

ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DEL LITORAL

Facultad de Ingeniería en Electricidad y Computación

Diseño de la automatización de un dispensador de oxígeno verde para uso doméstico mediante la electrólisis del agua.

PROYECTO INTEGRADOR

Previo la obtención del Título de:

INGENIERO EN ELECTRÓNICA Y AUTOMATIZACIÓN

Presentado por:

DARWIN RODOLFO VERA EGAS

GUAYAQUIL - ECUADOR

Año: 2022

DEDICATORIA

El presente proyecto de titulación lo dedico a mis padres Miriam Egas y Servilio Vera quienes han sido un pilar fundamental a lo largo de toda mi carrera, brindándome su apoyo en todas mis decisiones y siendo pacientes a la espera de este gran logro. A mis hermanas Geomara y Karen por brindarme ánimos para seguir adelante y conseguir esta meta. Y, por último, a mis mascotas quienes siempre me han sabido acompañar en mis largas jornadas nocturnas de estudio.

AGRADECIMIENTOS

Primeramente, agradezco a Dios por tenerme con vida para lograr esta meta. Retribuyo todo mi esfuerzo a mi madre y hermanas, quienes sin lugar a duda con sus palabras de aliento sirvieron de motivación para el desarrollo del presente documento.

También agradezco aquellos amigos que en el transcurso de mi carrera compartieron parte de su tiempo y conocimiento para mi formación académica.

DECLARACIÓN EXPRESA

“Los derechos de titularidad y explotación, me corresponde conforme al reglamento de propiedad intelectual de la institución; *Darwin Rodolfo Vera Egas* y doy mi consentimiento para que la ESPOL realice la comunicación pública de la obra por cualquier medio con el fin de promover la consulta, difusión y uso público de la producción intelectual”

A handwritten signature in blue ink, appearing to read 'Darwin Vera Egas', with a long horizontal stroke extending to the right.

Darwin Rodolfo Vera Egas

EVALUADORES

.....
Ing. Dennys Dick Cortez Alvarez

PROFESOR DE LA MATERIA



.....
PhD Wilton Edixon Agila Gálvez

PROFESOR TUTOR

RESUMEN

La existencia de enfermedades del tipo pulmonar obstructiva crónica y apariciones de nuevos virus que generan afectaciones a nivel respiratorio, influyen en el desarrollo de servicios de oxigenoterapia que permiten mejorar la salud de algunos enfermos y aumentar la esperanza de vida en otros. En el Ecuador, las limitadas capacidades de atención en sus centros hospitalarios y la falta de desarrollo de equipos tecnológicos destinados para la prestación de servicios terapéuticos de oxígeno, obliga a que sean pocas las empresas que se dediquen a dicha actividad, y hacen que el servicio este principalmente dirigido a las principales ciudades dejando de lado a otros sectores poblacionales que también lo requieren.

El presente proyecto integrador pretende dar a conocer una posible alternativa tecnológica para el desarrollo de equipos generadores de oxígeno que puedan ser empleados en el tratamiento de personas que no pueden prescindir de oxigenación suplementario en sus hogares.

Para esto se propuso establecer el diseño de un dispensador de oxígeno siguiendo las normativas técnicas de los concentradores, con la diferencia de que la producción de oxígeno fue basada en el proceso de electrolisis del agua y su funcionamiento en el uso de energía solar. Además, se aplicó el diseño de un sistema de control difuso que permitió simular el ajuste automático del flujo requerido según la monitorización de la saturación mediante pulsioxímetro.

Finalmente, los costos de implementación no posibilitan un actual desarrollo del equipo, y es necesario escalar el diseño a uno de menor capacidad que permita mejorar la rentabilidad, donde su inversión es justificada dado que la tecnología sugerida apunta a que el equipo pueda alcanzar autonomía en su funcionamiento.

Palabras Clave: sistema, controlador, difuso, oxígeno, saturación.

ABSTRACT

The existence of diseases of the chronic obstructive pulmonary type and the appearance of new viruses that generate respiratory affectations, influence the development of oxygen therapy services that improve the health of some patients and increase life expectancy in others. In Ecuador, the limited care capacities in its hospitals and the lack of development of technological equipment for the provision of therapeutic oxygen services, forces few companies to engage in this activity, and make the service is mainly aimed at the main cities leaving aside other population sectors that also require it.

This integrative project aims to publicize a possible technological alternative for the development of oxygen generating equipment that can be used in the treatment of people who cannot do without supplementary oxygenation in their homes.

For this it was proposed to establish the design of an oxygen dispenser following the technical regulations of the concentrators, with the difference that the production of oxygen was based on the process of electrolysis of water and its operation in the use of solar energy. In addition, the design of a diffuse control system was applied that allowed to simulate the automatic adjustment of the required flow according to the monitoring of the saturation by means of a pulse oximeter.

Finally, the implementation costs do not allow a current development of the equipment, and it is necessary to scale the design to one of lower capacity that allows to improve profitability, where its investment is justified given that the suggested technology aims to achieve autonomy in its operation.

Keywords: *system, controller, diffuse, oxygen, saturation.*

ÍNDICE GENERAL

RESUMEN.....	I
ABSTRACT	II
ÍNDICE GENERAL	III
ABREVIATURAS.....	V
SIMBOLOGÍA.....	VI
ÍNDICE DE FIGURAS	VII
ÍNDICE DE TABLAS.....	X
ÍNDICE DE PLANOS.....	XI
CAPÍTULO 1.....	12
1. Introducción	12
1.1 Descripción del problema	13
1.2 Justificación del problema	14
1.3 Objetivos	15
1.3.1 Objetivo General	15
1.3.2 Objetivos Específicos.....	15
1.4 Marco teórico.....	15
1.4.1 EPOC y COVID-19	15
1.4.2 Oxígeno terapia	16
1.4.3 Concentradores de oxígeno estacionarios.....	20
1.4.4 Energía renovable para producción de oxígeno	20
1.4.5 Sistemas automáticos de control	21
CAPÍTULO 2.....	22
2. Metodología y Diseño	22
2.1 Metodología.....	22
2.2 Diseño conceptual.....	23
2.3 Diseño de ingeniería.....	26

2.4	Diseño del sistema de control	32
2.4.1	Selección de materiales	32
2.4.2	Diseño del Controlador	36
2.4.3	Diseño Mecánico Adoptado	51
CAPÍTULO 3.....		56
3.	Resultados.....	56
3.1	Resultados de simulación.....	56
3.2	Presupuesto	60
CAPÍTULO 4.....		62
4.	Conclusiones Y Recomendaciones	62
4.1	Conclusiones.....	62
4.2	Recomendaciones.....	63
Bibliografía.....		64
APÉNDICE A. PRUEBAS DE AJUSTE DE CAUDAL DE OXÍGENO MEDIANTE REGULACIÓN MANUAL DE PERILLA DEL FLUJÓMETRO.		67
APÉNDICE B. AJUSTE DE CURVA PARA FLUJO DE SALIDA VS POSICIÓN ANGULAR DE SERVOMOTOR.		71
APÉNDICE C. AJUSTE DE CURVA PARA LA PRESIÓN PARCIAL DE OXÍGENO EN FUNCIÓN DE LA SATURACIÓN DE OXÍGENO.....		75
APÉNDICE D: PLANOS DEL MECANISMO DE REGULACIÓN Y VISTAS DE PIEZAS PARA ACOPLER		78
APÉNDICE E: DIAGRAMA DE CONEXIONES DEL CIRCUITO DE CONTROL		82
APÉNDICE D: ESTIMACIÓN DEL KIT SOLAR REQUERIDO		83

ABREVIATURAS

ESPOL	Escuela Superior Politécnica del Litoral
OMS	Organización Mundial de la Salud
INEN	Instituto Ecuatoriano de Normalización
SARS	Severe Acute Respiratory Syndrome
CoV	CoronaVirus
EPOC	Enfermedad Pulmonar Obstructiva Crónica
RPC	Red Privada Complementaria
PSA	Pressure Swing Adsorption
INEC	Instituto Nacional de Estadística y Censo
OCD	Oxigenoterapia Continua Domiciliaria
AEL	Alkaline Electrolysis
PEM	Polymer Electrolyte Membrane
PERC	Passivated Emitter Rear Cell
HSP	Hora Sol Pico

SIMBOLOGÍA

lpm	Litros por Minuto
mmHg	Milímetros de Mercurio
kfg*cm	Kilogramos de Fuerza por Centímetro
mm	Milímetros
V	Voltios
mA	Miliamperios
SpO ₂	Saturación de Oxígeno
PaO ₂	Presión Parcial de Oxígeno
O ₂	Oxígeno
H ₂	Hidrógeno
KOH	Hidróxido de Potasio
kPa	Kilo Pascal
l/h	Litro por Hora
kWh	Kilovatio Hora
kWp	Kilovatio Pico
kW/m ₂	Kilovatio por Metro Cuadrado
Ah	Amperio Hora

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1: Diagrama de metodología empleada, según el Método sistemático para diseñadores de Bruce Archer. Elaboración propia.	23
Figura 2: Equipo de purificación de agua.	25
Figura 3: Diagrama de flujo del proceso de generación de oxígeno. Elaboración propia.	26
Figura 4: Pila de combustible de hidrógeno GA43.	27
Figura 5: Kit regulación y distribución de oxígeno.	29
Figura 6: Ubicación del sensor en el tanque y su modo de operación. Fuente: UNIT Electronic – Tienda de componentes electrónicos.	30
Figura 7: Diagrama sistema de control de lazo cerrado. Fuente: Elaboración propia. ...	32
Figura 8: Tarjeta de desarrollo Arduino Uno.	34
Figura 9: Servomotor MG996R.	35
Figura 10: Sensor con funciones de pulsímetro y oxímetro.	36
Figura 11: Diseñador de lógica difusa. Variables lingüísticas de entrada y salida a emplear.	38
Figura 12: Funciones de membresía para variable de entrada "Presión arterial de oxígeno"	39
Figura 13: Funciones de membresía para variable de entrada "Duración"	40
Figura 14: Funciones de membresía para variable de entrada "Error de posición angular servomotor".	41
Figura 15: Funciones de membresía para variable de entrada "Derivada del error de posición angular del servomotor"	42
Figura 16: Funciones de membresía para variable de salida "Acción".	43
Figura 17: Funciones de membresía para variable de salida "Flujo deseado".	44
Figura 18: Ingreso de reglas difusas al "Rule Editor" de Matlab.	51
Figura 19: Flujómetro modelado en AutoCAD.	52
Figura 20: Servomotor modelado en AutoCAD.	52
Figura 21: Pieza 1 para acople de perrilla del flujómetro modelada en AutoCAD.	53
Figura 22: Pieza 2 para acople del eje de servomotor modelada en AutoCAD.	53
Figura 23: Pieza 3 para anclaje de servomotor a flujómetro modelada en AutoCAD. ...	54
Figura 24: Sistema electromecánico modelado en AutoCAD.	55
Figura 25: Simulación del sistema de control.	¡Error! Marcador no definido.

Figura 26: Señal de entrada controlador, correspondiente a los valores de presión parcial de oxígeno.....	57
Figura 27: Respuesta de salida del controlador ante una entrada escalon.	58
Figura 28: Grafico de la señal posición angular servomotor.....	58
Figura 29: Grafica de señal de flujo estimado y flujo esperado.	59
Figura 30: a) Ajuste de perilla de flujómetro a 0°. b) Ajuste de perilla de flujómetro a 65°.	67
Figura 31: a) Ajuste de perilla de flujómetro a 80°. b) Ajuste de perilla de flujómetro a 100°.	68
Figura 32: a) Ajuste de perilla de flujómetro a 130°. b) Ajuste de perilla de flujómetro a 160°.	69
Figura 33: Ajuste de perilla de flujómetro a 180°.	70
Figura 34: Modelo Fourier para ajuste de curva de flujo de salida versus posición angular de servomotor.....	72
Figura 35: Modelo Gaussiano para ajuste de curva de flujo de salida versus posición angular de servomotor.....	72
Figura 36: Coeficientes modelo gaussiano.....	73
Figura 37: Diagrama de bloques Simulink. Flujo de salida vs Posición angular servomotor.....	74
Figura 38: Relación entre la saturación de oxígeno y presión parcial de oxígeno.....	75
Figura 39: Relación entre flujo y presión parcial de oxígeno.	75
Figura 40: Modelo Fourier para ajuste de curva de presión parcial de oxígeno vs saturación de oxígeno.	76
Figura 41: Διαγραμμα δε βλοθυεσ Σιμυλινκ. Πρεσι (ν παρχιαλ δε οξίγενο πσ σατυραχι (ν δε οξίγενο.....	77
Figura 42: Mapa del potencial fotovoltaico específico del Ecuador. Obtenido de: Global Solar Atlas 2.0	83
Figura 43: Datos aproximados de potencia fotovoltaica, irradiación, temperatura, elevación del Ecuador. Obtenido de: Global Solar Atlas 2.0	84
Figura 44: Datos aproximados de potencia fotovoltaica, irradiación, temperatura, elevación de la región litoral del Ecuador. Obtenido de: Global Solar Atlas 2.0	84
Figura 45: Mapa del potencial fotovoltaico específico de la región litoral del Ecuador. Obtenido de: Global Solar Atlas 2.0	85

Figura 46: Incidencia del factor ambiental altitud en los valores referenciales de saturación de O₂. Tomado de: Sitio Web Enfermera.io86

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1: Indicaciones de oxigenoterapia continua domiciliaria en la EPOC	17
Tabla 2: Fuentes de administración de oxígeno domiciliario	18
Tabla 3: Electrolizadores comerciales: tipos y características.....	27
Tabla 4: Datos técnicos de célula HHO GA43, proporcionado por fabricante	28
Tabla 5: Tabla datos de producción de hidrogeno y oxígeno FUEL CELL LLC (NO HHO)	28
Tabla 6: Características de la válvula solenoide seleccionada.....	29
Tabla 7: Características de la bomba de agua seleccionada.	31
Tabla 8: Características del compresor de aire seleccionado.	31
Tabla 9: Características de tarjetas de control del Fabricante Arduino.	33
Tabla 10: Especificaciones técnicas de servomotores.	34
Tabla 11: Especificaciones técnicas del sensor pulsioxímetro.	36
Tabla 12: Características de funciones de membresía para variable lingüística PaO ₂ ..	39
Tabla 13: Características de funciones de membresía para variable lingüística Duración.	40
Tabla 14: Características de funciones de membresía para variable lingüística Error de posición angular servomotor.....	41
Tabla 15: Características de funciones de membresía para variable lingüística Derivada del error de posición angular servomotor.	42
Tabla 16: Características de funciones de membresía para variable lingüística Acción.	43
Tabla 17 : Características de funciones de membresía para variable lingüística Flujo Deseado.....	44
Tabla 18: Base de reglas para el controlador Difuso-PID.....	46
Tabla 19: Presupuesto para implementación del kit de tratamiento de fuentes primarias.	60
Tabla 20: Presupuesto para implementación del equipo dispensador de oxígeno.....	60
Tabla 21: Presupuesto implementación del sistema de regulación.	61
Tabla 22: Cálculo de consumo energético.....	86
Tabla 23: Listado de paneles más eficientes del 2022.	87

ÍNDICE DE PLANOS

- PLANO 1 Partes del mecanismo de regulación del dispensador de oxígeno verde.
- PLANO 2 Pieza 1: Vistas de adaptador para acople de perrilla del flujómetro.
- PLANO 3 Pieza 2: Vistas del adaptador para acople del eje de servomotor.
- PLANO 4 Pieza 3: Vistas de la estructura de fijación para acople.
- PLANO 5 Diagrama de conexiones dispensador de oxígeno verde.

CAPÍTULO 1

1. INTRODUCCIÓN

A lo largo de los tiempos, el ser humano se ha visto expuesto ante una infinidad de enfermedades que pueden llegar a afectar de manera muy grave en la salud de su cuerpo, lo cual tiene repercusiones tanto en el tiempo como en la calidad de vida de la persona. Teniendo en cuenta la continua aparición de nuevas enfermedades es indispensable un continuo avance médico y de la ciencia que permitan garantizar un apropiado estilo de vida. Es debido a esto, que en la actualidad son cada vez más los estudios asociados a las distintas patologías que afectan a los seres humanos, a fin de facilitar el desarrollo de fármacos, vacunas, terapias y alternativas de equipos de servicios médicos existentes. Entre los principales tipos de enfermedades críticas para la salud, tenemos aquellas que afectan al sistema respiratorio las cuales se presentan en pacientes de todo rango de edades.

Según la Organización Mundial de la Salud (OMS), dentro de las 10 principales causas de defunción en el mundo se tiene que 7 de estas se deben a enfermedades no transmisibles, siendo la Enfermedad Pulmonar Obstructiva Crónica la que ocupaba el tercer lugar de mortalidad hasta el año de 2019, generando un aproximado de 3.32 millones de muertes anuales a nivel mundial (Organización Mundial de la Salud, 2020).

Para finales del 2019, la aparición de una nueva enfermedad respiratoria a causa de un coronavirus emergente, denominado SARS dio como origen una pandemia la cual cobro la vida de millones de personas alrededor del mundo en el último par de años. Dicha enfermedad más comúnmente conocida como COVID-19, presenta entre sus afectaciones en los casos de mayor gravedad la dificultad para respirar; y por lo tanto, el requerimiento de ventilación mecánica para que así el cuerpo humano pueda ejecutar de forma correcta el proceso de oxigenación de la sangre. Y por ende, siendo el oxígeno un factor de gran importancia en el tratamiento de pacientes con COVID-19.

En base a los grupos de patologías anteriormente expuestas, surge la necesidad de existencia de servicios de oxigenoterapia que permiten proveer de oxígeno de manera adicional o asistida a las personas que lo precisan debido a los niveles bajos de O₂ que presentan en su sangre. Así mismo, el desarrollo de equipos médicos cuyo objetivo

primordial es la producción de oxígeno medicinal, como lo es el concentrador o generador de oxígeno portátil el cual es considerado el dispositivo de mayor impacto para este tipo de tratamiento en la actualidad.

Por último, al tener en consideración la inapropiada infraestructura y recursos de las instituciones de salud públicos y privados en el Ecuador, imposibilita satisfacer la demanda para atención de pacientes particularmente con enfermedades respiratorias crónicas, cuyo tratamiento en algunos casos implica el ininterrumpido uso de oxígeno medicinal de 6, 12 y hasta 24 horas al día (Cadme Barros & Rodríguez Santi, 2021). De ahí que, se tiene como resultado la búsqueda específica de diseño de sistemas automáticos generadores de oxígeno para uso domiciliario como soluciones tecnológicas alternas a las ya existentes, que faciliten cubrir los requerimientos de este grupo de usuarios.

1.1 Descripción del problema

La existencia de pacientes diagnosticados con Enfermedad Pulmonar Obstructiva Crónica (EPOC) u otras enfermedades respiratorias similares, generalmente requieren de atención y equipamientos especializados disponibles principalmente en áreas de neumología.

A la actualidad, en el Ecuador la capacidad de atención dentro las áreas neumológicas de las instituciones de salud pública y privada es limitada, y han generado que empresas especializadas en prestar servicios de salud, brinden los servicios de oxigenoterapia a través de la Red Privada Complementaria (RPC). No obstante, la inexistencia de una empresa que brinde dicho servicio a nivel nacional delimita principalmente las atenciones únicamente a pacientes de ciudades de Guayaquil y Quito. Probablemente, esto debido a la falta de alternativas tecnológicas que faciliten la producción de oxígeno medicinal en domicilios, considerando que hasta el momento el concentrador de oxígeno es considerado como la solución tecnológica ideal en la oxigenoterapia domiciliaria.

El concentrador es un dispositivo médico que depende de energía eléctrica de la red domiciliar para producir oxígeno medicinal a partir de un proceso de separación de aire por absorción o PSA.

1.2 Justificación del problema

El aire que nos rodea está constituido aproximadamente por un 21% de oxígeno, siendo este gas un elemento indispensable para la vida humana. Los niveles bajos de este gas en la sangre crean una condición de hipoxia, la cual se debe a la dificultad de los pulmones para proporcionar la cantidad adecuada de oxígeno a las células de nuestro cuerpo ocasionando daños en distintos órganos. Generalmente esta afección se presenta en pacientes con EPOC o con otras enfermedades respiratorias similares, entre ellas el COVID-19, donde los pacientes pueden precisar de oxígeno extra que ayuda a realizar un correcto proceso de oxigenación.

El suministro de oxígeno adicional se efectúa mediante el uso de equipos especializados en la producción o almacenamiento de oxígeno medicinal, se lo conoce como oxigenoterapia.

Según los Registros Estadísticos de Defunciones Generales de 2020 del INEC (Instituto Nacional de Estadísticas y Censos, 2021), se indica que en el Ecuador:

Como resultado del trabajo técnico se determinó que, del total de muertes en exceso, 23.793 son casos confirmados o sospechosos de la COVID-19 y las 17.284 defunciones restantes están asociadas principalmente con enfermedades respiratorias como influenza y neumonía, enfermedades isquémicas del corazón y diabetes. (pág. 11)

Donde las cifras en exceso de defunciones en el país se vieron vinculada a la alta demanda de personas con afecciones graves por COVID-19 u otras enfermedades respiratorias, y una poca existencia de variedad en dispositivos y servicios proveedores de oxígeno medicinal para un tratamiento domiciliario oportuno.

Por presente proyecto pretende establecer una alternativa para el diseño de dispositivos generadores de oxígeno medicinal, empleando un proceso distinto al de absorción como lo es el proceso de electrólisis, para cubrir la demanda de este gas de suma importancia en el hogar de personas oxígeno dependientes o requirentes. Además, optimizar la calidad de vida de sus usuarios mediante un diseño automático del sistema de regulación del equipo dispensador cuyo funcionamiento se base en el uso de energía

renovable, de tal manera que logre un impacto positivo en la contribución del cuidado del medio ambiente.

1.3 Objetivos

1.3.1 Objetivo General

Diseñar un sistema de control basado en lógica difusa para ajuste automática del mecanismo de regulación de flujo de salida de un dispensador de oxígeno verde.

1.3.2 Objetivos Específicos

- 1 Analizar tecnologías de concentradores en el mercado actual para la producción de oxígeno.
- 2 Investigar los procesos de electrolisis que permitan generación de oxígeno con el mayor porcentaje de pureza dentro de los estándares del uso de oxígeno medicinal.
- 3 Establecer el diseño de un sistema para producción y distribución de oxígeno según los requerimientos de los individuos.
- 4 Seleccionar los equipos a usarse según los resultados de diseño.
- 5 Automatizar el sistema de regulación de oxígeno para obtener el máximo rendimiento.

1.4 Marco teórico

1.4.1 EPOC y COVID-19

1.4.1.1 *Enfermedad Pulmonar Obstructiva Crónica (EPOC)*

Es una enfermedad respiratoria que provoca una estrechez progresiva de las vías áreas y un deterioro del tejido pulmonar como consecuencia de una inflamación crónica del aparato respiratorio. Genera una insuficiencia respiratoria cuando dificulta la absorción de aire hacia los pulmones y complica la difusión de oxígeno O₂ en la sangre (Sociedad Madrileña de Neumología y Cirugía Torácica, 2018).

1.4.1.2 *COVID-19*

El COVID-19 se lo define como una infección respiratoria aguda capaz de ocasionar un síndrome respiratorio agudo severo causado por el SARS-CoV-2, donde su sintomatología va desde una afectación parecida al resfriado común hasta una

neumonía grave e insuficiencia respiratoria aguda grave. Teniendo como resultado que cerca de un 19% de pacientes infectados pueden llegar a presentar hipoxemia y con ello la atención terapéutica con oxígeno (Medina Rueda, Astudillo Junco, & Coronado Macías, 2021).

1.4.2 Oxigenoterapia

1.4.2.1 Definición

La oxigenoterapia se define como la suministración de oxígeno complementario con concentraciones mayores al 21% de las presentes en el aire ambiente para el tratamiento y prevención de la hipoxemia, a fin de aumentar la saturación de oxígeno (SpO₂) para mejorar el intercambio gaseoso, y así prolongar la vida de los pacientes. La administración de oxígeno depende del cuadro clínico de cada paciente; es decir, las indicaciones y dosis de aplicación varían en cada persona (Ramírez Guamán, 2020).

1.4.2.2 Oxigenoterapia Continua Domiciliaria (OCD)

La OCD se define como el suministro de oxígeno a pacientes con presencia de insuficiencia respiratoria crónica, de manera continua y comúnmente indefinida dentro de sus domicilios.

