario existen barreras de entrada importantes.

Otra dimensión importante en la visión de este proyecto es la sostenibilidad. Este proyecto ha buscado procesos de producción y distribución que cuiden del medio ambiente. Para la fabricación de la máquina se utilizan materiales reciclables y que reducen el impacto negativo al medioambiente. Además, se ha buscado maximizar la eficiencia energética de la máquina CPAP, reduciendo el consume de electricidad, y en consecuencia, los costes operativos asociados.

No obstante, el acceso a las tecnologías CPAP solo soluciona una parte del problema actual, ya que hay una carencia significativa en la educación social sobre los trastornos del sueño. Por ello, también se han diseñado estrategias de marketing y concienciación del público general sobre los trastornos del sueño, sus consecuencias, y los beneficios

aportados por el tratamiento CPAP. Se han diseñado campañas educativas para informar a la población sobre la gravedad de las consecuencias de los trastornos del sueño, y sobre la importancia de un diagnóstico temprano. Estas campañas se llevan a cabo sacando provecho de los canales de información actuales, como las redes sociales, y las colaboraciones con influencers para poder alcanzar al mayor público posible.

En todos los aspectos del proyecto, el compromiso es con la mejora de las condiciones de vida y el bienestar de las personas que sufren trastornos del sueño. Desde el inicio, en la fase de diseño y desarrollo, hasta la distribución del producto al usuario final, se busca brindar una solución efectiva y económica. Además, se prevé llevar a cabo estudios de monitorización de la solución propuesta, recopilando datos de usuarios para evaluar la eficacia de las máquinas CPAP producidas y el impacto sobre la calidad de vida de los usuarios. Esta última consideración es esencial para la iteración del producto y la mejora continua hacia el producto óptimo para el usuario.

### **4.1.3 OBJETIVOS**

En primer lugar, el objetivo principal del proyecto es reducir el coste total de adquisición de las máquinas CPAP. Esta estrategia se ha llevado a cabo aprovechando el avance tecnológico, con el que se puede conseguir la modularidad de componentes que no están específicamente diseñados para una aplicación concreta. También se ha aprovechado el avance de las tecnologías de fabricación, como la impresión 3D, en la que el coste de producción de piezas se ha reducido enormemente en la última década. Gracias al uso de materiales de alta resistencia, pero con la misma durabilidad y efectividad que los de las máquinas CPAP convencionales, se consigue reducir el coste. Además, aplicando un circuito de control del flujo y presión del aire simplificado, se consigue el mayor recorte en precio sobre las máquinas disponibles en el mercado. (reducción del coste en 50%?)

Otro objetivo principal del proyecto es aumentar la accesibilidad al tratamiento CPAP. Acompañando la reducción del precio, conseguir llegar a segmentos de la población que hasta ahora quedaban excluidos debido a los precios, es esencial para el éxito del negocio. Este objetivo se logrará, a largo plazo, diseñando una estrategia robusta de concienciación,

---

y definiendo eficazmente los canales de distribución que se van a emplear, haciendo llegar el producto a las áreas más olvidadas. Para ello, como se ha comentado, la estrategia es colaborar con organizaciones e individuos, permitiendo superar barreras de entrada al mercado.

El tercer objetivo principal del modelo, es abrir y establecerse en nuevos mercados geográficos. La expansión regional y nacional del negocio es un movimiento estratégico con el que se busca poder alcanzar un número mayor de usuarios, aumentando así la influencia sobre la cuota de mercado, haciendo más asequible el tratamiento para un porcentaje creciente de los pacientes que sufren trastornos del sueño. El proyecto se enfoca inicialmente en un mercado local para las fases piloto, pero se plantea la ampliación nacional rápidamente para poder aumentar los flujos de caja operativos, y aumentar la producción, accediendo así a los mercados más necesitados donde el acceso a máquinas CPAP es limitado. Para ello, se ha realizado un estudio del mercado, estableciendo los movimientos estratégicos que se llevarán a cabo para la expansión.

Por último, la calidad y la eficiencia de la máquina y del tratamiento que proporciona es también un objetivo a cumplir por el proyecto. Mantener la eficacia de las máquinas CPAP, pese a su reducción en coste, es crucial para la fidelización y reputación del negocio, haciendo que crezcan los usuarios dispuestos a usar las máquinas producidas. También se asegura que se cumplen las normativas internacionales de salud y seguridad de uso. Por ello, las máquinas producidas se verán sujetas a pruebas de calidad para garantizar que cada dispositivo producido es seguro y efectivo. La eficiencia también es un afecto que afecta a la producción de nuestras máquinas. La producción de los dispositivos está en continua optimización para disminuir los desperdicios usando prácticas internacionales como el Lean Manufacturing, y la filosofía Kaizen.

#### **4.1.4 PROPUESTA RESUMIDA**

La propuesta de este proyecto consiste en desarrollar una máquina CPAP de coste reducido, a la vez que se mantiene la efectividad del tratamiento proporcionado por las máquinas actuales del mercado. Para ello, el enfoque en la simplificación del diseño ha

---

sido esencial, al poder ofrecer un producto asequible, que cumple los requisitos mínimos para el tratamiento.

Para aumentar el interés de los usuarios, y que puedan beneficiarse de la propuesta, se propone una estrategia de marketing digital agresiva a través de redes sociales, para aumentar la concienciación sobre los trastornos del sueño y su falta general de diagnóstico, y así poder aumentar el público comprometido con el producto ofrecido.

Para la distribución eficaz de los dispositivos, se crearán sinergias en todos los niveles de la cadena de valor, tanto con proveedores para aumentar el ritmo de fabricación, como con distribuidores, para poder alcanzar un segmento de mercado mayor.

## ***4.2 ANÁLISIS DE MERCADO***

En este apartado se lleva a cabo el análisis del mercado en el que se pretende entrar. Para ello, en primer lugar se hará una segmentación, identificando claramente los grupos de clientes actuales y sus necesidades. En segundo lugar, se realizará un análisis del tamaño del mercado para determinar la cuota de mercado que el modelo de negocio espera captar. Por último, se presentarán todos los competidores predominantes del mercado, para construir una imagen realista del mercado actual, y las propuestas de los distintos competidores.

### **4.2.1 SEGMENTACIÓN DEL MERCADO**

Según el estudio del mercado realizado, se puede clasificar el mercado de las máquinas CPAP de distintas maneras. En cuanto a la segmentación desarrollada, se ha decidido separar los grupos en cuatro segmentos principales. Por un lado, los pacientes individuales, que adquieren máquinas CPAP para el uso propio en su domicilio. El siguiente segmento son las clínicas y hospitales, que adquieren los dispositivos para el tratamiento de sus pacientes. El tercer segmento prevalente son los seguros de salud, cada vez más interesados en adquirir los dispositivos CPAP que serán enviados previamente a sus

---

clientes. Por último, el cuarto segmento principal son los distribuidores médicos, que juegan el papel de intermediarios entre los proveedores y el resto de segmentos.

#### ***4.2.1.1 Pacientes individuales***

En primer lugar, el segmento de pacientes individuales representa el bloque de clientes predominante del mercado de dispositivos CPAP. Este segmento abarca, según estimaciones, el 60% del mercado global de los dispositivos CPAP. Esto se debe al fuerte crecimiento en diagnósticos durante las dos últimas décadas, y al aumento de la aparición de los trastornos debido al estilo de vida sedentario que lleva la población global. En 1993, se desarrolló el Wisconsin Sleep Cohort Study, el primer estudio para determinar el porcentaje de la población que padece apnea del sueño. En este estudio se determinó que alrededor de un 4% de la población global masculina, y un 2% de la población global femenina padece un trastorno del sueño clasificado entre suave y grave. ([20] Sleep Apnoea Trust, 2020)

No obstante, ante la antigüedad de este estudio, y los testimonios de numerosos profesionales sanitarios alrededor del mundo, que aseguraban que estos porcentajes no eran certeros, y que según su experiencia, el porcentaje afectado por trastornos del sueño es por lo menos, el triple, han surgido estudios más recientes. En 2007, la Organización Mundial de la Salud (OMS) estimó que más de 100 millones de la población global sufrían trastornos del sueño. No obstante, el estudio más reciente se desarrolló por el productor mundial más grande de máquinas CPAP, la empresa Resmed. En este estudio se confirmaron las observaciones de los profesionales sanitarios, y se obtuvo que alrededor de 936 millones de personas padecen apnea del sueño, desde niveles moderados a niveles altos, alcanzando casi un 12% de la población mundial. ([21] Vanessa Ling, 2024) ([22] Resmed, 2019)

Esta cifra es claramente alarmante, y refuerza la necesidad de brindar tratamientos para los trastornos del sueño, y que estos sean accesibles. Los pacientes individuales no solo buscan soluciones efectivas y económicas, sino que demandan un uso fácil de la máquina. Debido a los avances tecnológicos, estos requerimientos se han satisfecho adecuadamente, con

---

avances como las máquinas CPAP autoajustables, o máquinas de tamaños reducidos, que mejoran la experiencia del usuario, y por consecuencia, su adaptación al tratamiento.

Por estas razones, la demanda de dispositivos CPAP por parte de pacientes individuales ha seguido creciendo notablemente estos últimos años, sin mostrar señales de una recesión próxima. No obstante, debido al aumento de demanda, y los avances tecnológicos incorporados a las máquinas, se ha sufrido un incremento notorio en el coste general de los dispositivos CPAP, y por tanto en el tratamiento de los trastornos del sueño. Estos costes varían, desde 400€ hasta alcanzar los 3000€ por una máquina, haciendo que el tratamiento sea prohibitivo para un sector importante de la población. ([23] Straits Research, 2023)

#### ***4.2.1.2 Clínicas de sueño y Hospitales***

Las clínicas y los hospitales constituyen aproximadamente el 30% del mercado de las máquinas CPAP. Las instituciones sanitarias son las responsables de diagnosticar y ordenar un tratamiento de los trastornos del sueño, creando por tanto la infraestructura principal para la demanda de dispositivos CPAP. Además los hospitales y clínicas necesitan los equipos más avanzados para gestionar los casos de trastornos graves, que necesiten un tratamiento más especializado y una monitorización constante.

La demanda creciente por hospitales y clínicas se ve impulsada por la concienciación de la población sobre los trastornos del sueño, también creciente. Además, un porcentaje alto de los pacientes que sufren trastornos del sueño se sienten más seguros recibiendo el tratamiento bajo supervisión médica, aumentando la tendencia hacia la hospitalización domiciliaria. En estos casos, también son las clínicas y hospitales los que proporcionan los dispositivos CPAP.

Estos motivos son los principales responsables del aumento de inversión continua en tecnologías CPAP, para además poder integrar estos dispositivos en la infraestructura médica ya existente. Por estos motivos, los fabricantes ofrecen programas especializados de formación para profesionales sanitarios, asegurando que estos pueden proporcionar un tratamiento eficaz.

---

Además, el estrecho vínculo entre los fabricantes de equipos sanitarios y los hospitales, pone a estos últimos en una posición ventajosa al poder obtener un trato beneficiario en cuanto al coste de estos equipos, descuentos, mantenimiento, y devoluciones sin coste adicional, resultando en un coste de inversión notablemente inferior al que tiene que asumir un paciente individual.

#### ***4.2.1.3 Seguros de salud***

Este segmento abarca un 10% del mercado de los dispositivos CPAP. En los últimos años, las empresas de seguros están adquiriendo cada vez más máquinas CPAP, para poder reducir el coste al que incurren sus clientes a largo plazo. Como ya se ha explicado en apartados anteriores, la apnea del sueño puede acarrear consecuencias graves si no se trata adecuadamente, pudiendo resultar en condiciones que requieren hospitalizaciones y tratamientos notoriamente caros. Por ello, a los seguros de salud les interesa cubrir la inversión de las máquinas CPAP, y así evitarse incurrir en costes mayores en el futuro.

Para cubrir estas inversiones, las aseguradoras hacen uso de sus famosas políticas de reembolso, permitiendo cubrir una parte, o el coste total de las máquinas CPAP, facilitando a sus clientes el tratamiento mediante dispositivos CPAP. Estas políticas impulsan la adopción del tratamiento por parte de los clientes de la aseguradora, lo que aumenta la demanda.

No obstante, este segmento se ve limitado debido, nuevamente, a los altos costes que conlleva contratar un seguro sanitario privado. Existen dos casos significativos afectados por los precios de los seguros. En países donde la seguridad social no proporciona tratamientos médicos, como por ejemplo los Estados Unidos de América, un porcentaje alto de la población contrata seguro sanitario. No obstante, dependiendo de la cuota pagada, estos cubren un porcentaje mayor de costes y enfermedades. Los trastornos del sueño, al no ser considerados en la mayoría de casos como enfermedades graves que imposibilitan llevar a cabo una vida normal, no suelen estar cubiertos por las pólizas a menos que se paguen cuotas muy elevadas para tener una mayor cobertura. En países donde si se cuenta con una seguridad social que cubre gastos médicos, el porcentaje de

población con seguro sanitario privado es notablemente menor. Por ejemplo, en España, únicamente el 25% de la población cuentan con cobertura sanitaria privada. El resto de la población recurre a la seguridad social, que en muchos casos, no cubre la totalidad, o ni siquiera parcialmente, el coste de las máquinas CPAP, otra vez debido a la consideración de que los trastornos del sueño no son una enfermedad grave. ([24] Mikel Segovia, 2023)

#### **4.2.2 TAMAÑO DE MERCADO**

Según varios estudios del mercado realizados, en 2023 se alcanzó un tamaño de mercado de USD 6.06 mil millones. Este montante refleja la demanda actual y las ventas de dispositivos CPAP junto con sus accesorios (humidificadores, máscaras, etc.). Para obtener esta cifra se han llevado a cabo ciertas hipótesis, y se han considerado los siguientes factores. ([25] Business Wire, 2024)

Debido a factores como el sedentarismo al que se está viendo expuesta la mayoría de la población global, acompañado de un aumento de la sensibilidad de la población hacia los trastornos del sueño, se ha aumentado notablemente la prevalencia de los trastornos como la apnea del sueño obstructiva. Como ya se ha mencionado, Resmed llevó a cabo un estudio en el que se concluyó que globalmente alrededor de 936 millones de personas se ven afectadas por la apnea del sueño. Según el mismo estudio, de esta cantidad, un porcentaje menor al 15% está diagnosticada, dejando por tanto 140,4 millones de personas diagnosticadas en todo el mundo.

No obstante, hay que contar con que no todas las personas diagnosticadas están tratándose, debido a factores como el alto precio de los dispositivos CPAP, o la falta de acceso a ellos. Por estos factores, se considera que únicamente 50% de los pacientes diagnosticados reciben tratamiento mediante máquinas CPAP. Además, hay que contar con que no todos estos pacientes son nuevos usuarios, por lo que ya han adquirido sus dispositivos. Por ello, de este 50% se estima que anualmente, solo el 20% reemplaza o compra nuevos dispositivos. Obteniendo el siguiente número de compradores anuales.

*Número de compradores anuales = 140,4 millones × 0,5 × 0,2 = 14,04 millones*

Por lo tanto, se obtiene que anualmente hay 14,04 millones de compradores adquiriendo nuevos dispositivos CPAP. Si se considera ahora, que el precio mínimo de las máquinas CPAP es de 400€, pero que no siempre se adquiere el dispositivo más barato, por lo que se considerará un gasto medio por usuario de 450€ (se ha escogido un precio medio cercano al mínimo para hacer una previsión conservadora), resulta en el siguiente tamaño de mercado.

$$\text{Tamaño de mercado} = 14,04 \text{ mill usuarios} \times 450 \frac{\text{€}}{\text{usuario}} = 6.318 \text{ mill€}$$

Así, se obtiene que en 2024, el tamaño de mercado global es de 6,3 mil millones de euros, siendo por tanto un mercado ya desarrollado. Obviamente, este modelo de negocio no aspira a cubrir toda la demanda global integra del mercado. En primera instancia, se va a reducir el mercado objetivo. Dado que alcanzar el mercado a nivel global durante los primeros años no es realista, este modelo de negocio se va a centrar en el mercado español.

Para hacer la estimación del mercado español, se va a considerar que el mercado global se distribuye acorde con la densidad de población mundial. Con esto, se obtiene que la población española equivale al 0,6% de la población mundial. Con ello, multiplicando el tamaño del mercado global por este porcentaje, se obtiene un tamaño del mercado español de 37,9 millones de euros, siendo un mercado de orden de magnitud importante, y por tanto, se determina que la entrada es viable.

Además, para obtener una imagen de los próximos años, se ha desarrollado una estimación para los siguientes años. Para ello hay que tener en cuenta que existen factores que aceleran el crecimiento del tamaño de mercado. Entre estos factores está el envejecimiento de la población. Los trastornos del sueño diagnosticados están, mayormente identificados en personas mayores de 50 años, por lo que el envejecimiento de la población es un factor crucial. Según la ONU, la población mundial por encima de los 60 años se doblará en 2050, llegando a los 2,1 mil millones de personas.

Ante el crecimiento de los trastornos del sueño diagnosticados, se supone que por lo menos un 20% de este segmento tendrá apnea del sueño, y un 50% de estos serán tratados

(siguiendo con los valores actuales), por lo que resulta en 210 millones de usuarios CPAP en todo el mundo. Otro factor que va a afectar al aumento del número de personas tratadas es la creciente concienciación de la población sobre los trastornos del sueño. Cada vez se están llevando más a cabo campañas de salud pública acerca de los riesgos de la apnea del sueño, lo que ha permitido aumentar, según el estudio realizado por Resmed, un 5% la tasa de diagnóstico y tratamiento.

Con todos estos factores, y partiendo de estudios de mercado ya existentes, se va a asumir que el crecimiento anual proyectado es del 7,5%, siendo esta una tasa adecuada para mercados en crecimiento. Con estas consideraciones se obtiene el valor proyectado siguiente para el mercado español en 2030.

$$\text{Valor de mercado futuro} = \text{Valor actual} \times (1 + \text{CAGR})^{\text{número de años}}$$

$$\text{Valor de mercado en 2030} = 37,9 \text{ mill€} \times (1 + 0,075)^6 = 58,49 \text{ mill€}$$

Con esta proyección, se obtiene que el mercado español de máquinas CPAP alcanzará un tamaño de 58,5 millones de euros en 2030. Este tamaño es elevado y permite que entren en juego numerosos competidores, por lo que si se consigue afianzar una cuota de mercado adecuada y la fidelización de los clientes, el modelo de negocio considera que la propuesta es viable. Teniendo este crecimiento en cuenta, se obtiene el siguiente tamaño de mercado para los próximos 10 años.

Año	Tamaño de Mercado (mill€)
2025	40,74
2026	43,80
2027	47,08
2028	50,61
2029	54,41
2030	58,49
2031	62,88
2032	67,59
2033	72,66
2034	78,11

---

*Tabla 8. Tamaño de mercado a lo largo de los años*

### **4.2.3 ANÁLISIS COMPETITIVO**

Actualmente, el mercado de las máquinas CPAP está dominado por, principalmente, tres grandes marcas que se han establecido a lo largo de las últimas décadas, gracias a su constante innovación y una amplia variedad de modelos disponibles.

En primer lugar, el líder indiscutible del mercado global es ResMed. La empresa ofrece una gran variedad de modelos, cada uno especializado en un aspecto clave. No obstante, todos sus modelos, independientemente de su especialización, aseguran una eficiencia elevada, comodidad y capacidad de monitorización del sueño. Al ser una compañía que cotiza en bolsa, se sabe que, según sus últimos informes de resultados, la empresa ha facturado globalmente 4,22 mil millones de dólares en 2023, representado la cuota mayoritaria del mercado global, siendo esta un 50% del mercado.

La segunda empresa dominante del mercado es Philips Respironics. Esta empresa se centra predominantemente en la facilidad de uso y la alta efectividad de sus máquinas. Precisamente, su línea DreamStation es reconocida por su diseño intuitivo, y su gran capacidad de monitorización. Esta filial de la gran empresa Philips, tuvo que retirar en 2021 todos sus modelos del mercado debido a potenciales riesgos de salud. No obstante, están llevando a cabo un programa de reparación y reemplazo de sus dispositivos defectuosos, y una vez solucionaron estos problemas, han hecho público que espera reentrar al mercado CPAP, en el que, hasta 2021, tenían una cuota actual del 30% del mercado global.

Por último, el tercer mayor competidor en el mercado de dispositivos CPAP es la empresa neozelandesa Fisher & Paykel. Esta empresa tiene una alta presencia especialmente en el continente asiático y en Oceanía. No obstante, globalmente, la cuota de mercado es menor, aunque se ha podido beneficiar de la retirada de los dispositivos de Philips y el aumento en la demanda, capturando así cuota de mercado adicional. Se estima que la cuota de mercado actual de Fisher & Paykel es del 10%. ([26] Jefferies Editorial, 2024)

---

## **4.3 ANÁLISIS ECONÓMICO**

En este apartado se evaluará la viabilidad del modelo, determinando para ello en primer lugar la cuota de mercado que se estima obtener los primeros años de comercialización, y los costes en los que se incurrirá durante la operación y la inversión inicial, obteniendo así los beneficios netos.

### **4.3.1 VENTAS**

#### ***4.3.1.1 Ventajas competitivas***

Como se ha comprobado, el mercado de las máquinas CPAP está dominado por competidores fuertes, que además ya están establecidos en el mercado con cuotas significantes. Actualmente, entre los dos competidores más relevantes, se cubre el 60% del mercado (sin contar la cuota de mercado que Philips recuperará al volver a entrar).

No obstante, se van a evaluar las ventajas competitivas que permitirán al modelo de negocio estimar el porcentaje de mercado que seremos capaces de captar. Se pueden sacar tres ventajas competitivas relevantes. La primera, siendo sin duda la ventaja diferencial y la propuesta de valor del proyecto, es la gran diferencia en costes de la máquina CPAP diseñada. Al ser una máquina diseñada a partir de componentes generales, y modulares, el coste de producción de la máquina es diferencialmente menor al de las máquinas convencionales. Esta ventaja es crucial a la hora de fijar un precio de comercialización de las máquinas CPAP producidas, que puede ser un 20% menor al de las máquinas actuales, por lo menos. Esta ventaja es diferencial ya que no solo atrae a usuarios ya existentes que quieran renovar su equipo por un precio mucho más asequible, sino que captará a usuarios nuevos que actualmente no tengan la capacidad adquisitiva debido a los precios actuales.

La segunda ventaja competitiva frente al resto de jugadores grandes del mercado, es la facilidad de uso del dispositivo diseñado. Al proponer un diseño minimalista que simplemente satisface las funciones básicas del tratamiento CPAP, el uso de la máquina es extremadamente simple, y el diseño de la interfaz de usuario es también básico, captando a

---

aqueños usuarios de mayor edad que no están familiarizados con las tecnologías y puedan verse sobrepasados por la alta complejidad de las máquinas modernas que incluyen avances más complicados, como la conectividad inalámbrica con aplicaciones móviles.

Por último, la última ventaja competitiva del diseño propuesto es la fácil portabilidad de la máquina. Un elevado número de usuarios de las máquinas CPAP se quejan del tamaño de los modelos CPAP, y que son imposibles de transportarlos durante viajes. Por ello, el diseño propuesto se centra en la compactibilidad y la portabilidad de la máquina, reduciendo sus dimensiones lo máximo posible.

#### ***4.3.1.2 Estimación de ventas***

Teniendo estos factores en cuanto a las ventajas competitivas, y las cuotas de mercado actuales de los grandes competidores, además de que el tamaño actual de mercado en España es de 37,9 millones de euros, se considera que en el primer año, siendo este en el que se desarrolle el producto mínimo viable, y se implante un piloto para comercializar los dispositivos, se podría conseguir una cuota de 0,1% en el mercado del año que viene. Esta cuota resultaría en unos ingresos de 40.743 € (como se puede observar en la Tabla 8, el tamaño de mercado para 2025 se estima en 40,74 millones de euros). No obstante, durante este primer año se llevarán a cabo iteraciones del producto y optimizaciones del proceso de producción por lo que se espera, intencionadamente, crecer de manera controlada para asentar una base viable para el negocio.

Esta cuota inicial es baja, pero se ha hecho esta previsión conservadora debido a que el prototipo de la máquina no se ha finalizado y aún está sujeto a cambios y mejoras durante el primer año de comercialización gracias a la retroalimentación recibida por los clientes, por lo que se prefiere limitar el crecimiento de ventas hasta obtener el producto definitivo tras las distintas iteraciones. No obstante, debido a la diferenciación crucial en precio, es coherente esperar que la cuota aumente significativamente una vez el proceso y el producto estén finalizados, siendo por tanto una cuota del 2% una cifra razonable para el quinto año, alcanzando una facturación de 1,1 millones de euros (se puede observar en la tabla a continuación, que ilustra el crecimiento de la cuota de mercado). Al décimo año, si el

negocio se ha escalado adecuadamente, gracias al precio reducido, que no se va a modificar debido a que es un pilar clave del modelo de negocio, se espera llegar a abarcar una cuota de mercado más elevada, del 5%.

Esta progresión, por lo tanto, equivaldría facturar un total de 40,7 mil euros el primer año, para volver a invertir el margen neto en I+D, y lanzar la comercialización en masa el segundo año, obteniendo una facturación de 1,1 millones de euros para el quinto año, hasta llegar en 10 años a afianzarse en el mercado nacional, obteniendo una facturación de 3,9 millones de euros.

Para ello, se ha distribuido las el crecimiento a lo largo de los años de la siguiente manera.

Año	Cuota de Mercado	Ventas
2025	0,1%	40.742,50 €
2026	0,5%	218.990,94 €
2027	1,0%	470.830,52 €
2028	1,5%	759.214,21 €
2029	2,0%	1.088.207,03 €
2030	2,5%	1.462.278,20 €
2031	3,0%	1.886.338,87 €
2032	3,5%	2.365.783,34 €
2033	4,0%	2.906.533,81 €
2034	5,0%	3.905.654,81 €

*Tabla 9. Cuota de mercado a lo largo de los años*

Para determinar si estas cifras son viables, es necesario primero desarrollar un análisis de las operaciones, y a continuación un análisis de los costes, para obtener el beneficio neto de la empresa y estimar la viabilidad de esta.

### 4.3.2 OPERACIONES

En este apartado se van a describir las operaciones necesarias para la producción y venta de las máquinas CPAP diseñadas, para así poder estimar el montante de costes totales en los que se incurrirá.

#### 4.3.2.1 *Compra de componentes*

Para el prototipo desarrollado, todos los componentes se han obtenido del proveedor RS Components. RS Components es el proveedor global líder en componentes industriales, y electrónicos. La selección de este proveedor asegura la disponibilidad de los componentes, debido a su gran oferta de componente. Se ha seleccionado este proveedor ya que el prototipo de la máquina CPAP diseñada utiliza componentes electrónicos generales, todos proporcionados por RS Components. Además, para aquellas entidades que superan pedidos grandes, RS Components proporciona códigos de descuento, pudiendo aprovechar así las economías de escala. Además, al ser el proveedor líder, se asegura una entrega de todos los componentes en un plazo menor a cuatro días laborales debido a su alta oferta, lo que acelera la futura producción de la máquina.

Los materiales necesarios que se han seleccionado en RS Components son, en primer lugar, el soplador que se encarga de generar aire presurizado. También se ha obtenido una placa arduino, que se encarga de coordinar el circuito de control. El resto de componentes obtenidos son componentes electrónicos de circuitería más tradicionales, como pulsadores, resistencias, sensores y Mosfets. En la tabla a continuación se pueden observar los componentes necesarios adquiridos a través del proveedor.

Componente	Modelo	Número de referencia RS
Soplador	Sanyo Denki 9BMC24P2G001	185-4551
Sensor de presión	NXP MPX5010DP	719-1080
Microcontrolador	Arduino Uno R3	715-4081
Fuente de alimentación	RS Pro 24V, 3.2A	161-8288
Display	Displaytech DT018ATFT	781-2986
Pulsadores	C&K PTS645SL432LFS	257-0708
Resistencias	TE CFR50J10K	168-0210
Mosfet	Infineon IRFZ46NPBF	541-0711
Diodo de protección	Onsemi EGP30G	807-5318
Cables conectores	MikroElektronika Mikroe-512	791-6454
Placa	Kitronik 2444	215-3175
Filtros de aire	ebm-papst FP80	118-6111

*Tabla 10. Componentes adquiridos del proveedor*

---

#### ***4.3.2.2 Fabricación de la carcasa en 3D***

Para el diseño de la carcasa, y la optimización de esta a lo largo de sus iteraciones, se utiliza software de diseño asistido por computadora (CAD). En concreto, para el prototipo diseñado, se ha usado el software SolidEdge. Con este software se ha podido diseñar el primer prototipo de la carcasa y de todas sus partes internas en los que se colocarán los componentes electrónicos.

El siguiente paso del proceso es la fabricación de la carcasa. Para ello, hay que tener en cuenta que la tecnología utilizada es la Multi Jet Fusion (MJF), por lo que el material usado para la carcasa es nylon en polvo. Se usa este proceso ya que se necesita que la carcasa sea altamente densa para que el aire no se escape por los compartimentos. Además, una ventaja de esta tecnología es su corta duración de impresión, y su alto grado de escalabilidad, por lo que se aceleraría el proceso de fabricación de las carcasas al poder imprimir varias piezas simultáneamente, y al ser significativamente más rápida que el resto de tecnologías, debido a que imprime capas completas de material, en lugar de trazar cada línea individual. Este método de impresión presenta más ventajas como una alta precisión y nivel de detalle, y sobre todo, la superioridad de las propiedades mecánicas obtenidas, debido a que es la única tecnología capaz de producir propiedades mecánicas isotrópicas (propiedades uniformes en todas las direcciones) y la alta densidad de pieza que proporciona. Otra ventaja clave que esta tecnología presenta, es la versatilidad de materiales, ya que es compatible con una amplia gama de materiales, permitiendo el diseño de diversas iteraciones futuras, sin tener que estar sujeto a un único material. Por último, una ventaja especialmente útil en esta aplicación de la tecnología multi jet fusión, es que tiene un acabado superficial muy suave, lo que no solo ahorra costes de post procesamiento, sino que mejora la experiencia de usuario.



*Figura 50. Impresora HP Jet Fusion 580C*

Por todas estas ventajas, y debido a que este sistema de impresión 3D es desarrollado por la empresa HP, se va a usar la impresora HP Jet Fusion 580C. Esta impresora tiene un volumen de impresión de 332 mm de ancho, 190 mm de profundidad, y 248 mm de altura. Sabemos que nuestra carcasa diseñada tiene dimensiones de 202 mm x 145 mm x 80 mm. Para optimizar el número de piezas impresas simultáneamente, hay que determinar la orientación óptima de la pieza a la hora de lanzar la impresión. Tras realizar los cálculos para todas las orientaciones posibles, se ha determinado que la orientación óptima es 145 mm en ancho, 80 mm en profundidad, y 202 mm en altura. Con esta configuración se obtiene una impresión de 4 piezas simultáneamente realizando los siguientes cálculos.

$$\text{Piezas en ancho} = \frac{332 \text{ mm}}{145 \text{ mm}} = 2$$

$$\text{Piezas en profundidad} = \frac{190 \text{ mm}}{80 \text{ mm}} = 2$$

$$\text{Piezas en altura} = \frac{248 \text{ mm}}{202 \text{ mm}} = 1$$

$$\text{Total} = 2 \times 2 \times 1 = 4 \text{ piezas}$$

Para llevar a cabo el proceso de fabricación, es necesario preparar el archivo STL, obtenido a partir del archivo CAD del diseño de las distintas piezas de la carcasa. A continuación, se pone en marcha la impresión de las piezas. La ventaja de la impresora seleccionada es que tiene unas dimensiones bastante elevadas, por lo que su bandeja de impresión también es amplia, permitiendo la impresión de por lo menos 4 piezas en una sola puesta en marcha.

Por último, una vez se ha acabado el proceso de impresión, es necesario limpiar las piezas de los residuos de la impresión. Al ser una tecnología que usa nylon en polvo, al terminar la impresión, en las partes más pequeñas y en los agujeros, siempre quedan residuos de polvo. En el caso de las partes pequeñas, basta con pasar un cepillo o soplador. No obstante, en los orificios, al acumularse el polvo, se obstruye el paso del aire, generando tapones. En estos casos, es necesario pasar un soplador de alta presión para desatascar los conductos. Se puede dar que los orificios sigan bloqueados pese a usar un soplador potente. En estos casos, se debe introducir un alambre para desatascar físicamente el polvo.

#### ***4.3.2.3 Proceso de montaje***

El proceso de ensamblaje se llevará a cabo en un taller. Este taller es un local industrial alquilado que será específicamente dispuesto para la recepción de componentes, fabricación de las máquinas CPAP, montaje de todos los componentes, y almacenamiento hasta entregar el producto al repartidor. El local, por supuesto, es lo suficientemente grande como para cubrir la demanda esperada en los 5 primeros años. De todas maneras, al ser un local alquilado, que no necesita ningún material específico (se considera que la impresora 3D se va a adquirir como inversión inicial, por lo que no es necesario que el local disponga de una), si la demanda sobrepasa las capacidades del taller, se puede alquilar otro local industrial distinto. En las zonas periféricas de Madrid hay un gran número de polígonos industriales en los que se pueden alquilar espacios por un precio relativamente moderado.

En este taller, se debe asignar en primer lugar, una zona para la recepción de todos los componentes usados para las máquinas CPAP. En esta zona de recepción se almacenarán ordenadamente los componentes en su llegada, y se inspeccionarán los materiales para

---

asegurar que el proveedor no ha proporcionado materiales dañados, y en ese caso, poder identificarlos y devolverlos eficazmente. Cada material debe ser etiquetado para llevar a cabo un sistema de inventario eficiente para asegurar que no se pierdan componentes en el proceso.

La implementación de un sistema basado en tecnologías RFID puede ser una solución eficiente para ayudar a optimizar la entrada de componentes y su uso en el proceso de fabricación.

Una vez los materiales se han recibido correctamente y se han almacenado en la zona de acogida, estos están listos para el proceso de ensamblaje. Para completar la totalidad de componentes, el siguiente paso operativo para el montaje es la recogida de las piezas que componen la carcasa. Una vez limpiadas para eliminar los residuos, se procede a llevar los componentes a la línea de montaje. La línea de ensamblaje se diseña para maximizar la eficiencia del montaje y poder completarlo en el menor tiempo posible. Esto conlleva designar estaciones específicas para cada componente. En primer lugar, en la estación de recepción se introducirá el soplador en el compartimento diseñado a medida, introduciendo los cables de conexión por el canal diseñado para la interconexión de componentes con la placa madre. En la siguiente estación, se sellará el compartimento del motor con la pieza correspondiente impresa en 3D. A continuación, en la tercera estación, se conectará el soplador con la placa madre, que ya habrá sido montada previamente en una estación independiente (donde se conecta el circuito con los distintos componentes). Por último, una vez integrado todo el circuito electrónico, se coloca en la última estación la parte superior de la carcasa para sellar la máquina CPAP.

Cada estación debe estar equipada con las herramientas adecuadas, por ejemplo, en la estación de salida de la impresora 3D, se deben tener a disposición sopladores de presión para eliminar los residuos. Además, los trabajadores de cada estación deben estar formados adecuadamente para manejar todos los componentes necesarios sin riesgo y en el menor tiempo, para reducir el tiempo de ciclo de la estación. Las estaciones también deben ser

---

flexibles debido a la variación en la demanda prevista, que pasa de aproximadamente 40 mil euros hasta posiblemente, 7,5 millones de euros en tan solo cinco años.

Por último, una vez que las máquinas estén montadas, se llevarán a una última estación en las que se embalaran en material absorbente para estar protegidas de cualquier impacto, y se introducirán en las cajas finales, listas para enviar. Al sellar la caja, estas serán transportadas a una zona de almacenamiento final, donde cada caja podrá ser entregada a los repartidores que se encargan de la distribución.

En cuanto a la distribución, esta no se va a tener en cuenta en los costes, debido a que queda fuera de la actividad principal del negocio diseñado, pero sí se plantea asociarse con empresas distribuidoras globales que ya tienen una red de distribución capilar muy implantada. La ventaja de usar estos distribuidores ya existentes es que sus redes ya están activas, y suelen llegar a cualquier localización nacional en menos de 48 horas, por lo que se reduce el tiempo de entrega a los usuarios.

### **4.3.3 COSTES**

En este apartado se van a analizar los costes necesarios para cubrir las demandas durante los cinco primeros años, que van desde el 1% de la cuota de mercado, hasta el 15 o 20% de la cuota de mercado. Para ello, se va a obtener el coste unitario de la producción de una máquina, y a partir de ahí su coste de venta. Una vez se haya obtenido el precio unitario de la máquina CPAP, se podrá analizar la estructura de costes variables y fijos, así como la inversión inicial necesaria para poder cubrir la demanda.

#### ***4.3.3.1 Coste y precio unitario***

En primer lugar, para poder estimar el número de máquinas necesarias para cubrir la demanda, se necesita determinar el coste unitario de las máquinas diseñadas. Para ello, se calcula primero el coste de todos los componentes adquiridos del proveedor. De la lista de apartados anteriores de todos los componentes necesarios para el prototipo de la máquina, se obtienen los siguientes costes unitarios.

Componente	Modelo	Coste
Soplador	Sanyo Denki 9BMC24P2G001	65,00 €
Sensor de presión	NXP MPX5010DP	30,14 €
Microcontrolador	Arduino Uno R3	24,68 €
Fuente de alimentación	RS Pro 24V, 3.2A	29,25 €
Display	Displaytech DT018ATFT	17,79 €
Pulsadores	C&K PTS645SL432LFS	0,10 €
Resistencias	TE CFR50J10K	0,12 €
Mosfet	Infineon IRFZ46NPBF	1,02 €
Diodo de protección	Onsemi EGP30G	0,76 €
Cables conectores	MikroElektronika Mikroe-512	7,72 €
Placa	Kitronik 2444	4,71 €
Filtros de aire	ebm-papst FP80	1,36 €

*Tabla 11. Costes unitarios de los componentes*

La suma de todos estos componentes, asciende a un total de 182,65 €, no obstante, debido a los descuentos existentes que el proveedor RS Components proporciona, se ha conseguido reducir el precio en un 17%. Este descuento proporcionado se consigue mediante un código de cliente que RS Components otorga a los partners con los que trabaja habitualmente. Por ello, gracias a las rebajas, el total de componentes electrónicos asciende a 151,60 €.

Además del coste total de todos los componentes, hay que incluir el coste de las piezas impresas en 3D correspondientes a la carcasa. En este caso, la estructura de costes por unidad es algo más compleja, ya que hay que tener en cuenta varios costes implícitos, la amortización de la impresora adquirida o el gasto en energía durante la impresión. Para obtener el coste de impresión de una pieza, se van a calcular a continuación el coste de preparación y postproducción de la pieza, el coste de electricidad, el de amortización, y el del material utilizado por la impresora.

En primer lugar, los costes de preparación y post procesamiento de las piezas se obtienen multiplicando el tiempo de preparación y post procesamiento por el coste por hora de la mano de obra encargada de preparar y post procesar las piezas. Este coste horario de los

operarios puede parecer alto, pero al ser un operario especializado, la mano de obra es más alta de lo normal, resultando en un coste de 20 €/h.

$$\text{Coste preparación} = \text{Tiempo de preparación} \times \text{Coste por hora preparación}$$

$$\text{Coste preparación} = 1h \times 20 \frac{\text{€}}{h} = 20\text{€}$$

A continuación, hay que añadir el coste total de la electricidad utilizada por la impresora al imprimir la pieza. Para ello, es necesario en primer lugar obtener el coste horario de la energía, y después obtener el coste total teniendo en cuenta el número de horas necesarias para producir una unidad. El último paso es dividir el coste energético entre 4, ya que este precio se reparte entre las cuatro piezas impresas simultáneamente por la máquina. Para estos cálculos, se ha asumido que el coste energético es de 0,25 €/kWh, un precio que está por encima del precio actual. LA media diaria Española del último mes es de 0,17 €/kWh, pero debido a la incertitud del panorama geopolítico actual, se ha preferido realizar una estimación conservadora de lo que puede ser el precio futuro de la energía. Además, se ha obtenido la potencia nominal de la impresora del Anexo X, que equivale a 5,4 kW. Por último, se tiene en cuenta que el tiempo necesario para imprimir una pieza completa son 10 horas.

En primer lugar se obtiene el coste horario de la electricidad utilizada por la impresora.

$$\text{Coste horario electricidad} = \text{Coste energía} \times \text{Potencia nominal impresora}$$

$$\text{Coste horario electricidad} = 0,25 \frac{\text{€}}{\text{kWh}} \times 5,4 \text{ kW} = 1,35 \frac{\text{€}}{h}$$

A continuación se calcula el coste de electricidad total incurrido.

$$\text{Coste de electricidad total} = \text{Tiempo de impresión} \times \text{Coste horario electricidad}$$

$$\text{Coste total electricidad} = 10h \times 1,35 \frac{\text{€}}{h} = 13,5\text{€}$$

Y por último, se obtiene el precio unitario de electricidad.

$$\text{Coste unitario electricidad} = \frac{\text{Coste total electricidad}}{\text{Piezas impresas simultaneamente}}$$

$$\text{Coste unitario electricidad} = \frac{13,5 \text{ €}}{4 \text{ piezas}} = 3,375 \text{ €}$$

A continuación, se va a calcular el precio de amortización de la máquina por cada pieza impresa. Para ello, se ha llevado a cabo una búsqueda de mercado, y se ha determinado que el precio de la impresora HP Jet Fusion 580C ronda los 30.000 €. Además, se considera que, al realizar la inversión de la impresora, este proyecto está abocado al largo plazo, por lo que se determina un periodo de amortización de 20 años. Con estas asunciones, y que si se optimizan las horas laborables, se puede tener la máquina funcionando 20 horas al día (si se lanza la primera impresión a primera hora, se puede lanzar una segunda impresión en el mismo día tras acabar la impresión después las primeras 10 horas, y de esta forma imprimir un segundo lote de 4 carcassas que estarán listas a primera hora del día siguiente. Por último, se va a asumir que el año tiene un total de 250 días laborables (este valor suele variar, pero siempre oscila alrededor de los 250 días anuales).

$$\text{Coste/hora amortización} = \frac{\text{Coste impresora}}{\text{Periodo amortización} \times \text{Horas de uso diarias} \times \text{Días laborables}}$$

$$\text{Coste por hora amortización} = \frac{30000\text{€}}{20 \text{ años} \times 20\text{h} \times 250\text{días}} = 0,30 \frac{\text{€}}{\text{h}}$$

Una vez obtenido el coste horario de la amortización, para obtener el coste unitario equivalente, basta con multiplicar el valor anterior por el tiempo que tarda en imprimirse una carcasa completa.

*Coste de amortización*

$$= \text{Tiempo de impresión} \times \text{Coste de amortización impresora}$$

$$\text{Coste unitario de amortización} = 10h \times 0,30 \frac{\text{€}}{h} = 3\text{€}$$

Por último, solo queda calcular el coste del material consumido para la impresión de la carcasa. Para ello, basta con obtener los datos de la masa de material consumido, y el coste por kilogramo del material utilizado. El material elegido para el primer prototipo es el Nylon PA12, el polímero comúnmente utilizado por la tecnología MJF. El precio de mercado de este material está alrededor de los 50 €/kg. Por otra parte, la masa total de material utilizado para una carcasa es de 300g, con lo que se obtiene el siguiente coste.

$$\text{Coste Material} = \text{Masa} \times \text{Coste material} = 0,3kg \times 50 \frac{\text{€}}{kg} = 15 \text{€}$$

Por lo tanto sumando todos los costes asociados a la impresión de la carcasa, se obtiene un coste de 41,375 € por unidad impresa.

$$\text{Coste Impresión} = \text{Preparación} + \text{Electricidad} + \text{Amortización} + \text{Material}$$

$$\text{Coste Impresión} = 20 \text{€} + 3,375 \text{€} + 3 \text{€} + 15 \text{€} = 41,375 \frac{\text{€}}{ud}$$

Por último, para obtener el precio unitario total de una máquina CPAP completa, solo queda sumar el coste de los componentes con el coste de impresión, obteniendo un coste unitario total de 192,97 €. Como último detalle, se va a incluir en el coste unitario de la máquina, los costes adicionales de mano de obra, control de calidad y un colchón de seguridad frente a imprevistos, por lo que se considera un último coste de 20 € adicionales por máquina, resultando en un coste unitario de máquina de 212,97 €.

Teniendo en cuenta que la misión, y a la vez, la propuesta de valor principal del modelo de negocio es la asequibilidad, se va a considerar un margen sobre el coste inicial del 45%, para poder cubrir todos los costes, analizados a continuación, por lo que se obtiene un precio de cliente inicial de 308,81 €. Teniendo en cuenta que del análisis de mercado, se ha determinado que el modelo a la venta más barato actualmente ronda los 400 €, esto supone

una reducción en el precio de 23%, por lo que la mejora es significativa, y se considera lo suficientemente atractiva para el comprador.

#### 4.3.3.2 Inversión inicial (CAPEX)

Una vez obtenido el precio unitario de una máquina completa, y sabiendo la demanda a cubrir estimada en el apartado de ventas, se puede desarrollar la inversión inicial necesaria. Para ello, en primer lugar hay que determinar el número de máquinas que se estima vender. Para obtener este valor anual, basta con dividir la demanda anual prevista por el precio unitario de las máquinas, que se ha obtenido en 308,81 € por unidad.

$$\text{Demanda anual de máquinas (10º año)} = \frac{\text{Ventas anuales}}{\text{Precio unitario}} = \frac{\text{Ventas anuales}}{309 \frac{\text{€}}{\text{ud}}}$$

Con esta ecuación, y sabiendo que cada máquina produce diariamente 8 unidades (se imprimen simultáneamente 4 unidades, y la máquina opera 20 horas diarias), y que se consideran 250 días laborables al año, se obtiene el número de impresoras necesario para cubrir las ventas anuales (basta con dividir las máquinas a producir por las máquinas que puede producir anualmente una impresora, que son 2000). A continuación se puede observar la cantidad de impresoras necesarias en función de la demanda.

Año	Ventas	Máquinas CPAP a producir	Impresoras necesarias
2025	40.742,50 €	132	1
2026	218.990,94 €	709	1
2027	470.830,52 €	1525	1
2028	759.214,21 €	2458	2
2029	1.088.207,03 €	3524	2
2030	1.462.278,20 €	4735	3
2031	1.886.338,87 €	6108	4
2032	2.365.783,34 €	7661	4
2033	2.906.533,81 €	9412	5
2034	3.905.654,81 €	12647	7

Tabla 12. Número de impresoras necesarias

Ante estos datos, se va a suponer que la inversión inicial se hará previendo la demanda del segundo año, por lo que se invertirá inicialmente en una impresora 3D. Esta decisión de invertir inicialmente para cubrir la demanda del segundo año únicamente se debe a la naturaleza de las tecnologías de impresión 3D, y de que la maquinaria 3D es la única inversión inicial necesaria, debido a que el resto de componentes se adquieren mediante proveedor, y se montan gracias a la mano de obra de los operarios. Las tecnologías 3D son un sector en constante evolución, en el que cada año aparecen modelos con mejoras significativas y que dejan obsoletas a las tecnologías anteriores en cuestión de años, por lo que, para ser precavidos, se va a invertir en únicamente dos impresoras 3D, anticipando mejoras futuras en las tecnologías 3D, en las que se podrá invertir con la caja operativa de la empresa una vez se tenga una producción y operación rentable.

Por lo tanto, al ser esta inversión la inversión inicial íntegra, y que cada impresora HP Jet Fusion 580C supone un coste de 30.000 €, la inversión inicial necesaria es de 30.000 €.

#### **4.3.3.3 Costes Operativos (OPEX)**

Una vez obtenida la inversión inicial (CAPEX), el siguiente paso es determinar los costes operativos (OPEX). Para desglosar los costes operativos, se van a dividir en costes fijos (independientes del volumen de ventas) y variables (los costes de producción)

En primer lugar, nos centramos en los costes fijos. Estos costes son los equivalentes al alquiler de la nave, nóminas de personal, instalaciones, etc. Al ser fijos, estos costes no varían intra anualmente en función de las ventas. No obstante, sí que varían a lo largo de los años, especialmente al crecer la cuota de mercado cubierta, necesitando un número mayor de vendedores, y mayor espacio en la instalación, por ello, se ha utilizado la siguiente tabla para estimar cuando se hará un salto de costes fijos.

Año	Ventas	Máquinas CPAP a producir
2025	40.742,50 €	132
2026	218.990,94 €	709
2027	470.830,52 €	1525
2028	759.214,21 €	2458

2029	1.088.207,03 €	3524
2030	1.462.278,20 €	4735
2031	1.886.338,87 €	6108
2032	2.365.783,34 €	7661
2033	2.906.533,81 €	9412
2034	3.905.654,81 €	12647

*Tabla 13. Ventas y producción*

Ante estos resultados, se va a asumir que cada año, debido al crecimiento esperado, se van a incrementar ciertos costes fijos, estimados frente a las ventas del respectivo año. Para este crecimiento, se han hecho una serie de estimaciones para determinar cada uno de estos costes fijos en el primer año. A continuación se presentan los costes fijos para cada año de operación estudiado. Como se puede observar, se va a considerar que el primer no se contratará, o no se pagará el coste de un equipo directivo, ya que este, en el ámbito del emprendimiento suele el propio emprendedor, y se considera que el primer año, para poder cubrir al máximo los costes, no se extraerá dinero para la directiva.