Las indicaciones asociadas al OCD se encuentran definidas bajo los criterios de las guías nacionales e internacionales. Sin embargo, es de suma importancia conocer el diagnóstico del paciente a manera de validar la titulación de la terapia y poder ajustar el equipo según las diferentes requerimientos clínicos o ambulatorios.

A continuación, en la Tabla 1 se muestra distintas situaciones que generan la necesidad de O₂ domiciliario en pacientes con EPOC, considerando los grados de evidencia existentes dado que a la actualidad no existen nuevas evidencias por los altos costos y cuestiones éticas que generan la realización de estos estudios.

Tabla 1: Indicaciones de oxigenoterapia continua domiciliaria en la EPOC

	Fuerza de la recomendación	Calidad de la evidencia
Oxigenoterapia continua (>15 h/día)		
<i>Indicada para mejorar la supervivencia y la calidad de vida cuando:</i>		
PaO ₂ en reposo ≤ 55 mmHg (7,3 kPa), o	Consistente	Alta
PaO ₂ en reposo entre 56-59 mmHg (7,4-7,8 kPa) con evidencia de daño orgánico por hipoxia (Incluyendo insuficiencia cardiaca derecha, hipertensión pulmonar o policitemia)	Consistente	Moderada
<i>No se recomienda en pacientes con EPOC e hipoxemia moderada</i>	Consistente	Baja
<i>El flujo de oxígeno debe ser el suficiente para mantener una PaO₂ > 60 mmHg (8,0 kPa) o una SpO₂ > 90%</i>	Consistente	Alta
Oxigenoterapia durante el ejercicio		
<i>Puede mejorar la calidad de vida en pacientes que experimentan desaturación durante el ejercicio (SpO₂ ≤ 88%)</i>	Débil	Baja
<i>Para su prescripción se requiere la demostración de que la corrección de la hipoxemia durante el ejercicio mediante la administración de oxígeno (SpO₂ ≥ 90%) se acompaña de una mejoría de la disnea o de la tolerancia al ejercicio</i>	Débil	Baja
<i>Puede ser útil durante el ejercicio en pacientes en programas de rehabilitación, para aumentar la duración en intensidad del entrenamiento</i>	Débil	Moderada
Oxigenoterapia nocturna		
<i>Puede considerarse en pacientes con demostración de desaturación nocturna de oxihemoglobina (SpO₂ < 90% durante al menos un 30% del tiempo total de registro) y secuelas relacionadas con la hipoxia (poliglobulia o signos de insuficiencia cardiaca derecha)</i>	Débil	Baja
<i>Se debe considerar la CPAP o la ventilación mecánica, que puede sustituir o complementar la oxigenoterapia</i>	Consistente	Moderada
Oxigenoterapia durante los viajes en avión		
<i>Se requiere una titulación específica del flujo de oxígeno durante el sueño, ejercicio y viajes en avión</i>	Consistente	Baja

Tomada de: (Rodríguez González-Moro, Bravo Quiroga, Alcázar Navarrete, Alfageme Michavila, & Díaz Labato, 2020)

1.4.2.3 Fuentes de administración

Según la autonomía que se puede proporcionar al paciente, las fuentes de suministro de oxígenos se clasifican en fuentes fijas y fuentes dinámicas.

Dentro de la clasificación de fuentes fijas o estáticas tenemos:

- Cilindro de alta presión
- Concentrador fijo

Por otro lado, la clasificación de fuentes dinámicas o móviles tiene:

- Concentrador portátil
- Oxígeno líquido

A continuación, en la Tabla 2 se detallan algunas de las características para cada tipo de fuente:

Tabla 2: Fuentes de administración de oxígeno domiciliario

<p>1.- Fuentes fijas o estáticas</p> <p>Cilindro de alta presión Conserva el O₂ de forma gaseosa Inconvenientes: + Muy voluminosas y antiestéticas + Precisa recambios frecuentes en función del flujo prescrito y del tamaño del cilindro</p> <p>Concentrador fijo Extrae el O₂ del aire ambiente, separándolo del nitrógeno mediante filtros moleculares. Con bajos flujos (1-3 L/min) se alcanzan concentraciones de O₂ de 98-100% y con flujos altos concentraciones del 92-95% Es un sistema económico Inconvenientes: + Ruido. + Dependencia del suministro eléctrico</p> <p>2.-Fuentes dinámicas o móviles</p> <p>Concentrador portátil Pueden suministrar oxígeno solo en la inspiración, (sistemas ahorradores de O₂) o tanto en la inspiración cuando el flujo es bajo (hasta 3 L/min) como en inspiración y espiración (flujo continuo) a flujos altos (hasta 6 L/min). La recarga de la batería se realiza en cualquier enchufe. Inconvenientes: + Precio elevado, + Baterías de duración limitada + Con flujos altos no son tan efectivos (concentración O₂ varía 85-95% dependiendo del flujo)</p> <p>Oxígeno líquido El O₂ se almacena en estado líquido a muy baja temperatura (-180°C) Nodrizas con capacidad de suministro (5-7 días) y se transfiere a pequeños tanques o mochilas (4 kg) con autonomía de 4-8 h según el flujo que precise el paciente Suministran O₂ con un flujo continuo o a demanda Proporciona una concentración O₂ del 100% a cualquier flujo. Inconvenientes: + Precio elevado. Es la fuente de O₂ más cara (proceso de licuación es costoso y precisa una red de distribución compleja). + Peso de la mochila + Recambios frecuentes de la nodriza + Evaporación del O₂</p>

Tomada de: (Rodríguez González-Moro, Bravo Quiroga, Alcázar Navarrete, Alfageme Michavila, & Díaz Labato, 2020)

1.4.2.4 Monitorización del cumplimiento y de la eficacia

Dentro de la ODC para poder garantizar beneficios a los pacientes es necesario realizar una monitorización.

Considerando la monitorización desde un enfoque del cumplimiento, es necesario considerar los siguientes apartados:

- a) *Asegurar que se mantenga la indicación de la terapia por la existencia de insuficiencia respiratoria crónica contra los oportunos controles gasométricos y pulsioximétricos.*
- b) *Controlar el cumplimiento adecuado de forma objetiva (control horario); es decir, que el paciente utiliza la OCD un mínimo de 15 horas diarias. Para conseguir esta información es necesario disponer de los datos informatizados y accesibles desde cualquiera ordenador del hospital contra los cumplimientos proporcionados por la empresa prestadora de servicios, al menos con carácter trimestral. (pág. 44)*

Ahora, la monitorización de la eficiencia se la realiza mediante verificación del flujo de O₂ según las 3 condiciones descritas a continuación:

- a) *En reposo, hay que verificar que el flujo de oxígeno indicado al paciente es suficiente para mantener una PaO₂ mayor de 60mmhg en las condiciones similares a las que lo utiliza de forma habitual.*
- b) *Durante el sueño, habría que realizar una pulsioximetría nocturna con el flujo de oxígeno indicado que demuestre la ausencia de desaturación significativa durante el tiempo de sueño (es decir, una SpO₂ media superior al 90% y un tiempo por debajo de SpO₂ < 90% menor del 30%), y en caso contrario proceder a ajuste del flujo de oxígeno para conseguir esos objetivos.*
- c) *Con el esfuerzo, se debe realizar una pulsioximetría durante una prueba de esfuerzo, generalmente una PM6M con el aporte de oxígeno recomendado mediante el dispositivo que tenga prescrito el paciente y titular el flujo de oxígeno para demostrar una SpO₂ > 90% durante el esfuerzo, así como demostrar una mejoría de la capacidad de esfuerzo con el empleo de oxígeno. En ausencia de datos que permitan establecer lo que consideramos una mejoría 'significativa', podría utilizar la mejora de la distancia recorrida en un 12-15% sobre la basal, o bien un valor absoluto (54 metros). (Rodríguez González-Moro, Bravo Quiroga, Alcázar Navarrete, Alfageme Michavila, & Díaz Labato, 2020)*

1.4.3 Concentradores de oxígeno estacionarios

Dispositivos capaces de proporcionar un flujo continuo de concentraciones de oxígeno más altas que las presentes en el aire a personas que los requieren en sus hogares.

1.4.4 Energía renovable para producción de oxígeno

Las energías renovables son todo tipo de energía que tiene capacidad de regeneración continua y se da de manera espontánea, además se encuentran en cantidades inagotables en la naturaleza.

EL uso de energía renovable claramente implica utilizar elementos naturales como: luz solar, fuerza del viento, fuerza del agua o el calor de la tierra para producir electricidad asociada a procesos de generación de oxígeno. (Enel Green Power, s.f.)

1.4.4.1 Energía Solar

La energía solar es un tipo de energía renovable, se obtiene a través de la radiación del sol. Requieren de instalaciones fotovoltaicas que se encargan de captar las radiaciones solares y transformarla en electricidad.

1.4.4.2 Electrolisis del agua

La electrolisis del agua es un proceso químico que permite separar el hidrogeno (H_2) y oxígeno (O_2) de la molécula de agua mediante la aplicación continua de una corriente eléctrica que inicia la reacción de óxido-reducción (Clemente Jul, Sánchez Delgado, & Rodriguez, 2018).

El electrolizador es el equipo mediante el cual se ejecuta el proceso de electrolisis, consta de dos electrodos: cátodo que es donde se genera el hidrogeno mediante la reacción química de reducción, y ánodo que es donde se genera el oxígeno mediante la reacción química de oxidación (Retuerto, 2021).

Actualmente, existen 2 tipos de tecnologías electrolíticas de bajas temperaturas (menores a $100^{\circ}C$) a nivel comercial:

- **Electrolisis alcalina convencional (AEL)**, se basa en la inmersión de dos electrodos separados por un diafragma en un electrolito líquido, generalmente hidróxido de potasio (KOH) o hidróxido sódico.
- **Electrolisis de membrana polimérica protónica (PEM)**, se basa en el uso de un electrolito solido la cual es la membrana de intercambio protónico.

Adicionalmente, existe la electrolisis de estado sólido la cual es una tecnología electrolítica de alta temperatura (500 a 1000°C), por lo cual no son comerciales todavía.

1.4.5 Sistemas automáticos de control

La automatización consiste en el uso de tecnologías que permitan sustituir de manera parcial o total la intervención humana en tareas repetitivas con la finalidad de optimizarlas. En los aparatos, este concepto hace referencia a la automatización de los sistemas de control que disponen para así lograr una autonomía en su funcionamiento.

Los sistemas de control se constituyen de 3 partes claves que son: entradas, elementos de control y salidas. La interacción de estas consiste en lograr que las entradas efectúen un control sobre las salidas a través de los elementos de control (Kuo, 1996).

CAPÍTULO 2

2. METODOLOGÍA Y DISEÑO

En el presente capítulo, se detalla la metodología empleada para la realización del diseño de automatización de un dispensador de oxígeno verde para uso doméstico basado en la electrolisis del agua como su proceso de producción. Además, se describen los criterios, principios técnicos y selección de recursos empleados para el diseño conceptual y de ingeniería del equipo. Adicionalmente, se presenta mediante simulación el funcionamiento del controlador desarrollado para la automatización del equipo.

2.1 Metodología

Para abordar el proyecto se optó por seguir el “Método sistemático para diseñadores” desarrollado por Bruce Archer, el cual propone: “...seleccionar los materiales correctos y darles forma para satisfacer las necesidades de función y estética dentro de las limitaciones de los medios de producción” (González Mothelet, S/F). De manera que, se tiene un proceso de diseño comprendido en 3 etapas: analítica, creativa y de ejecución; las cuales facilitarían el cumplimiento de los objetivos específicos propuestos tal cual se muestra en la Figura 1, considerando la etapa analítica como fundamental, dada la necesidad de contar con la información suficiente para análisis, comparación y evaluación de las diferentes tecnologías y procesos disponibles que dieron lugar al desarrollo de la propuesta para el sistema de dispensador automático de O₂.

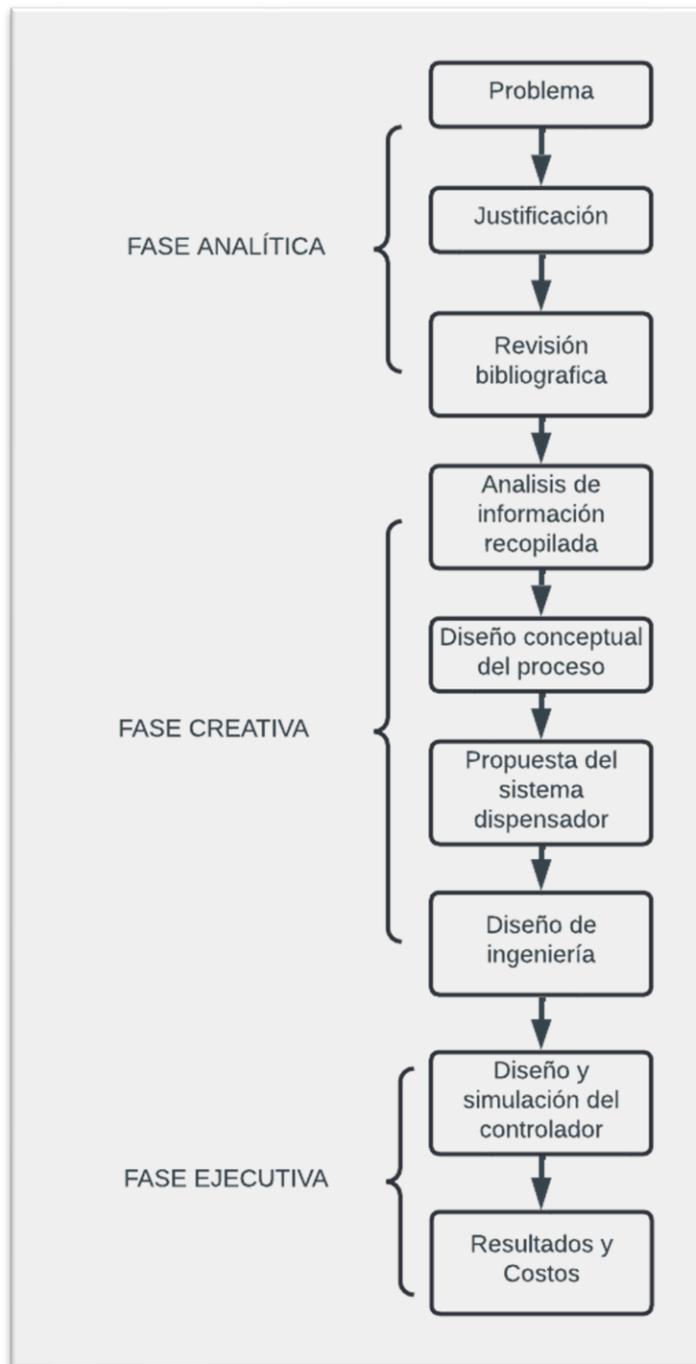


Figura 1: Diagrama de metodología empleada, según el Método sistemático para diseñadores de Bruce Archer. Elaboración propia.

2.2 Diseño conceptual

Etapas proceso de producción de oxígeno

Para nuestro diseño se identificó que el proceso de generación de oxígeno está comprendido de 4 principales etapas: tratamiento de energía solar, tratamiento de suministro de agua, separación por electrólisis y distribución-almacenamiento. Donde las

dos primeras etapas corresponden al tratamiento al que deben ser sometidas fuentes primarias o de suministro que permiten poner en marcha al equipo.

Tratamiento de energía solar

El tratamiento de la energía solar es la etapa inicial del proceso de producción de oxígeno. Mediante esta etapa se consigue convertir energía solar en energía eléctrica la cual se emplea como fuente de alimentación para funcionamiento del equipo. Este proceso de transformación de energía comprende el uso de celdas fotovoltaicas, reguladores de carga y baterías de almacenamiento que proporcionen el adecuado suministro eléctrico.

Tratamiento de suministro de agua

La Norma NTE INEN 2 379:2004 respecto a requisitos de concentradores de oxígeno medicinal, establece que el requisito químico del oxígeno en cuanto a concentración o pureza debe estar entre un rango de 93% a 96% (INEN, 2004). Asimismo, según las especificaciones técnicas de los concentradores de oxígeno establecidas por la OMS establece que el dispositivo "...deberá ser capaz de suministrar un flujo continuo de oxígeno a una concentración mayor al 82%" (Organización Mundial de la Salud, 2016).

Siendo el agua el principal elemento para la producción de O_2 en nuestro diseño es imprescindible tener en cuenta su pureza a fin de lograr alcanzar los porcentajes de concentraciones requeridas según las normativas expuestas.

El agua que se obtiene a partir de los grifos en los hogares no es 100% pura, y generalmente presenta minerales y sustancias disueltas que deben ser eliminadas. Por lo tanto, es necesario que previo a utilizar este líquido en el equipo electrolizador sea tratada a través de un sistema de filtración o purificación (Figura 2), de forma que dicho sistema elimine impurezas y disminuya la dureza, lo cual también ayuda a evitar la formación de sarro en tuberías del sistema o placas de nuestro electrolizador.



Figura 2: Equipo de purificación de agua.

Separación de H₂O por electrolisis

El proceso químico de separación del agua en los gases que la componen; es decir, en los gases oxígeno (O₂) e hidrógeno (H₂) ocurre dentro del electrolizador. Sin embargo, para que el equipo pueda realizar esta descomposición requiere que el líquido suministrado sea agua desionizada, la cual se obtiene mediante el tratamiento anteriormente descrito y se almacena en un reservorio para su posterior bombeo hacia el electrolizador. Además, debe ser sometido a una corriente eléctrica continua la cual es la encargada de generar la transferencia de electrones y protones, que permiten la formación del gas O₂ en el lado del ánodo y H₂ en el lado del cátodo.

Una vez formado el gas este es dirigido mediante tubería a un separador ciclónico o una trampa de agua que permite separar las partículas líquidas remanentes que pueda presentar el gas, dejando listo a este elemento para su almacenamiento o distribución.

Distribución y Almacenamiento

La distribución consiste en suministrar de manera adecuada el caudal de oxígeno que se requiera, para ello se emplea un sistema de regulación el cual consta de un mecanismo que permite el ajuste del flujo de oxígeno.

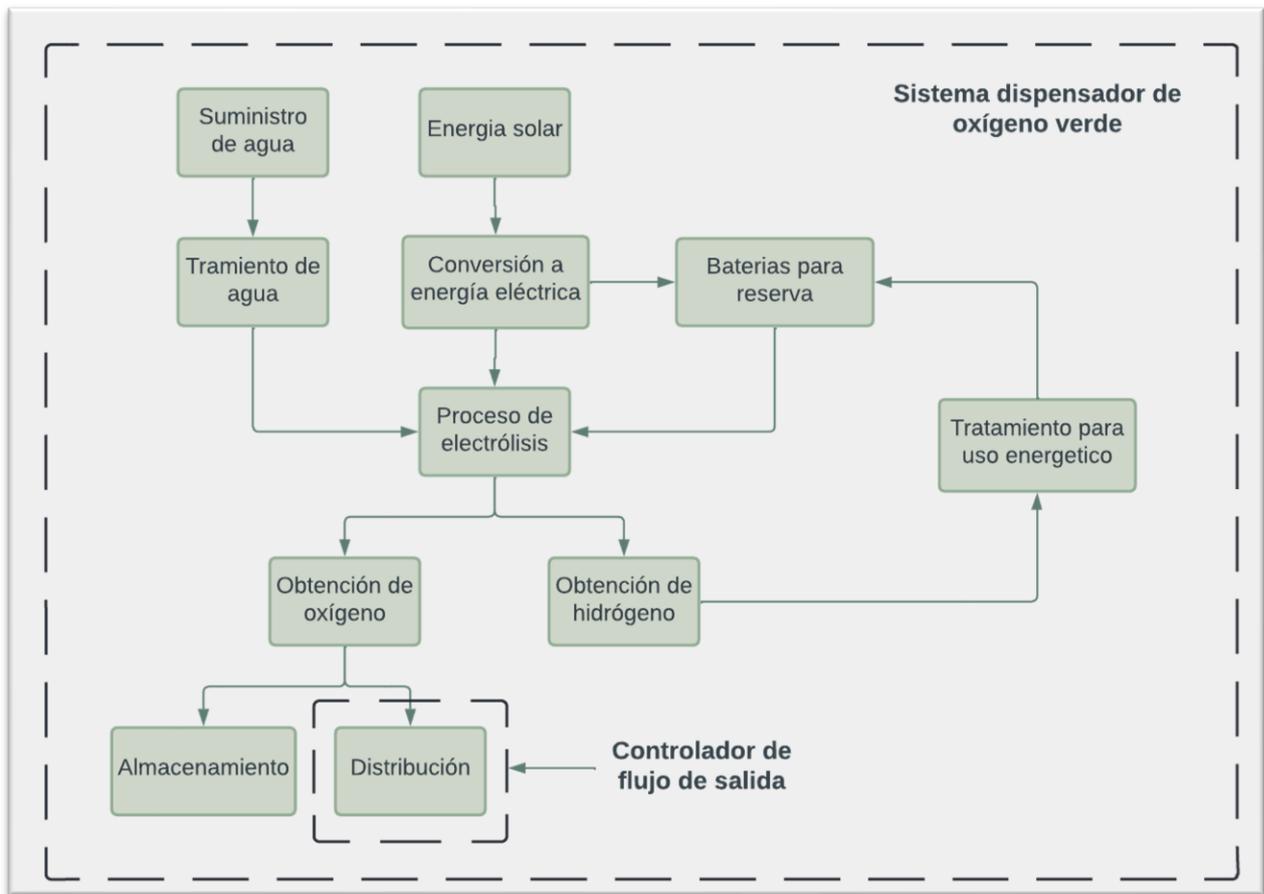


Figura 3: Diagrama de flujo del proceso de generación de oxígeno. Elaboración propia.

2.3 Diseño de ingeniería

2.3.1.1 Selección de materiales

Electrolizador

El electrolizador representa la tecnología mediante la cual se produce el O_2 en el diseño de nuestro dispensador, sin embargo, dado que esta tecnología en la actualidad se enfoca principalmente en la producción de H_2 , observaremos que la información presentada respecto a los tipos existentes hace referencia a este segundo gas. No obstante, como se conoce que en este dispositivo la producción de O_2 siempre será la mitad de su producción de H_2 , la selección del tipo a emplear parte del análisis de las características que se muestran en la Tabla 3, sin considerar los aspectos de consumo.

Tabla 3: Electrolizadores comerciales: tipos y características.

Tipo Electrolizador	AEL	PEM
Eficiencia (n)	60-70%	70-80%
Consumo kW/Nm ³ H ₂	4.6-5.2	4.5-4.8
Densidad de corriente[mA/cm ²]	200-600	600-2000
Presión [bar]	< 30	< 60
Costos de fabricación [€/kW]	1000-1500	1500-2000
Ventajas	Tecnología madura	Respuesta rápida
Desventajas	Electrolito líquido	Catalizadores PGM

La selección del tipo de electrolizador a emplear se realizó a partir de dos consideraciones iniciales:

1. Equipo compacto.
2. Óptimos para acople con fuentes de energía renovable.

Para la primera condición, se tiene que los electrolizadores AEL al utilizar un electrolito líquido no permiten un diseño compacto, a diferencia de los electrolizadores PEM que emplean un electrolito polimérico. Para la segunda condición, se tiene que los tipos PEM presentan una respuesta rápida ante variaciones de potencia lo cual los hace óptimos para trabajar con fuentes de energía renovable, mientras que los tipos AEL no presentan esta característica de respuesta rápida. Por lo tanto, se escoge el tipo de electrolizador PEM cumple con las dos condiciones establecidas y que además sus otras características presentan una mayor ventaja.



Figura 4: Pila de combustible de hidrógeno GA43.

Finalmente, se selecciona la pila de combustible de H₂ modelo GAU43 que se muestra en la Figura 4, cuyas especificaciones técnicas se detallan en la Tabla 4.

Tabla 4: Datos técnicos de célula HHO GA43, proporcionado por fabricante

Especificaciones técnicas	
Fabricante:	Fuel Cell LLC
Modelo:	GA43 HHO
Dimensiones:	10" x 4.5" x 8"
Rango de voltaje:	12 a 24 [V]
Rango de corriente:	40 a 120 [A]
Producción de H2:	4 a 8 [lpm]

Adicionalmente, en la Tabla 5 se muestra datos adicionales obtenidos de la página del fabricante en la cual podemos obtener la potencia requerida según los distintos flujos deseados.