Año	Equipo de ventas	Equipo directivo	Alquiler de la nave	Costes Fijos
2025	10.000 €	- €	15.000 €	25.000 €
2026	50.000 €	35.000 €	15.000 €	100.000 €
2027	70.000 €	60.000 €	15.000 €	145.000 €
2028	100.000 €	70.000 €	25.000 €	195.000 €
2029	100.000 €	130.000 €	25.000 €	255.000 €
2030	170.000 €	170.000 €	25.000 €	365.000 €
2031	200.000 €	200.000 €	30.000 €	430.000 €
2032	250.000 €	200.000 €	35.000 €	485.000 €
2033	300.000 €	250.000 €	35.000 €	585.000 €
2034	350.000 €	250.000 €	40.000 €	640.000 €

*Tabla 14. Costes fijos anuales*

A continuación, una vez calculados los costes fijos, se calculan los costes variables. Estos costes variables equivalen a los costes incurridos en la operación directa, y que varían con los volúmenes de ventas producidos. En esta categoría caen costes como el de los componentes, la mano de obra, la materia prima, o la electricidad utilizada. Al principio de este apartado se calculó el coste unitario de una máquina producida, en el que se

incluyeron todos los costes variables. Por ello, basta con multiplicar el coste unitario de una máquina (que montaba en 213 € aproximadamente) por el número de máquinas que se espera vender cada año, obteniendo los costes variables anuales.

Por último, para obtener todos los gastos operativos, basta con sumar los gastos variables y los gastos fijos, obteniendo los siguientes costes operacionales.

Año	Costes Variables	Costes Fijos	Costes totales
2025	28.098 €	25.000 €	53.098 €
2026	151.028 €	100.000 €	251.028 €
2027	324.711 €	145.000 €	469.711 €
2028	523.596 €	195.000 €	718.596 €
2029	750.488 €	255.000 €	1.005.488 €
2030	1.008.468 €	365.000 €	1.373.468 €
2031	1.300.923 €	430.000 €	1.730.923 €
2032	1.631.575 €	485.000 €	2.116.575 €
2033	2.004.506 €	585.000 €	2.589.506 €
2034	2.693.555 €	640.000 €	3.333.555 €

*Tabla 15. Costes Operacionales totales*

Con ambos costes fijos y variables estimados, se considera que el análisis de costes para la operación del modelo de negocio se ha finalizado. Una vez obtenidos tanto las ventas como los costes esperados, únicamente queda analizar los resultados esperados del modelo de negocio, para poder determinar la viabilidad de este.

#### **4.4 RESULTADOS**

Una vez analizados todos los pasos necesarios para implementar el modelo de negocio descrito previamente, que consiste en la producción y venta de dispositivos CPAP para tratar los trastornos del sueño, a un precio asequible y significativamente por debajo del nivel del mercado actual, se da por finalizado el estudio operativo y económico. Como último paso para determinar la viabilidad del modelo de negocio, se van a evaluar los resultados esperados.

En el análisis financiero del apartado anterior, se estimaron las ventas esperadas, los costes operacionales, y la inversión inicial para los primeros diez años de operación. A continuación se procederá a analizar los resultados del modelo de negocio, centrándonos en primer lugar, en el beneficio anual esperado, obtenido a partir de las ventas y los costes. Siguiendo el modelo de un income statement, se va a calcular el margen bruto, y el margen operativo esperado para los diez primeros años.

Año	Ventas	Costes Variables	Margen Bruto	Costes Fijos	Margen Operativo	Margen Operativo
2025	40.743 €	28.098 €	12.644 €	25.000 €	- <b>12.356 €</b>	-30%
2026	218.991 €	151.028 €	67.963 €	100.000 €	- <b>32.037 €</b>	-15%
2027	470.831 €	324.711 €	146.120 €	145.000 €	<b>1.120 €</b>	0%
2028	759.214 €	523.596 €	235.618 €	195.000 €	<b>40.618 €</b>	5%
2029	1.088.207 €	750.488 €	337.719 €	255.000 €	<b>82.719 €</b>	8%
2030	1.462.278 €	1.008.468 €	453.810 €	365.000 €	<b>88.810 €</b>	6%
2031	1.886.339 €	1.300.923 €	585.416 €	430.000 €	<b>155.416 €</b>	8%
2032	2.365.783 €	1.631.575 €	734.209 €	485.000 €	<b>249.209 €</b>	11%
2033	2.906.534 €	2.004.506 €	902.028 €	585.000 €	<b>317.028 €</b>	11%
2034	3.905.655 €	2.693.555 €	1.212.100 €	640.000 €	<b>572.100 €</b>	15%

*Tabla 16. Proyección operativa anual*

Como se puede observar en la tabla anterior, el margen operativo es positivo en todos los años, indicando que el modelo de negocio puede tener una rentabilidad atractiva, manteniendo un flujo de caja operacional sano, estando disponible en todo momento una suma para poder reinvertir en maquinaria, o cualquier otra mejora deseada.

Como se puede observar además, se estima que en diez años se sufrirá un aumento rápido en las ventas. Calculando la tasa de crecimiento anual compuesta, esta resulta para los 10 años, en 58%. Esta cifra se considera muy elevada, pero viene explicada por una serie de factores. En primer lugar, el estudio se plantea sobre diez años, por lo que es un periodo suficientemente largo como para experimentar una variación grande en las ventas. Además, este valor está soportado por la ventaja competitiva principal del modelo de negocio, que es la reducción en el precio de los dispositivos CPAP, por lo que se da pie a

un aumento acentuado de las ventas anuales, a la vez que el mercado crece, captando así una cuota de mercado cada año más significativa. La tasa de crecimiento se ha calculado de la siguiente manera.

$$CAGR = \left(\frac{V_f}{V_i}\right)^{\frac{1}{n}} - 1 = \left(\frac{3.905.655}{40.742}\right)^{\frac{1}{10}} - 1 = 0,5782$$

También se puede observar que el margen bruto, porcentualmente, se mantiene constante a lo largo de los años (31%). Esto se debe a que se ha considerado que el coste unitario calculado se mantiene igual, y los costes fijos se han obtenido multiplicando el coste unitario por la previsión de máquinas CPAP vendidas. Evidentemente, si se realizan inversiones a lo largo de los años, se puede llegar a reducir el coste unitario considerablemente, lo que incrementaría el margen bruto.

$$\text{Margen bruto (\%)} = \frac{\text{Ventas} - \text{Costes variables}}{\text{Ventas}} \times 100$$

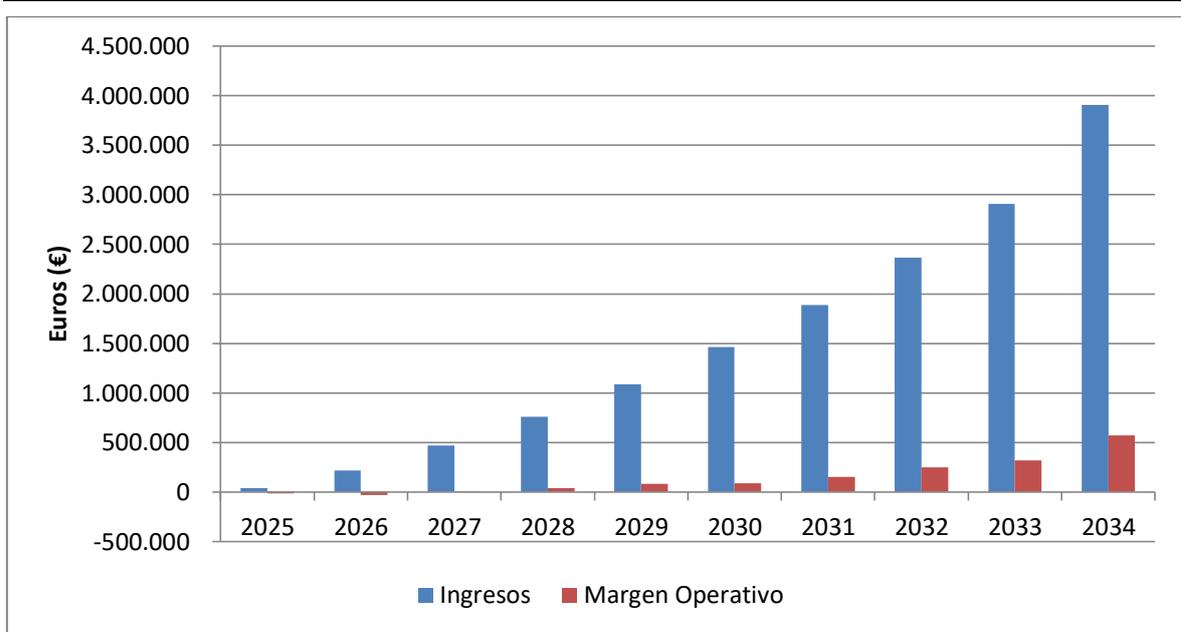
No obstante, si nos centramos en el margen operativo porcentual, se ve que este aumenta con los años. El margen operativo inicial es de -30%, debido a que los costes totales son superiores a los ingresos aportados por las ventas totales del primer año. El valor de 30% es alto, no obstante, al ser el primer año, y al haber ventas bajas, a poco que los costes superen a las ventas, el margen empieza a crecer negativamente considerablemente. Se observa que el margen operativo sigue siendo negativo el segundo año, debido a que las ventas todavía no se han estimado suficientes para cubrir todos los costes. No obstante, se estima que a partir del tercer año, ya no hayan pérdidas operativas, alcanzando el punto de break even. A lo largo de los años, con la previsión de ventas crecientes, el margen operativo aumenta hasta en el rango de entre 5% y 15%, lo que se considera unos buenos márgenes operativos en los sectores en los cuales el volumen de ventas es el factor diferencial. Finalmente, se estima que en décimo año se alcance el 15%. Este crecimiento se debe a que el margen operativo considera los costes fijos, que irán perdiendo peso mediante aumenten las ventas, ya que estos no dependen directamente del volumen vendido durante el año fiscal.

---

$$\text{Margen operacional (\%)} = \frac{\text{Ventas} - \text{Costes totales}}{\text{Ventas}} \times 100$$

Antes de concluir, cabe destacar que además de obtenerse un margen operacional positivo, a lo largo de los diez años, la inversión inicial quedará más que cubierta, ya que si se suman los márgenes operativos de los diez años, se obtiene un beneficio de 1,4 millones de euros, por lo que se puede cubrir la inversión inicial en el año 0 siendo esta de 60.000 €, y además, disponer de liquidez adicional para reinvertir en aumentar la capacidad productiva del negocio.

Para obtener una visualización final mejor de la viabilidad del modelo de negocio, a continuación se presenta el gráfico de ingresos e ingresos operacionales cada año. Aunque es cierto, que frente a los ingresos totales, el margen operacional es negativo al principio, esto es totalmente normal durante los primeros años de operación, hasta que se consigue llegar al break even al tercer año y llegar a un 15% en el décimo año, considerado un margen operacional bueno. Además, hay que destacar y tener en cuenta, que la dimensión de este negocio es poder proporcionar atención sanitaria a aquellos sectores de la población que aún no se lo pueden permitir, por lo que no se ha considerado aumentar el margen de beneficio para no impactar en el precio a pagar por el cliente. Se puede observar que no solo en todos los años se obtiene un margen operacional positivo, sino que este aumenta, por lo que el modelo de negocio se considera atractivo.



*Figura 51. Ingresos vs Margen operacional*

Por todas las razones expuestas, se concluye que el modelo de negocio, además de ser viables, es atractivo, a la vez que se está ayudando a mejorar la calidad de vida de pacientes que sufren un trastorno de salud, pero no disponen actualmente de los recursos económicos necesarios para poder adquirir los tratamientos necesarios.

---

## **5. CONCLUSIONES Y TRABAJOS FUTUROS**

### **5.1 CONCLUSIONES**

El presente proyecto ha logrado desarrollar y producir un primer prototipo de una máquina CPAP low-cost, cuyo objetivo es mejorar la accesibilidad al tratamiento de trastornos como la apnea del sueño y más. Como se ha explicado, la apnea del sueño es una condición prevalente en la población adulta, afectando a un porcentaje alto. La apnea del sueño tiene implicaciones graves sobre la salud si no es tratada eficazmente. Por ello, el proyecto responde a la necesidad de un tratamiento eficaz, y a la vez accesible, para poder aportar una solución económica a la población que actualmente está excluida del acceso al tratamiento debido a sus altos costes.

Para lograr una reducción significativa en el precio de adquisición, se ha diseñado el prototipo adoptando una estrategia que combina la simplificación del dispositivo, el uso de componentes generales con el uso de tecnologías 3D. Al simplificar notablemente el diseño del dispositivo, eliminando aquellos componentes que no son estrictamente necesarios para el funcionamiento básico, como el humidificador, se ha conseguido reducir la complejidad de producción y el coste total de fabricación. Gracias a la selección de componentes generales, que pueden usarse en múltiples aplicaciones, se ha reducido el coste al no incurrir en materiales especializados, que suelen ser notablemente más caros. Se ha llevado a cabo un análisis detallado de los componentes disponible en el mercado, seleccionando aquellos que presentan la mejor relación calidad precio. El uso de tecnologías 3D ha aportado una ventaja, no solo en la reducción de costes, sino también por la flexibilidad para realizar distintas iteraciones a lo largo del proceso de diseño, sin requerir demasiado tiempo. Gracias a ello, se ha podido realizar la primera iteración en el diseño, eliminando partes no necesarias.

El dispositivo resultante de las iteraciones realizadas, es un prototipo funcional que cumple con los requisitos esenciales de la apnea del sueño, al mismo tiempo que proporciona un

diseño compacto, portátil, y extremadamente fácil de usar. Se han incorporado únicamente las características clave de una máquina CPAP, que son el aporte de un flujo de aire presurizado entre 4 cmH<sub>2</sub>O y 20 cmH<sub>2</sub>O, la posibilidad de ajustar la presión proporcionada en función de las necesidades del usuario, y la habilidad por parte de la máquina de mantener la presión requerida por el usuario. Además, a la hora de seleccionar los componentes, se ha hecho hincapié en la durabilidad y facilidad de mantenimiento del dispositivo, asegurando que sea fácilmente realizable, y reduciendo los costes totales durante los años de vida útil. El enfoque de simplicidad también ha sido esencial, por un lado para el proceso de fabricación, minimizando sus costes, como para el usuario, simplificando la interfaz para el uso intuitivo del dispositivo, dado que muchos usuarios tienen conocimientos técnicos limitados.

Desde un punto de vista económico, el proyecto ha incluido un análisis exhaustivo del modelo de negocio, que ha confirmado la viabilidad del dispositivo CPAP low-cost desarrollado. Durante el análisis se han desarrollado múltiples factores, como el tamaño de mercado actual y las proyecciones de tamaño en los próximos años, la proyección anual de ventas, la estructura de costes, arrojando en todos los casos resultados y consideraciones positivas. Los resultados apoyan que el dispositivo desarrollado puede ser comercializado a un precio notablemente más bajo, de hasta 23% menos que el precio mínimo de mercado actual, lo que haría el tratamiento accesible a un segmento significativo del mercado. Precisamente esta reducción de precio es la propuesta de valor, y permitirá una penetración de mercado importante, hasta alcanzar una cuota de mercado nacional del 20% en diez años. Además, el modelo de negocio considera escenarios donde se ha escalado notablemente el volumen de producción, realizando las proyecciones para estos casos, resultando en márgenes operativos positivos. Los resultados de margen operativo positivo obtenidos garantizan la sostenibilidad a largo plazo del modelo de negocio y garantizan seguridad para seguir creciendo, y reinvertiendo para adaptarse a las demandas del mercado.

Desde la perspectiva de sostenibilidad, se ha realizado un esfuerzo en el diseño por minimizar el impacto ambiental del dispositivo. Esto se ha logrado, principalmente, en la

selección de componentes de gran eficiencia, para minimizar el uso de energía, y en la selección de materiales y tecnologías de producción (impresión mediante tecnología multi jet fusión) reciclables. La durabilidad de los componentes seleccionados ha jugado un papel clave en cuanto a sostenibilidad, para reducir desperdicios y reemplazos frecuentes. Además, se ha considerado la posibilidad de incluir módulos de tecnologías sostenibles en iteraciones futuras, como fuentes de energía alternativas que incrementen la sostenibilidad del dispositivo en términos energéticos. El compromiso con la sostenibilidad entra en coherencia con las tendencias actuales en la industria sanitaria, donde la demanda está moviéndose hacia dispositivos que no solo cumplan con los requisitos médicos, sino que también sean responsables con el medio ambiente.

En conclusión, el proyecto ha desarrollado un prototipo de dispositivo CPAP de bajo coste, que además de ser técnicamente viable, también ha sido respaldado por un modelo de negocio viable y atractivo. El enfoque integral desarrollado durante el proyecto respalda que el dispositivo diseñado impacte positivamente la calidad de vida de los usuarios que sufren trastornos del sueño, sin tener que incurrir en un coste elevado. Con las bases desarrolladas por este proyecto, se han proporcionado los pilares esenciales para una propuesta sanitaria duradera, mejorando el acceso a tratamientos esenciales para mejorar la vida cotidiana de los individuos afectados por los trastornos del sueño.

## **5.2 ITERACIONES FUTURAS**

Pese a haber desarrollado un prototipo completamente funcional, que cubre los requisitos básicos de una máquina CPAP, se ha dejado abierta la posibilidad de mejoras en las iteraciones futuras, para añadir funcionalidades y ventajas adicionales al tratamiento ya proporcionado por el prototipo desarrollado, y las operaciones del modelo de negocio.

En cuanto al aspecto técnico del prototipo diseñado, en próximas iteraciones se ha abierto la posibilidad de integrar distintos módulos que podrían presentar ventajas, aunque en algún caso pueda significar un aumento en el coste. En primer lugar, desarrollar un prototipo de módulo de humidificador, que sea integrable con el primer prototipo de la

---

máquina parece una opción razonable. Con la adición de un humidificador, se añadiría comodidad al tratamiento previniendo sequedad de las vías respiratorias en algunos casos. Otra posible futura mejora, es la adición de un módulo fotovoltaico en el sistema de alimentación. Con esta integración, se puede ahorrar en costes de operación, ya que el módulo fotovoltaico sería capaz de recargar una batería incorporada durante el día, y proporcionar energía durante las horas de funcionamiento nocturnas. Además. Esta integración no solo impacta a la eficiencia energética, este módulo afecta directamente a la sostenibilidad de la máquina, ya que se pasaría a obtener energía limpia en vez de usar energía que impacta al medio ambiente. No obstante, ambas integraciones presentadas implicarían aumentar el tamaño y los costes del prototipo, por lo que es necesario el desarrollo de un estudio exhaustivo para determinar la viabilidad de estos.

Por último, como impulsión para las ventas y ayuda a la penetración de mercado, también sería interesante desarrollar una estrategia extensa de concienciación del público global y de marketing. Para ello, una propuesta interesante sería el desarrollo de una campaña educativa y de marketing dirigidas al público para aumentar la concienciación sobre los trastornos del sueño y la falta de diagnóstico actual y las repercusiones que conlleva. Estas campañas podrían apoyarse en la colaboración con influencers vía redes sociales. Otro estudio que ha quedado fuera del alcance del proyecto y podría presentar ventajas operacionales, es el diseño de una estrategia de distribución y logística, desarrollada gracias a colaboraciones con entidades locales, organizaciones sanitarias, y empresas transportistas.

Con estas posibles consideraciones, se considera finalizado el prototipo funcional desarrollado, siendo esta la primera iteración de una máquina CPAP, y se incluyen en este apartado, posibles módulos adicionales que pueden significar mejoras significativas, pero que necesitan un desarrollo extenso para estudiar su viabilidad, por lo que se dejan pendientes para las futuras iteraciones del proyecto.



## 6. BIBLIOGRAFÍA

- [1] DR. JORGE DE ABAJO LARRIBA. “SINDROME DE APNEA OBSTRUCTIVA DEL SUEÑO“. Universidad de Navarra, 2024. <https://www.cun.es/enfermedades-tratamientos/enfermedades/apnea-sueno>
- [2] Mayo Clinic. “OBSTRUCTIVE SLEEP APNEA”, Mayo Clinic, Noviembre 2023. <https://www.mayoclinic.org/es/diseases-conditions/obstructive-sleep-apnea/symptoms-causes/syc-20352090>
- [3] “Síndrome de hipoventilación por obesidad”, National Heart, Lung, and Blood Institute, 2024. <https://www.nhlbi.nih.gov/es/salud/sindrome-de-hipoventilacion-por-obesidad>
- [4] Faizullahoy, Mariam. “Sleep apnea devices market report”, Global Market Insights, Marzo 2023. <https://www.gminsights.com/industry-analysis/sleep-apnea-devices-market-report>
- [5] Bali, Vinayak. “CPAP machines market report”, Cognitive Market Research, Junio 2024. <https://www.cognitivemarketresearch.com/cpap-machines-market-report>
- [6] Allpe. “¿A QUÉ EQUIVALEN LOS DIFERENTES NIVELES DE DECIBELIOS?”, Allpe, 2023. <https://www.allpe.com/acustica/ingenieria-acustica/mediciones-acusticas/a-que-equivalen-los-diferentes-niveles-de-decibelios/>
- [7] Smoot, Ryan. “Comparing axial fans and centrifugal fans”, Digikey, Marzo 2022. <https://www.digikey.es/es/articles/comparing-axial-fans-and-centrifugal-fans>
- [8] Delta EU. “Fuentes conmutadas SMPS (Switched Mode Power Supplies)”, 2017. [https://shopdelta.eu/fuentes-conmutadas-smps-switched-mode-power-supplies\\_16\\_aid865.html](https://shopdelta.eu/fuentes-conmutadas-smps-switched-mode-power-supplies_16_aid865.html)
- [9] Repasky, David. “Why use a CPAP humidifier”, Resmed, Agosto 2014. <https://www.resmed.com/en-us/sleep-apnea/sleep-blog/why-use-a-cpap-humidifier/>
- [10] Repasky, David. “CPAP heated humidifier: reasons indications uses”, CPAP, Octubre 2022. <https://www.cpap.com/blog/cpap-heated-humidifier-reasons-indications-uses/>

- 
- [11] Rakotonanahary, D. “Predictive factors for the need for additional humidification during nasal continuous positive airway pressure therapy”, PubMed, Febrero 2001. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/11171723/>
- [12] Resmed. “Why use a CPAP humidifier”, Agosto 2014. <https://www.resmed.com/en-us/sleep-apnea/sleep-blog/why-use-a-cpap-humidifier/>
- [13] Wood, Ashley. “Best CPAP humidifiers”, Sleep Apnea, Septiembre 2023. <https://www.sleepapnea.org/cpap/best-cpap-humidifiers/>
- [14] Noyed, Daniel. “CPAP humidifiers”, By Sleep Doctors, Enero 2024. <https://www.sleepfoundation.org/best-cpap-supplies/cpap-humidifiers>
- [15] Repasky, David. “CPAP heated humidifier: reasons indications uses”, CPAP, Octubre 2022. <https://www.cpap.com/blog/cpap-heated-humidifier-reasons-indications-uses/>
- [16] Fountain, Lauren. “CPAP Filters”, Sleep Foundation, Enero 2024. <https://www.sleepfoundation.org/best-cpap-supplies/cpap-filters>
- [17] Hoffman, Allyson. “CPAP Filters”, Seep Apnea, Marzo 2024. <https://www.sleepapnea.org/cpap/cpap-filters/>
- [18] Noyed, Daniel. “CPAP Mask Types”, Sleep Foundation, Mayo 2023. <https://www.sleepfoundation.org/cpap/cpap-mask-types>
- [19] Foley, Logan. “Resmed Airmini Cpap Machine Review”, Sleep Foundation, Junio 2023. <https://www.sleepfoundation.org/best-cpap-machines/resmed-airmini-cpap-machine-review>
- [20] Sleep Apnoe Trust. “How Many People in the UK have Obstructive Sleep Apnoea (OSA)?”, Sleep Matters, Abril 2020. <https://sleep-apnoea-trust.org/research/>
- [21] Ling, Vanessa. “Sleep Apnea Statistics and Facts You Should Know”, ncoa, Mayo 2024. <https://www.ncoa.org/adviser/sleep/sleep-apnea-statistics/>
- [22] Resmed. “The Lancet Publishes: More Than 936 Million Have Obstructive Sleep Apnea Worldwide”, Resmed, Septiembre 2019. <https://newsroom.resmed.com/news-releases/news-details/2019/The-Lancet-Publishes-More-Than-936-Million-Have-Obstructive-Sleep-Apnea-Worldwide/default.aspx>

- 
- [23] Straits Research. “CPAP Devices Market”, Straits Research, Julio 2024.  
<https://straitsresearch.com/report/cpap-devices-market/>
- [24] Segovia, Mikel. “El número de españoles con póliza privada de salud aumenta un 40% en una década”, El Independiente, Marzo 2024.  
<https://www.elindependiente.com/economia/2024/03/17/espanoles-poliza-privada-de-salud-aumenta-40-en-una-decadae/#:~:text=Actualmente%20en%20nuestro%20pa%C3%ADs%2012,que%201a%20en%2015>
- [25] Business Wire. “Global Sleep Apnea Devices Analysis Report”, Business Wire, 2024. <https://www.marketwatch.com/press-release/global-sleep-apnea-devices-analysis-report-2024-market-to-surpass-9-95-billion-by-2030-china-emerges-as-a-sleep-apnea-devices-powerhouse-researchandmarkets-com-932a888d>
- [26] Jefferies Editorial. “Shifting Tides in the Sleep Apnea Treatment Market From Philips Re-entry to Ozempic”, Jefferies Editorial, Febrero 2024.  
<https://insights.jefferies.com/boardroom-intelligence/shifting-tides-in-the-sleep-apnea-treatment-market-from-philips-re-entry-to-ozempic>

## **ANEXO I: HOJAS TÉCNICAS**

**SANYO DENKI**

**NEW PRODUCT INFORMATION**

# San Ace B97 9BMC type Blower

SANYO DENKI EUROPE SA. is pleased to introduce its new **San Ace B97 9BMC type** blower measuring 97mm by 33mm thick. This product has been designed to meet the requirements for high cooling performances and lower noise in ultra high density equipments of the IT, Communication and OA industries.