Tabla 5: Tabla datos de producción de hidrogeno y oxígeno FUEL CELL LLC (NO HHO)

Nm3/24 horas	Kg 24H	Kg/Hr	Nm3/Hr	LPM/H2	LPM/O2	Vatios (13.8v)	Amplificador (13.8v)
1.44	0.12	0.0050	0.060	1	0.50	200	13.8
2.88	0.24	0.0100	0.120	2	1.00	400	27.6
4.32	0.36	0.0150	0.180	3	1.50	600	27.6
5.76	0.48	0.0201	0.240	4	2.00	800	55.2
7.20	0.60	0.0251	0.300	5	2.50	1,000	55.2
8.64	0.72	0.0301	0.360	6	3.00	1,200	82.8
11.52	0.96	0.0401	0.480	8	4.00	1,600	110.5
14.40	1.20	0.0502	0.600	10	5.00	2,000	138.1
17.28	1.44	0.0602	0.720	12	6.00	2,400	165.7
23.04	1.93	0.0802	0.960	16	8.00	3,200	221.0
25.92	2.17	0.0903	1.080	18	9.00	3,600	221.0
28.80	2.41	0.1003	1.200	20	10.00	4,000	276.2

Tomado de: (FUEL CELL LLC, s.f.)

Regulador de oxígeno

Según la serie técnica de la OMS sobre dispositivos médicos, indica que todo concentrador de oxígeno debe contener mínimo un flujómetro que permita realizar un control de la tasa de flujo (Organización Mundial de la Salud, 2016).

El tipo de flujómetro seleccionado fue un rotámetro de área variable con bola flotante, cuyo principio de funcionamiento se basa en la regulación de la perilla para mover el flotador de manera vertical en un tubo de vidrio según el flujo de oxígeno proporcionado.

Por lo tanto, se optó por el modelo SY-R2021 (Figura 5) el cual es un kit de regulación que dispone de un flujómetro para regulación de caudal de 0 [lpm] hasta 15 [lpm] y tiene integrado un manómetro, adicionalmente incluye el vaso humidificador y cánula que son los elementos para distribución.



Figura 5: Kit regulación y distribución de oxígeno.

Electroválvula

La electroválvula es un dispositivo que nos permite realizar la apertura o el cierre de una válvula mediante pulsos eléctricos a través de su solenoide, lo cual permite el control de flujo de agua entre una etapa y otra, siendo más específicos en lo que respecta a su aplicación es empleada para controlar el llenado del depósito de agua desionizada.

El equipo seleccionado es del tipo normalmente cerrada; es decir, mientras no se aplique tensión en sus terminales este impide el paso del agua, dispone de una válvula de diafragma que es operada mediante servo, para su conexión a proceso presenta dos extremos roscados de 1/2 pulgada. Los demás detalles técnicos son presentados a través de la Tabla 6.

Tabla 6: Características de la válvula solenoide seleccionada.

Especificaciones Técnicas	
Voltaje [V]	12
Corriente [A]	0.6
Presión [MPa]	0.02 a 0.08
Dimensiones [mm]	84 x 57

Sensor de nivel

Se establece el uso de dos sensores de nivel con flotador horizontal mediante los cuales se puede detectar el requerimiento de líquido para el depósito de agua desionizada. Con la finalidad de que al trabajar en conjunto con la electroválvula anteriormente preestablecida eviten un vaciado del repositorio o un llenado que exceda la capacidad de este.

Dado los requerimientos de funcionalidad se opta por el modelo CS-CO058, el cual opera como una llave magnética donde dependiendo de la posición que se encuentre el flotador enviara un 1 o 0 lógico a la tarjeta de control que se encuentre conectado.

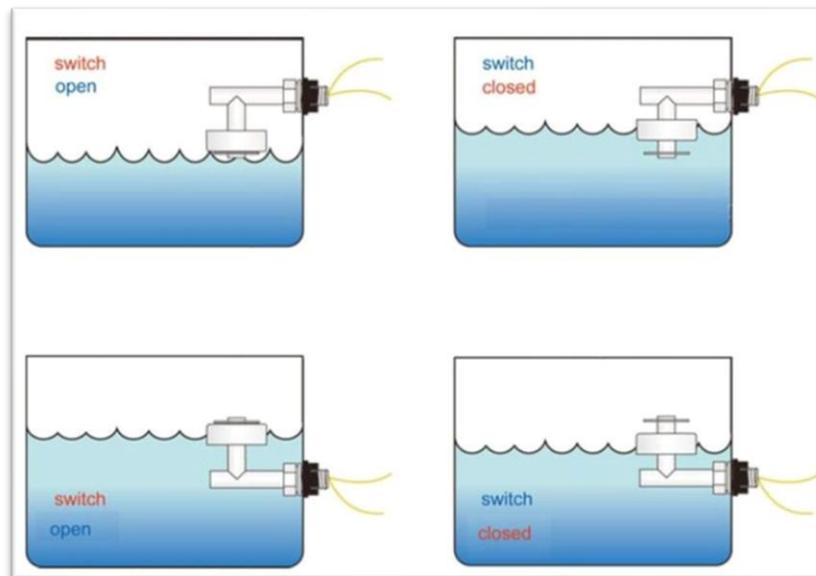


Figura 6: Ubicación del sensor en el tanque y su modo de operación. Fuente: UNIT Electronic – Tienda de componentes electrónicos.

En la Figura 6, tenemos que en la posición que se encuentra el flotador respecto a las imágenes del lado izquierdo el sensor actúa como un switch cerrado, mientras que la posición indicada en el lado derecho actúa como un switch normalmente abierto. Entre las técnicas que se pueden destacar de este sensor es que puede operar con voltajes de hasta 100 VDC/VAC, su corriente carga es de 1 [A], el rango de temperatura de operación va desde -10°C hasta 85°C, presenta cables de conexión con una longitud de 30 cm.

Bomba de agua

Se establece el requerimiento de una bomba para proveer de agua al electrolizador, para su selección una de las principales características que se analizó fue el nivel de ruido que puede generar, dado que este debe ser menor a 50 dB para cumplir con las especificaciones técnicas de los concentradores. Por lo tanto, se opta por una bomba de la marca HSEAMLL cuyo nivel de ruido es de 35dB dentro de 0.5M, su diámetro de inhalación es de 16 mm mientras que su puerto de descarga es de 12 mm, dispone de un cable de alimentación de 50 cm de largo el cual es conectado a una tensión de 12VDC, otras características como dimensiones, flujo se detallan en la Tabla 7.

Tabla 7: Características de la bomba de agua seleccionada.

Especificaciones Técnicas	
Fabricante	HSEAMALL
Voltaje nominal [V]	12
Corriente de trabajo [mA]	920
Flujo [l/h]	800
Dimensiones [cm]	8 x 5 x 6.5

Compresor

Según las especificaciones técnicas de los concentrados que siguen la normativa ISO 80601-2-69:2014 de Equipo Eléctrico Médico se tiene que el valor de presión estándar seco al que debe ser suministrado el gas es aproximadamente de 101.3 kPa. Por lo tanto, para cumplir este requerimiento se emplea una mini bomba de aire de la marca TOPSFLO cuyo modelo proporciona una máxima presión de 120kPa y además permite proporcionar un flujo máximo de 4 lpm el cual se adecua con el flujo máximo a suministrar. Adicionalmente, en la Tabla 8 se muestran otros datos técnicos respecto a alimentación y dimensiones.

Tabla 8: Características del compresor de aire seleccionado.

Especificaciones Técnicas	
Fabricante	TOPSFLO
Modelo	TM30A-D
Voltaje [V]	12
Presión máxima [kPa]	120
Flujo máximo [l/min]	4
Dimensiones [mm]	80 x 31 x 58

2.4 Diseño del sistema de control

El sistema de control permite la gestión de un conjunto de elementos comprendidos dentro del mismo sistema, lo cual posibilita influir en el funcionamiento de este.

Principalmente existen dos tipos que son los más comunes, el sistema de lazo abierto y sistema de lazo cerrado, donde el primero se caracteriza por que su salida no interviene en la acción de control mientras que en el segundo tipo la acción de control se realiza a partir de su valor de salida. Así pues, partimos a establecer el diseño de un sistema de control en lazo cerrado, el cual permite al dispensador la distribución automática de O₂ requerido, a partir de la recolección de señales por medio de un sensor, las cuales son procesadas en una tarjeta electrónica para controlar el posicionamiento del elemento actuador asociado al sistema de regulación de flujo.

A continuación, en la Figura 7 se presenta el diagrama de flujo que contiene los elementos del sistema de control antes mencionados.

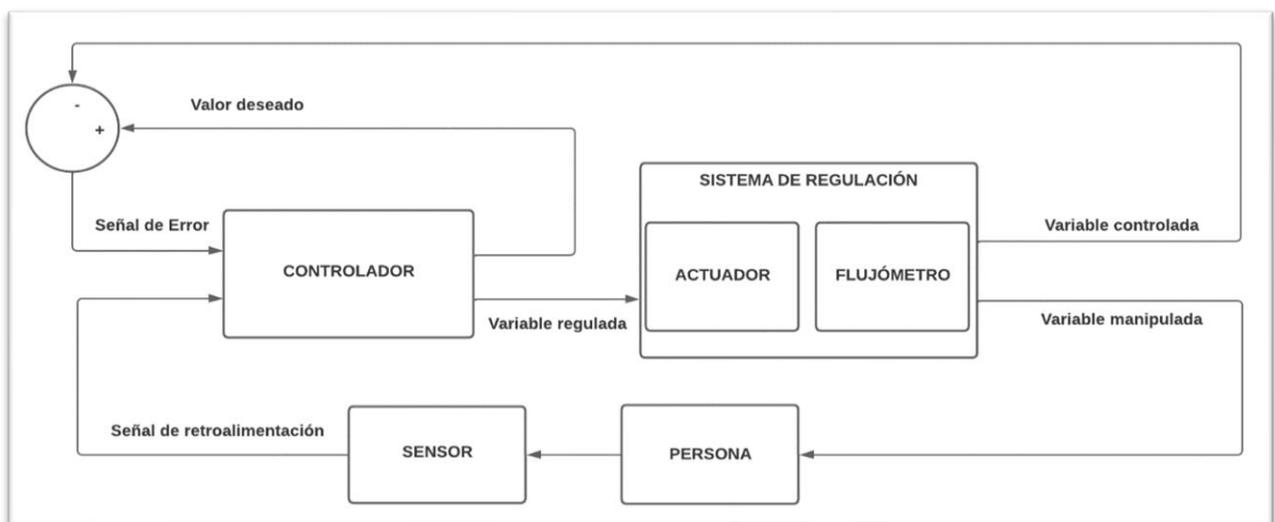


Figura 7: Diagrama sistema de control de lazo cerrado. Variable controlada (posición angular del servomotor) y variable manipulada (flujo suministrado). Fuente: Elaboración propia.

2.4.1 Selección de materiales

Una vez se identificó y estableció el tipo de sistema requerido, se procedió con la selección de cada uno de sus elementos usando como criterio la elección de aquellos cuyas características garanticen un correcto y óptimo funcionamiento.

Selección de tarjeta de electrónica

Para la selección de la tarjeta de control se define como punto de partida la búsqueda de aquellas tarjetas que brinden principalmente libertad de acceso a hardware y software facilitando así su uso. Por lo cual se opta por uso de una tarjeta Arduino la cual es una plataforma de código abierto empleada para la creación de prototipos que se basa en hardware y software libre.

En el mercado actual existen distintos modelos, sin embargo, en la Tabla 4 se presentan las características de los cuatro más populares, a partir de los cuales se escogió el que más se acomoda a nuestras necesidades.

Tabla 9: Características de tarjetas de control del Fabricante Arduino.

Modelo	Arduino Nano	Arduino Uno	Arduino Mega	Arduino Micro
Microcontrolador	AVR ATmega168 o 328 8 bits	AVR ATmega328 8bits	AVR ATmega2560 8bits	AVR ATmega32u4 8bits
Frecuencia	16MHz	16MHz	16MHz	16MHz
Memoria RAM	2 KB	2KB	8KB	2.5KB
Memoria FLASH	16 o 32KB	32KB	128 a 256KB	32KB
Pines Digitales I/O	14/14	14/14	54/54	20/20
Pines Analógicos	8/0	6/0	16/0	12/0
Pines PWM	6	6	15	7

Basándonos en las características presentadas y considerando que el sistema a diseñar solo requiere un mínimo de pines para conexiones de actuadores y sensores, tenemos que nuestras mejores opciones son un Arduino Nano o Arduino Uno. De los cuales se opta por el Arduino Uno debido a su versatilidad, relación calidad-precio y que además su microcontrolador posee la característica de ser desmontable y reemplazable en caso de algún daño.

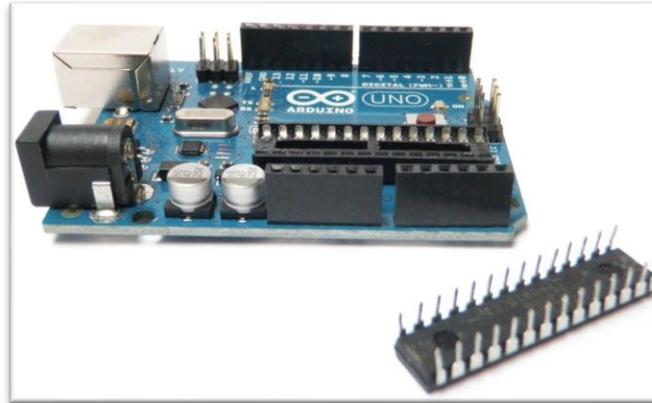


Figura 8: Tarjeta de desarrollo Arduino Uno.

Selección del dispositivo actuador

Para que el sistema de control pueda realizar las acciones deseadas sobre el mundo real, se requiere de un dispositivo actuador que le permita ejecutarlas. Este dispositivo es el que se encarga de transformar algún tipo de energía eléctrica, hidráulica o neumática en energía mecánica o térmica. Para nuestro caso el tipo de energía a transformar es de eléctrica a mecánica, y considerando que el accionamiento a realizar se destina a generar un movimiento, se establece de manera general un motor como actuador.

Dado que se busca precisión y simplificar las características del diseño de nuestro controlador se opta por la selección de un servomotor digital, que consiste en un sistema conformado por un motor eléctrico, un conjunto de engranajes y una tarjeta de control que permiten realizar movimientos de manera controlada.

Dentro del mercado actual de servomotores se tienen principalmente los del fabricante Tower Pro, siendo los que se detallan en la Tabla 5 los más populares y asequibles localmente. Así mismo, siendo estos los que principalmente se adaptan al requerimiento de posición angular, según pruebas de regulación de la perrilla del flujómetro presentadas en el **APÉNDICE A**.

Tabla 10: Especificaciones técnicas de servomotores.

Modelo	SG90	MG90S	MG995	MG996R
Torque [kg/cm]	1.8	1.8 - 2.2	9.4 – 11	9.4 – 11
Voltaje [V]	4.8	4.8 – 6	4.8 - 6.6	4.8 - 6.6
Ancho de Pulso [us]	500 - 2400	600 – 2400	1000 - 2500	500 – 2400
Rotación	0° - 180°	0° - 180°	0° - 180°	0° - 180°



Figura 9: Servomotor MG996R.

Finalmente, como ultimo criterio de selección se escoge entre aquellos con altos valores de torques que permitan movilizar la perilla sin ocasionar una sobrecarga del servomotor y que presente un mayor rango de ancho de pulsos que permita un mejor control, optando así por el modelo MG996R presentado en la Figura 9 el cual cumple con todos los requisitos de selección.

Selección del sensor

El pulsioxímetro u oxímetro de dedo es un dispositivo que sirve para monitorear la concentración de oxígeno en la sangre. Emplea circuitos fotoeléctricos para la medición de SpO_2 ; es decir, emplea emisores de luz y sensores que permiten medir la cantidad de luz reflejada por el dedo.

Su principio de funcionamiento se basa en los distintos niveles de absorción de las diferentes longitudes de onda que tienen los compuestos hemoglobina y oxihemoglobina. Siendo la hemoglobina (sangre poco oxigenada) la que absorbe más luz roja, mientras que la oxihemoglobina (sangre oxigenada) absorbe mayor luz infrarroja. De esta manera, a partir del led rojo (660nm) y del led infrarrojo (920nm) en conjunto con un fotorreceptor integrados en el dispositivo MAX30102 (Figura 10) se obtienen las intensidades de luz que atraviesan, las cuales permiten establecer el nivel de oxígeno.



Figura 10: Sensor con funciones de pulsímetro y oxímetro.

En la Tabla 8, se observan las principales características del modelo donde podemos observar que emplea un protocolo de comunicación mediante I2C lo cual facilita su integración con tarjetas de control como lo es Arduino Uno.

Tabla 11: Especificaciones técnicas del sensor pulsioxímetro.

Especificaciones Técnicas	
Fabricante:	Maxim Integrated
Modelo:	MAX30102
Voltaje de operación	5 [V]
Dimensiones:	21 [mm] x 15 [mm]
Temperatura de trabajo:	-40°C hasta +85°C
Protocolo de comunicación:	I2C (compatible con 5 [V] y 3.3 [V])

2.4.2 Diseño del Controlador

El diseño del controlador para nuestro dispositivo parte de la premisa de que este puede aplicar una estrategia de control automático a partir de una base de conocimientos respecto a oxigenoterapia de bajo flujo. Por lo cual, se establece inicialmente el diseño de un controlador fuzzy debido a las facilidades que brinda en el manejo de información aproximada, además de adecuarse al trabajo sobre sistemas no lineales o cuyo modelamiento matemático sea complejo.

Sin embargo, si bien es cierto que este tipo de controlador nos permite mejorar la capacidad de adaptación a cambios, cuando estos generan errores y tasa de errores demasiados bajos no se tiene garantía de la precisión en el control. Por lo tanto, para obtener esta precisión es necesario la integración de un controlador PID convencional, cuyos valores de sintonización pueden ser establecidos a partir de valores iniciales típicos los cuales posteriormente fueron ajustados aplicando el método de prueba y error.

De esta manera, se tiene que el controlador Fuzzy-PID responde a 4 características básicas; las dos primeras que corresponden a la presión arterial de oxígeno y tiempo de evaluación de flujo administrado que nos permiten inferir en las funciones de pertenencia y el universo de discurso de su salida, para establecer el valor de referencia del sistema; mientras que las dos últimas que corresponden a error de posición angular del servomotor y la derivada del error nos permiten inferir en las funciones de pertenencia y el universo de discurso de su salida, para establecer la acción de control de posición correspondiente a la señal PWM transmitida al servomotor.

Para continuar con el diseño se requirió establecer el método de inferencia difusa a emplear, el cual puede ser del tipo Mamdani, Takagi-Sugeno-Kang ó Tsukamoto. Siendo, el método de Mamdani el acogido dado que los conjuntos difusos dentro de los universos de salida presentan una estructura de operación sencilla basada en operaciones “min.” y “max.”.

Algoritmo de Mamdani

El algoritmo de Mamdani está definido por 5 pasos los cuales se presentan a continuación:

1. Definir las variables lingüísticas de entrada y salida con sus respectivos rangos numéricos y funciones de pertenencia.
2. Construir la base de reglas
3. Fusificar los valores entrada, hallar las funciones de pertenencia y evaluar cada una de ellas
4. Razonamiento, ejecutar la inferencia para determinar la fuerza de las reglas activadas
5. Defusificar los valores de salida usando el centroide de gravedad para determinar la acción a ser ejecutada.

Diseñador de Lógica Difusa o Fuzzy Logic Designer

Para simplificar el proceso de diseño se emplea la herramienta “Fuzzy Logic Designer” de Matlab a través de la cual se ejecutan los pasos previamente mencionados.

Definición de variables lingüísticas

Una vez desplegada la ventana del diseñador, se establece el algoritmo empleado y se añaden las variables lingüísticas, generando las respectivas funciones de membresía, tal cual se observa en la Figura 11.

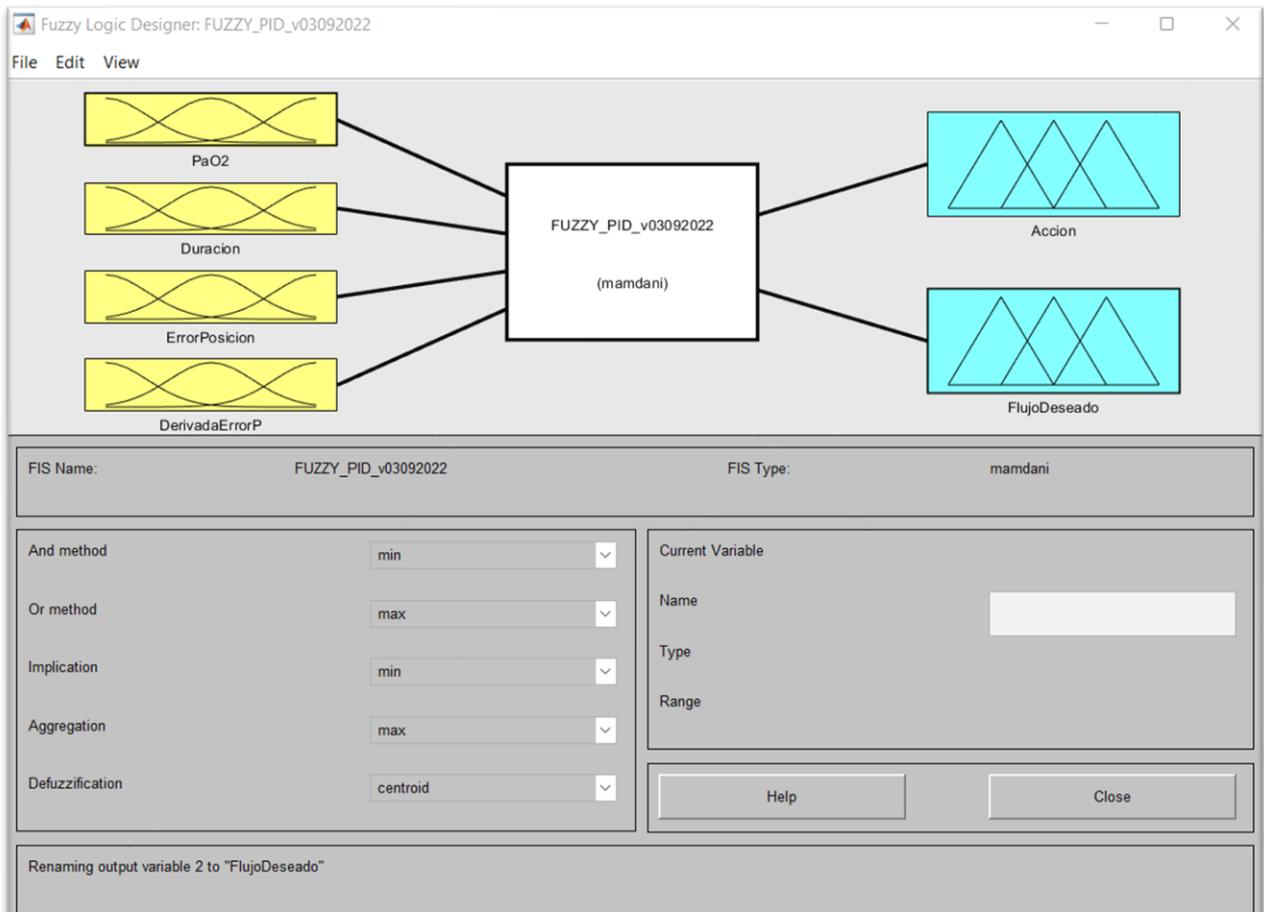


Figura 11: Diseñador de lógica difusa. Variables lingüísticas de entrada y salida a emplear.

Para la entrada se asignan 4 variables lingüísticas que son: Presión parcial de oxígeno (PaO_2), Duración, Error de posición angular del servomotor (ErrorPosición) y Derivada de error de posición angular servomotor (DerivadaErrorP). Mientras que a la salida se establecen el parámetro correspondiente al flujo deseado (FlujoDeseado) que es la señal a partir de la cual se estima el valor de referencia que debe alcanzar la posición angular del servomotor, y la modulación de ancho de pulso señal mediante la cual se genera el control de posicionamiento del motor.

Funciones de pertenencia y conjuntos difuso para variables de entradas y salidas

A continuación, se presentan las funciones de pertenencia establecida para cada una de las 4 variables de entrada.

Presión parcial de oxígeno (PaO₂)

Se asignan 5 funciones de pertenencia tal como se muestra en la Figura 12, y cuyas características se detallan en la Tabla 12. Además, se establece el universo de discurso el cual hace referencia al rango de valores de operación, donde dicho rango fue definido a partir de las relaciones existentes entre valores de porcentaje de saturación de oxígeno, presión parcial de oxígeno y flujos proporcionados por cánula, que se encuentran especificadas en el **APENDICE C**.

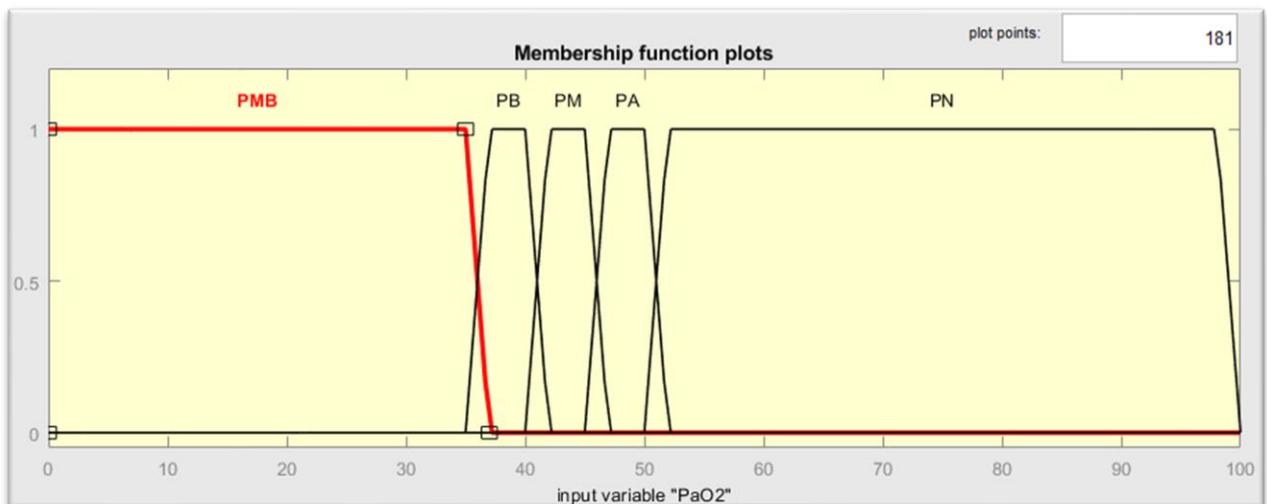


Figura 12: Funciones de membresía para variable de entrada "Presión arterial de oxígeno".

De esta forma, se categoriza los diferentes rangos de presión parcial de oxígeno que puede presentar una persona.

Tabla 12: Características de funciones de membresía para variable lingüística PaO₂.

Variable lingüística de entrada	Funciones de membresía			
	Tipo	Parámetros	Etiqueta	Significado
Presión parcial de oxígeno (PaO ₂)	Trapezoidal	[0 0 35 37]	PMB	PaO ₂ Muy Baja
	Trapezoidal	[35 37 40 42]	PB	PaO ₂ Baja
	Trapezoidal	[40 42 45 47]	PM	PaO ₂ Media
	Trapezoidal	[45 47 50 52]	PA	PaO ₂ Aceptable
	Trapezoidal	[50 52 98 100]	PN	PaO ₂ Normal

Duración

Se asignan 5 funciones de pertenencia tal cual se muestra en la Figura 13, y cuyas características se detallan en la Tabla 13. El universo de discurso se establece considerando el tiempo máximo; es decir, tiempo correspondiente a 60 minutos, en el que se espera obtener una respuesta de saturación adecuada ante el máximo caudal que pueda ser proporcionado a través de una cánula de bajo flujo.

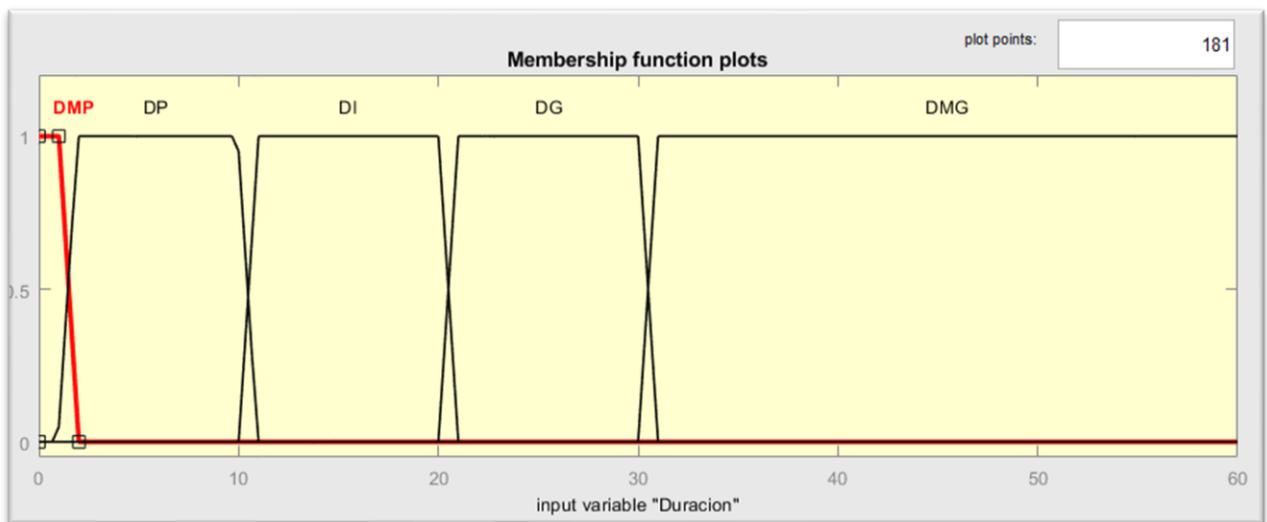


Figura 13: Funciones de membresía para variable de entrada “Duración”.

De esta forma, se categoriza los diferentes periodos en los cual se evalúa la administración de cierto flujo para posteriormente realizar un ajuste en caso de requerirlo.

Tabla 13: Características de funciones de membresía para variable lingüística Duración.

Variable lingüística de entrada	Funciones de membresía			
	Tipo	Parámetros	Etiqueta	Significado
Duración [min]	Trapezoidal	[0 0 1 2]	PMB	Duración Muy Pequeña
	Trapezoidal	[0.9505 1.95 9.95 10.95]	PB	Duración Pequeña
	Trapezoidal	[10 11 20 21]	PM	Duración Intermedia
	Trapezoidal	[20 21 30 31]	PA	Duración Grande
	Trapezoidal	[30 31 60 60]	PN	Duración Muy Grande

Error de posición angular del servomotor

Se asignan 3 funciones de pertenencia tal cual se muestra en la Figura 14, y cuyas características se detallan en la Tabla 14. El universo de discurso se establece

considerando la diferencia entre ángulo que ubica al servomotor para obtener el mínimo flujo de salida; es decir, 0 lpm y el ángulo que corresponda a la ubicación del servomotor para generar el máximo flujo de salida; es decir, 4 lpm. Donde los datos para su cálculo se presentan en el **APÉNDICE A**, y su resultado es equivalente a 130° .

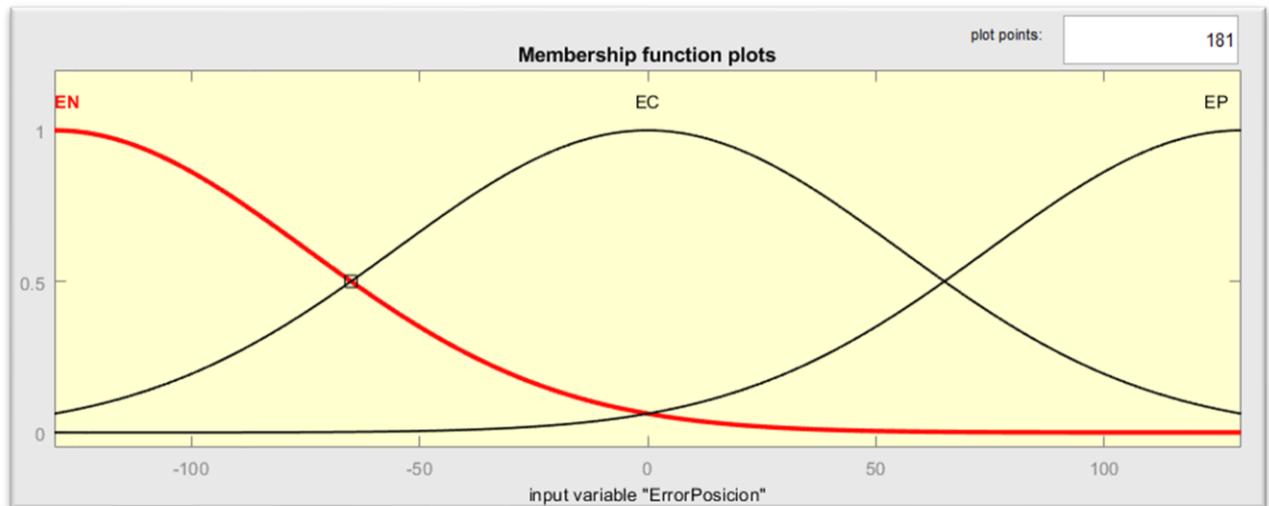


Figura 14: Funciones de membresía para variable de entrada “Error de posición angular servomotor”.

Considerando el sentido de giro de motor, se puede establecer una diferencia positiva de “ $+130^\circ$ ” o una diferencia negativa de “ -130° ” dependiendo del valor de referencia que se encuentre establecido al momento que se presenta un cambio.

Tabla 14: Características de funciones de membresía para variable lingüística Error de posición angular servomotor.

Variable lingüística de entrada	Funciones de membresía			
	Tipo	Parámetros	Etiqueta	Significado
Error de posición angular servomotor (ErrorPosicion)	Gaussiana	[55.2 -130]	EN	Error Negativo
	Gaussiana	[55.2 0]	EC	Error Cero
	Gaussiana	[55.2 130]	EP	Error Positivo

Derivada del error de posición angular servomotor

Se asignan 3 funciones de pertenencia tal cual se muestra en la Figura 15, y cuyas características se detallan en la Tabla 15. Esta variable determina el tiempo en el que se logra el posicionamiento del motor, y su universo de discurso se define a partir de la velocidad angular definida en las especificaciones técnicas del motor empleado.

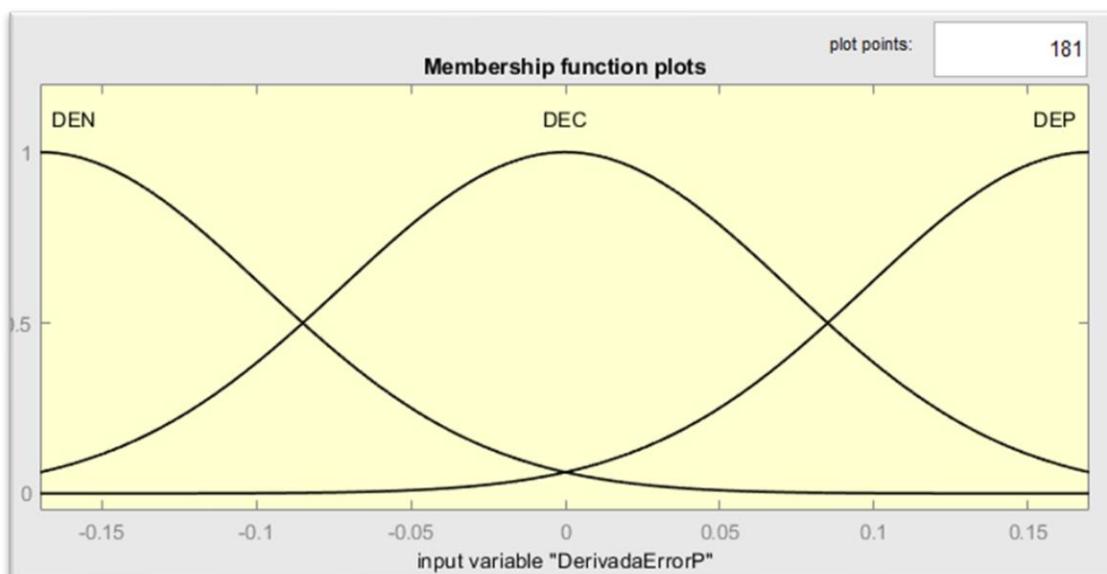


Figura 15: Funciones de membresía para variable de entrada “Derivada del error de posición angular del servomotor”.

Esta variable es la que se encarga de evitar el cambio brusco de flujos para los casos en que se requiere incrementar un flujo luego de no obtener una respuesta de saturación apropiada una vez cumplido alguno de los tiempos de evaluación.

Tabla 15: Características de funciones de membresía para variable lingüística Derivada del error de posición angular servomotor.

Variable lingüística de entrada	Funciones de membresía			
	Tipo	Parámetros	Etiqueta	Significado
Derivada del error de posición angular servomotor (ErrorPosicion)	Gaussiana	[0.07219 -0.17]	DEN	Derivada Error Negativo
	Gaussiana	[0.07219 0]	DEC	Derivada Error Cero
	Gaussiana	[0.07218 0.17]	DEP	Derivada Error Positivo

Definidas todas las funciones de pertenencia para las variables de entrada se procede con la asignación de las funciones de pertenencia para nuestras dos variables de salida que se describen a continuación.

Acción

Se asignan 5 funciones de membresía, las cuales se observan en la Figura 16 y cuyas características se detallan en la Tabla 16. El universo de discurso para esta

variable de salida viene dado por el rango del ciclo de trabajo que pueden ser fijado a la entrada del servomotor para generar un desplazamiento angular.

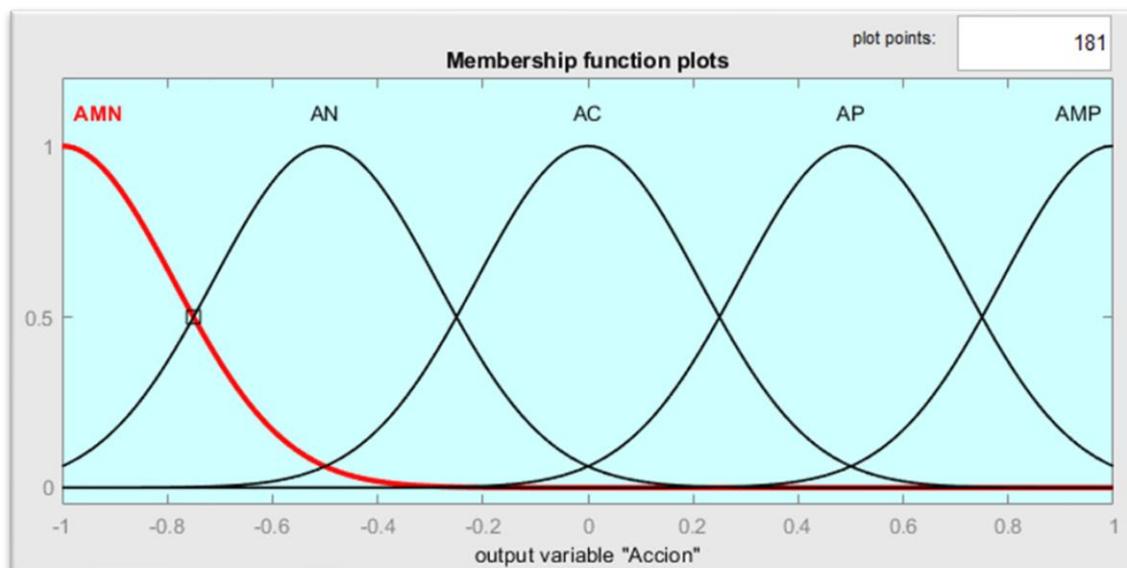


Figura 16: Funciones de membresía para variable de salida “Acción”.

Un vez mas considerando el sentido de giro del motor y las valores de entrada, se generan los valores para ciclo de trabajo que permiten establecer la accion que ubique al eje del servomotor en la posicion deseada.

Tabla 16: Características de funciones de membresía para variable lingüística Acción.

Variable lingüística de entrada	Funciones de membresía			
	Tipo	Parámetros	Etiqueta	Significado
Acción	Gaussiana	[0.2123 -1]	AMN	Acción Muy Negativa
	Gaussiana	[0.2123 -0.5]	AN	Acción Negativa
	Gaussiana	[0.2123 0]	AC	Acción Cero
	Gaussiana	[0.2123 0.5]	AP	Acción Positiva
	Gaussiana	[0.2123 1]	AMP	Acción Muy Positiva

Donde una acción del tipo negativa es asociada a un desplazamiento angular en sentido horario, mientras que una acción del tipo positiva es asociada a un desplazamiento angular en sentido antihorario y finalmente una acción cero representa que no se requiere ningún desplazamiento angular.

Flujo Deseado

Se asignan 5 funciones de membresía, las cuales se observan en la Figura 17 y cuyas características se detallan en la Tabla 17. El universo de discurso para esta variable de salida es definido por los valores de flujo mínimo y máximo que se desea obtener.

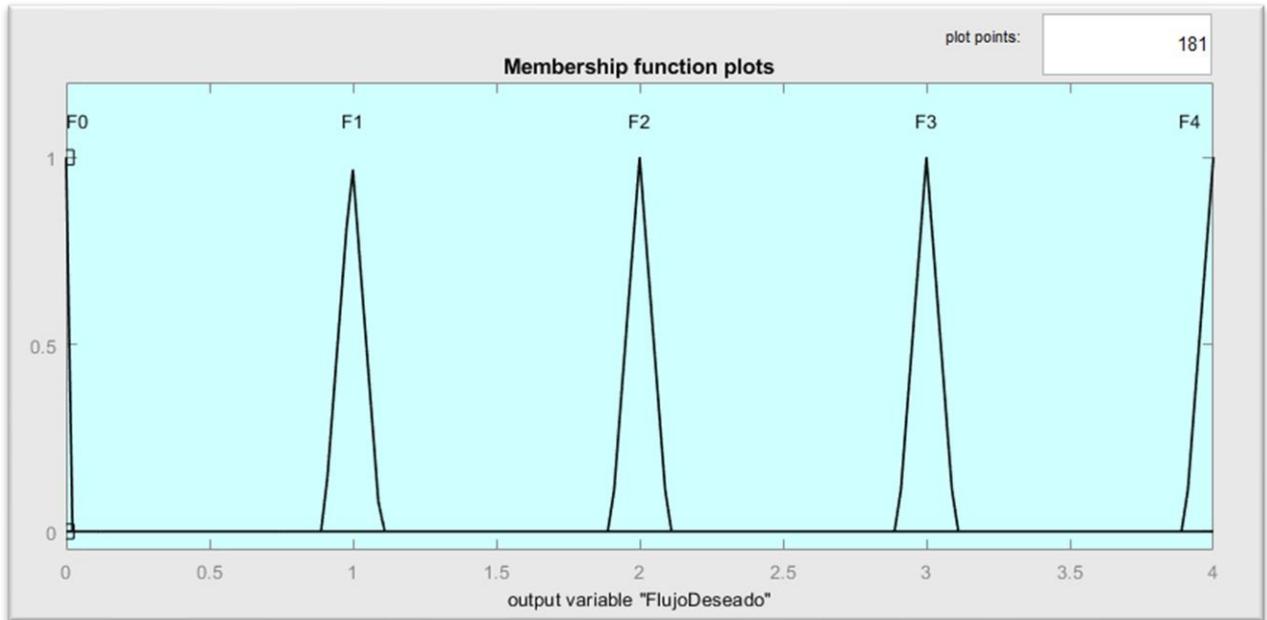


Figura 17: Funciones de membresía para variable de salida “Flujo deseado”.

Para la definición de sus funciones se considera que los valores a salida deben ser unicos para cada caso, por lo tanto, se escoge el tipo de funcion triangular en la cual se establece como valor central los valores correspondientes a cada nivel de flujo.

Tabla 17 : Características de funciones de membresía para variable lingüística Flujo Deseado.

Variable lingüística de entrada	Funciones de membresía			
	Tipo	Parámetros	Etiqueta	Significado
Flujo Deseado	Triangular	[0 0 0.001]	F0	Flujo 0
	Triangular	[0.8967 0.9967 1.097]	F1	Flujo 1
	Triangular	[1.9 2 2.1]	F2	Flujo 2
	Triangular	[2.9 3 3.1]	F3	Flujo 3
	Triangular	[3.9 4 4]	F4	Flujo 4

La importancia de definir esta variable de forma que genere únicos valores de salida permite que sea usada como retroalimentación para establecer el valor de referencia que debe alcanzar el servomotor.

Base de reglas

Según el método de Mamdani se define una base de reglas, las cuales representan el conocimiento y estrategia de control, en la cual los valores que se obtienen para las variables de salida son establecidos según las condiciones fijadas por las variables de entrada. La cantidad de reglas a definir viene dada por el número de funciones de entradas que se dispongan, donde un mayor número de reglas implica una mayor exactitud en el control, pero a su vez representa una mayor complejidad en su estructuración.

Al realizar el producto entre la cantidad de funciones de membresía definidas por cada variable de entrada, se obtuvo como resultado una cantidad de 225 reglas a estructurar.

La definición de cada regla se realiza siguiendo la estructura condicional “If antecedente then consecuente”, obteniendo reglas con la siguiente forma:

- Si “PaO₂ es PB” y “Duración es DMP” y “ErrorPosicion es EN” y “DerivadaErrorP es DEN”, entonces “Acción es AMN” y “FlujoDeseado es F0”.

Donde “PaO₂”, “Duración”, “ErrorPosicion”, “DerivadaErrorP” son las variables de entradas a nuestro controlador y “PB”, “DMP”, “EN”, “DEN” son las funciones de pertenencia respectivas a cada entrada. Mientras que “Acción”, “FlujoDeseado” representan las variables de salida del controlador y “AMN”, “F0” son funciones de pertenencias respectivas.

Para facilitar el posterior ingreso de las reglas en el “Rule Editor” de Matlab, se construye la matriz correspondiente a la Tabla 18, que contiene las 225 reglas a ser procesadas mediante el mecanismo de inferencias difusas que incluye la herramienta.

Tabla 18: Base de reglas para el controlador Difuso-PID.