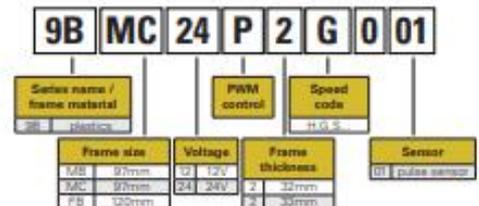


## Product Features of B97

- High Air Flow & Static Pressure**
  - Max. air flow: 1.85m<sup>3</sup>/min
  - Max. static pressure: 1,950Pa
  - High cooling performance even in equipment with high system impedance
- Low Noise & High Energy Efficiency**

Its PWM control function enables the external control of fan rotational speed, contributing to the lower noise and higher energy efficiency of devices.

## How to read Model Number\*

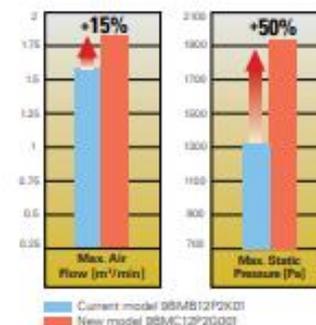


(\*): contact us for available model numbers

## Blower Product Range



## Performance Comparison



## Main Specifications of the Range

- Size ..... 6 sizes by various thickness - 9 models
- Air flow ..... from 0.125 to 1.85m<sup>3</sup>/min - 4.4 to 65.3CFM
- Static pressure ..... from 151.9 to 1,950Pa
- Rated voltage ..... 12 or 24VDC depending on models
- Expected life time ..... 40,000 hours at 60°C
- Standard sensor ..... pulse sensor & without sensor (in option)

## Target Applications

- Servers
- Power supplies
- Printers
- Copiers
- Air purifiers
- House ventilation
- Fuel cells

For further information on Sanyo Denki **blowers**, please contact us at **+33 1 48 63 26 61** or email us at **info@sanyodenki.eu**.

# San Ace B97 9BMC type

## Blower

### Features

#### High Airflow

The maximum airflow has increased by 15% compared with our current model.\*

#### High Static Pressure

The maximum static pressure has increased by 50% compared with our current model.\*

#### Low Noise and High Energy Efficiency

The PWM control function enables the external control of fan speed, contributing to lower noise and higher energy efficiency of devices.

\* New model 9BMC12P2G001 compared with our current blower model 9BMB12P2K01, 37 x 23 mm San Ace B97 9BMB type.



**97x33 mm**

### Specifications

The following nos. have PWM controls, pulse sensors.

Model no.	Rated voltage [V]	Operating voltage range [V]	PWM duty cycle* [%]	Rated current [A]	Rated input [W]	Rated speed [min <sup>-1</sup> ]	Max. airflow [m <sup>3</sup> /min] [CFM]	Max. static pressure [Pa] [inchH <sub>2</sub> O]	SPL [dB(A)]	Operating temperature [°C]	Expected life [h]
9BMC12P2G001	12	10.8 to 13.2	100	6.2	74.4	8200	1.85 65.3	1950 7.83	69	-20 to +70	40000 60°C (20000 40°C)
			20	0.38	4.56	2800	0.58 20.4	121.0 0.48	44		
9BMC24P2G001	24	21.6 to 26.4	100	3.1	74.4	8200	1.85 65.3	1950 7.83	69	-20 to +70	40000 60°C (20000 40°C)
			20	0.19	4.56	2800	0.58 20.4	121.0 0.48	44		

\* PWM frequency: 25 kHz. Fan does not rotate when PWM duty cycle is 0%.

Models with the following sensor specifications are also available as options: **Without sensor** **Pulse sensor**

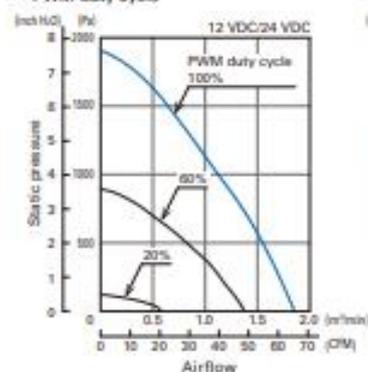
Please inquire as the availability of these options depends on the model: **Load sensor**

### Common Specifications

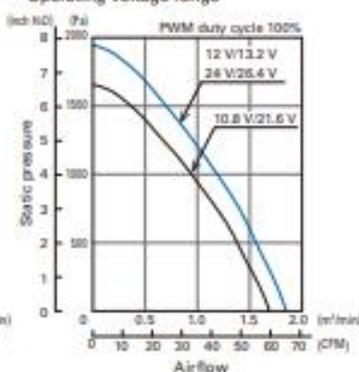
- Material ..... Frame, Impeller: Plastics (Flammability: UL 94V-0)
- Expected life ..... Refer to specifications  
(L10: Survival rate: 90% at 60°C, rated voltage, and continuously run in a free air state)
- Motor protection system ..... Current blocking function and reverse polarity protection
- Dielectric strength ..... 50/60 Hz, 500 VAC, 1 minute (between lead conductor and frame)
- Sound pressure level (SPL) ..... Expressed as the value at 1 m from air inlet side
- Operating temperature ..... Refer to specifications (Non-condensing)
- Storage temperature ..... -30°C to +70°C (Non-condensing)
- Lead wire ..... ⊕Red ⊖Black Sensor: Yellow Control: Brown
- Mass ..... Approx. 200 g

### Airflow - Static Pressure Characteristics

• PWM duty cycle

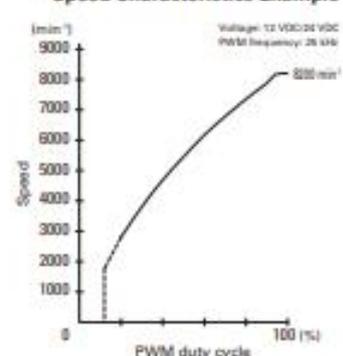


• Operating voltage range



### PWM Duty

- Speed Characteristics Example





## Integrated Silicon Pressure Sensor On-Chip Signal Conditioned, Temperature Compensated and Calibrated

The MPxx5010 series piezoresistive transducers are state-of-the-art monolithic silicon pressure sensors designed for a wide range of applications, but particularly those employing a microcontroller or microprocessor with A/D inputs. This transducer combines advanced micromachining techniques, thin-film metallization, and bipolar processing to provide an accurate, high level analog output signal that is proportional to the applied pressure. The axial port has been modified to accommodate industrial grade tubing.

### Features

- 5.0% Maximum Error over 0° to 85°C
- Ideally Suited for Microprocessor or Microcontroller-Based Systems
- Durable Epoxy Unibody and Thermoplastic (PPS) Surface Mount Package
- Temperature Compensated over -40° to +125°C
- Patented Silicon Shear Stress Strain Gauge
- Available in Differential and Gauge Configurations
- Available in Surface Mount (SMT) or Through-hole (DIP) Configurations

## MPX5010 MPXV5010 MPVZ5010 Series

0 to 10 kPa (0 to 1.45 psi)  
 (0 to 1019.78 mm H<sub>2</sub>O)  
 0.2 to 4.7 V Output

### Application Examples

- Hospital Beds
- HVAC
- Respiratory Systems
- Process Control
- Washing Machine Water Level Measurement (Reference AN1950)
- Ideally Suited for Microprocessor or Microcontroller-Based Systems
- Appliance Liquid Level and Pressure Measurement

### ORDERING INFORMATION

Device Name	Case No.	# of Ports			Pressure Type			Device Marking
		None	Single	Dual	Gauge	Differential	Absolute	
<b>Unibody Package (MPX5010 Series)</b>								
MPX5010DP	867C			*		*		MPX5010DP
MPX5010GP	867B		*		*			MPX5010GP
MPX5010GS	867E		*		*			MPX5010D
MPX5010GSX	867F		*		*			MPX5010D
<b>Small Outline Package (MPXV5010 Series)</b>								
MPXV5010DP	1351			*		*		MPXV5010DP
MPXV5010G6U	482	*			*			MPXV5010G
MPXV5010GC6T1	482A		*		*			MPXV5010G
MPXV5010GC8U	482A		*		*			MPXV5010G
MPXV5010GC7U	482C		*		*			MPXV5010G
MPXV5010GP	1369		*		*			MPXV5010GP
<b>Small Outline Package (Media Resistant Gel) (MPVZ5010 Series)</b>								
MPVZ5010G6U	482	*			*			MPVZ5010G
MPVZ5010G7U	482B	*			*			MPVZ5010G
MPVZ5010GW6U	1735		*		*			MZ5010GW
MPVZ5010GW7U	1560		*		*			MZ5010GW

**Operating Characteristics****Table 1. Operating Characteristics** ( $V_S = 5.0$  Vdc,  $T_A = 25^\circ\text{C}$  unless otherwise noted,  $P1 > P2$ . Decoupling circuit shown in Figure 3 required to meet specification.)

Characteristic	Symbol	Min	Typ	Max	Unit
Pressure Range	$P_{OP}$	0	—	10 1019.78	kPa mm H <sub>2</sub> O
Supply Voltage <sup>(1)</sup>	$V_S$	4.75	5.0	5.25	Vdc
Supply Current	$I_b$	—	5.0	10	mAdc
Minimum Pressure Offset <sup>(2)</sup> @ $V_S = 5.0$ Volts	$V_{off}$	0	0.2	0.425	Vdc
Full Scale Output <sup>(3)</sup> @ $V_S = 5.0$ Volts	$V_{FSO}$	4.475	4.7	4.925	Vdc
Full Scale Span <sup>(4)</sup> @ $V_S = 5.0$ Volts	$V_{FSS}$	4.275	4.5	4.725	Vdc
Accuracy <sup>(5)</sup>	—	—	—	±5.0	% $V_{FSS}$
Sensitivity	V/P	—	450 4.413	—	mV/mm mV/mm H <sub>2</sub> O
Response Time <sup>(6)</sup>	$t_R$	—	1.0	—	ms
Output Source Current at Full Scale Output	$I_{O+}$	—	0.1	—	mAdc
Warm-Up Time <sup>(7)</sup>	—	—	20	—	ms
Offset Stability <sup>(8)</sup>	—	—	±0.5	—	% $V_{FSS}$

1. Device is ratiometric within this specified excitation range.
2. Offset ( $V_{off}$ ) is defined as the output voltage at the minimum rated pressure.
3. Full Scale Output ( $V_{FSO}$ ) is defined as the output voltage at the maximum or full rated pressure.
4. Full Scale Span ( $V_{FSS}$ ) is defined as the algebraic difference between the output voltage at full rated pressure and the output voltage at the minimum rated pressure.
5. Accuracy (error budget) consists of the following:
  - Linearity: Output deviation from a straight line relationship with pressure over the specified pressure range.
  - Temperature Hysteresis: Output deviation at any temperature within the operating temperature range, after the temperature is cycled to and from the minimum or maximum operating temperature points, with zero differential pressure applied.
  - Pressure Hysteresis: Output deviation at any pressure within the specified range, when this pressure is cycled to and from the minimum or maximum rated pressure, at  $25^\circ\text{C}$ .
  - TcSpan: Output deviation over the temperature range of  $0^\circ$  to  $85^\circ\text{C}$ , relative to  $25^\circ\text{C}$ .
  - TcOffset: Output deviation with minimum rated pressure applied, over the temperature range of  $0^\circ$  to  $85^\circ\text{C}$ , relative to  $25^\circ\text{C}$ .
  - Variation from Nominal: The variation from nominal values, for Offset or Full Scale Span, as a percent of  $V_{FSS}$ , at  $25^\circ\text{C}$ .
6. Response Time is defined as the time for the incremental change in the output to go from 10% to 90% of its final value when subjected to a specified step change in pressure.
7. Warm-up Time is defined as the time required for the product to meet the specified output voltage after the Pressure has been stabilized.
8. Offset Stability is the product's output deviation when subjected to 1000 hours of Pulsed Pressure, Temperature Cycling with Bias Test.



## Pressure

### Maximum Ratings

Table 2. Maximum Ratings<sup>(1)</sup>

Rating	Symbol	Value	Unit
Maximum Pressure (P1 > P2)	$P_{max}$	40	kPa
Storage Temperature	$T_{stg}$	-40 to +125	°C
Operating Temperature	$T_A$	-40 to +125	°C

1. Exposure beyond the specified limits may cause permanent damage or degradation to the device.

Figure 1 shows a block diagram of the internal circuitry integrated on a pressure sensor chip.

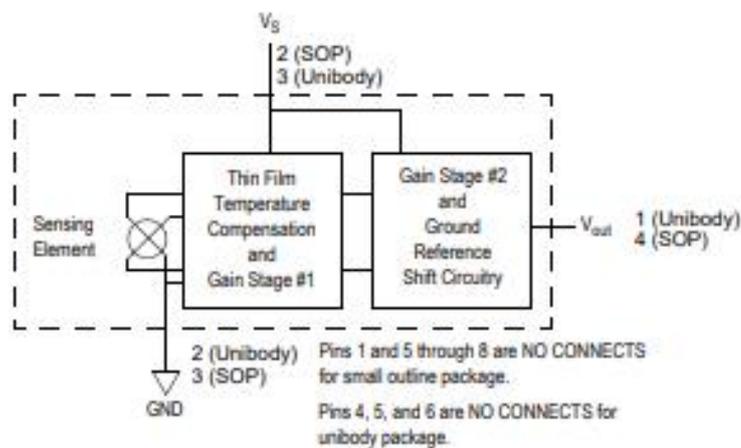


Figure 1. Fully Integrated Pressure Sensor Schematic

**ON-CHIP TEMPERATURE COMPENSATION AND CALIBRATION**

The performance over temperature is achieved by integrating the shear-stress strain gauge, temperature compensation, calibration and signal conditioning circuitry onto a single monolithic chip.

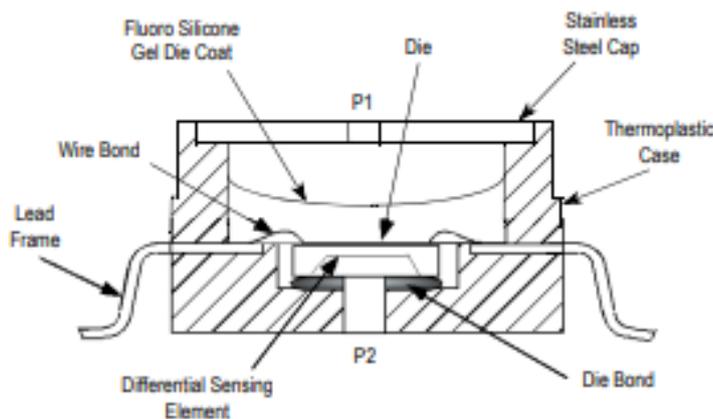
Figure 3 illustrates the Differential or Gauge configuration in the basic chip carrier (Case 482). A fluorosilicone gel isolates the die surface and wire bonds from the environment, while allowing the pressure signal to be transmitted to the sensor diaphragm.

The MPxx5010G series pressure sensor operating characteristics, and internal reliability and qualification tests are based on use of dry air as the pressure media. Media,

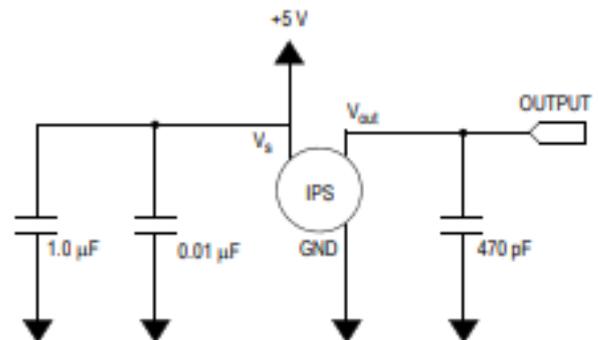
other than dry air, may have adverse effects on sensor performance and long-term reliability. Contact the factory for information regarding media compatibility in your application.

Figure 4 shows the recommended decoupling circuit for interfacing the integrated sensor to the A/D input of a microprocessor or microcontroller. Proper decoupling of the power supply is recommended.

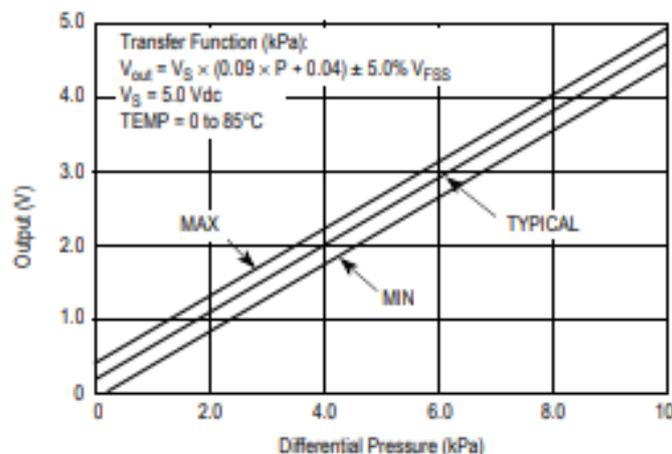
Figure 5 shows the sensor output signal relative to pressure input. Typical, minimum, and maximum output curves are shown for operation over a temperature range of 0° to 85°C using the decoupling circuit shown in Figure 4. The output will saturate outside of the specified pressure range.



**Figure 2. Cross-Sectional Diagram SOP (not to scale)**



**Figure 3. Recommended Power Supply Decoupling and Output Filtering**  
(For additional output filtering, please refer to Application Note AN1646.)



**Figure 4. Output vs. Pressure Differential**

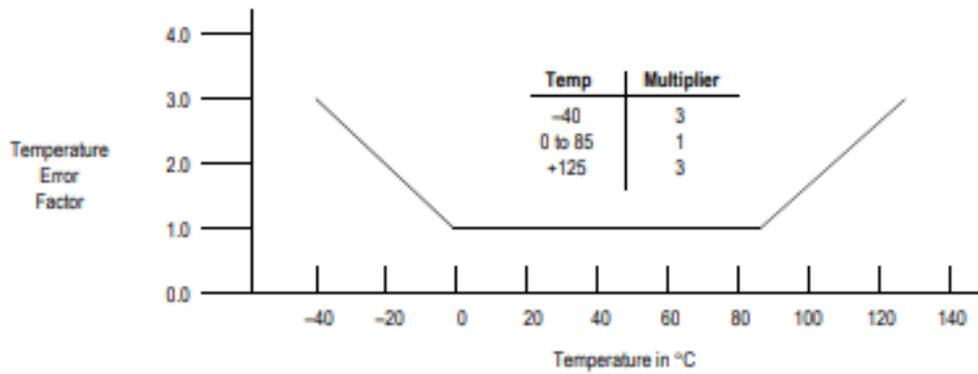


## Pressure

### Transfer Function

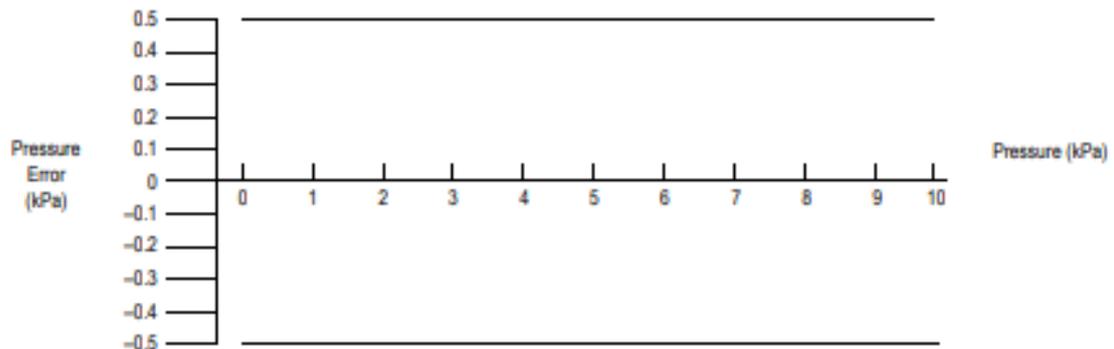
**Nominal Transfer Value:**  $V_{out} = V_S \times (0.09 \times P + 0.04)$   
 $\pm (\text{Pressure Error} \times \text{Temp. Factor} \times 0.09 \times V_S)$   
 $V_S = 5.0 \text{ V} \pm 0.25 \text{ Vdc}$

### Temperature Error Band



NOTE: The Temperature Multiplier is a linear response from 0° to -40°C and from 85° to 125°C.

### Pressure Error Band





**PRESSURE (P1)/VACUUM (P2) SIDE IDENTIFICATION TABLE**

Freescale designates the two sides of the pressure sensor as the Pressure (P1) side and the Vacuum (P2) side. The Pressure (P1) side is the side containing fluorosilicone gel which protects the die from harsh media. The MPX pressure

sensor is designed to operate with positive differential pressure applied, P1 > P2.

The Pressure (P1) side may be identified by using the table below:

Part Number	Case Type	Pressure (P1) Side Identifier
MPX5010DP	867C	Side with Part Marking
MPX5010GP	867B	Side with Port Attached
MPX5010GS	867E	Side with Port Attached
MPX5010GSX	867F	Side with Port Attached
MPXV5010G8U	482	Stainless Steel Cap
MPXV5010GC8U/8T1	482A	Side with Port Attached
MPXV5010GC7U	482C	Side with Port Attached
MPXV5010GP	1369	Side with Port Attached
MPXV5010DP	1351	Side with Part Marking
MPVZ5010G8U	482	Stainless Steel Cap
MPVZ5010G7U	482B	Stainless Steel Cap
MPVZ5010GW6U	1735	Vertical Port Attached
MPVZ5010GW7U	1560	Vertical Port Attached

**MINIMUM RECOMMENDED FOOTPRINT FOR SURFACE MOUNTED APPLICATIONS**

Surface mount board layout is a critical portion of the total design. The footprint for the surface mount packages must be the correct size to ensure proper solder connection interface between the board and the package. With the correct

footprint, the packages will self align when subjected to a solder reflow process. It is always recommended to design boards with a solder mask layer to avoid bridging and shorting between solder pads.