# REGLA	ENTRADAS				SALIDAS	
	PaO ₂	Duración	Error Posición	Derivada Error Posición	Acción	Flujo Deseado
1	PMB	DMP	EN	DEN	AMN	F0
2	PMB	DMP	EN	DEC	AN	F0
3	PMB	DMP	EN	DEP	AN	F0
4	PMB	DMP	EC	DEN	AN	F0
5	PMB	DMP	EC	DEC	AC	F0
6	PMB	DMP	EC	DEP	AP	F0
7	PMB	DMP	EP	DEN	AP	F0
8	PMB	DMP	EP	DEC	AP	F0
9	PMB	DMP	EP	DEP	AMP	F0
10	PMB	DP	EN	DEN	AMN	F1
11	PMB	DP	EN	DEC	AN	F1
12	PMB	DP	EN	DEP	AN	F1
13	PMB	DP	EC	DEN	AN	F1
14	PMB	DP	EC	DEC	AC	F1
15	PMB	DP	EC	DEP	AP	F1
16	PMB	DP	EP	DEN	AP	F1
17	PMB	DP	EP	DEC	AP	F1
18	PMB	DP	EP	DEP	AMP	F1
19	PMB	DI	EN	DEN	AMN	F2
20	PMB	DI	EN	DEC	AN	F2
21	PMB	DI	EN	DEP	AN	F2
22	PMB	DI	EC	DEN	AN	F2
23	PMB	DI	EC	DEC	AC	F2
24	PMB	DI	EC	DEP	AP	F2
25	PMB	DI	EP	DEN	AP	F2
26	PMB	DI	EP	DEC	AP	F2
27	PMB	DI	EP	DEP	AMP	F2
28	PMB	DG	EN	DEN	AMN	F3
29	PMB	DG	EN	DEC	AN	F3
30	PMB	DG	EN	DEP	AN	F3
31	PMB	DG	EC	DEN	AN	F3
32	PMB	DG	EC	DEC	AC	F3
33	PMB	DG	EC	DEP	AP	F3
34	PMB	DG	EP	DEN	AP	F3
35	PMB	DG	EP	DEC	AP	F3
36	PMB	DG	EP	DEP	AMP	F3
37	PMB	DMG	EN	DEN	AMN	F4
38	PMB	DMG	EN	DEC	AN	F4
39	PMB	DMG	EN	DEP	AN	F4
40	PMB	DMG	EC	DEN	AN	F4
41	PMB	DMG	EC	DEC	AC	F4
42	PMB	DMG	EC	DEP	AP	F4
43	PMB	DMG	EP	DEN	AP	F4

44	PMB	DMG	EP	DEC	AP	F4
45	PMB	DMG	EP	DEP	AMP	F4
46	PB	DMP	EN	DEN	AMN	F0
47	PB	DMP	EN	DEC	AN	F0
48	PB	DMP	EN	DEP	AN	F0
49	PB	DMP	EC	DEN	AN	F0
50	PB	DMP	EC	DEC	AC	F0
51	PB	DMP	EC	DEP	AP	F0
52	PB	DMP	EP	DEN	AP	F0
53	PB	DMP	EP	DEC	AP	F0
54	PB	DMP	EP	DEP	AMP	F0
55	PB	DP	EN	DEN	AMN	F1
56	PB	DP	EN	DEC	AN	F1
57	PB	DP	EN	DEP	AN	F1
58	PB	DP	EC	DEN	AN	F1
59	PB	DP	EC	DEC	AC	F1
60	PB	DP	EC	DEP	AP	F1
61	PB	DP	EP	DEN	AP	F1
62	PB	DP	EP	DEC	AP	F1
63	PB	DP	EP	DEP	AMP	F1
64	PB	DI	EN	DEN	AMN	F2
65	PB	DI	EN	DEC	AN	F2
66	PB	DI	EN	DEP	AN	F2
67	PB	DI	EC	DEN	AN	F2
68	PB	DI	EC	DEC	AC	F2
69	PB	DI	EC	DEP	AP	F2
70	PB	DI	EP	DEN	AP	F2
71	PB	DI	EP	DEC	AP	F2
72	PB	DI	EP	DEP	AMP	F2
73	PB	DG	EN	DEN	AMN	F3
74	PB	DG	EN	DEC	AN	F3
75	PB	DG	EN	DEP	AN	F3
76	PB	DG	EC	DEN	AN	F3
77	PB	DG	EC	DEC	AC	F3
78	PB	DG	EC	DEP	AP	F3
79	PB	DG	EP	DEN	AP	F3
80	PB	DG	EP	DEC	AP	F3
81	PB	DG	EP	DEP	AMP	F3
82	PB	DMG	EN	DEN	AMN	F3
83	PB	DMG	EN	DEC	AN	F3
84	PB	DMG	EN	DEP	AN	F3
85	PB	DMG	EC	DEN	AN	F3
86	PB	DMG	EC	DEC	AC	F3
87	PB	DMG	EC	DEP	AP	F3
88	PB	DMG	EP	DEN	AP	F3
89	PB	DMG	EP	DEC	AP	F3

90	PB	DMG	EP	DEP	AMP	F3
91	PM	DMP	EN	DEN	AMN	F0
92	PM	DMP	EN	DEC	AN	F0
93	PM	DMP	EN	DEP	AN	F0
94	PM	DMP	EC	DEN	AN	F0
95	PM	DMP	EC	DEC	AC	F0
96	PM	DMP	EC	DEP	AP	F0
97	PM	DMP	EP	DEN	AP	F0
98	PM	DMP	EP	DEC	AP	F0
99	PM	DMP	EP	DEP	AMP	F0
100	PM	DP	EN	DEN	AMN	F1
101	PM	DP	EN	DEC	AN	F1
102	PM	DP	EN	DEP	AN	F1
103	PM	DP	EC	DEN	AN	F1
104	PM	DP	EC	DEC	AC	F1
105	PM	DP	EC	DEP	AP	F1
106	PM	DP	EP	DEN	AP	F1
107	PM	DP	EP	DEC	AP	F1
108	PM	DP	EP	DEP	AMP	F1
109	PM	DI	EN	DEN	AMN	F2
110	PM	DI	EN	DEC	AN	F2
111	PM	DI	EN	DEP	AN	F2
112	PM	DI	EC	DEN	AN	F2
113	PM	DI	EC	DEC	AC	F2
114	PM	DI	EC	DEP	AP	F2
115	PM	DI	EP	DEN	AP	F2
116	PM	DI	EP	DEC	AP	F2
117	PM	DI	EP	DEP	AMP	F2
118	PM	DG	EN	DEN	AMN	F2
119	PM	DG	EN	DEC	AN	F2
120	PM	DG	EN	DEP	AN	F2
121	PM	DG	EC	DEN	AN	F2
122	PM	DG	EC	DEC	AC	F2
123	PM	DG	EC	DEP	AP	F2
124	PM	DG	EP	DEN	AP	F2
125	PM	DG	EP	DEC	AP	F2
126	PM	DG	EP	DEP	AMP	F2
127	PM	DMG	EN	DEN	AMN	F2
128	PM	DMG	EN	DEC	AN	F2
129	PM	DMG	EN	DEP	AN	F2
130	PM	DMG	EC	DEN	AN	F2
131	PM	DMG	EC	DEC	AC	F2
132	PM	DMG	EC	DEP	AP	F2
133	PM	DMG	EP	DEN	AP	F2
134	PM	DMG	EP	DEC	AP	F2
135	PM	DMG	EP	DEP	AMP	F2

136	PA	DMP	EN	DEN	AMN	F0
137	PA	DMP	EN	DEC	AN	F0
138	PA	DMP	EN	DEP	AN	F0
139	PA	DMP	EC	DEN	AN	F0
140	PA	DMP	EC	DEC	AC	F0
141	PA	DMP	EC	DEP	AP	F0
142	PA	DMP	EP	DEN	AP	F0
143	PA	DMP	EP	DEC	AP	F0
144	PA	DMP	EP	DEP	AMP	F0
145	PA	DP	EN	DEN	AMN	F1
146	PA	DP	EN	DEC	AN	F1
147	PA	DP	EN	DEP	AN	F1
148	PA	DP	EC	DEN	AN	F1
149	PA	DP	EC	DEC	AC	F1
150	PA	DP	EC	DEP	AP	F1
151	PA	DP	EP	DEN	AP	F1
152	PA	DP	EP	DEC	AP	F1
153	PA	DP	EP	DEP	AMP	F1
154	PA	DI	EN	DEN	AMN	F1
155	PA	DI	EN	DEC	AN	F1
156	PA	DI	EN	DEP	AN	F1
157	PA	DI	EC	DEN	AN	F1
158	PA	DI	EC	DEC	AC	F1
159	PA	DI	EC	DEP	AP	F1
160	PA	DI	EP	DEN	AP	F1
161	PA	DI	EP	DEC	AP	F1
162	PA	DI	EP	DEP	AMP	F1
163	PA	DG	EN	DEN	AMN	F1
164	PA	DG	EN	DEC	AN	F1
165	PA	DG	EN	DEP	AN	F1
166	PA	DG	EC	DEN	AN	F1
167	PA	DG	EC	DEC	AC	F1
168	PA	DG	EC	DEP	AP	F1
169	PA	DG	EP	DEN	AP	F1
170	PA	DG	EP	DEC	AP	F1
171	PA	DG	EP	DEP	AMP	F1
172	PA	DMG	EN	DEN	AMN	F1
173	PA	DMG	EN	DEC	AN	F1
174	PA	DMG	EN	DEP	AN	F1
175	PA	DMG	EC	DEN	AN	F1
176	PA	DMG	EC	DEC	AC	F1
177	PA	DMG	EC	DEP	AP	F1
178	PA	DMG	EP	DEN	AP	F1
179	PA	DMG	EP	DEC	AP	F1
180	PA	DMG	EP	DEP	AMP	F1
181	PN	DMP	EN	DEN	AMN	F0

182	PN	DMP	EN	DEC	AN	F0
183	PN	DMP	EN	DEP	AN	F0
184	PN	DMP	EC	DEN	AN	F0
185	PN	DMP	EC	DEC	AC	F0
186	PN	DMP	EC	DEP	AP	F0
187	PN	DMP	EP	DEN	AP	F0
188	PN	DMP	EP	DEC	AP	F0
189	PN	DMP	EP	DEP	AMP	F0
190	PN	DP	EN	DEN	AMN	F1
191	PN	DP	EN	DEC	AN	F1
192	PN	DP	EN	DEP	AN	F1
193	PN	DP	EC	DEN	AN	F1
194	PN	DP	EC	DEC	AC	F1
195	PN	DP	EC	DEP	AP	F1
196	PN	DP	EP	DEN	AP	F1
197	PN	DP	EP	DEC	AP	F1
198	PN	DP	EP	DEP	AMP	F1
199	PN	DI	EN	DEN	AMN	F1
200	PN	DI	EN	DEC	AN	F1
201	PN	DI	EN	DEP	AN	F1
202	PN	DI	EC	DEN	AN	F1
203	PN	DI	EC	DEC	AC	F1
204	PN	DI	EC	DEP	AP	F1
205	PN	DI	EP	DEN	AP	F1
206	PN	DI	EP	DEC	AP	F1
207	PN	DI	EP	DEP	AMP	F1
208	PN	DG	EN	DEN	AMN	F1
209	PN	DG	EN	DEC	AN	F1
210	PN	DG	EN	DEP	AN	F1
211	PN	DG	EC	DEN	AN	F1
212	PN	DG	EC	DEC	AC	F1
213	PN	DG	EC	DEP	AP	F1
214	PN	DG	EP	DEN	AP	F1
215	PN	DG	EP	DEC	AP	F1
216	PN	DG	EP	DEP	AMP	F1
217	PN	DMG	EN	DEN	AMN	F1
218	PN	DMG	EN	DEC	AN	F1
219	PN	DMG	EN	DEP	AN	F1
220	PN	DMG	EC	DEN	AN	F1
221	PN	DMG	EC	DEC	AC	F1
222	PN	DMG	EC	DEP	AP	F1
223	PN	DMG	EP	DEN	AP	F1
224	PN	DMG	EP	DEC	AP	F1
225	PN	DMG	EP	DEP	AMP	F1

Ingreso de reglas de control

A partir de los datos de la Tabla 18, se ingresa las reglas en el editor de Matlab, tal como se muestra en la Figura 18.

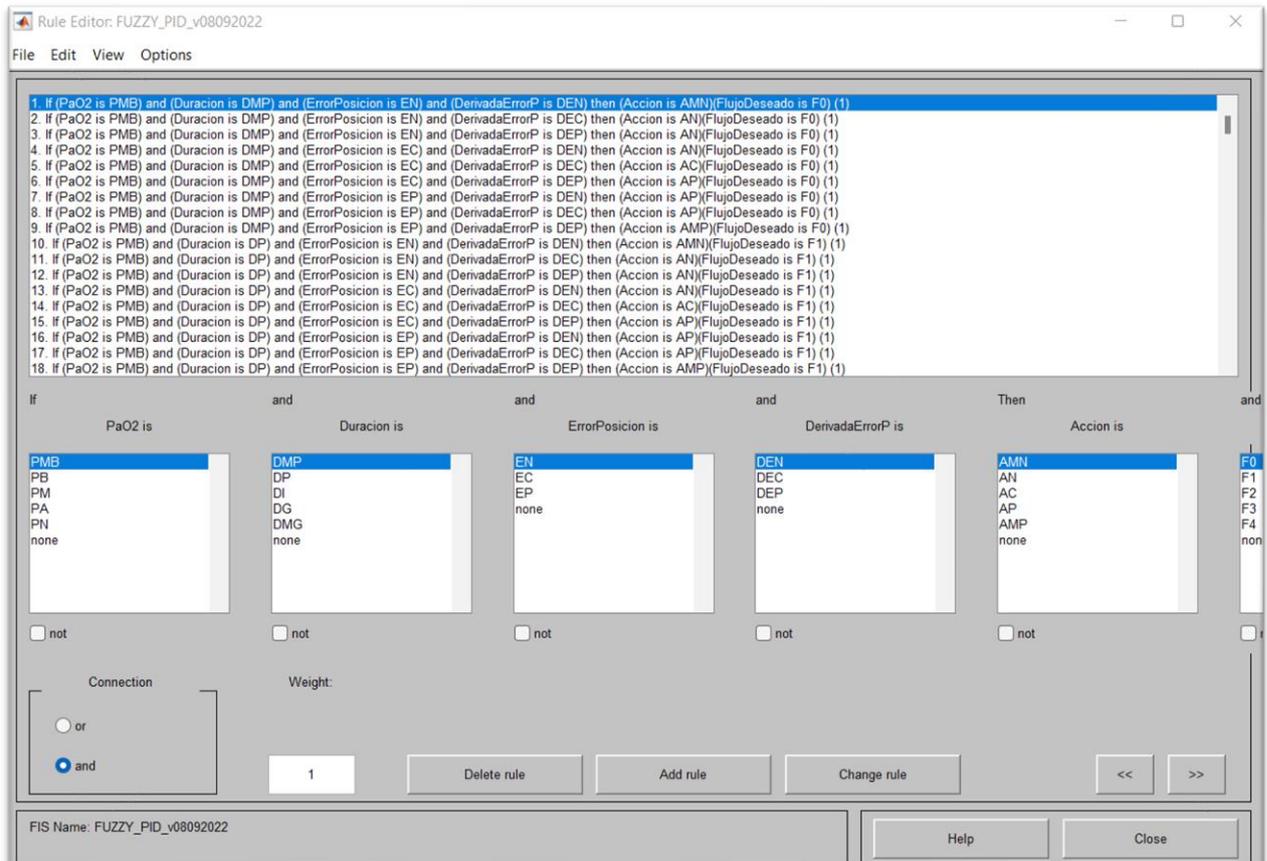


Figura 18: Ingreso de reglas difusas al "Rule Editor" de Matlab.

2.4.3 Diseño Mecánico Adoptado

Luego de seleccionados el servomotor y flujómetro, sabemos las características físicas de cada uno de estos elementos que conformaran nuestro sistema electromecánico para control de flujo de O₂. Sin embargo, dada la necesidad de que ambos dispositivos funcionen como uno solo; es decir, que la perilla del flujómetro se posicione según el ángulo establecido en el servomotor, se requiere el uso de piezas de acople y anclaje que permitan su correcto funcionamiento.

Modelado 3D del flujómetro y servomotor

A partir de los datos de fabricante y sus mediciones de sus dimensiones físicas, se procede a realizar un modelado de ambas estructuras en el software de AutoCAD, las

mismas que se muestran en la Figura 19 y Figura 20. Esto con el fin de obtener una mejor perspectiva visual al momento de diseñar las piezas de acoples y anclaje.

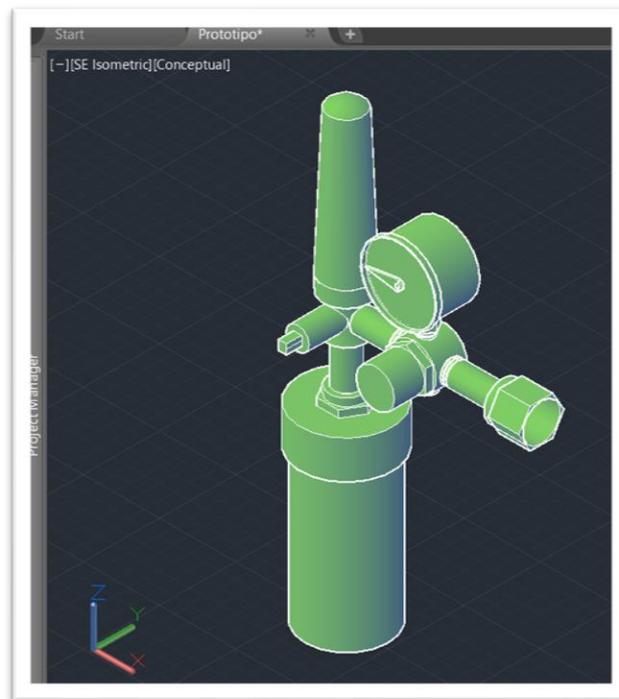


Figura 19: Flujómetro modelado en AutoCAD.

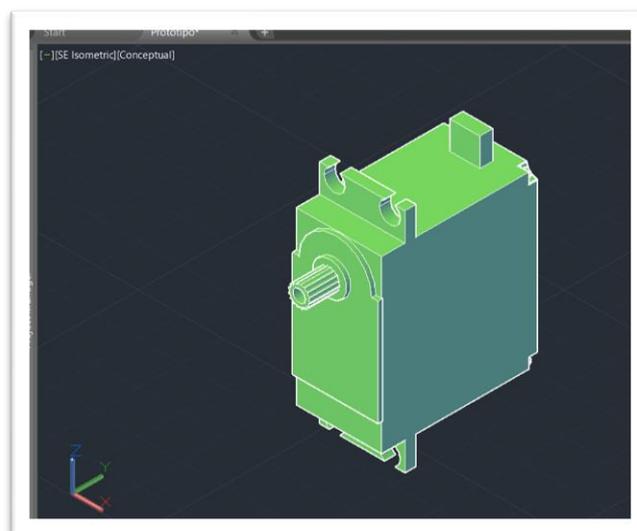


Figura 20: Servomotor modelado en AutoCAD.

Acople servomotor-flujómetro

Una vez obtenidos los modelos en 3D de ambos dispositivos, se procede con el diseño de la pieza de acople entre eje del servomotor y perilla del flujómetro. Considerando las dimensiones de la flecha del servomotor, la forma de la perilla y que

se requiere transferir el máximo torque; es decir, un acople que proporcione un agarre y giro preciso sin perder fuerza; se opta por un diseño de dos piezas de encaje cuya documentación correspondiente a planos de construcción como perspectiva y vista se encuentran en el **APÉNDICE D**, y características de diseño se detallan a continuación.

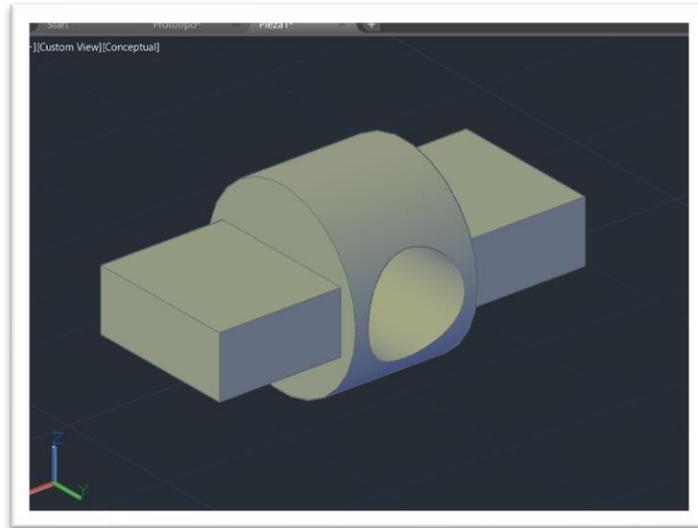


Figura 21: Pieza 1 para acople de perilla del flujómetro modelada en AutoCAD.

El diseño de la pieza 1 correspondiente a la Figura 21, parte desde una estructura central con forma cilíndrica que presenta un orificio en su cara frontal para que encaje la perilla y brazos rectangulares en sus caras laterales para encaje con la pieza 2.

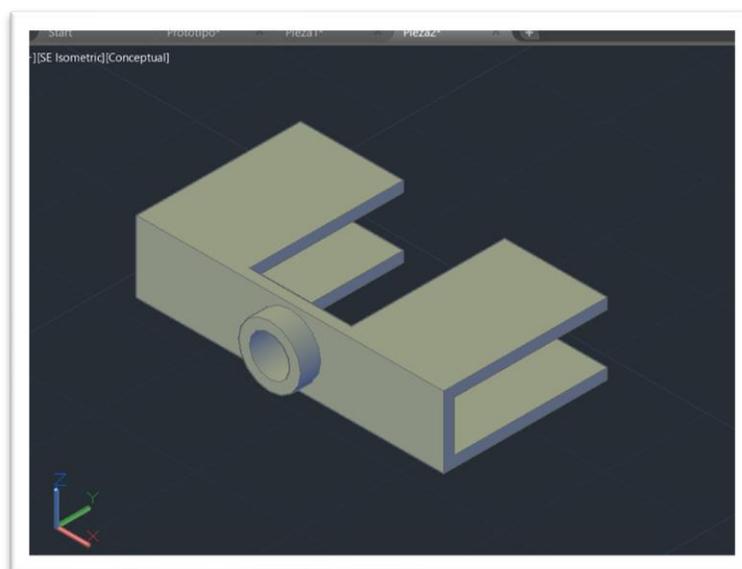


Figura 22: Pieza 2 para acople del eje de servomotor modelada en AutoCAD.

Mientras que el diseño de la pieza 2 correspondiente a la Figura 22, parte desde una estructura con forma rectangular con forma de pinzas en los extremos de la cara posterior que sirven para sujetar la pieza 1, y una estructura cilíndrica en la cara frontal de con un orificio central mediante el cual se acopla el eje del servomotor y se ajusta mediante tornillo.

Estructura de anclaje para servomotor a flujómetro

El acople de ambos dispositivos implica que el par de torsión generador por el servomotor (un torque entre 9.4 kgf.cm a 11 kgf.cm), sea transmitido de manera proporcional a la perilla del flujómetro, sin embargo, considerando el peso del servomotor es de 55g se tendría que al no mantener su estructura anclada algún punto ocasiona la rotación de este dispositivo sobre su propio eje, evitando conseguir el giro de la perilla. Por lo tanto, para evitar ese problema se diseña una estructura que permite anclar la caja del servomotor al flujómetro.

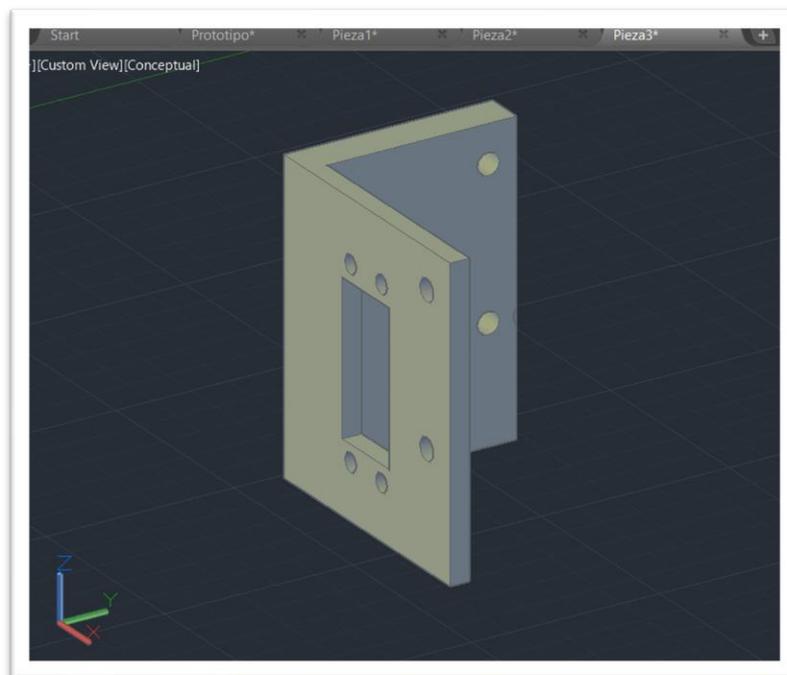


Figura 23: Pieza 3 para anclaje de servomotor a flujómetro modelada en AutoCAD.

El diseño de la pieza 3 correspondiente a la Figura 23, parte de una estructura en forma de L que presenta una abertura rectangular en su cara frontal para el encaje del servomotor y cuatro perforaciones circulares para su fijación mediante tornillos. Además, se tienen cuatro perforaciones circulares las cuales sirven para anclar la estructura al

flujómetro mediante tornillos y sujetadores. Los dimensionamientos y demás especificaciones técnicas se detallan en los planos del **APENDICE D**

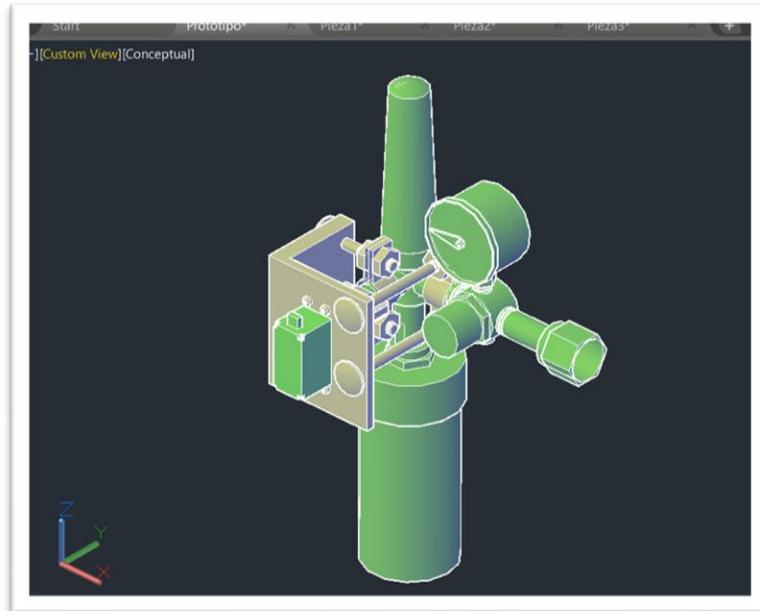


Figura 24: Sistema electromecánico modelado en AutoCAD.