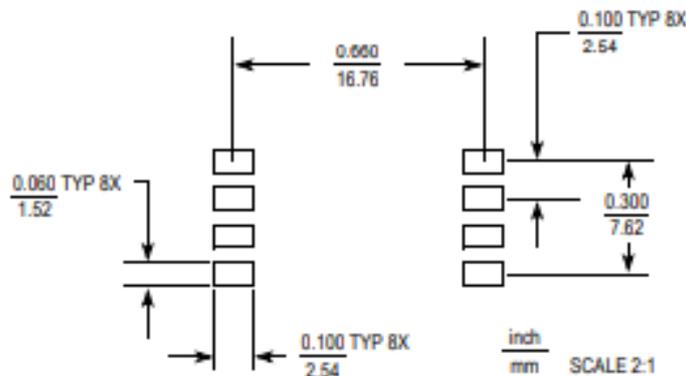
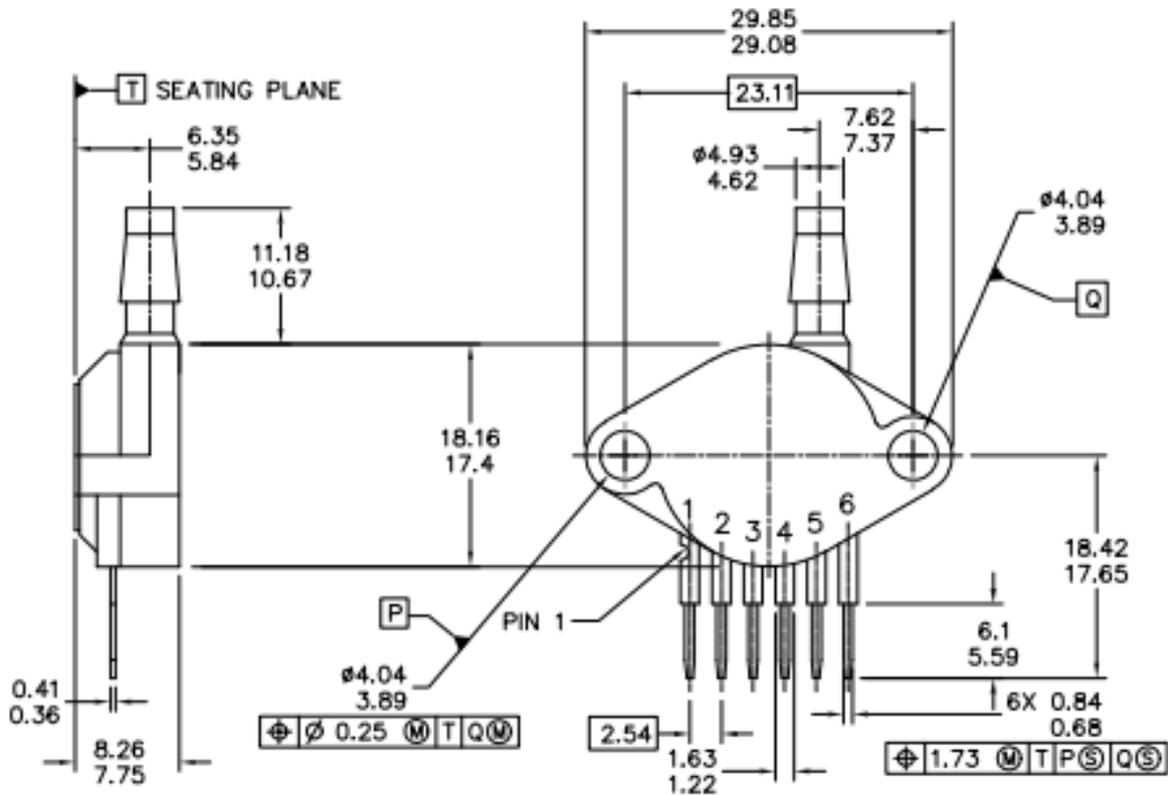


Figure 5. SOP Footprint (Case 482)



PACKAGE DIMENSIONS



© FREESCALE SEMICONDUCTOR, INC. ALL RIGHTS RESERVED.	MECHANICAL OUTLINE	PRINT VERSION NOT TO SCALE
TITLE: SENSOR, 6 LEAD UNIBODY CELL, AP & GP 01ASB09087B	DOCUMENT NO: 98ASB42796B	REV: G
	CASE NUMBER: 867B-04	28 JUL 2005
	STANDARD: NON-JEDEC	

CASE 867B-04  
ISSUE G  
UNIBODY PACKAGE



Arduino® UNO R3

Product Reference Manual  
SKU: A000066



### Description

The Arduino® UNO R3 is the perfect board to get familiar with electronics and coding. This versatile development board is equipped with the well-known ATmega328P and the ATmega 16U2 Processor.

This board will give you a great first experience within the world of Arduino.

### Target areas:

Maker, introduction, industries



## Features

- **ATMega328P Processor**
  - **Memory**
    - AVR CPU at up to 16 MHz
    - 32 kB Flash
    - 2 kB SRAM
    - 1 kB EEPROM
  - **Security**
    - Power On Reset (POR)
    - Brown Out Detection (BOD)
  - **Peripherals**
    - 2x 8-bit Timer/Counter with a dedicated period register and compare channels
    - 1x 16-bit Timer/Counter with a dedicated period register, input capture and compare channels
    - 1x USART with fractional baud rate generator and start-of-frame detection
    - 1x controller/peripheral Serial Peripheral Interface (SPI)
    - 1x Dual mode controller/peripheral I2C
    - 1x Analog Comparator (AC) with a scalable reference input
    - Watchdog Timer with separate on-chip oscillator
    - Six PWM channels
    - Interrupt and wake-up on pin change
- **ATMega16U2 Processor**
  - 8-bit AVR® RISC-based microcontroller
- **Memory**
  - 16 kB ISP Flash
  - 512B EEPROM
  - 512B SRAM
  - debugWIRE interface for on-chip debugging and programming
- **Power**
  - 2.7-5.5 volts



## CONTENTS

<b>1 The Board</b>	<b>4</b>
1.1 Application Examples	4
1.2 Related Products	4
<b>2 Ratings</b>	<b>5</b>
2.1 Recommended Operating Conditions	5
2.2 Power Consumption	5
<b>3 Functional Overview</b>	<b>5</b>
3.1 Board Topology	5
3.2 Processor	6
3.3 Power Tree	7
<b>4 Board Operation</b>	<b>8</b>
4.1 Getting Started - IDE	8
4.2 Getting Started - Arduino Cloud Editor	8
4.3 Sample Sketches	8
4.4 Online Resources	8
<b>5 Connector Pinouts</b>	<b>9</b>
5.1 ANALOG	10
5.2 DIGITAL	10
5.3 Mechanical Information	11
5.4 Board Outline & Mounting Holes	11
<b>6 Certifications</b>	<b>12</b>
6.1 Declaration of Conformity CE DoC (EU)	12
6.2 Declaration of Conformity to EU RoHS & REACH 211 01/19/2021	12
6.3 Conflict Minerals Declaration	13
<b>7 FCC Caution</b>	<b>13</b>
<b>8 Company Information</b>	<b>14</b>
<b>9 Reference Documentation</b>	<b>14</b>
<b>10 Revision History</b>	<b>14</b>



## 1 The Board

### 1.1 Application Examples

The UNO board is the flagship product of Arduino. Regardless if you are new to the world of electronics or will use the UNO R3 as a tool for education purposes or industry-related tasks, the UNO R3 is likely to meet your needs.

**First entry to electronics:** If this is your first project within coding and electronics, get started with our most used and documented board; UNO. It is equipped with the well-known ATmega328P processor, 14 digital input/output pins, 6 analog inputs, USB connections, ICSP header and reset button. This board includes everything you will need for a great first experience with Arduino.

**Industry-standard development board:** Using the UNO R3 board in industries, there are a range of companies using the UNO R3 board as the brain for their PLCs.

**Education purposes:** Although the UNO R3 board has been with us for about ten years, it is still widely used for various education purposes and scientific projects. The board's high standard and top quality performance makes it a great resource to capture real time from sensors and to trigger complex laboratory equipment to mention a few examples.

### 1.2 Related Products

- Arduino Starter Kit
- Arduino UNO R4 Minima
- Arduino UNO R4 WiFi
- Tinkerkit Braccio Robot



## 2 Ratings

### 2.1 Recommended Operating Conditions

Symbol	Description	Min	Max
	Conservative thermal limits for the whole board:	-40 °C (-40 °F)	85 °C ( 185 °F)

**NOTE:** In extreme temperatures, EEPROM, voltage regulator, and the crystal oscillator, might not work as expected.

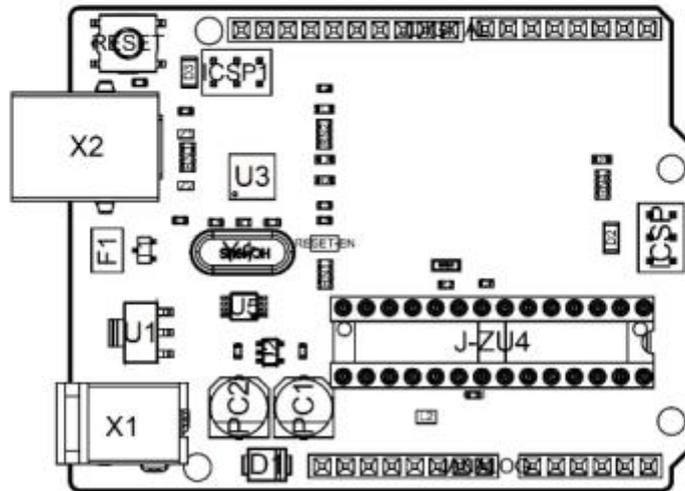
### 2.2 Power Consumption

Symbol	Description	Min	Typ	Max	Unit
VINMax	Maximum input voltage from VIN pad	6	-	20	V
VUSBMax	Maximum input voltage from USB connector		-	5.5	V
PMax	Maximum Power Consumption	-	-	xx	mA

## 3 Functional Overview

### 3.1 Board Topology

Top view



Board topology



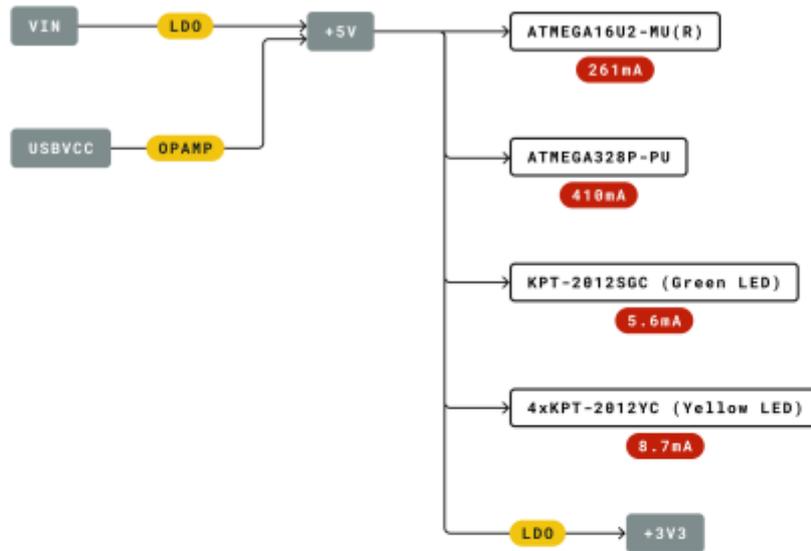
Ref.	Description	Ref.	Description
X1	Power jack 2.1x5.5mm	U1	SPX1117M3-L-5 Regulator
X2	USB B Connector	U3	ATMEGA16U2 Module
PC1	EEE-1EA470WP 25V SMD Capacitor	U5	LMV358LIST-A.9 IC
PC2	EEE-1EA470WP 25V SMD Capacitor	F1	Chip Capacitor, High Density
D1	CGRA4007-G Rectifier	ICSP	Pin header connector (through hole 6)
J-ZU4	ATMEGA328P Module	ICSP1	Pin header connector (through hole 6)
Y1	ECS-160-20-4X-DU Oscillator		

### 3.2 Processor

The Main Processor is a ATmega328P running at up to 20 MHz. Most of its pins are connected to the external headers, however some are reserved for internal communication with the USB Bridge coprocessor.



### 3.3 Power Tree



- Legend:
- Component
  - Power I/O
  - Conversion Type
  - Max Current
  - Voltage Range

Power tree



## 4 Board Operation

### 4.1 Getting Started - IDE

If you want to program your UNO R3 while offline you need to install the Arduino Desktop IDE [1]. To connect the UNO R3 to your computer, you'll need a USB-B cable. This also provides power to the board, as indicated by the LED.

### 4.2 Getting Started - Arduino Cloud Editor

All Arduino boards, including this one, work out-of-the-box on the Arduino Cloud Editor [2], by just installing a simple plugin.

The Arduino Cloud Editor is hosted online, therefore it will always be up-to-date with the latest features and support for all boards. Follow [3] to start coding on the browser and upload your sketches onto your board.

### 4.3 Sample Sketches

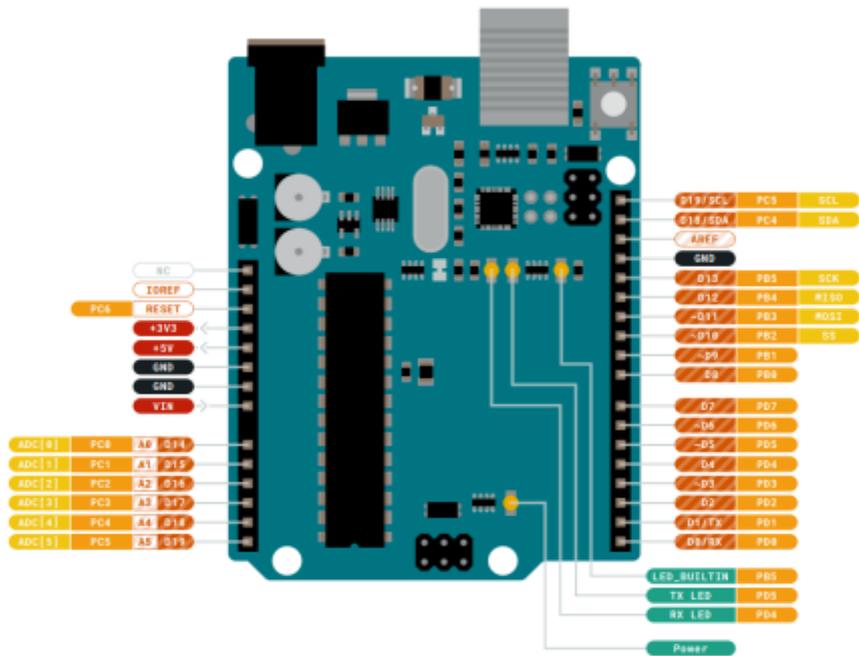
Sample sketches for the UNO R3 can be found either in the "Examples" menu in the Arduino IDE or in the "Documentation" section of the Arduino website [4].

### 4.4 Online Resources

Now that you have gone through the basics of what you can do with the board you can explore the endless possibilities it provides by checking exciting projects on Arduino Project Hub [5], the Arduino Library Reference [6] and the online Arduino store [7] where you will be able to complement your board with sensors, actuators and more.



### 5 Connector Pinouts



Pinout



### 5.1 ANALOG

Pin	Function	Type	Description
1	NC	NC	Not connected
2	IREF	IREF	Reference for digital logic V - connected to 5V
3	Reset	Reset	Reset
4	+3V3	Power	+3V3 Power Rail
5	+5V	Power	+5V Power Rail
6	GND	Power	Ground
7	GND	Power	Ground
8	VIN	Power	Voltage Input
9	A0	Analog/GPIO	Analog input 0 /GPIO
10	A1	Analog/GPIO	Analog input 1 /GPIO
11	A2	Analog/GPIO	Analog input 2 /GPIO
12	A3	Analog/GPIO	Analog input 3 /GPIO
13	A4/SDA	Analog input/I2C	Analog input 4/I2C Data line
14	A5/SCL	Analog input/I2C	Analog input 5/I2C Clock line

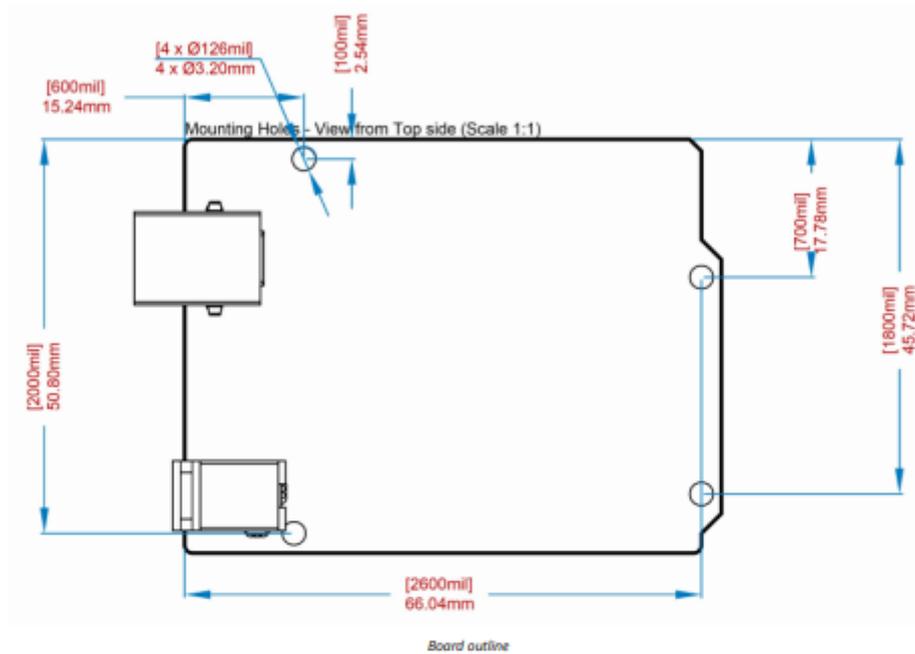
### 5.2 DIGITAL

Pin	Function	Type	Description
1	D0	Digital/GPIO	Digital pin 0/GPIO
2	D1	Digital/GPIO	Digital pin 1/GPIO
3	D2	Digital/GPIO	Digital pin 2/GPIO
4	D3	Digital/GPIO	Digital pin 3/GPIO
5	D4	Digital/GPIO	Digital pin 4/GPIO
6	D5	Digital/GPIO	Digital pin 5/GPIO
7	D6	Digital/GPIO	Digital pin 6/GPIO
8	D7	Digital/GPIO	Digital pin 7/GPIO
9	D8	Digital/GPIO	Digital pin 8/GPIO
10	D9	Digital/GPIO	Digital pin 9/GPIO
11	SS	Digital	SPI Chip Select
12	MOSI	Digital	SPI1 Main Out Secondary In
13	MISO	Digital	SPI Main In Secondary Out
14	SCK	Digital	SPI serial clock output
15	GND	Power	Ground
16	AREF	Digital	Analog reference voltage
17	A4/SD4	Digital	Analog input 4/I2C Data line (duplicated)
18	A5/SD5	Digital	Analog input 5/I2C Clock line (duplicated)



### 5.3 Mechanical Information

#### 5.4 Board Outline & Mounting Holes





## 6 Certifications

### 6.1 Declaration of Conformity CE DoC (EU)

We declare under our sole responsibility that the products above are in conformity with the essential requirements of the following EU Directives and therefore qualify for free movement within markets comprising the European Union (EU) and European Economic Area (EEA).

<b>ROHS 2 Directive 2011/65/EU</b>	
Conforms to:	EN50581:2012
<b>Directive 2014/35/EU. (LVD)</b>	
Conforms to:	EN 60950-1:2006/A11:2009/A1:2010/A12:2011/AC:2011
<b>Directive 2004/40/EC &amp; 2008/46/EC &amp; 2013/35/EU, EMF</b>	
Conforms to:	EN 62311:2008

### 6.2 Declaration of Conformity to EU RoHS & REACH 211 01/19/2021

Arduino boards are in compliance with RoHS 2 Directive 2011/65/EU of the European Parliament and RoHS 3 Directive 2015/863/EU of the Council of 4 June 2015 on the restriction of the use of certain hazardous substances in electrical and electronic equipment.

Substance	Maximum limit (ppm)
Lead (Pb)	1000
Cadmium (Cd)	100
Mercury (Hg)	1000
Hexavalent Chromium (Cr6+)	1000
Poly Brominated Biphenyls (PBB)	1000
Poly Brominated Diphenyl ethers (PBDE)	1000
Bis(2-Ethylhexyl) phthalate (DEHP)	1000
Benzyl butyl phthalate (BBP)	1000
Dibutyl phthalate (DBP)	1000
Diisobutyl phthalate (DIBP)	1000

Exemptions: No exemptions are claimed.

Arduino Boards are fully compliant with the related requirements of European Union Regulation (EC) 1907 /2006 concerning the Registration, Evaluation, Authorization and Restriction of Chemicals (REACH). We declare none of the SVHCs (<https://echa.europa.eu/web/guest/candidate-list-table>), the Candidate List of Substances of Very High Concern for authorization currently released by ECHA, is present in all products (and also package) in quantities totaling in a concentration equal or above 0.1%. To the best of our knowledge, we also declare that our products do not contain any of the substances listed on the "Authorization List" (Annex XIV of the REACH regulations) and Substances of Very High Concern (SVHC) in any significant amounts as specified by the Annex XVII of Candidate list published by ECHA (European Chemical Agency) 1907 /2006/EC.



### 6.3 Conflict Minerals Declaration

As a global supplier of electronic and electrical components, Arduino is aware of our obligations with regards to laws and regulations regarding Conflict Minerals, specifically the Dodd-Frank Wall Street Reform and Consumer Protection Act, Section 1502. Arduino does not directly source or process conflict minerals such as Tin, Tantalum, Tungsten, or Gold. Conflict minerals are contained in our products in the form of solder, or as a component in metal alloys. As part of our reasonable due diligence Arduino has contacted component suppliers within our supply chain to verify their continued compliance with the regulations. Based on the information received thus far we declare that our products contain Conflict Minerals sourced from conflict-free areas.

## 7 FCC Caution

Any Changes or modifications not expressly approved by the party responsible for compliance could void the user's authority to operate the equipment.

This device complies with part 15 of the FCC Rules. Operation is subject to the following two conditions:

- (1) This device may not cause harmful interference
- (2) this device must accept any interference received, including interference that may cause undesired operation.

#### **FCC RF Radiation Exposure Statement:**

1. This Transmitter must not be co-located or operating in conjunction with any other antenna or transmitter.
2. This equipment complies with RF radiation exposure limits set forth for an uncontrolled environment.
3. This equipment should be installed and operated with minimum distance 20cm between the radiator & your body.

English: User manuals for license-exempt radio apparatus shall contain the following or equivalent notice in a conspicuous location in the user manual or alternatively on the device or both. This device complies with Industry Canada license-exempt RSS standard(s). Operation is subject to the following two conditions:

- (1) this device may not cause interference
- (2) this device must accept any interference, including interference that may cause undesired operation of the device.

French: Le présent appareil est conforme aux CNR d'Industrie Canada applicables aux appareils radio exempts de licence. L'exploitation est autorisée aux deux conditions suivantes :

- (1) l' appareil n' doit pas produire de brouillage
- (2) l' utilisateur de l' appareil doit accepter tout brouillage radioélectrique subi, même si le brouillage est susceptible d' en compromettre le fonctionnement.

#### **IC SAR Warning:**

English This equipment should be installed and operated with minimum distance 20 cm between the radiator and your body.



French: Lors de l'installation et de l'exploitation de ce dispositif, la distance entre le radiateur et le corps est d'au moins 20 cm.

**Important:** The operating temperature of the EUT can't exceed 85°C and shouldn't be lower than -40°C.

Hereby, Arduino S.r.l. declares that this product is in compliance with essential requirements and other relevant provisions of Directive 2014/53/EU. This product is allowed to be used in all EU member states.

## 8 Company Information

<b>Company name</b>	<b>Arduino S.r.l</b>
Company Address	Via Andrea Appiani 25 20900 MONZA Italy

## 9 Reference Documentation

Reference	Link
Arduino IDE (Desktop)	<a href="https://www.arduino.cc/en/Main/Software">https://www.arduino.cc/en/Main/Software</a>
Arduino Cloud Editor	<a href="https://create.arduino.cc/editor">https://create.arduino.cc/editor</a>
Arduino Cloud Editor - Getting Started	<a href="https://docs.arduino.cc/arduino-cloud/guides/editor/">https://docs.arduino.cc/arduino-cloud/guides/editor/</a>
Arduino Website	<a href="https://www.arduino.cc/">https://www.arduino.cc/</a>
Arduino Project Hub	<a href="https://create.arduino.cc/projecthub?by=part&amp;part_id=11332&amp;sort=trending">https://create.arduino.cc/projecthub?by=part&amp;part_id=11332&amp;sort=trending</a>
Library Reference	<a href="https://www.arduino.cc/reference/en/">https://www.arduino.cc/reference/en/</a>
Arduino Store	<a href="https://store.arduino.cc/">https://store.arduino.cc/</a>

## 10 Revision History

Date	Revision	Changes
25/04/2024	3	Updated link to new Cloud Editor
26/07/2023	2	General Update
06/2021	1	Datasheet release



Embedded Switch Mode Power Supplies (SMPS)



**FEATURES**

- No Load Power
- Consumption <0.3W
- Rated current 3.2A
- DC Voltage 24V
- Small Compact Design
- Cooling by free air convection
- High efficiency
- Long life and high reliability
- Universal Input
- Able to withstand 5G
- Vibration Test
- UL & CE Approved

**RS PRO, 76.8W Embedded  
Switch Mode Power Supply  
SMPS, 24V dc, Enclosed**

RS Stock No.: 161-8288



RS Professionally Approved Products bring to you professional quality parts across all product categories. Our product range has been tested by engineers and provides a comparable quality to the leading brands without paying a premium price.

## Embedded Switch Mode Power Supplies (SMPS)



### Product Description ATTRIBUTE 1

The 75 W enclosed power supply range from RS Pro has been specially designed to offer high efficiency, long life and high reliability for use in a variety of applications. This range comprises of 6 models with outputs of either 5 V, 12 V, 15 V, 24 V, 36 V or 48 V. Each model is RoHS, CE, UL approved and comes with a three year warranty.

### General Specifications

<b>Model</b>	6 models
<b>Mounting Type</b>	Chassis Mount
<b>Package Type</b>	Enclosed
<b>Efficiency</b>	90%
<b>Applications</b>	Industrial control system, Mechanical and electrical equipment

### Electrical Specifications

Input Specification	
<b>Voltage Range</b>	100V - 240VAC
<b>Frequency</b>	47Hz to 63Hz
<b>Inrush Current</b>	50A/230VAC
<b>Leakage Current (max.)</b>	<3.5mA / 240V ac
Output Specification	
<b>DC Voltage</b>	24V
<b>Ripple &amp; Noise (max.)</b>	150mVp-p
<b>Rated Current</b>	3.2A

## Embedded Switch Mode Power Supplies (SMPS)



Rise Time	500ms, 30ms/230VAC Full Load
Hold Up Time	60ms/230VAC 12ms/115VAC 100% Load
No Load Power Consumption	≤0.5W
Overload Protection	110 % - 150% of rated output
Short Circuit Protection	Hiccup Mode, auto-recovery
Isolation Resistance	I/P-O/P, I/P-FG, O/P-FG: 100MΩ/500VDC

### Mechanical Specifications

Overall Dimensions	97mm x 30mm x 99mm
Overall Length	97mm
Overall Depth	30mm
Overall Width	99mm
Weight	300g

### Operation Environment Specifications

Operating Humidity	10% to 95% RH non-condensing
Cooling	by free air convection
Operating Temperature Range	-30°C to 50°C
Storage Temperature Range	-40°C to 85°C
Temperature Coefficient	± 0.03% /°C (0°C- 50°C)
Vibration Resistance	10~500Hz, 2G, 10min/cycle, X, Y, Z 60min in each direction

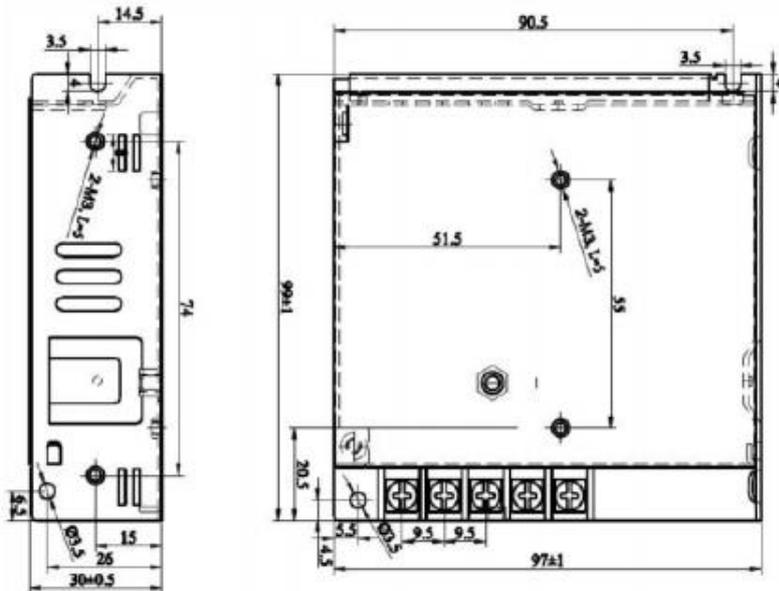
### Approvals

Safety Standard	CE & UL (Pending)
EMC Emission	EN55022 CLASS B

Embedded Switch Mode Power Supplies (SMPS)



Mechanical Drawing





Website: [www.displaytech.com.hk](http://www.displaytech.com.hk)

## **LCD Module**

# **Product Specification**

**Product: DT018ATFT**  
**1.8" TFT Display Module (128RGBx160DOTS)**

Contents in this document are subject to change without notice. No part of this document may be reproduced or transmitted in any form or by any means, electronic or mechanical, for any purpose, without the express written permission of Displaytech Ltd.

8 March 2011.

---

Displaytech Ltd LCD MODULE DT018ATFT Version: 1.0

---

**1. REVISION RECORD**

VERSION	CHANGES	DATE
1.0	Initial revision	8 March 2011

---

Displaytech Ltd LCD MODULE DT018ATFT Version: 1.0

**Table of Content**

1. REVISION RECORD .....	1
2. Introduction .....	3
3. General Specifications .....	3
4. Mechanical Drawing.....	4
5. Interface Description .....	5
6. Absolute Maximum Ratings .....	7
7. Electrical Characteristics .....	7
8. Display Controller /Power Supply Timing.....	7
9. Backlight specification .....	8
10. Optical Characteristics.....	8
11. Safety Precaution.....	11

Displaytech Ltd LCD MODULE DT018ATFT Version: 1.0

## 2. Introduction

*DT018ATFT* is a display module that contains a TFT display with a 160 \* 128 RGB resolution. The driver used for this project is the Ilitek **ILI9163C** or compatible and can display 262K colors. The driver is mounted on the glass and the interconnection via FPC including components to drive the display module.

## 3. General Specifications

Item	Specification	Unit
LCD mode	Transmissive	---
Resolution	128(RGB)	Line
	160	Line
Diagonal Size	1.8	Inch
Overall Size	34.00	mm
	46.70	mm
Active area	28.03	mm
	35.04	mm
Optimum Viewing Direction	6 o'clock	---
Driver IC	ILI9163C	---
Interface type	MCU parallel / RGB (1)	---
Colours	262K	---
Operation temperature range (DT018ATFT)	-20~70	°C
Storage temperature range (DT018ATFT)	-30~80	°C

### Remarks:

- (1) Serial interface is available, but not recommendable, as the speed of it is very slow.
- (2) Recommended mating connector: Hirose FH19SC-45S-0.5SH, FH12S-45S-0.5SH; or Molex 0512964593, 0512964594; or equivalent
- (3) Color tune may be changed slightly by temperature and driving voltage.
- (4) RoHS compliant.

### Component Life Cycle

- 1) Storage Life: min. 1 Year
- 2) Operation Life (\*1): min. 43 x 10<sup>3</sup> h (24hr/day x 7days/week x 52weeks/year x 5years)  
(Not include backlight)
- 3) Storage and Operation Life Times are defined for a temperature of +25°C

### Notes:

\*1. Operation life ends when one of the listed faults occurs:

- The on/off response-times reach 1.5 times of the max. value specified for a new display
- The contrast is reduced to 0.5 of the original contrast value
- Loss of function
- The number of cosmetic defects exceeds the maximum defined



Displaytech Ltd LCD MODULE DT018ATFT Version: 1.0

**5. Interface Description**

Pin no	Symbol	I/O	Description															
1	LEDA	---	Backlight anode.															
2	LED K1	---	Backlight cathode K1															
3	LED K2	---	Backlight cathode K2															
4	IM0	I	MCU parallel interface type selection <table border="1" style="margin-left: 20px;"> <thead> <tr> <th>IM1</th> <th>IM0</th> <th>Parallel interface</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>0</td> <td>0</td> <td>MCU 8-bit Parallel</td> </tr> <tr> <td>0</td> <td>1</td> <td>MCU 16-bit Parallel</td> </tr> <tr> <td>1</td> <td>0</td> <td>MCU 9-bit Parallel</td> </tr> <tr> <td>1</td> <td>1</td> <td>MCU 18-bit Parallel</td> </tr> </tbody> </table>	IM1	IM0	Parallel interface	0	0	MCU 8-bit Parallel	0	1	MCU 16-bit Parallel	1	0	MCU 9-bit Parallel	1	1	MCU 18-bit Parallel
IM1	IM0			Parallel interface														
0	0	MCU 8-bit Parallel																
0	1	MCU 16-bit Parallel																
1	0	MCU 9-bit Parallel																
1	1	MCU 18-bit Parallel																
5	IM1																	
6	IM2	I	MCU Parallel interface bus and Serial interface select - IM2 = '1'; Parallel Interface - IM2 = '0'; Serial Interface															
7	RCM0	I	RGB and MCU interface mode selection pin <table border="1" style="margin-left: 20px;"> <thead> <tr> <th>RCM1</th> <th>RCM0</th> <th>Resolution selection</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>0</td> <td>X</td> <td>MCU interface mode</td> </tr> <tr> <td>1</td> <td>0</td> <td>RGB interface(1)</td> </tr> <tr> <td>1</td> <td>1</td> <td>RGB interface(2)</td> </tr> </tbody> </table>	RCM1	RCM0	Resolution selection	0	X	MCU interface mode	1	0	RGB interface(1)	1	1	RGB interface(2)			
RCM1	RCM0			Resolution selection														
0	X	MCU interface mode																
1	0	RGB interface(1)																
1	1	RGB interface(2)																
8	RCM1																	
9	SDA	I	When RCM1, RCM0='1X'(RGB I/F), serial input/output signal in serial I/F mode. The data is input on the rising edge of the SCL signal. The data is output on the falling edge of the SCL signal. When RCM1, RCM0='0X'(MCU I/F), this pin is not used, and fix at VDDI or GND level. If not used, please fix this pin at VDDI or GND level.															
10	VCC	---	Power supply 2.8V															
11	GND / VSS	---	Power ground 0V															
12	RD	I	Read enable in 8080-parallel interface and Read/ Write operation enable pin in 6800-parallel interface. In 8080-parallel interface, if not used, please connect this pin to VDDI. In 6800-parallel interface, if not used, please connect this pin to VDDI or GND.															
13	RS	I	Display data / Command selection pin in parallel and SCL in 3-pin SPI interface. RS='1': Display data. RS='0': Command data. If not used, please connect this pin to GND.															
14~31	DB17~DB0	I/O	When RCM='0' (MCU I/F), D[17:0] are used to MCU parallel interface data bus, and D0 is also the serial input/ output signal in SPI interface mode. In serial interface, D[17:1] are not used and should be connected to ground.															
32	TE	O	Tearing effect output pin to synchronies MCU to frame writing, activated by S/W command. When this pin is not activated, this pin is low. If not used, please open this pin.															
33	RES	I	Chip reset pin ("Low Active"). This signal low will reset the device and must be applied to properly initialize the chip.															
34	CS	I	Chip select input pin ("Low" enable). This pin can be permanently fixed "Low" in MCU interface mode only.															
35	WR	I	Write enable in parallel interface. WR: for 8080 MCU R/WX: for 6800 MCU RS: for 4-wire SPI If not used, please connect this pin to VDDI or GND.															

**Displaytech Ltd LCD MODULE DT018ATFT Version: 1.0**

Pin no	Symbol	I/O	Description
36	PCLK	I	Pixel clock signal in RGB I/F mode. -If it's not used, please fix this pin at GND level.
37	DE	I	Data enable signal in RGB I/F mode. -If it's not used, please fix this pin at GND level.
38	HS	I	Horizontal sync. signal in RGB I/F mode. -If it's not used, please fix this pin at GND level.
39	VS	I	Vertical sync. signal in RGB I/F mode. -If it's not used, please fix this pin at GND level.
40	GND / VSS	---	Power ground 0V
41	VDDIO	---	Logic power supply 2.8V
42	NC (X+)	---	No connection (X+ of touch screen)
43	NC (Y-)	---	No connection (Y- of touch screen)
44	NC (X-)	---	No connection (X- of touch screen)
45	NC (Y+)	---	No connection (Y+ of touch screen)

**Displaytech Ltd** LCD MODULE DT018ATFT Version: 1.0

**6. Absolute Maximum Ratings**

(Ta=25°C)

Item	Symbol	Min.	Max.	Unit
Power supply voltage	VCC	-0.3	+ 4.6	V
Logic signal input/output voltage	Vcc	-0.3	+ 4.6	V
Operating Temperature	TOP	-20	+70	°C
Storage Temperature	TST	-30	+80	°C

Note:

- When temperature is below 0°C, the response time of liquid crystal (LC) will be slower and the color of panel will be darker.
- If module driving condition exceeds the absolute maximum ratings, permanent damaged may be resulted. If module is driven within the absolute maximum ratings but exceeded the DC characteristics, mal-function may be resulted.
- VDD/VCC > VSS

**7. Electrical Characteristics**

DC Characteristics

(Vss=0V, Ta=25°C)

Item	Symbol	Condition	Min.	Typ.	Max.	Unit
Power supply	VCC / VDD		2.5	2.8	3.3	V
Input voltage "H"	VIH	---	0.7 VCC	---	VCC	V
Input voltage "L"	VIL	---	VSS	---	0.3 VCC	V
Output voltage "H"	VOH	IOL=-1.0mA	0.8 VCC	---	VCC	V
Output voltage "L"	VOL	IOL=1.0mA	VSS	---	0.2 VCC	V

**8. Display Controller /Power Supply Timing**

See Display Controller Specification: Ilitek ILI9163C

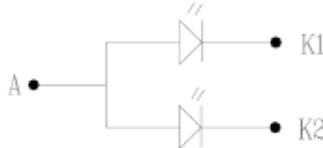
Displaytech Ltd LCD MODULE DT018ATFT Version: 1.0

**9. Backlight specification**

(Vcc=3.0V, Vss=0V, Ta=25°C)

Item	Symbol	Condition	Min	Typ	Max	Unit	Note
Supply voltage	Vf	If=20mA x2	2.9	---	3.5	V	1
Forward current	If		---	40	---	mA	2
Uniformity	$\Delta B_p$		80	---	---	%	
Color coordination	X	If=30mA	0.260	---	0.305	---	
	Y		0.265	---	0.305	---	

LED circuit diagram:



Constant current If=20x2mA; Vf=3.2±0.3V(typ)

Note:

- 1) The LED's driver mode needs to be constant current mode.
- 2) Permanent damage to the device may occur if maximum values are exceeded. Functional operation should be restricted to the conditions described under normal operating conditions.

**10. Optical Characteristics**

(Vcc=2.8V, Vss=0V, Ta=25°C)

Item	Symbol	Condition	Min	Typ	Max	Unit	Note
Brightness	Bp	$\theta=0^\circ$	250	280	---	cd/m <sup>2</sup>	1
Uniformity	$\Delta B_p$	$\Phi=0^\circ$	80	---	---	%	1, 2
Viewing Angle	$\theta_1$ $(\Phi=90^\circ$ or $270^\circ)$	Cr±10	-65 ~ 65			deg	3
	$\theta_2$ $(\Phi=0^\circ$ or $180^\circ)$		-50 ~ 40				
Contrast ratio	Cr	$\theta=0^\circ$	---	350	---	---	4
Response Time	Tr	$\Phi=0^\circ$	---	30	---	ms	5
	Tf						
CIE (x,y) Chromaticity	White	x	0.2451	0.2951	0.3451	---	1, 6
		y	0.2664	0.3164	0.3664		
	Red	x	0.5333	0.5833	0.6333		
		y	0.2804	0.3304	0.3804		
	Green	x	0.2913	0.3413	0.3913		
		y	0.5314	0.5814	0.6314		
	Blue	x	0.1036	0.1536	0.2036		
		y	0.0465	0.0965	0.1465		
NTSC Ratio	S		---	51	---	%	

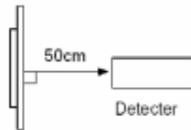
W/6
W/3
W/3
**Displaytech Ltd**    LCD MODULE    DT018ATFT    Version: 1.0

L/6  
L/3  
L/3

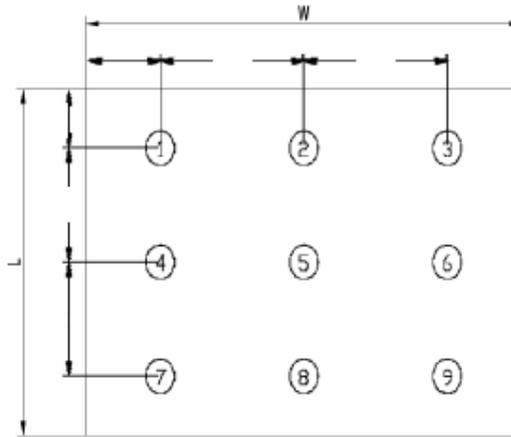
**Note 1:** The data are measured after LEDs are turned on for 5 minutes. LCM displays full white.  
 The brightness is the average value of 9 measured spots. Measurement equipment PR-705 (Φ8mm)

- Measuring condition:**
- Measuring surroundings: Dark room.
  - Measuring temperature: Ta=25°C.
  - Adjust operating voltage to get optimum contrast at the center of the display.

Measured value at the center point of LCD panel after more than 5 minutes while backlight turning on.

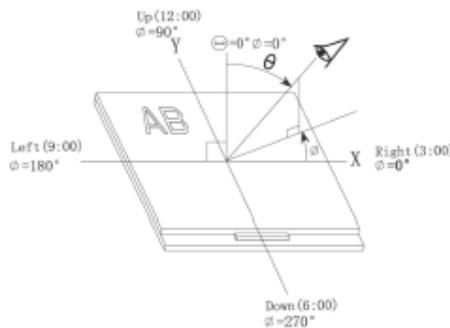


**Note 2:** The luminance uniformity is calculated by using following formula.  
 $\Delta Bp = Bp (\text{Min.}) / Bp (\text{Max.}) \times 100 (\%)$   
 $Bp (\text{Max.}) = \text{Maximum brightness in 9 measured spots}$   
 $Bp (\text{Min.}) = \text{Minimum brightness in 9 measured spots.}$



Measurement equipment PR-705 (Φ8mm)

**Note 3:** The definition of viewing angle:  
 Refer to the graph below marked by  $\theta$  and  $\phi$



**Displaytech Ltd LCD MODULE DT018ATFT Version: 1.0**

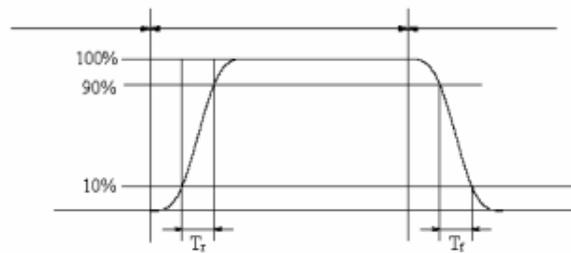
Note 4: The definition of contrast ratio (Test LCM using PR-705):

$$\text{Contrast Ratio (CR)} = \frac{\text{Luminance When LCD is at "White" state}}{\text{Luminance When LCD is at "Black" state}}$$

(Contrast Ratio is measured in optimum common electrode voltage)

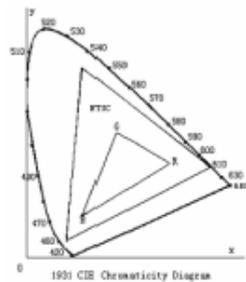
Note 5: Definition of Response time. (Test LCD using DMS501):

The output signals of photo detector are measured when the input signals are changed from "black" to "white" (falling time) and from "white" to "black" (rising time), respectively. The response time is defined as the time interval between the 10% and 90% of amplitudes. Refer to figure as below.



The definition of response time

Note 6: Definition of Color of CIE Coordinate and NTSC Ratio.



Color gamut:

$$S = \frac{\text{area of RGB triangle}}{\text{area of NTSC triangle}} \times 100\%$$

## 11. Safety Precaution

### Handling precautions:

- This device is susceptible to Electro-Static Discharge (ESD) damage. Observe Anti-Static precautions.

### Power supply precautions:

- Identify and, at all times, observe absolute maximum ratings for both logic and LC drivers. Note that there is some variance between models.
- Prevent the application of reverse polarity to VCC and GND, however briefly.
- Use a clean power source free from transients. Power up conditions are occasionally “jolting” and may exceed the maximum ratings of the modules.
- The VCC power of the module should also supply the power to all devices that may access the display. Don't allow the data bus to be driven when the logic supply to the module is turned off.

### Operating precautions:

- DO NOT plug or unplug the module when the system is powered up.
- Minimize the cable length between the module and host MPU.
- Operate the module within the limits of the modules temperature specifications.

### Mechanical/Environmental precautions:

- Improper soldering is the major cause of module difficulty. Use of flux cleaner is not recommended as they may seep under the elastomeric connection and cause display failure.
- Mount the module so that it is free from torque and mechanical stress.
- Surface of the LCD panel should not be touched or scratched. The display front surface is an easily scratched, plastic polarizer. Avoid contact and clean only when necessary with soft, absorbent cotton dampened with petroleum benzene.
- Always employ anti-static procedure while handling the module.
- Prevent moisture build-up upon the module and observe the environmental constraints for storage temperature and humidity.
- Do not store in direct sunlight
- If leakage of the liquid crystal material should occur, avoid contact with this material, particularly ingestion. If the body or clothing becomes contaminated by the liquid crystal material, wash thoroughly with water and soap



## PTS645 Series 6 mm Tact Switches



### Features/Benefits

- Compact size 6 x 6 mm
- Variety of actuator lengths
- Choice of actuation force
- RoHS compliant and compatible

### Typical Applications

- Consumer products
- Instrumentation
- Computer products
- Industrial

### Specification

FUNCTION: Momentary action  
CONTACT ARRANGEMENT: SPST, N.O.  
TERMINALS: PC pins

### Mechanical

LIFE EXPECTANCY: 100,000 operations.

### Electrical

CONTACT RATING: 50 mA @ 12 V DC.  
DIELECTRIC STRENGTH: 250 V AC min.  
CONTACT RESISTANCE: 100 mΩ max. initial.  
INSULATION RESISTANCE: 10<sup>11</sup> Ω min.

### Environmental

OPERATING TEMPERATURE: -40°C to 85°C  
STORAGE TEMPERATURE: -40°C to 85°C

### Process

SOLDERING: Preheating to 100°C for 45 sec. max. Keep flux flush with top surface of PCB; do not apply to component side of PCB and area where terminals are located. Soldering to 255°C for 5 sec. max. Clean by brushing on solder surface. Do not clean switch with solvents.

### Packaging

Bulk packaging

#### Tape & reel for the SMT type:

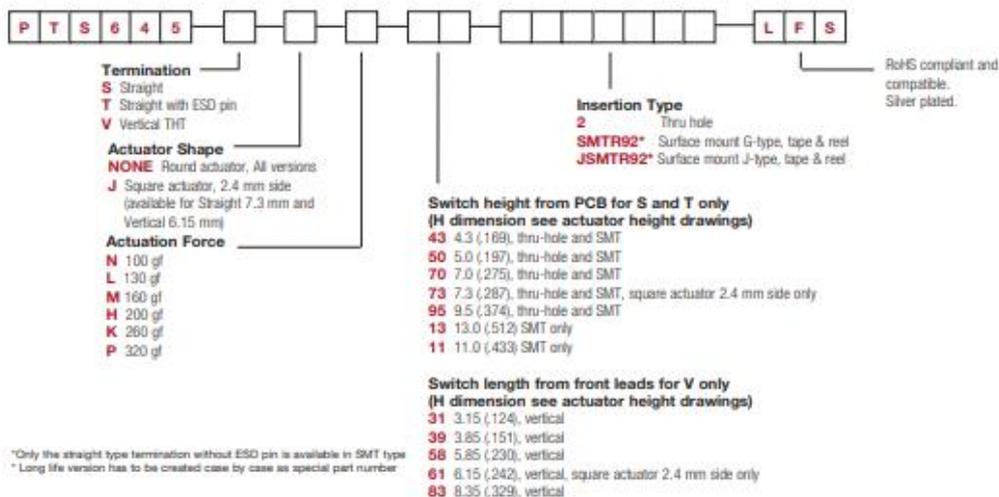
Reels of 1,000 pieces for 4.3 and 5.0 mm height  
Reels of 700 pieces for 7.0 mm height  
Reels of 700 pieces for 7.3 mm height  
Reels of 500 pieces for 9.5 mm height  
Reels of 400 pieces for 13.0 mm height

### NOTE

- Specifications listed above are for switches with standard options. For information on specific and custom switches, consult Customer Service Center.
- The PTS series is not certified for using in Automotive application and no PPAP. However, in the case of some automotive accessories and specific applications for 2 and 3 wheeled vehicles the PTS is widely used and very suitable. Please contact your local C&K representative to discuss your application and the best switch solution.