Por último, en la Figura 24 se presenta el modelado con la integración de todas las piezas descritas que dan forma a nuestro sistema electromecánico.

CAPÍTULO 3

3. RESULTADOS

En el presente capítulo se presentan los resultados obtenidos de la simulación del sistema de control en el programa de Simulink-Matlab, y además se muestra el análisis de costos.

3.1 Resultados de simulación

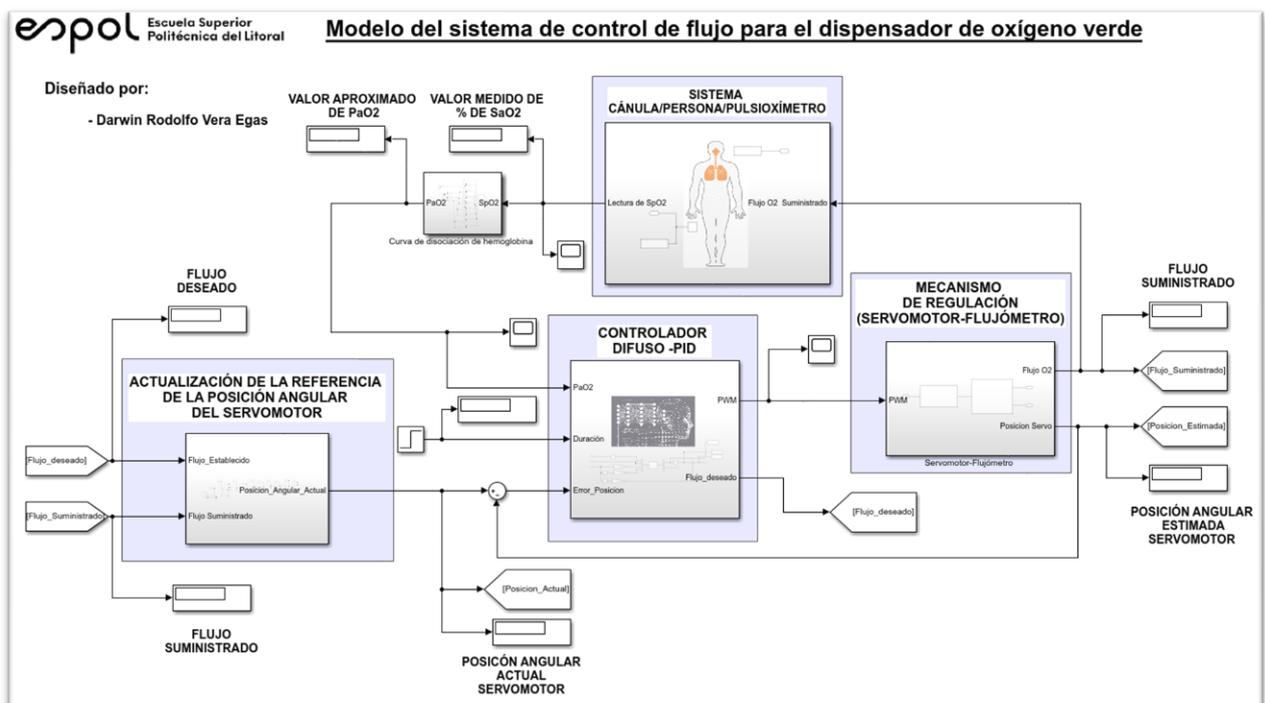


Figura 25: Simulación del sistema de control.

En la Figura 25, se muestra el diagrama de bloques construido en Simulink, a partir del cual se obtuvo las gráficas resultantes que muestran el comportamiento del sistema y correcto funcionamiento del controlador.

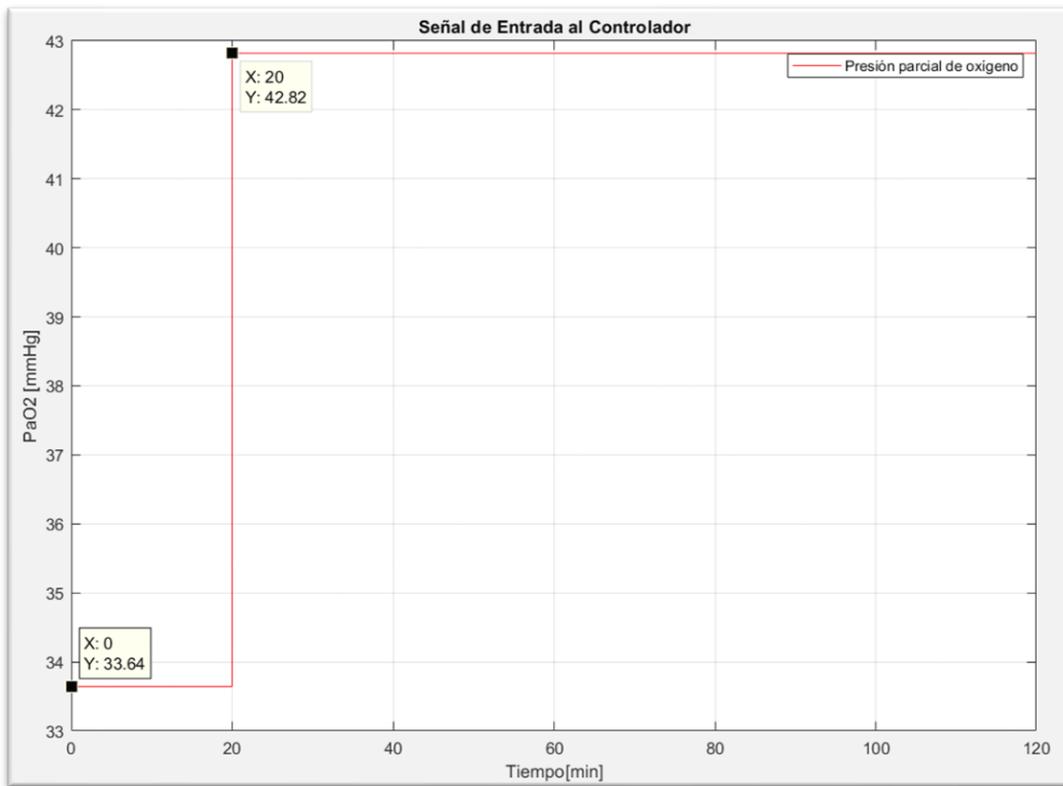


Figura 26: Señal de entrada controlador, correspondiente a los valores de presión parcial de oxígeno.

Para poder analizar la efectividad del sistema y su controlador, se aplicó una señal escalón que simula los cambios de porcentajes de saturación, estos valores son ajustados a valores de presión parcial de oxígeno mediante la curva que se presenta en el **APENDICE C**, teniendo como resultado la gráfica presentada en la Figura 26 donde se muestra que inicialmente se registra una PaO₂ de 33.64 [mmHg] y al cabo de 20 minutos su valor cambia a 42.82 [mmHg].

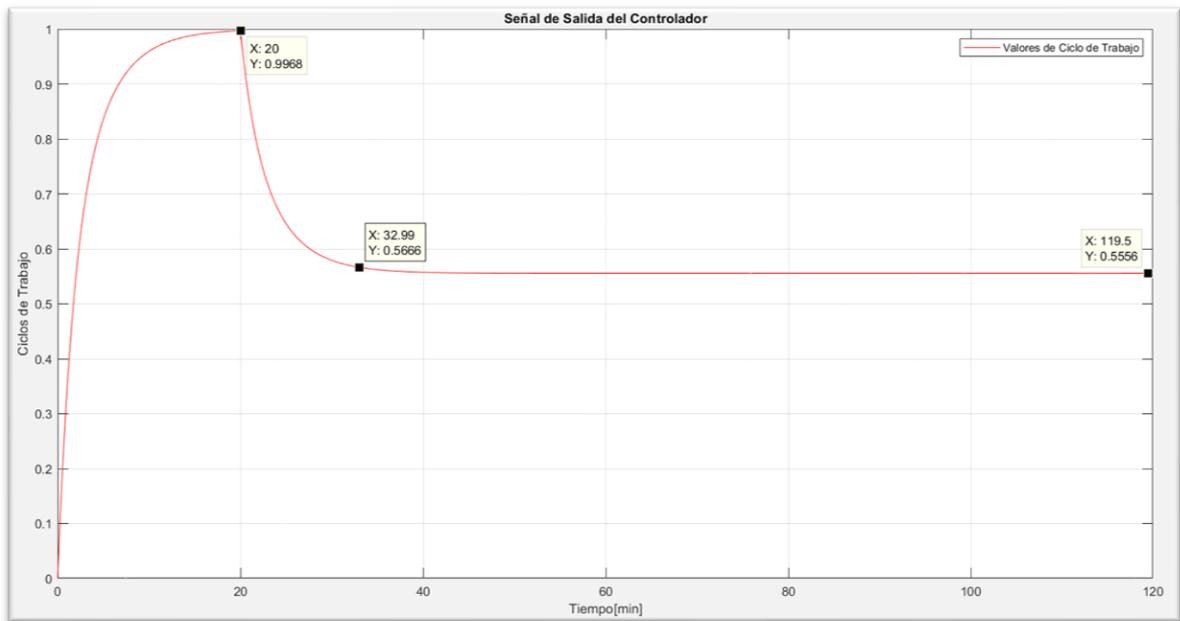


Figura 27: Respuesta de salida del controlador ante una entrada escalón.

En la Figura 27, podemos observar que el comportamiento de la señal de salida del controlador presenta una respuesta sobreamortiguada ante el cambio brusco de valores que se generó debido a la señal escalón en su entrada. Además, presenta un tiempo de estabilización de aproximadamente 12.99 minutos.

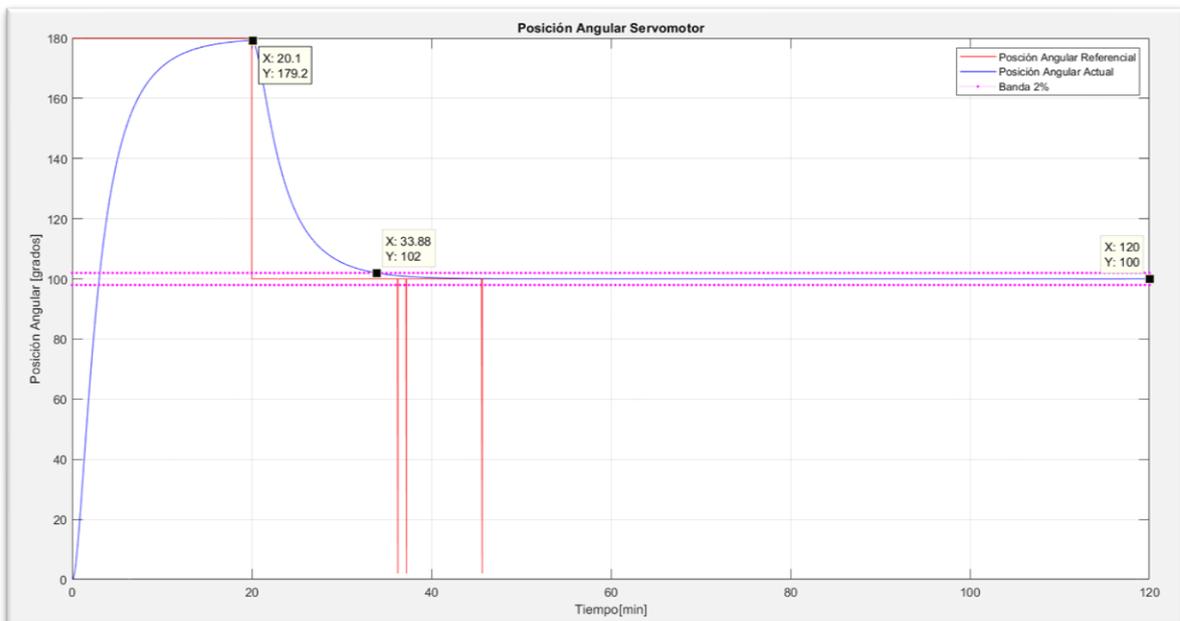


Figura 28: Gráfico de la señal posición angular servomotor.

En la Figura 28, se muestra las señales que representan el comportamiento del mecanismo en de autoregulación del sistema donde se tiene que al efectuarse un cambio de la referencia de posición del servomotor, el sistema procede realizar el ajuste posición angular del servomotor hasta llegar a la posición deseada que permite la apertura del flujo requerido. La señal color azul corresponde a la posición angular en la que se encuentra el eje del servomotor, mientras que la señal roja establece la referencia donde de deberá ubicarse dicho eje; es decir, la nueva posición angular.

Como se puede observar, el sistema también presenta una respuesta sobreamortiguada ante una señal escalon, donde su tiempo de estabilización es de aproximadamente 13.78 minutos.

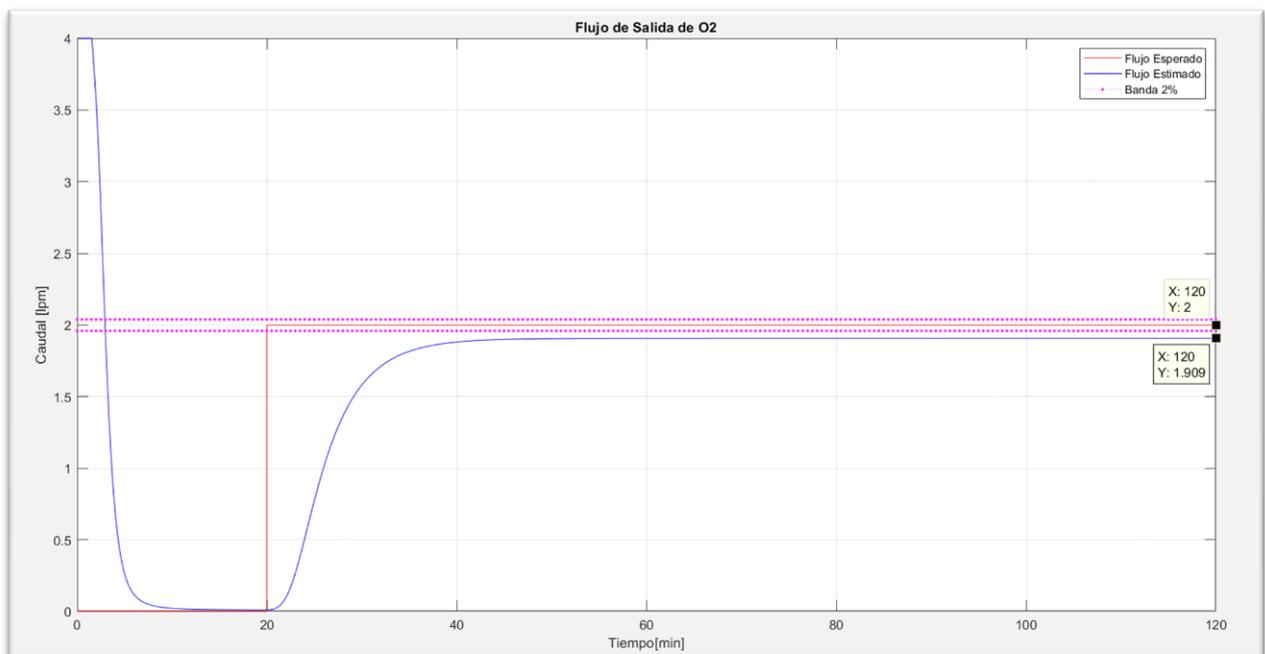


Figura 29: Grafica de señal de flujo estimado y flujo esperado.

En la Figura 29, se muestra las señales del comportamiento de flujo estimado. Como primera señal se tiene el flujo esperado (señal color rojo) que corresponde a una de las señales de salida del controlador la cual sirve como retroalimentación para establecer la referencia. Como segunda señal, se presenta el flujo estimado el cual se obtiene de una medición indirecta y solo representa una aproximación del flujo que realmente se espera debido a que sus valores se obtienen del ajuste de la curva que relaciona la posición angular del servomotor y la posición de apertura de la perilla.

3.2 Presupuesto

En esta sección se presentan un presupuesto de los costos de implementación, los mismos que han sido dividido en 4 tablas.

Tabla 19: Presupuesto para implementación del kit de tratamiento de fuentes primarias.

Materiales	Descripción	Cantid ad	Precio Unitario	2Precio Total
Filtro para agua	Filtro de agua con resina de intercambio iónico en el interior	1	\$ 28,00	\$ 28,00
Kit Solar	14 paneles de 460 W, 6 baterías de 12 V 120 Ah y regulador	1	\$ 2.900,00	\$2.900,00
			SUBTOTAL	\$2.928,00

La Tabla 19, contiene los elementos que forman parte del kit para tratamiento de agua y energía solar, sin embargo, no se detallan costos de instalación dado estos pueden variar dependiendo de la zona donde se defina instalar.

Tabla 20: Presupuesto para implementación del equipo dispensador de oxígeno.

Materiales	Descripción	Cantidad	Precio Unitario	Precio Total
Electrolizador	Pila de combustible GA43 HHO.	1	\$ 230,00	\$ 230,00
Tanque	Tanque de almacenamiento capacidad de 9.2 litros, dimensiones 20cm (L) x18cm (W) x30cm (H).	1	\$ 87,00	\$ 87,00
Relé	Relé 12 V, 120 A, 4 pines con caja negra, marca EHDIS.	1	\$ 20,00	\$ 20,00
Válvula solenoide	Electroválvula 12v, 1/2 conexión proceso.	1	\$ 10,00	\$ 10,00
Tanque burbujeador para HHO	Trampa de agua para separación de gas del líquido.	1	\$ 68,80	\$ 68,80
Sensor nivel líquido	Sensores con flotador horizontal	2	\$ 6,80	\$ 13,60
Bomba	Bomba de agua HSEAMALL, 12 VDC, 800 l/h.	1	\$ 47,99	\$ 47,99
Compresor	Mini bomba de diafragma de aire, 12VDC, 120kPa max., caudal max. 4 lpm.	1	\$ 68,12	\$ 68,12
Codos	Adaptador de tubo macho 3/8".	8	\$ 0,75	\$ 6,00
Tubería	1 metro de tubería de cobre 3/8".	3	\$ 15,00	\$ 30,00
Sensor flujo de caudal	Modelo YF-S201, 1/2", 1 a 30 lpm, presión < 1,75MPa, 5 a 18 VDC, Efecto Hall.	1	\$ 6,75	\$ 6,75
Modulo relé	Módulo relé 12VDC, 4 canales con optoacoplador.	1	\$ 7,00	\$ 7,00
			SUBTOTAL	\$ 584,39

En la Tabla 20, se detallan los principales elementos requeridos para implementación del equipo dispensador de oxígeno, donde se considera la instrumentación mínima requerida.

Tabla 21: Presupuesto implementación del sistema de regulación.

Materiales	Descripción	Cantidad	Precio Unitario	Precio Total
Tarjeta de control	Arduino Uno, microprocesador Atmega328, 5 a 12VDC alimentación.	1	\$ 52,00	\$ 52,00
Servomotor	Modelo MG996R, 4.8 a 6.6 VDC, rotación de 0° a 180°.	1	\$ 9,00	\$ 9,00
Pulsioxímetro	Modulo biosensor integrado oximetría de pulso y monitor de frecuencia cardiaca.	1	\$ 30,00	\$ 30,00
Dislay	Módulo de pantalla OLED 0.96" I2C 128*64	1	\$ 25,00	\$ 25,00
Regulador de O₂	Caudalímetro de bola flotante, vaso humidificador y cánula.	1	\$ 50,00	\$ 50,00
Tornillo	Tornillo aplastado con cuello cuadrado, tipo rosca métrica, DIN 603.	2	\$ 1,00	\$ 2,00
Tornillo	Tornillo aplastado con cuello cuadrado, tipo rosca métrica, DIN 603.	2	\$ 0,75	\$ 1,50
Tornillo	Tornillo de cabeza alomada Phillips, tipo rosca métrica, DIN-7985.	4	\$ 0,40	\$ 1,60
Tuerca	M6, tuerca hexagonal DIN-934.	4	\$ 0,25	\$ 1,00
Tuerca	M3, tuerca hexagonal DIN-934.	4	\$ 0,15	\$ 0,60
			SUBTOTAL	\$172,70

Mientras que en la Tabla 21, se presentan los precios para implementación del sistema de regulación de flujo automático.

CAPÍTULO 4

4. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

4.1 Conclusiones

- El diseño de automatización propuesto fue principalmente enfocado para facilitar la optimización de terapias de oxígeno en domicilios, lo cual se logra mediante la integración de controladores difusos-PID a los mecanismos de regulación de equipo dispensadores de O₂, ya que representan la mejor alternativa cuando se busca autonomía en el control de flujo como respuesta ante el monitoreo de saturación.
- Se estableció el diseño de un dispensador de oxígeno con la capacidad de proporcionar un flujo máximo de 4 lpm.
- El dispensador de oxígeno se caracteriza por el uso de energía solar que permite sustituir los costos de consumo eléctrico generados por equipos tradicionales empleados en tratamientos de oxigenoterapia domiciliaria de bajo flujo.
- Mediante los toolbox del software MATLAB R2018a y su herramienta SIMULINK se logró diseñar un sistema de control difuso, el cual permitió simular la regulación automática de los distintos niveles de flujos de oxígeno según el porcentaje de saturación de oxígeno medido por pulsioxímetro.
- Los niveles de flujo de oxígeno se regularon por medio del control de posición del servomotor acoplado a la válvula de regulación.
- El costo aproximado solo de materiales requeridos para la implementación del proyecto es de \$3,685.00, dicho valor no incluye los costos de ingeniería. Lo cual implica que su desarrollo represente un alto valor de inversión, el mismo que es justificable debido al uso de tecnología que apunta a dar una total autonomía del equipo siendo amigable con el medio ambiente.

4.2 Recomendaciones

- Se recomienda realizar un prototipado del equipo dispensador con la finalidad de mejorar el estudio de investigación y probar que el diseño establecido se adapta a los requerimientos normativos para su uso médico en hogares.
- Se recomienda plantear el desarrollo de la investigación como un proyecto multidisciplinario, de manera que se pueda incluir el diseño de piezas personalizadas que sustituyan el uso de algunas piezas comerciales que no permiten obtener el máximo desempeño del equipo, y adicionalmente permita reducir costos.