### How To Order

Our easy build-a-switch concept allows you to mix and match options to create the switch you need. To order, select desired option from each category and place it in the appropriate box.



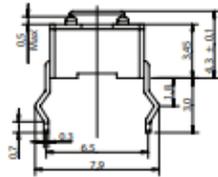
\*Only the straight type termination without ESD pin is available in SMT type  
\* Long life version has to be created case by case as special part number

**PTS645 Series**  
**6 mm Tact Switches**

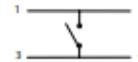
**TERMINATION**

Tactile Switches

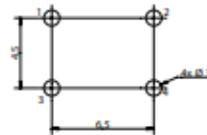
**S STRAIGHT**



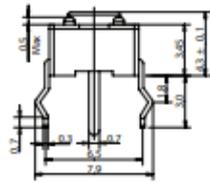
**SCHEMATIC**



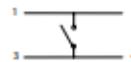
**PCB LAYOUT**



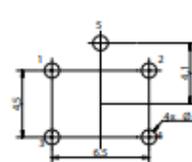
**T STRAIGHT WITH ESD PIN**



**SCHEMATIC**



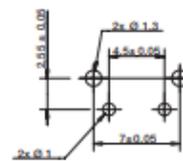
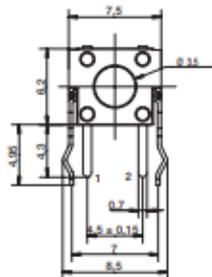
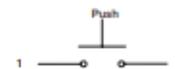
**PCB LAYOUT**



**V VERTICAL THT**



**SCHEMATIC**



**PCB LAYOUT**



14 Nov 22

Dimensions are shown: mm  
Specifications and dimensions subject to change

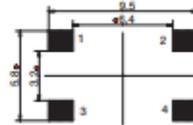
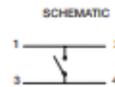
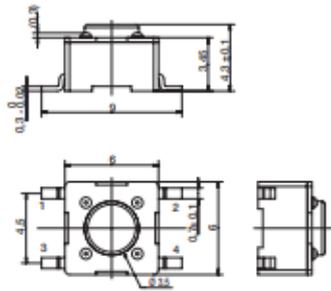
B-144

[www.ckswitches.com](http://www.ckswitches.com)

**PTS645 Series**  
**6 mm Tact Switches**

**TERMINATION**

**SMT G Type**

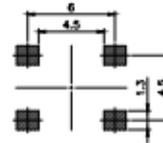
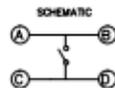
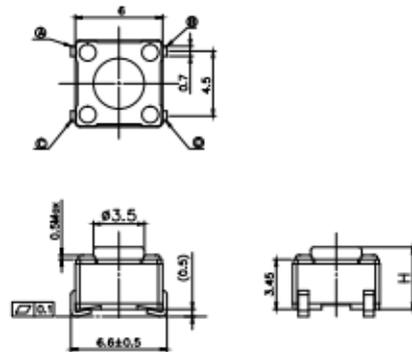


PCB LAYOUT



**Tactile Switches**

**SMT J Type**



PCB LAYOUT

**PTS645 Series**  
**6 mm Tact Switches**

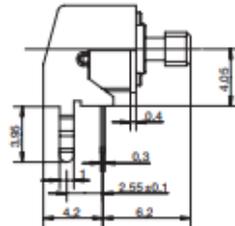
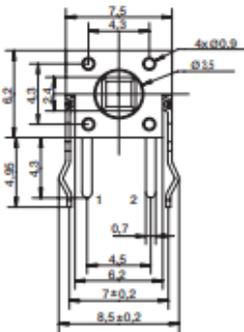
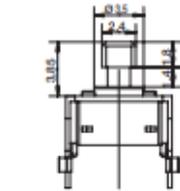
**ACTUATOR SHAPE**

**J SQUARE ACTUATOR**

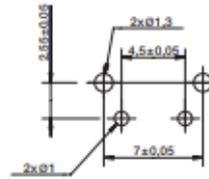
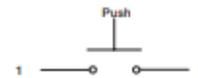
**B**

Tactile Switches

VERTICAL THT - FOR 6.15MM LENGTH ONLY

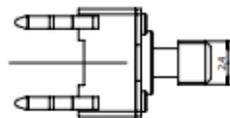
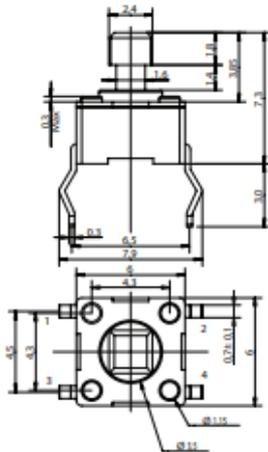


SCHMATIC

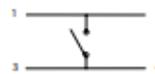


RECOMMENDED PCB LAYOUT

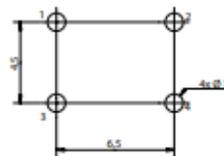
STRAIGHT THT - FOR 7.3MM HEIGHT ONLY



SCHMATIC



RECOMMENDED PCB LAYOUT



Dimensions are shown: mm  
Specifications and dimensions subject to change



14 Nov 22

B-146

www.ckswitches.com



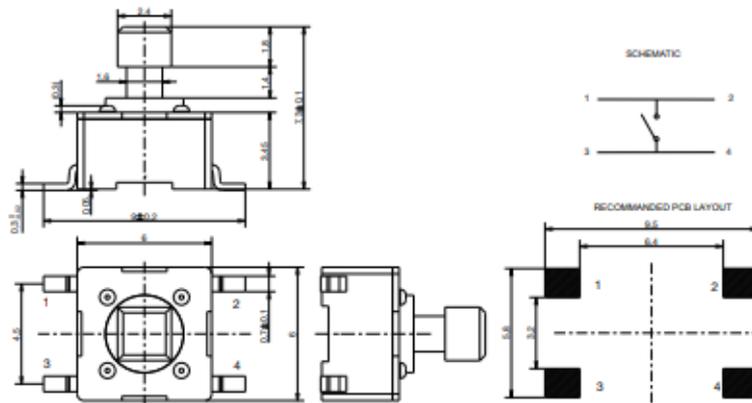
**PTS645 Series**  
**6 mm Tact Switches**

**ACTUATOR SHAPE**

STRAIGHT SMT - FOR 7.3MM HEIGHT ONLY

Tactile Switches

B

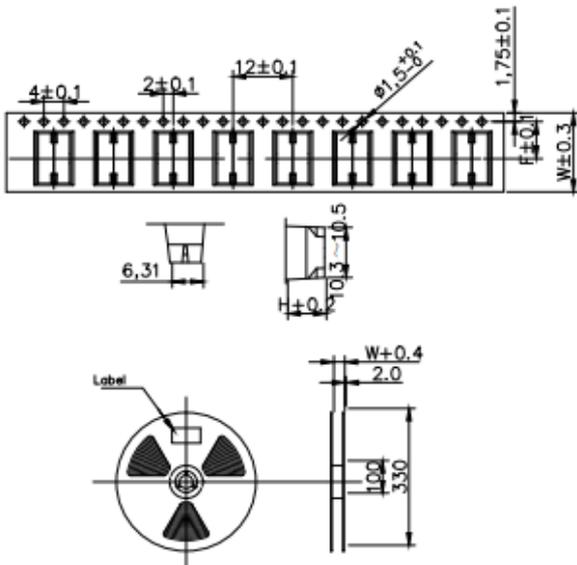




**PTS645 Series**  
**6 mm Tact Switches**

**TAPE & REEL FOR SMT J TYPE VERSIONS**

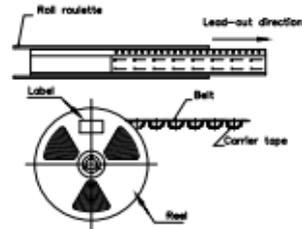
Tactile Switches



**Tape specifications**

Product height (H)mm	Carrier tape width (W)mm	Center distance of carrier tape (P)mm	pcs/reel
4.3	16	7.5	1000
5.0	16	7.5	1000
7.0	16	7.5	700
7.3	16	7.5	700
9.5	24	11.5	500
11	24	11.5	500
13	24	11.5	500

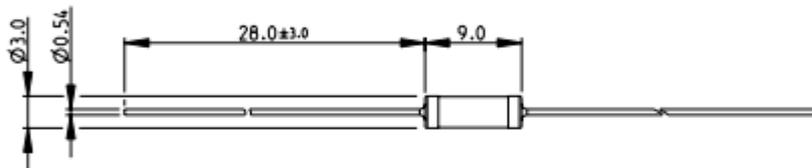
Note: The disc rotates counterclockwise. According to the packing shown in the figure, the braid must not be twisted to prevent product deformation;



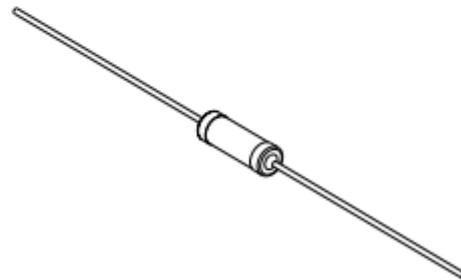
THIS DRAWING IS A CONTROLLED DOCUMENT.

LOC	DIST	REVISIONS					
E	B	P	LTR	DESCRIPTION	DATE	OWN	APVD
		BA1		REVISED PER ECO-11-005150	29MAR2011	RK	HMR

FOR FURTHER INFORMATION SEE DATA SHEET FOR  
CFR SERIES-CARBON FILM FIXED RESISTORS



RoHS Compliant



2008  
 RELEASED FOR PUBLICATION  
 ALL RIGHTS RESERVED.  
 © COPYRIGHT 2008 BY -

DIMENSIONS: mm  TOLERANCES UNLESS OTHERWISE SPECIFIED: 0 PLC ±0.2 1 PLC ±0.1 2 PLC ± 3 PLC ± 4 PLC ± ANGLES ±5°	DWN SUBHASH.M 20-Sep-08 CHK PRAKASH.S 20-Sep-08 APVD STEPHEN.P 20-Sep-08	MATERIAL -	FINISH -
	PRODUCT SPEC - APPLICATION SPEC - WEIGHT -	<b>TE</b> TE Connectivity NAME CARBON FILM FIXED RESISTORS SERIES CFR50	
	CUSTOMER DRAWING	SIZE A 4 CAGE CODE 00779 DRAWING NO C= 1623932	RESTRICTED TO -
	SCALE 2:1 SHEET 1 OF 1 REV BA1		

1469-35 (3/11)

DELTA ENGINEERING DRAWING INC.

## **Mouser Electronics**

Authorized Distributor

Click to View Pricing, Inventory, Delivery & Lifecycle Information:

[TE Connectivity:](#)

[CFR50J10K](#)

**MIKROE**  
Time-saving embedded tools

MIKROELEKTRONIKA D.O.O, Barajski drum 23, 11000 Belgrade, Serbia  
VAT: 5R10597343 Registration No. 20490918  
Phone: + 381 11 78 57 600 Fax: + 381 11 63 09 644 E-mail: office@mikroe.com  
www.mikroe.com

## Wire Jumpers Male to Female (15 cm length, 10pcs)



PID: MIKROE-512

Wire Jumpers Male to Female (15 cm length, 10pcs)



Mikroe produces entire development toolchains for all major microcontroller architectures.

Committed to excellency, we are dedicated to helping engineers bring the project development up to speed and achieve outstanding results.



ISO 27001: 2015 certification of international security management system.  
ISO 14001: 2015 certification of environmental management system.  
OHSAS 18001: 2008 certification of occupational health and safety management system.



ISO 9001: 2015 certification of quality management system (QMS).



## Large Prototype Breadboard - PBU202

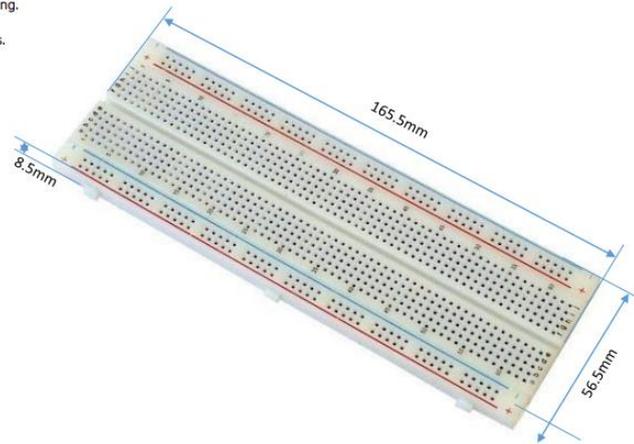
### TECHNOLOGY DATA SHEET & SPECIFICATIONS

**Introduction:** A board for prototyping circuits. Components and wires can be placed into the board and the circuit built and tested without soldering.

Multiple boards can be interconnected. This board has 830 tie points.

**Model number:** PBU202

**Size:** 165.5mm x 56.5mm x 8.5 mm



## Technical Information

Dimensions	56.5mm x 165.5mm x 8.5mm
Tie-Points	830
Wire Range	20 - 29 AWG
Insulation Material	ABS

**PMFA**  
*Fan Filter Assemblies*

**ebmpapst**

engineering a better life



A family of filters for use with ebm-papst compact axial fans. All filter assemblies mount directly on to existing mounting holes. The assembly consists of three parts, an outer grill cover, an internal fixing plate and replaceable filter pad.

Part Number	Fan size mm	A mm	B mm	C mm	D mm	Weight g	Replacement filter
PMFA60L	60	65	65	13.5	N/A	30	FP60L
PMFA80	80	125	105	17.5	71.5	100	FP80
PMFA90	92	125	105	17.5	82.5	100	FP80
PMFA120	119	162	135	18.5	104.8	150	FP120
PMFA160	150/172 Ø	225	190	19.5	162	300	FP160

**Key Features**

- Tough, durable construction.
- Utilises hole fixing positions on most ebm-papst compact fans.
- Filter pad can be changed without switching off fan.

**Materials**

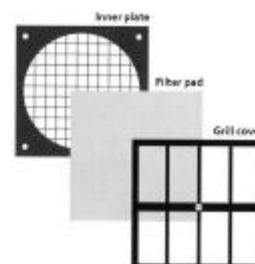
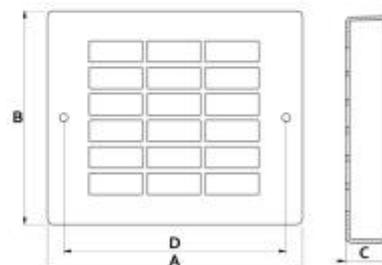
- Outer cover: ABS plastic FR in black.
- Mounting plate: Galvanised steel, plastic coated.
- Filter pad: 100% polyester.

**Notes**

- A reduction of airflow of around 20 – 30% can be expected with a clean filter fitted.
- Not suitable for use with S-Force models.
- Filter class G3 according to EN 779 and EN 1822 and fire behaviour class F1.
- Replacement filters are supplied in packs of 5.

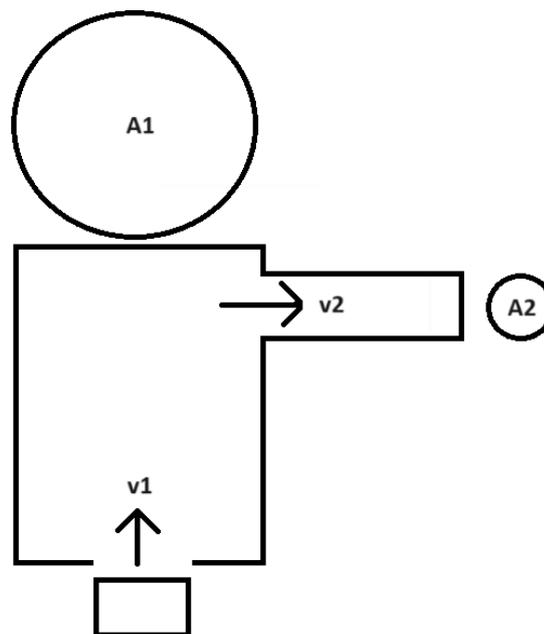
**RoHS Statement**

All PMFA filter assemblies comply with current RoHS requirements as specified in the relevant UK Statutory Instrument and EU RoHS Directives. For further details please contact ebm-papst UK Ltd.



## ANEXO II: CÁLCULOS DE PRESIÓN

Para simplificar los cálculos realizados, se considera inicialmente que el flujo es uniforme y no tiene pérdidas. Para aclarar la trayectoria del flujo de aire y los cálculos realizados, se ha desarrollado el siguiente esquema que simplifica el cuerpo de estudio, donde se aclaran los distintos diámetros y velocidades estudiadas.



Ante esto, en primer lugar, se va a realizar el cálculo de la velocidad tangencial del aire al ser impulsado por el ventilador. Se sabe que el servo tiene una velocidad máxima de 50 rpm, por lo que la velocidad al salir del ventilador se obtiene con la siguiente ecuación.

$$w_{\text{ventilador}} = 50 \text{ rpm} \times \frac{2\pi \text{ rad}}{1 \text{ rev}} \times \frac{1 \text{ min}}{60 \text{ s}} = 5,24 \frac{\text{rad}}{\text{s}}$$

$$v_1 = w \times r_1 = w \times \frac{D_1}{2} = 5,24 \frac{\text{rad}}{\text{s}} \times \frac{0,1 \text{ m}}{2} = 0,262 \frac{\text{m}}{\text{s}}$$

Una vez obtenida esta velocidad, se va a utilizar la ecuación de continuidad de flujo para para obtener la velocidad del conducto de diámetro menor. Sabiendo que el diámetro grande es de 100 mm y el pequeño de 25 mm, se obtienen antes las dos áreas, y después se aplica la ecuación de continuidad.

$$A_1 = \pi \times r_1^2 = \pi \times (0,05 \text{ m})^2 = 7,85 \times 10^{-3} \text{ m}^2$$

$$A_2 = \pi \times r_2^2 = \pi \times (0,0125 \text{ m})^2 = 4,91 \times 10^{-4} \text{ m}^2$$

$$A_1 \times v_1 = A_2 \times v_2$$

$$v_2 = \frac{A_1 \times v_1}{A_2} = \frac{7,85 \times 10^{-3} \text{ m}^2 \times 0,262 \frac{\text{m}}{\text{s}}}{4,91 \times 10^{-4} \text{ m}^2} = 4,19 \frac{\text{m}}{\text{s}}$$

A continuación es necesario comprobar que la presión que el flujo de aire está generando es suficiente como para proporcionar presiones en el rango de 4 cmH<sub>2</sub>O y 20 cmH<sub>2</sub>O, que son las que típicamente proporciona una máquina CPAP moderna. Para ello, hay que comprobar la presión dinámica suministrada por el aire del conducto pequeño.

$$P_d = \frac{1}{2} \times \rho \times v^2 = \frac{1}{2} \times 1,225 \frac{\text{kg}}{\text{m}^3} \times \left(4,19 \frac{\text{m}}{\text{s}}\right)^2 = 10,74 \text{ Pa} = 0,1095 \text{ cmH}_2\text{O}$$

Como se puede observar, se obtiene que la presión ejercida por el flujo de aire con la configuración de servo más ventilador de aspas ni se acerca a los 4 cmH<sub>2</sub>O mínimos que se necesita suministrar. Por este motivo, se considera que ni siquiera es necesario comprobar si la configuración actual puede proporcionar la presión estática necesaria para soportar las posibles pérdidas de presión debido al conducto. Una vez descartado este servo, se ha calculado, para esta configuración geométrica de la carcasa, las rpm necesarias para generar un flujo de 20 cmH<sub>2</sub>O, que equivale a la presión máxima que la máquina CPAP debe proporcionar. Para desarrollar este cálculo se vuelve a usar la misma ecuación, y sabiendo que 20 cmH<sub>2</sub>O equivalen a 1961,33 Pa, basta con despejar la velocidad

$$P_d = \frac{1}{2} \times \rho \times v^2$$

$$v = \sqrt{\frac{2P_d}{\rho}} = \sqrt{\frac{2 \times 1961,33}{1,225}} = 56,4 \frac{m}{s} = v_2$$

Aplicando a ecuación de continuidad, se obtiene la velocidad tangencial en las aspas del ventilador.

$$v_1 = \frac{A_2 \times v_2}{A_1} = \frac{4,91 \times 10^{-4} m^2 \times 56,4 \frac{m}{s}}{7,85 \times 10^{-3} m^2} = 3,53 \frac{m}{s}$$

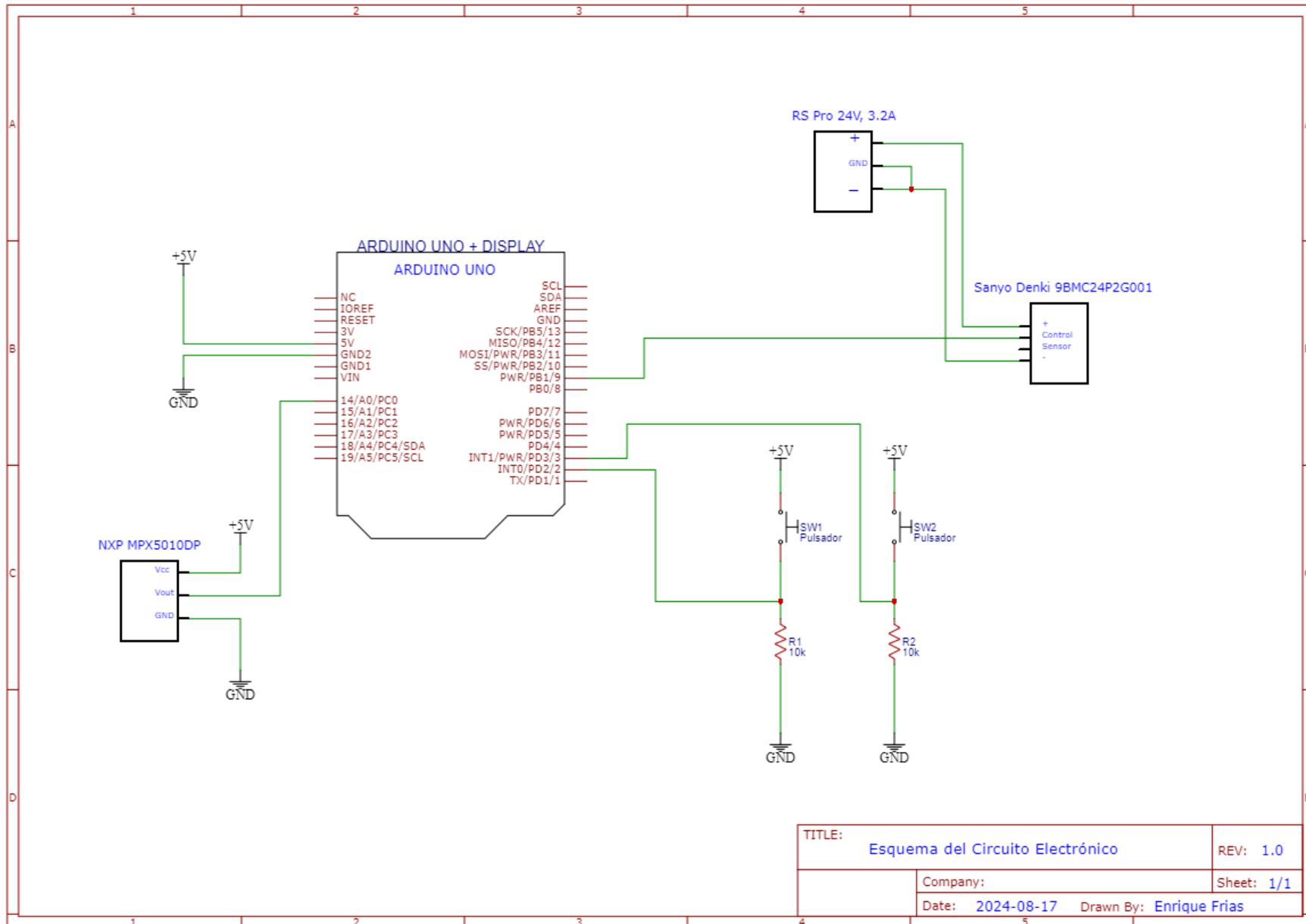
Y por tanto, se obtiene la siguiente velocidad angular.

$$w = \frac{v}{r} = \frac{3,53 \frac{m}{s}}{0,05 m} = 70,6 \frac{rad}{s}$$

$$rpm = w \times \frac{60}{2\pi} = 70,6 \times \frac{60}{2\pi} = 675 rpm$$

Para disponer de un servo 360° que alcance revoluciones superiores a 675 rpm, es necesario acudir a un fabricante industrial especializado, ya que los servos convencionales no alcanzan esas velocidades. Tras una búsqueda exhaustiva el fabricante industrial más barato que se ha encontrado ofrece servos a partir de 250 €, superando claramente el rango de precio que se está buscando. Por estos motivos, queda descartado el uso de un servo para el bloque motor, y se realizará una segunda iteración del diseño de la carcasa para ajustarse al nuevo bloque seleccionado.