BIBLIOGRAFÍA

- Betancourt Zapata, W., Lineros Mora, C., Monsalve Duarte, S., Montenegro Torres, J., Suescún Zuleta, J., & Valderrama Barrera, N. (2020). *Diseño, prototipado y avances de un dispositivo que aumente la adhesión al tratamiento de pacientes oxígeno dependientes : Respira*. Universidad de los Andes. Obtenido de <http://hdl.handle.net/1992/48856>
- Boldrini, M., & Palacios, G. (2019). *Generador de Oxígeno para uso Hospitalario - PSA - Adsorción por variación de presión [Tesis de grado]*. Facultad de Ingenieria - Universidad Nacional de Mar del Plata, Argentina. Recuperado el 2 de junio de 2022, de <http://rinfi.fi.mdp.edu.ar/xmlui/handle/123456789/390>
- Cadme Barros, A. E., & Rodríguez Santi, C. L. (2021). *Estudio de factibilidad para la implementación del servicio de oxigenoterapia domiciliaria para pacientes oxígeno dependientes y oxígeno requirientes afiliados al IESS que residen en la ciudad de Cuenca [Tesis de maestría]*. Universidad Católica Santiago de Guayaquil, Guayaquil. Recuperado el 24 de mayo de 2022, de <http://repositorio.ucsg.edu.ec/handle/3317/17294>
- Clemente Jul, M. D., Sánchez Delgado, M., & Rodriguez, L. (2018). Modelado de sistemas de electrolisis alcalina para la producción de hidrógeno a partir de energías renovables. *Anales de la Real Academia de Doctores de España*, 3, pp. 19-36. Recuperado el 15 de junio de 2022, de <https://www.publicacionesrade.es/index.php/arade/article/view/81>
- Enel Green Power. (s.f.). *ENEL*. Obtenido de <https://www.enelgreenpower.com/es/learning-hub/energias-renovables>
- FUEL CELL LLC. (s.f.). *Fuel Cell LLC*. Obtenido de <http://www.fuelcellllc.com/data/fuelcellllcproductionchart.php>
- Garcia Garcia, M. D. (2018). *Supervivencia a largo plazo en pacientes en tratamientos con oxigenoterapia continua domiciliaria*. [Tesis de Doctorado] UNIVERSIDAD DE EXTREMADURA, España. Recuperado el 22 de junio de 2022, de <http://hdl.handle.net/10662/7791>

- González Mothelet, M. (S/F). *Metodología del Diseño*. Universidad de Londres. Recuperado el 26 de 06 de 2022, de https://www.guao.org/biblioteca/metodologia_del_diseno
- INEN. (2004). *Concentradores de Oxígeno Medicinal. Requisitos (NTE INEN 2 379:2004)*. Obtenido de <https://www.normalizacion.gob.ec/buzon/normas/2379.pdf>
- Instituto Nacional de Estadísticas y Censos. (2021). *Estadísticas Vitales - Registro Estadístico de Defunciones Generales de 2020*. Recuperado el 2 de junio de 2022, de https://www.ecuadorencifras.gob.ec/documentos/web-inec/Poblacion_y_Demografia/Defunciones_Generales_2020/2021-06-10_Principales_resultados_EDG_2020_final.pdf
- Kuo, B. C. (1996). *SISTEMAS DE CONTROL AUTOMÁTICO* (Séptima edición ed.). MÉXICO: Prentice Hall Hispanoamericana. Obtenido de <https://dademuchconnection.files.wordpress.com/2017/07/sistemas-de-control-automatico-benjamin-c-kuo.pdf>
- Maroto López, E. (14 de abril de 2021). *El oxígeno, sus niveles y la oxígeno terapia*. Recuperado el 2 de junio de 2022, de <https://www.lovexair.com/news/noticias-generales/143/143-El-oxígeno-sus-niveles-y-la-oxígeno-terapia>
- Medina Rueda, K., Astudillo Junco, D., & Coronado Macías, M. (30 de octubre de 2021). Beneficios de la oxígeno terapia en pacientes con COVID-19. *RECIMUNDO*, 111-117 p. Recuperado el 23 de junio de 2022, de <https://recimundo.com/index.php/es/article/view/1339>
- Montalvo López, M. (2010). *Diseño y construcción de un sistema automatizado de control digital de oxígeno terapia para enfermedades respiratorias*. Universidad Politécnica Salesiana, Guayaquil. Recuperado el 27 de junio de 2022, de <http://dspace.ups.edu.ec/handle/123456789/2205>
- Organización Mundial de la Salud. (2016). *Especificaciones técnicas de los concentradores de oxígeno*. Organización Mundial de la Salud. Obtenido de <https://apps.who.int/iris/handle/10665/251911>
- Organización Mundial de la Salud. (9 de diciembre de 2020). *World Health Organization*. Recuperado el 2 de junio de 2022, de World Health Organization: <https://www.who.int/es/news-room/fact-sheets/detail/the-top-10-causes-of-death#>
- Ospino Castro, A., Robles Algarín, C., & Duran Pabón, A. (2014). Diseño de un sistema médico asistencial de autorregulación de oxígeno por monitoreo no invasivo,

basado en lógica difusa. *Prospectiva*, 12, 57-64.
doi:<https://doi.org/10.15665/rp.v12i2.289>

Ramírez Guamán, G. (2020). Investigación bibliográfica de la eficacia de la oxigenoterapia en pacientes. *Trabajo de titulación previo a la obtención del Título de Licenciado en Terapia Física. Carrera de Terapia Física*. Quito: UCE. 77 p. Recuperado el 23 de junio de 2022, de <http://www.dspace.uce.edu.ec/handle/25000/22338>

Retuerto, M. (2021). *Tipos de electrolizadores*. IDEAGREEN. Recuperado el 16 de junio de 2022, de <https://ideagreen.es/hidrogeno-verde/tipos-de-electrolizadores/>

Ribas Escalera, J. (29 de 11 de 2019). *Enfermera.io*. Obtenido de <https://enfermera.io/pulsioximetro/>

Rodríguez González-Moro, J. M., Bravo Quiroga, L., Alcázar Navarrete, B., Alfigeme Michavila, I., & Díaz Labato, S. (2020). Guía SEPAR de las terapias respiratorias domiciliarias, 2020. Oxigenoterapia continua domiciliaria. *Open Respiratory Archives*, pp. 33-45. Recuperado el 23 de junio de 2022, de <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S2659663620300138?via%3Dihub>

Saeteros Ortiz, C. (2018). *Implementación de un control PID Fuzzy la regulación de nivel del módulo MPS PA Compact workstation mediante la tarjeta STM32F4 Discovery*. Universidad Politécnica Salesiana, Quito. Recuperado el 18 de agosto de 2022, de <http://dspace.ups.edu.ec/handle/123456789/15353>

Sociedad Madrileña de Neumología y Cirugía Torácica. (18 de febrero de 2018). Oxigenoterapia en EPOC: realidades y mitos. *NEUMOMADRID*. Recuperado el 23 de junio de 2022, de <https://www.neumomadrid.org/oxigenoterapia-en-epoc-realidades-y-mitos/>

Svarc, J. (28 de julio de 2022). *CLEAN ENERGY REVIEWA*. Obtenido de <https://www.cleanenergyreviews.info/blog/most-efficient-solar-panels>

APÉNDICE A. PRUEBAS DE AJUSTE DE CAUDAL DE OXÍGENO MEDIANTE REGULACIÓN MANUAL DE PERILLA DEL FLUJÓMETRO.

Las siguientes pruebas se realizaron con el fin de conocer la posición angular a la cual debe ser ajustada la perilla del flujómetro para obtener los distintos flujos de salidas requeridos. Y a partir de estos datos, establecer la correspondencia de anchos de pulsos a generar para auto regulación del sistema de distribución.

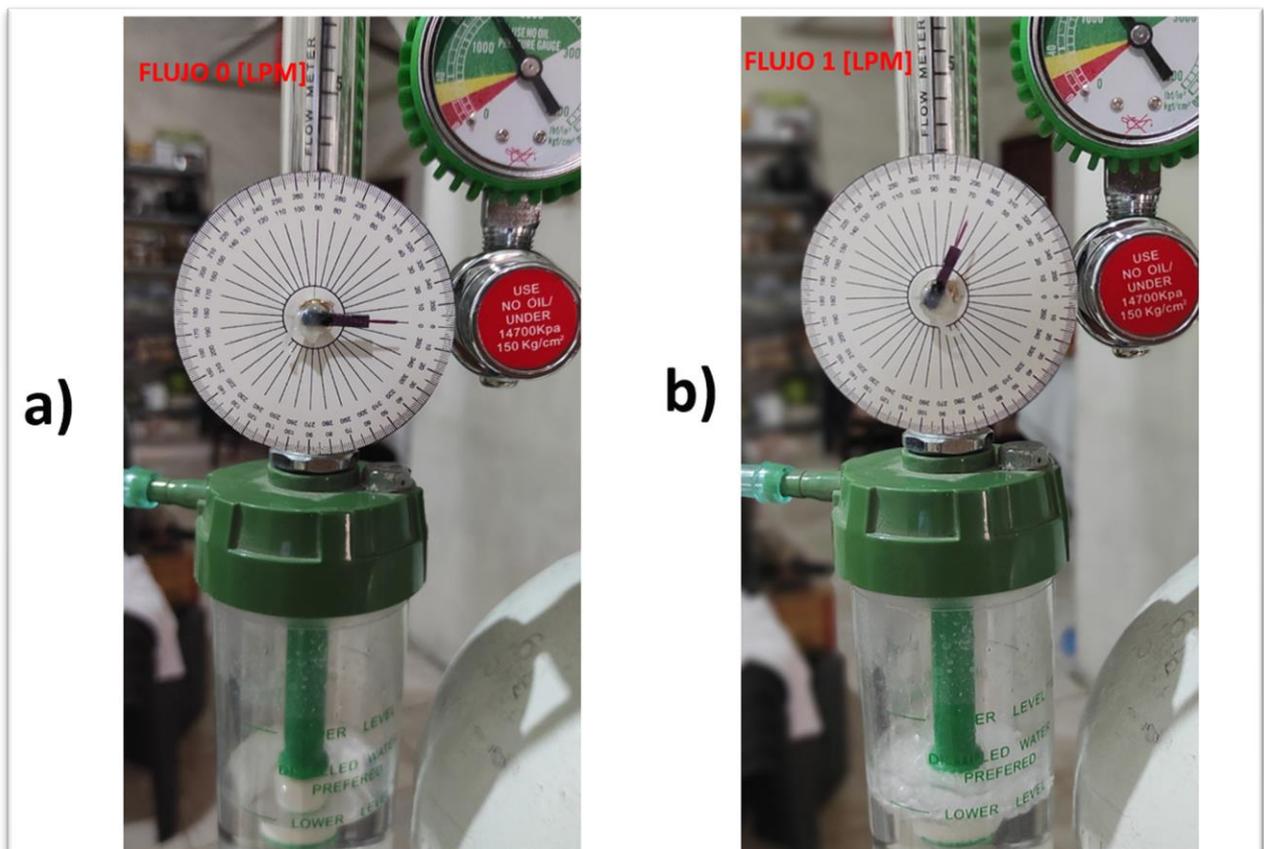


Figura 30: a) Ajuste de perilla de flujómetro a 0°. b) Ajuste de perilla de flujómetro a 65°.

Para la Figura 30, el ajuste de imagen del literal a) corresponde a un flujo 0 [lpm] donde no se visualiza formación de burbujas al interior del vaso humidificador debido a la nula presencia de O_2 , mientras que el ajuste de la imagen del literal b) podemos observar la formación de burbujas debido a la presencia del gas que ubica la bola flotante en la medida de 1 [lpm].

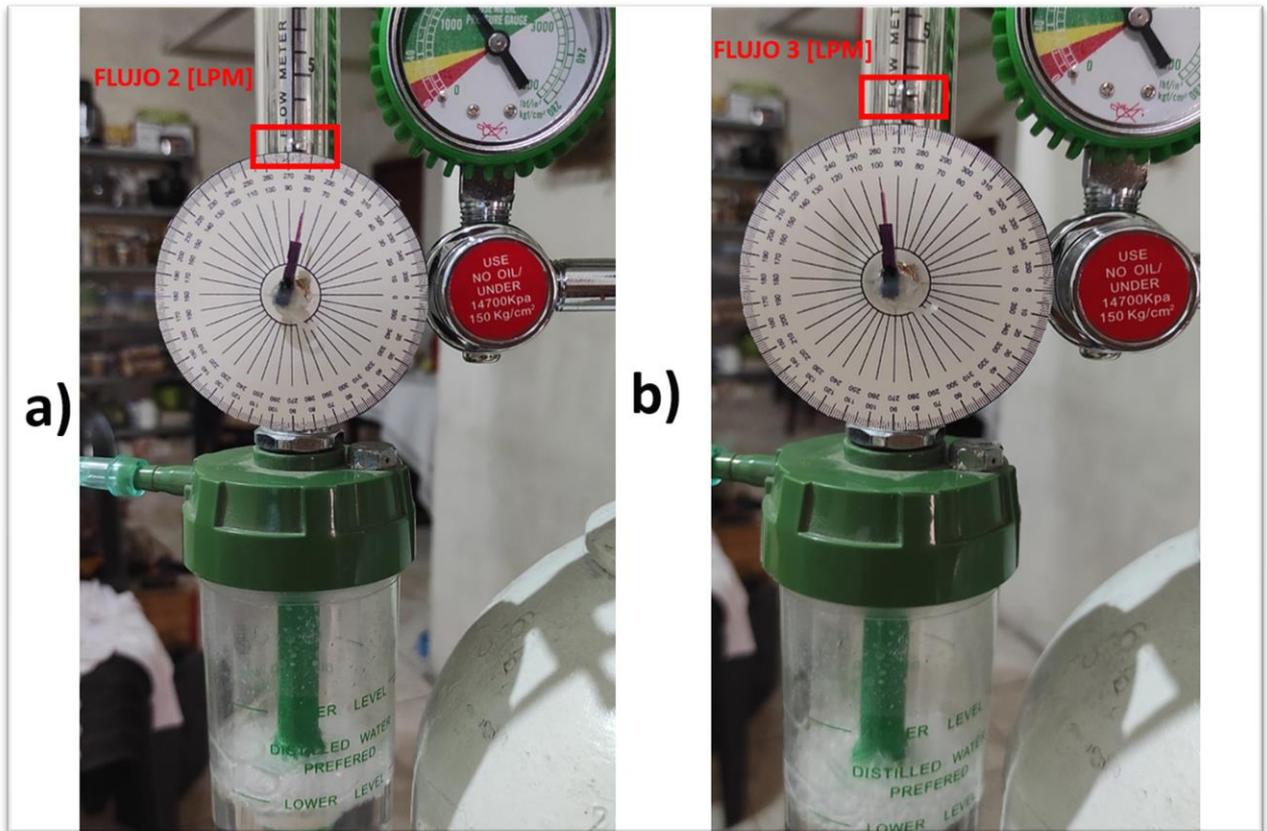


Figura 31: a) Ajuste de perilla de flujómetro a 80°. b) Ajuste de perilla de flujómetro a 100°.

Para la Figura 31, el ajuste de imagen del literal a) ubica la bola flotante en la medición de 2 [lpm], mientras que el ajuste de la imagen del literal b) ubica la bola flotante en la medición de 3 [lpm].

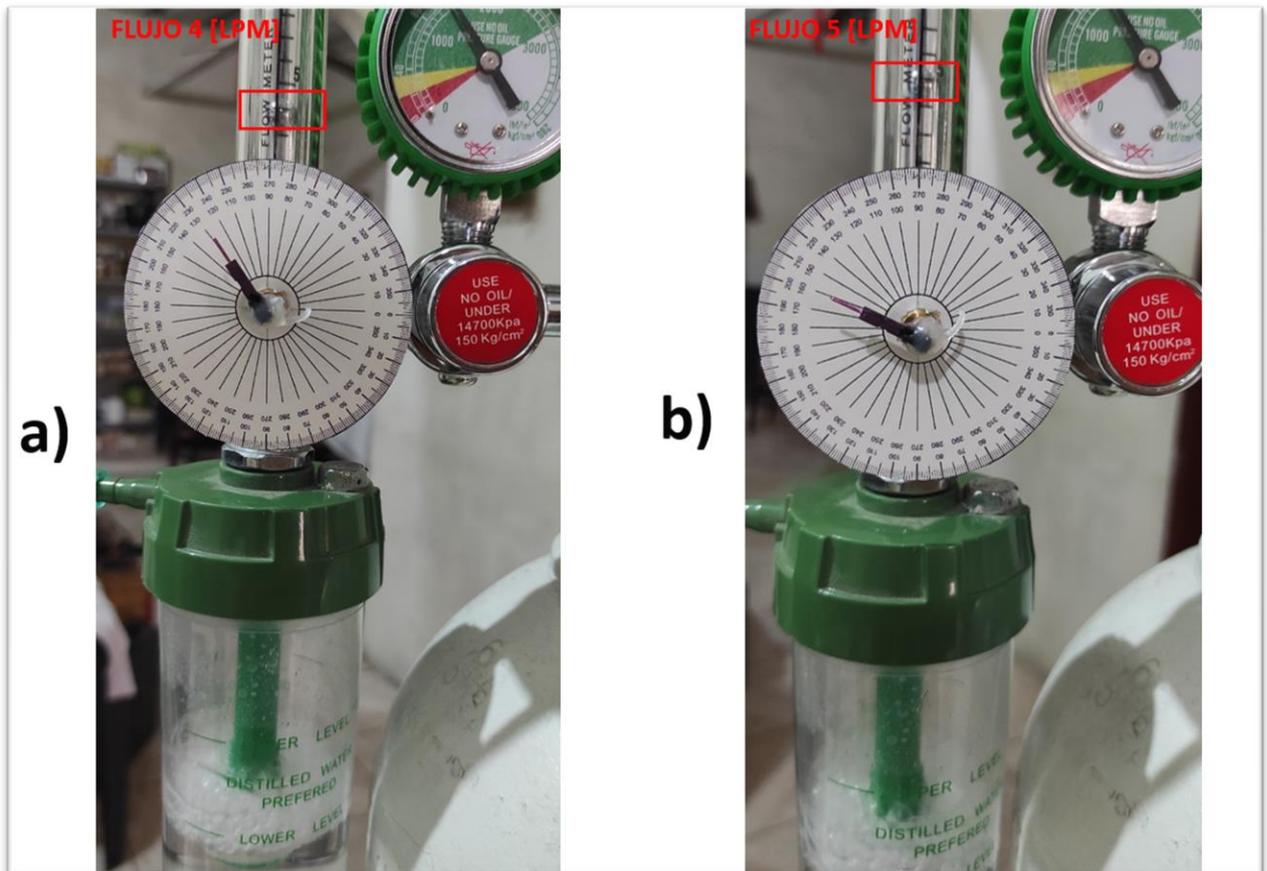


Figura 32: a) Ajuste de perilla de flujómetro a 130°. b) Ajuste de perilla de flujómetro a 160°.

Para la Figura 32, el ajuste de imagen del literal a) ubica la bola flotante en la medición de 4 [lpm], mientras que el ajuste de la imagen del literal b) ubica la bola flotante en la medición de 5 [lpm].

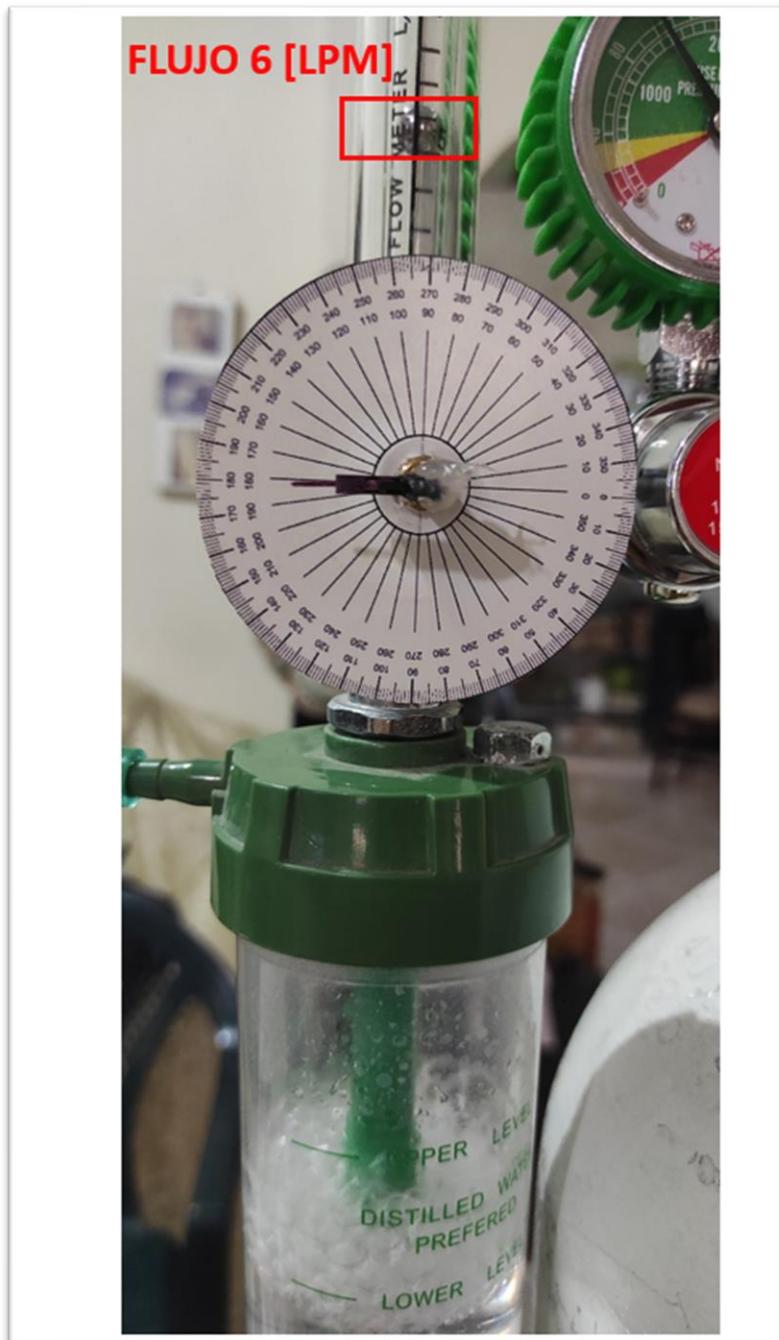


Figura 33: Ajuste de perilla de flujómetro a 180°.

Para la Figura 33, el ajuste presentado ubica la bola flotante en la medición de 6 [lpm].

APÉNDICE B. AJUSTE DE CURVA PARA FLUJO DE SALIDA VS POSICIÓN ANGULAR DE SERVOMOTOR.

Mediante el ajuste de la siguiente curva se deseaba conocer el comportamiento del flujo de oxígeno que se obtiene a la salida del dispositivo según los ajustes de la posición angular del servomotor. De tal manera, que estos datos estuviesen disponibles para ser usados durante la simulación del controlador.

Para ello se empleó la herramienta “Curve Fitting Toolbox” del software de MATLAB R2018a, donde inicialmente se establecieron las variables “Flujo” y “Ángulo_perilla” que contienen los datos obtenidos en las pruebas del **APÉNDICE A**, a partir de los cuales se deduce la posición angular respectiva del servomotor y se asignan a la variable “Ángulo_servo”, tal cual se muestra a continuación:

```
Flujo = [0 1 2 3 4 5 6];  
Ángulo_perilla = [0 65 80 100 130 160 180];  
Ángulo_servo = [180 115 100 80 50 20 0];
```

Una vez se tiene cargado los datos en el Workspace, se procedió a ejecutar la herramienta usando el comando “cftool”, que despliega la ventana donde se ingresan los datos y para probar los distintos modelos, de los cuales se muestra el resultado de los 2 que presentaron mejor aproximación en sus curvas.

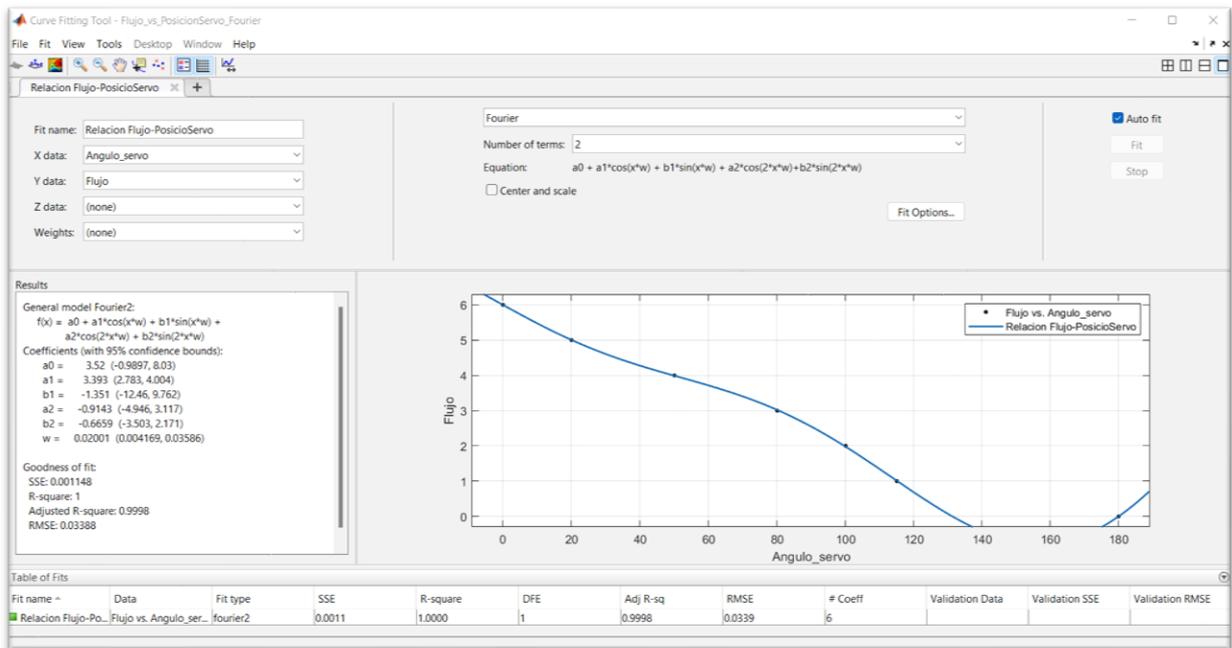


Figura 34: Modelo Fourier para ajuste de curva de flujo de salida versus posición angular de servomotor.