## **ANEXO III: ESQUEMA DEL CIRCUITO ELECTRÓNICO**



TITLE: <b>Esquema del Circuito Electrónico</b>		REV: <b>1.0</b>
Company:		Sheet: <b>1/1</b>
Date: <b>2024-08-17</b>	Drawn By: <b>Enrique Frías</b>	

## **ANEXO IV: CÓDIGO ARDUINO**

```
#include <Adafruit_GFX.h>
#include <Adafruit_ST7735.h>
#include <SPI.h>

// Pines para la pantalla TFT
#define TFT_CS    10
#define TFT_RST   9
#define TFT_DC    8

Adafruit_ST7735 tft = Adafruit_ST7735(TFT_CS, TFT_DC, TFT_RST);

const int pinSensorPresion = A0; // Pin donde está conectado el sensor
de presión
const int pinPulsadorAumentar = 2;
const int pinPulsadorDisminuir = 3;
const int pinSoplador = 9;

unsigned int potencia = 192; // 30% del máximo PWM (640 * 0.3 = 192)
const unsigned int maxPotencia = 640;
const unsigned int minPotencia = 0;
const unsigned int incremento = 32; // 5% del máximo PWM (640 * 0.05 =
32)

float presionDeseada = 5.0; // cmH2O iniciales
float Kp = 1.0; // Constante proporcional
float Ki = 0.1; // Constante integral
float errorAcumulado = 0.0; // Para la parte integral
unsigned long lastTime = 0;

void setup() {
  pinMode(pinSoplador, OUTPUT);
  pinMode(pinPulsadorAumentar, INPUT); // Modo de entrada sin pull-up
  pinMode(pinPulsadorDisminuir, INPUT); // Modo de entrada sin pull-up

  // Configurar Timer1 para frecuencia PWM de 25 kHz en el pin 9
  TCCR1A = 0;
  TCCR1B = 0;

  // Configurar el modo PWM a modo 14: Fast PWM, TOP en ICR1
  TCCR1A |= (1 << WGM11);
  TCCR1B |= (1 << WGM12) | (1 << WGM13);

  // Configurar el modo no-inversor para la salida en el pin 9
  TCCR1A |= (1 << COM1A1);

  // Establecer el prescaler a 1 (sin prescaler)
```

```
TCCR1B |= (1 << CS10);

// Establecer el valor TOP para generar 25 kHz de frecuencia PWM
ICR1 = 640;

Serial.begin(9600);
lastTime = millis();

// Inicializar la pantalla TFT
tft.initR(INITR_BLACKTAB);
tft.fillScreen(ST7735_BLACK);
tft.setTextColor(ST7735_WHITE);
tft.setTextSize(1);

// Inicializar el ciclo de trabajo al 30%
OCR1A = potencia;
Serial.print("Ciclo de trabajo inicial PWM: ");
Serial.print((potencia * 100L) / 640); // Mostrar en porcentaje
Serial.println(" %");
}

void loop() {
  // Ajuste de la presión deseada
  if (digitalRead(pinPulsadorAumentar) == HIGH) {
    presionDeseada += 0.1; // Incrementar la presión deseada
    delay(100); // Debounce
  }

  if (digitalRead(pinPulsadorDisminuir) == HIGH) {
    presionDeseada -= 0.1; // Disminuir la presión deseada
    delay(100); // Debounce
  }

  // Leer el valor del sensor de presión
  int lecturaSensor = analogRead(pinSensorPresion);

  // Convertir la lectura analógica a voltaje
  float voltaje = lecturaSensor * (5.0 / 1023.0);

  // Calcular la presión en el conducto de aire (presión diferencial) en
  cmH2O
  float presionConducto = ((voltaje - 0.2) / 0.45) * 10.1972; //
  Conversión de kPa a cmH2O

  // Calcular el error
  float error = presionDeseada - presionConducto;
```

```
// Calcular la parte integral
unsigned long currentTime = millis();
float elapsedTime = (currentTime - lastTime) / 1000.0; // Convertir a
segundos
errorAcumulado += error * elapsedTime;

// Calcular la señal de control (PI)
float controlSignal = (Kp * error) + (Ki * errorAcumulado);

// Ajustar la potencia del soplador
potencia = constrain(potencia + int(controlSignal), minPotencia,
maxPotencia);
OCR1A = potencia; // Ajustar el ciclo de trabajo del PWM

// Mostrar las lecturas en el monitor serial
Serial.print("Voltaje: ");
Serial.print(voltaje);
Serial.print(" V, Presion en Conducto: ");
Serial.print(presionConducto);
Serial.println(" cmH2O");

Serial.print("Presion Deseada: ");
Serial.print(presionDeseada);
Serial.println(" cmH2O");

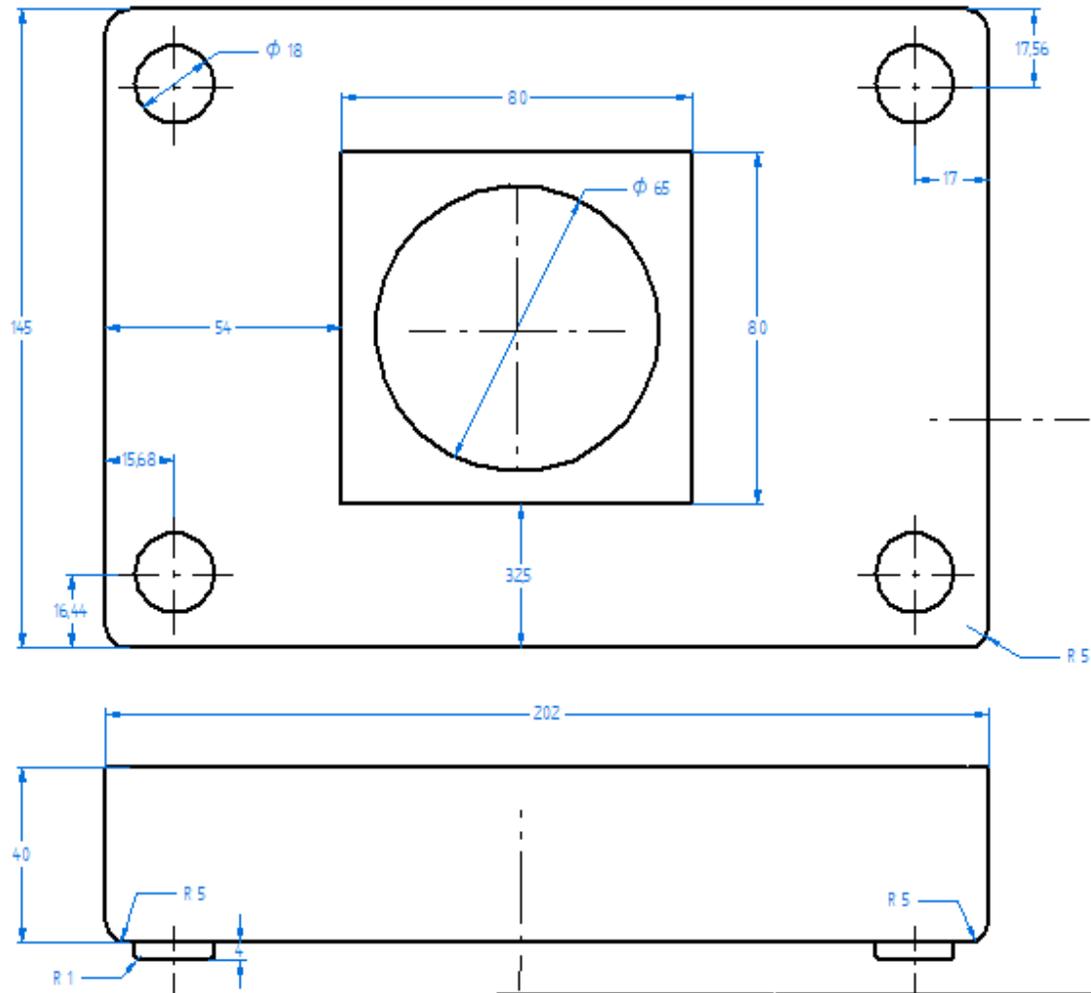
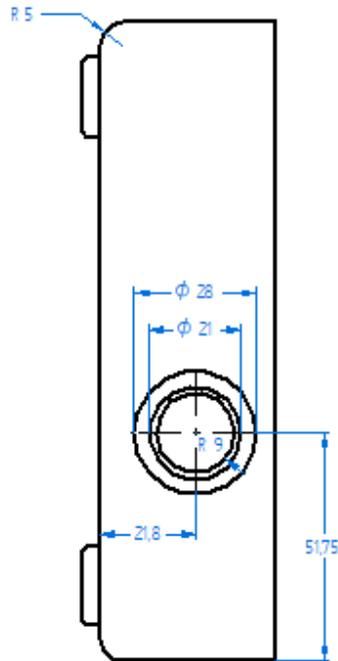
Serial.print("Potencia: ");
Serial.print((potencia * 100L) / maxPotencia); // potencia en
porcentaje
Serial.println(" %");

// Lecturas en la pantalla TFT
tft.fillScreen(ST7735_BLACK);
tft.setCursor(0, 0);
tft.setTextSize(2);
tft.print("Presion: ");
tft.print(presionConducto);
tft.println(" cmH2O");
tft.print("Deseada: ");
tft.print(presionDeseada);
tft.println(" cmH2O");
tft.print("Potencia: ");
tft.print((potencia * 100L) / maxPotencia);
tft.println(" %");

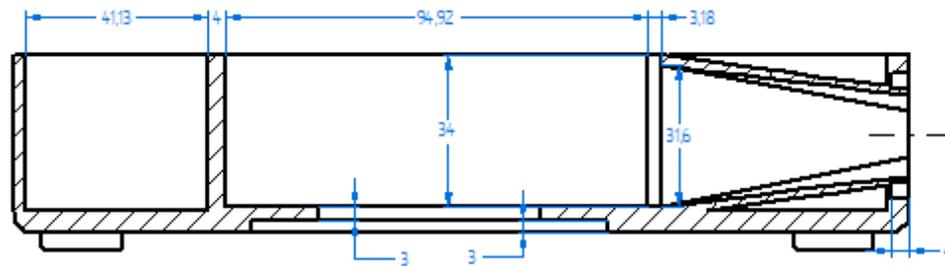
// Actualizar el tiempo
```

```
lastTime = currentTime;  
  
delay(500);  
}
```

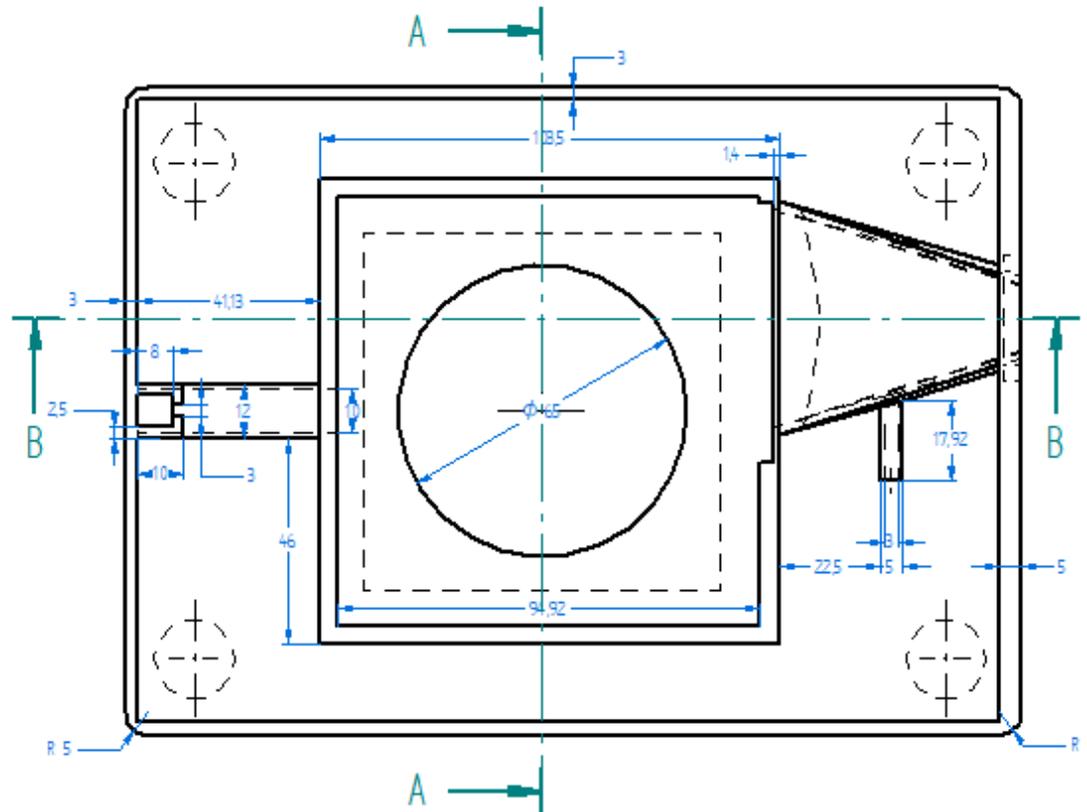
## **ANEXO V: PLANOS DE LA CARCASA**



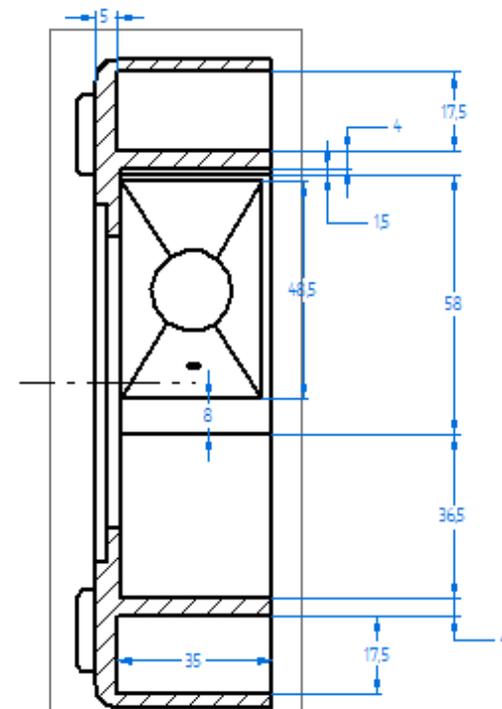
	Nombre	Fecha	ICAI		
Dibujado	Enrique Frias	18/08/24	Universidad Pontificia de Comillas		
Salvo indicación contraria cotas en milímetros ángulos en grados tolerancias $\pm 0.5$ y $\pm F$			Titulo		
			Plano Carcasa		
Escala 1:1		Peso	Hoja 1 de 4		



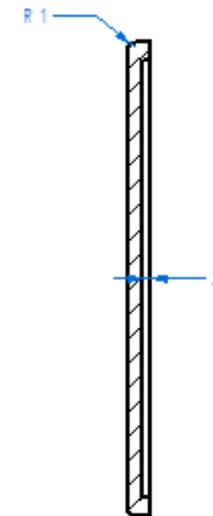
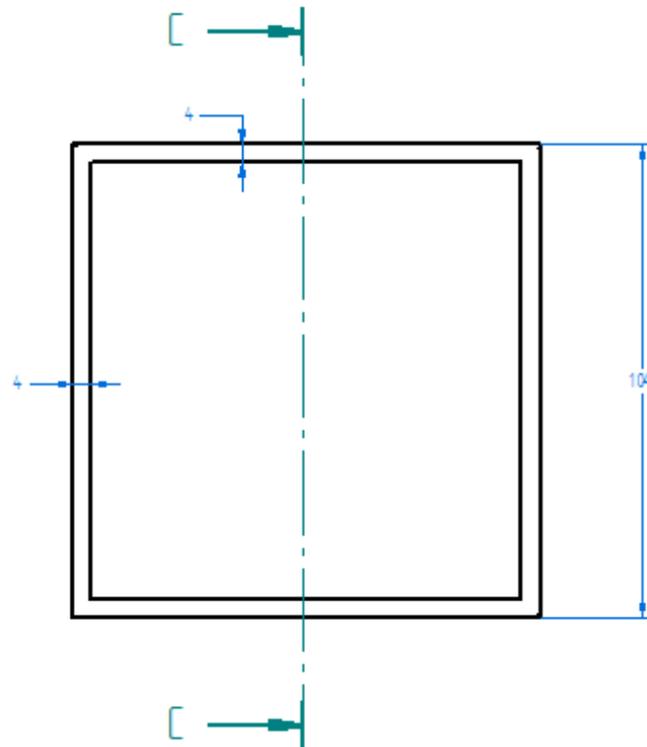
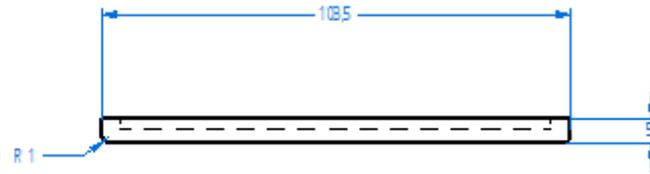
CORTE B-B



CORTE A-A

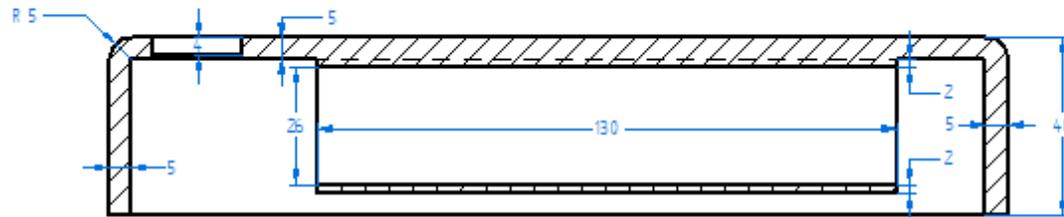


		ICAI	
Nombre	Fecha	Universidad Pontificia de Comillas	
Dibujado	Enrique Frias	18/08/24	
Salvo indicación contraria cotas en milímetros ángulos en grados tolerancias $\pm 0,5$ y $\neq f$		Titulo <b>Plano Carcasa</b>	
Escala 1:1	Peso	Hoj. 2 de 4	

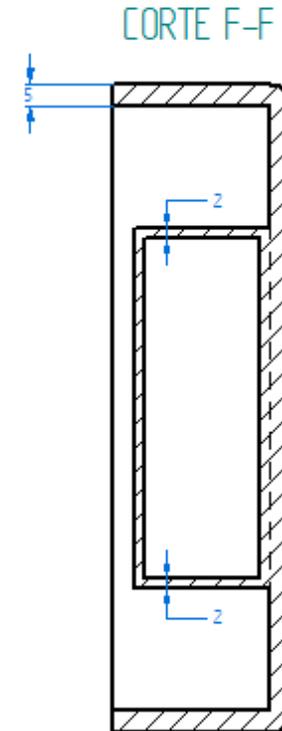
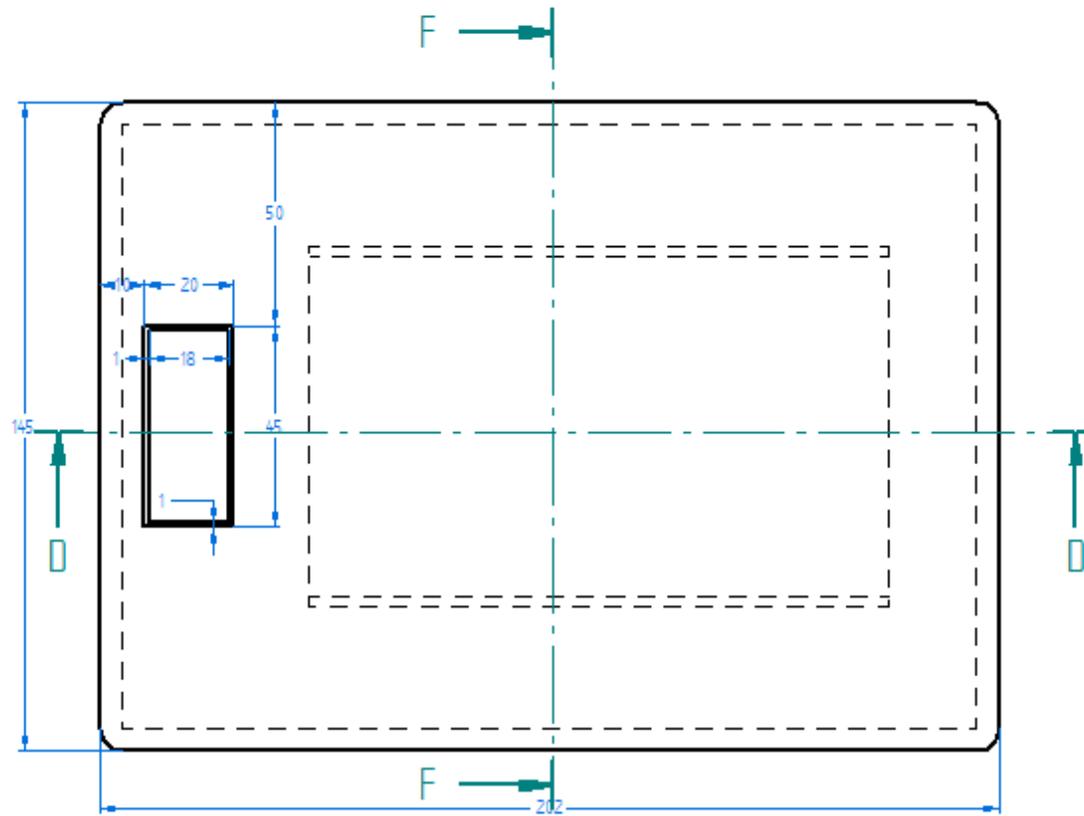


CORTE C-C

Nombre		Fecha	<b>ICAI</b>		
Dibujado	Enrique Frias	18/08/24	Universidad Pontificia de Comillas		
Salvo indicación contraria cotas en milímetros ángulos en grados tolerancias $\pm 0,5$ y $\neq F$			Titulo <b>Plano Carcasa</b>		
Escala H		Peso	Hoja 3 de 4		



CORTE D-D



CORTE F-F

	Nombre	Fecha	ICAI		
Dibujado	Enrique Frias	18/08/24	Universidad Pontificia de Comillas		
Salvo indicación contraria cotas en milímetros ángulos en grados tolerancias $\pm 0,5$ y $\pm F$			Titulo		
			Plano Carcasa		
Escala 1:1		Peso	Hoja 4 de 4		

## **ANEXO VI: OBJETIVOS ODS**

Este proyecto no solo impacta significativamente en la salud y el nivel de vida de los usuarios que usen los dispositivos diseñados, sino que también está alineado con los Objetivos de Desarrollo Sostenible (ODS) de las Naciones Unidas. En particular, este proyecto está directamente alineado con el ODS 3, que busca garantizar una vida sana y promover el bienestar de la población, y con el ODS 10, que busca reducir la desigualdad dentro y entre los países.

Las máquinas CPAP juegan un papel crucial a la hora de mejorar la salud y el bienestar de la población, ya que aporta tratamiento para la apnea del sueño y otros trastornos del sueño. Al asegurar que el tratamiento se aplica mediante el dispositivo CPAP, las máquinas mejoran la calidad del sueño, y por tanto, la calidad y bienestar del día a día. Además, este tratamiento previene complicaciones potenciales de salud, promoviendo una vida más longeva y saludable. No solo se tratan los trastornos del sueño, sino que al tratar estos, se evita aumentar el riesgo de desarrollar enfermedades crónicas como la hipertensión, lo que está completamente alineado con el ODS 3, que busca reducir las enfermedades. Otro pilar del ODS 3 es garantizar el acceso a tratamientos esenciales para toda la población. Las máquinas CPAP son una herramienta esencial para el tratamiento de trastornos del sueño, por lo que su disponibilidad es crucial para garantizar tratamiento para un mayor porcentaje de la población.

Por otro lado el ODS 10 se centra en disminuir las desigualdades de acceso a servicios esenciales para toda la población, asegurando que todo el mundo, independientemente de la situación económica, tenga acceso a un tratamiento eficaz para poder tener una calidad de vida adecuada. En el contexto de este proyecto, al reducir significativamente el precio de comercialización, se consigue reducir las desigualdades existentes actualmente debido a los altos precios. A pesar de los avances tecnológicos en el mundo CPAP, el coste sigue siendo una barrera significativa para el acceso del tratamiento a aquellos sectores sin poder adquisitivo. No obstante, en este proyecto se consigue reducir esta barrera, ayudando a

eliminar las desigualdades de acceso al tratamiento, por lo que se contribuye al avance del ODS 10.