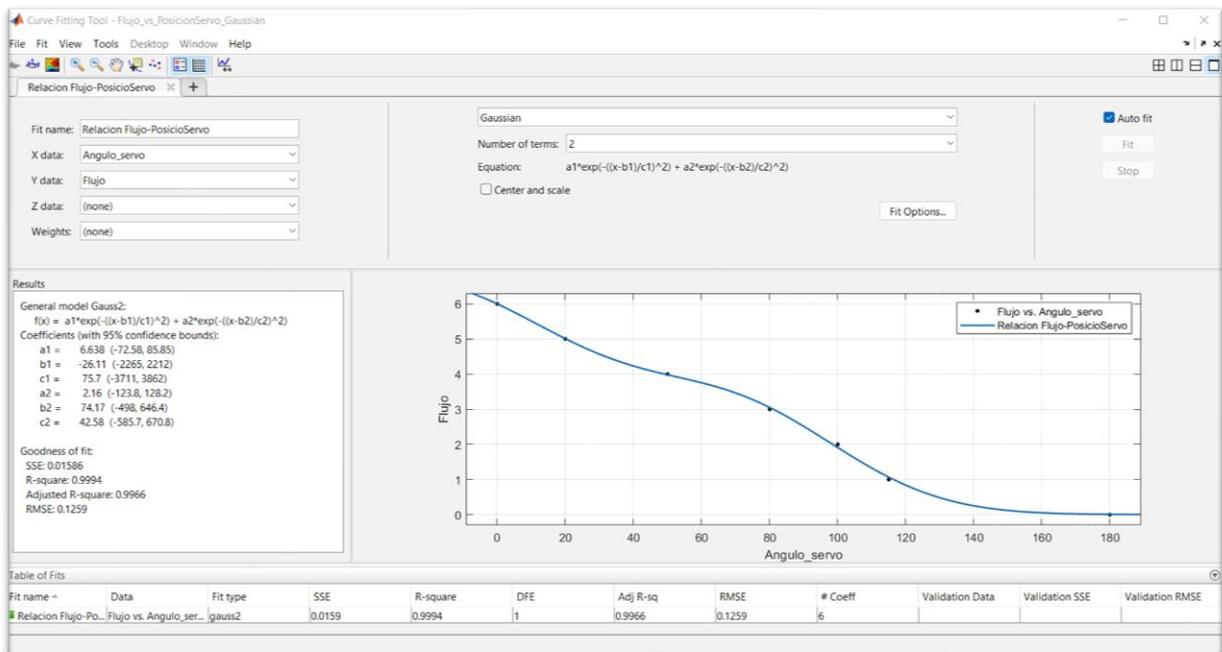


Figura 35: Modelo Gaussiano para ajuste de curva de flujo de salida versus posición angular de servomotor.

Luego del análisis de ambos modelos, se descarta el Modelo de Fourier debido a que presenta valores atípicos, y se procede a definir en el programa los coeficientes del Modelo Gaussiano, los cuales se muestran en la Figura 36.

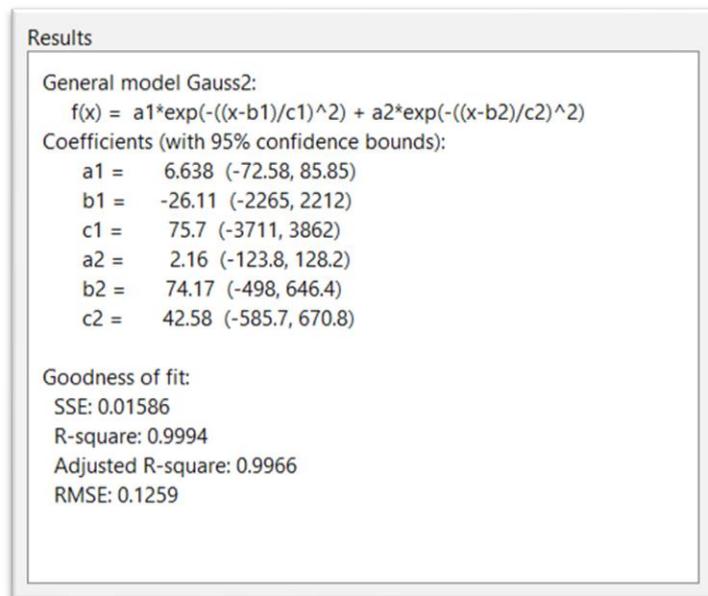


Figura 36: Coeficientes modelo gaussiano.

Código fuente: Asignación de variables para coeficientes del modelo gaussiano.

```
%Modelo Gaussian: coeficientes
a1_G = 6.638; b1_G = -26.11; c1_G = 75.7;
a2_G = 2.16; b2_G = 74.17; c2_G = 42.58;
```

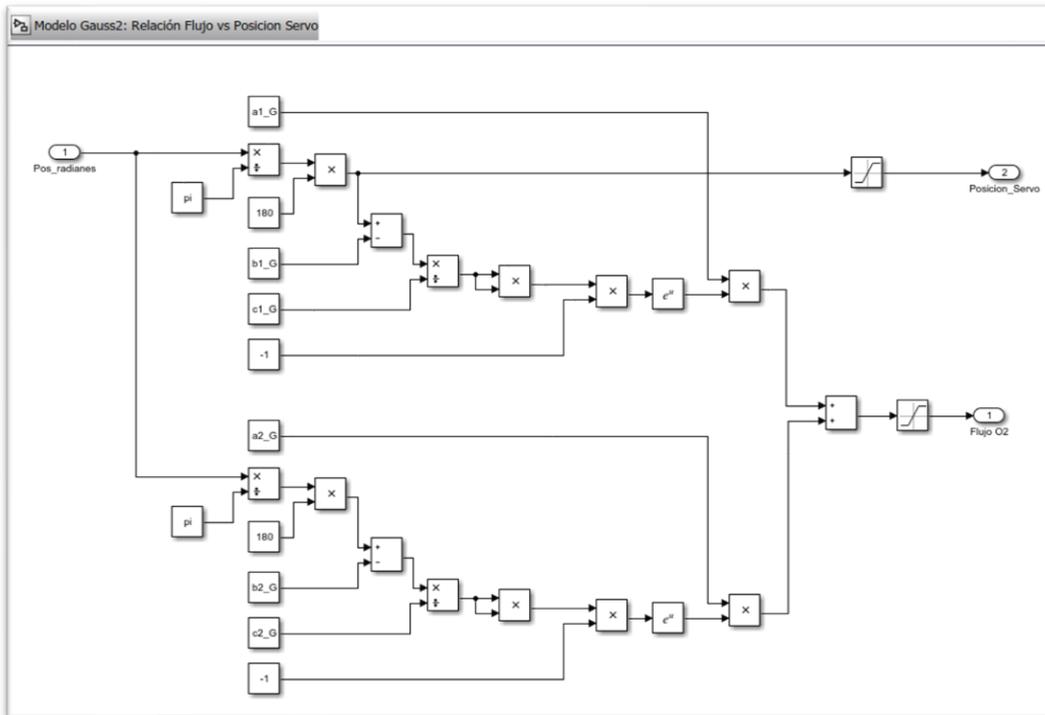


Figura 37: Diagrama de bloques Simulink. Flujo de salida vs Posición angular servomotor.

En la Figura 20, se muestra un modelo matemático que forma parte del sistema de regulación de equipo dispensador, y sirve para simular la relación de flujo proporcionado por el equipo según el ajuste de la posición del eje de servomotor debido al acople existente.

APÉNDICE C. AJUSTE DE CURVA PARA LA PRESIÓN PARCIAL DE OXÍGENO EN FUNCIÓN DE LA SATURACIÓN DE OXÍGENO.

La pulsioximetría mide la saturación de oxígeno en la sangre (SpO_2) y por ello no mide la presión parcial de oxígeno (PaO_2). Sin embargo, existe una correlación entre ambas variables y viene dada por la curva de disociación de la oxihemoglobina.

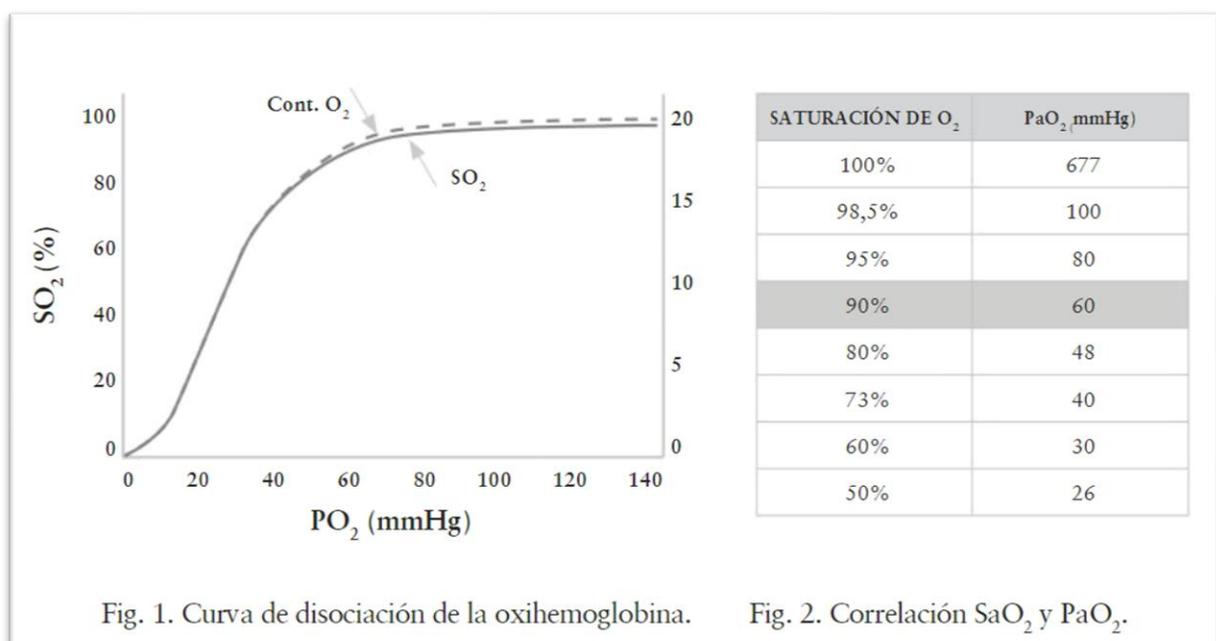


Figura 38: Relación entre la saturación de oxígeno y presión parcial de oxígeno.

Fuente: (Rodríguez González-Moro, Bravo Quiroga, Alcázar Navarrete, Alfageme Michavila, & Díaz Labato, 2020)

La Figura 39, nos muestra la relación que existe entre el flujo que debe ser suministrado por cánula dependiendo de la presión parcial de oxígeno.

PaO_2 basal (mmHg)	Flujo por cánula nasal (l/min)
50	1
45	2
40	3
35	4

Figura 39: Relación entre flujo y presión parcial de oxígeno.

Dado la falta de tablas que proporcionen información de relación directa entre SpO₂ y el flujo, se realiza la estimación de los valores de PaO₂ a partir de la curva de disociación de la oxihemoglobina. Para lo cual se ajusta una curva mediante la herramienta “Curve Fitting Toolbox” del software de MATLAB R2018a, para lo cual se establecen los siguientes vectores en la ventana del editor:

```
SaO2_estandar = [30, 35, 40, 50, 60, 73, 80, 90, 95, 98.4]; % saturación de oxígeno medida en [%]
PaO2_estandar = [18, 21, 23, 26, 30, 40, 48, 59, 80, 100]; % presión parcial de medida en [mmHg]
```

Se cargan los datos al Workspace y se ejecuta el comando “cftool”, seguidamente se nos abrirá la ventana donde se asignan los vectores definidos anteriormente de la manera que se muestra en la Figura 40, obteniendo un modelo de Fourier de grado 4 con el cual se logró el mejor ajuste.

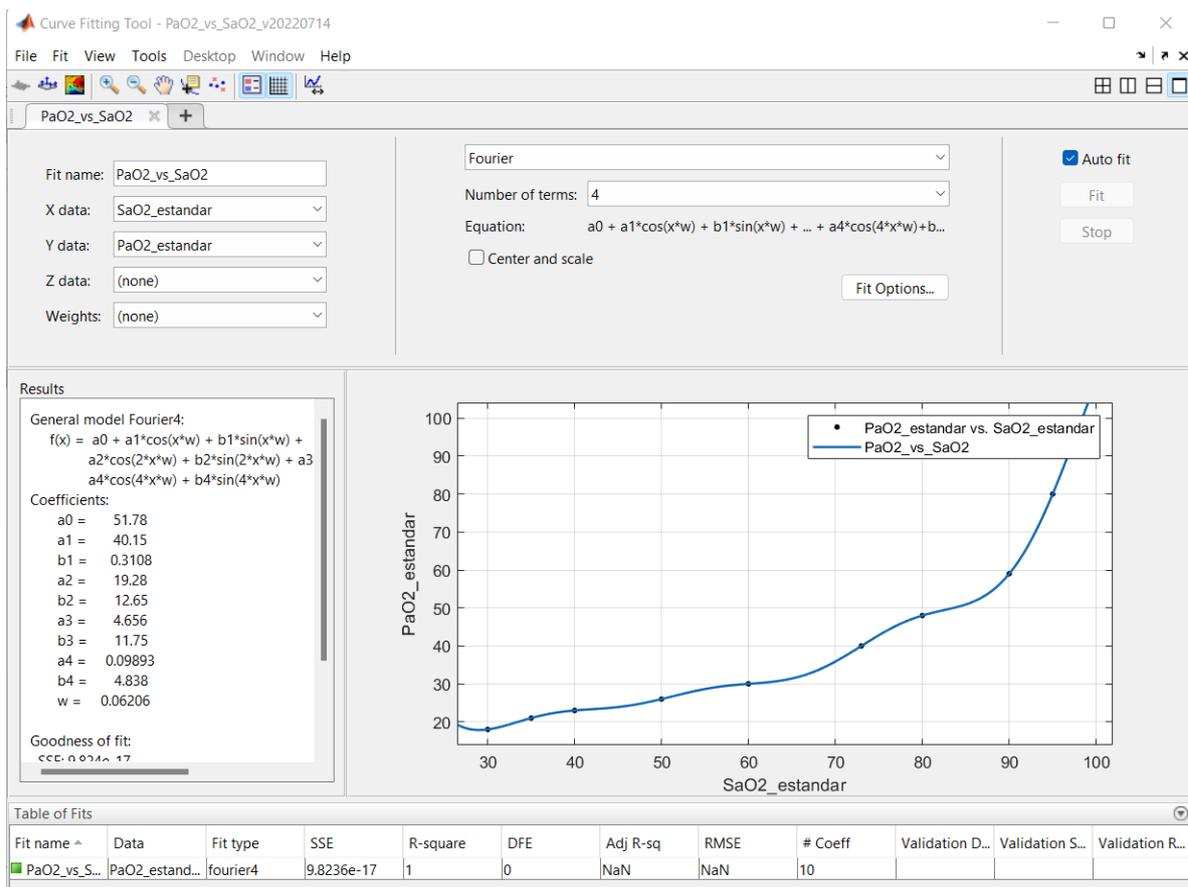
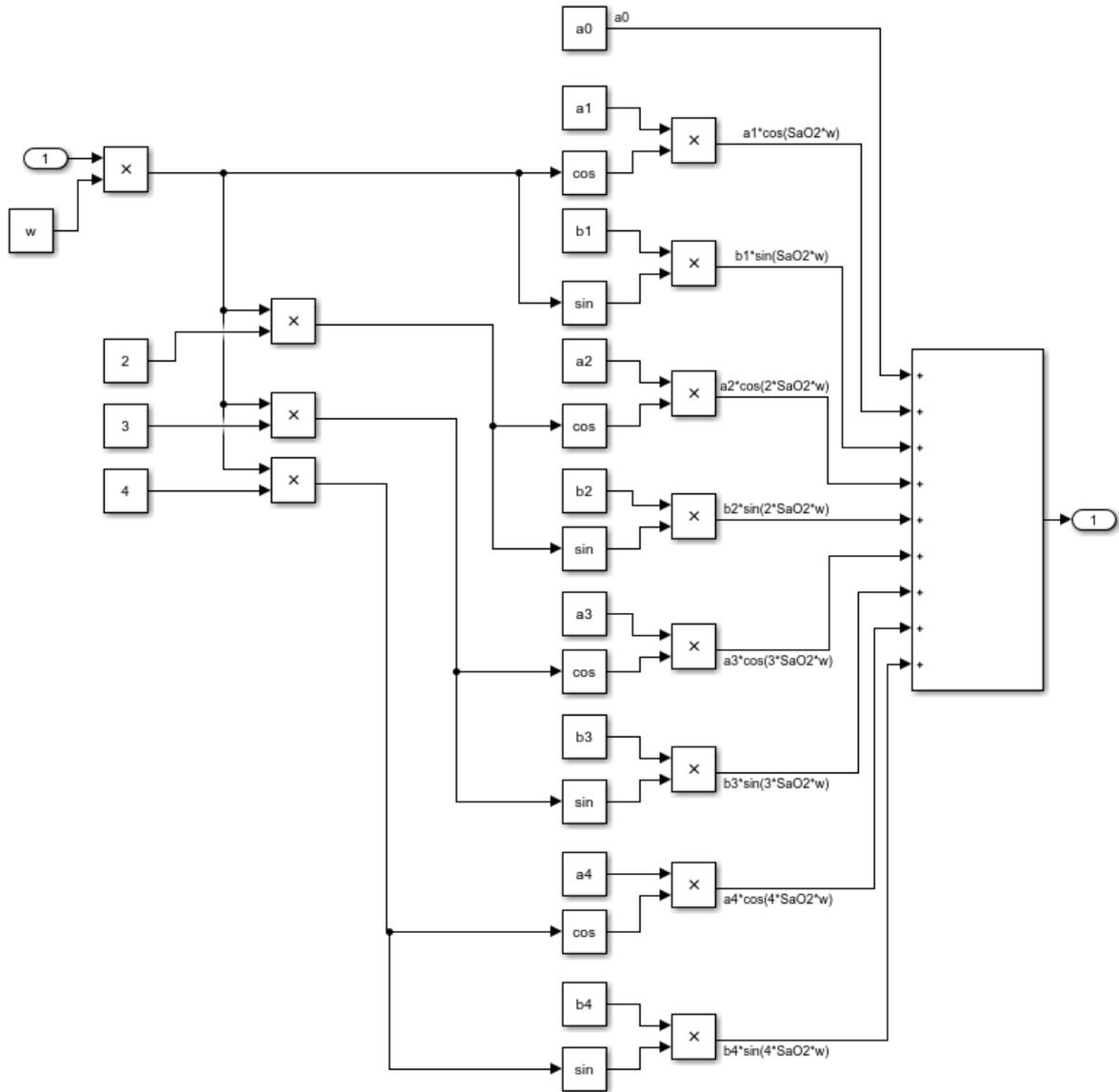


Figura 40: Modelo Fourier para ajuste de curva de presión parcial de oxígeno vs saturación de oxígeno.

Posteriormente, se registran en el editor los coeficientes obtenidos del modelo con el propósito de que estén disponible para ser modelado mediante diagrama de bloques en Simulink, tal como se muestra en la Figura 41.

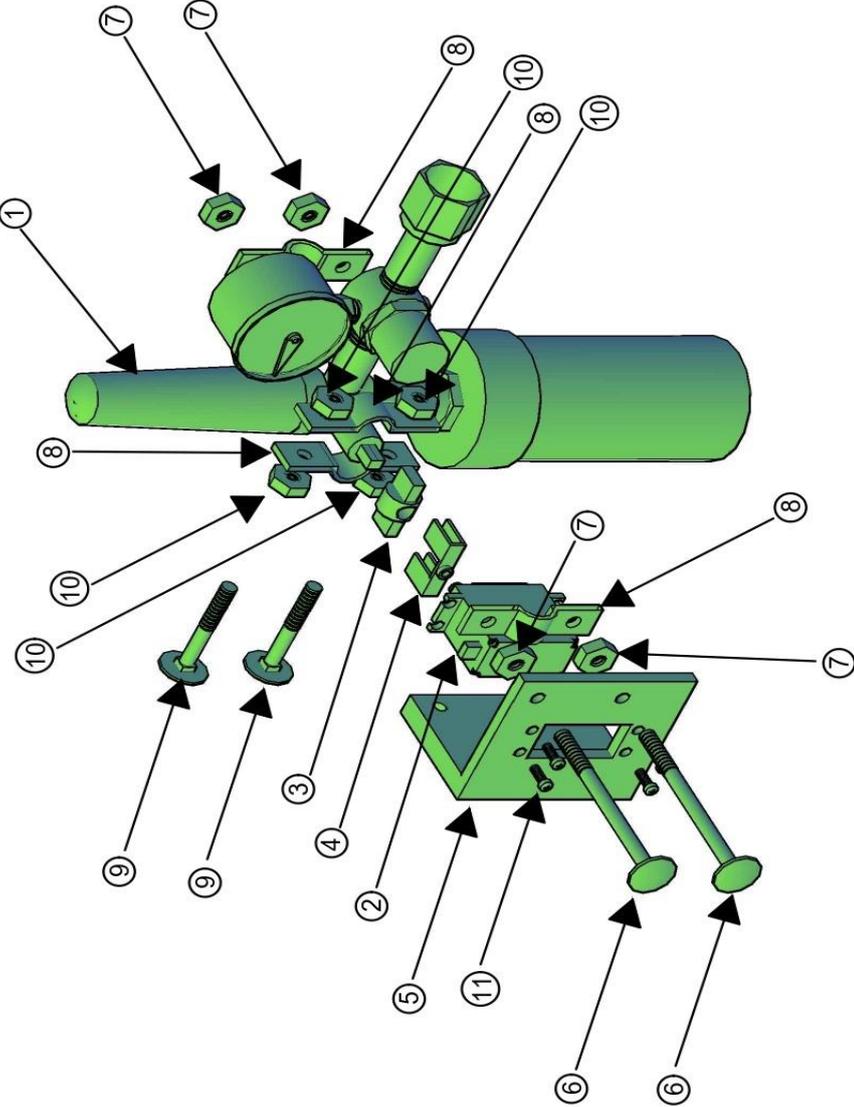
Curva de disociación de hemoglobina



Φιγυρα 41: Διαγραμα δε βλοθυεσ Σιμυλινκ. Πρεσι ἴν παρχιαλ δε οξίγενο πσ σατυραχι ἴν δε οξίγενο.

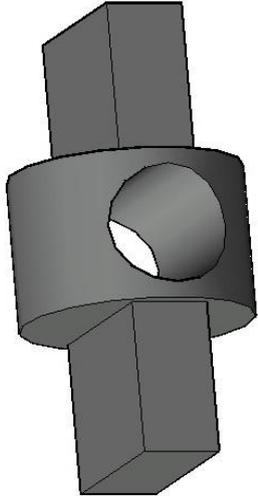
APÉNDICE D: PLANOS DEL MECANISMO DE REGULACIÓN Y VISTAS DE PIEZAS PARA ACOPLE

MECANISMO DE REGULACIÓN

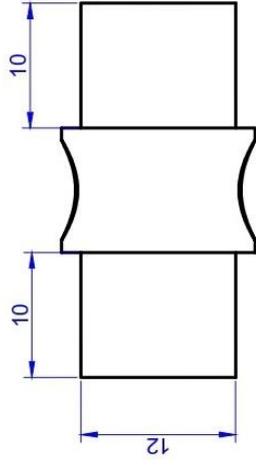


#	ELEMENTO
1	FLUJÓMETRO
2	SERVOMOTOR
3	PIEZA 1: ACOUPLE
4	PIEZA 2: ACOUPLE
5	PIEZA 3: SOPORTE
6	TORNILLO M6X90
7	TUERCA M6
8	GRAPAS
9	TORNILLO M6X50
10	TUERCA M6
11	TONILLO M3X10
12	TUERCA M3

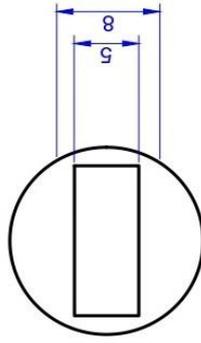
ESUELA SUPERIOR DEL LITORAL	FECHA: 14-08-22	PÁGINA: 1 DE 1
DISEÑO: DARWIN RODOLFO VERA EGAS	FORMATO: A4	ESCALA: 1:1
PROYECTO: MATERIA INTEGRADORA DE ELECTRÓNICA Y AUTOMATIZACIÓN DIBUJO: PARTES DEL MECANISMO DE REGULACIÓN PARA EL DISPENSADOR DE OXÍGENO VERDE		



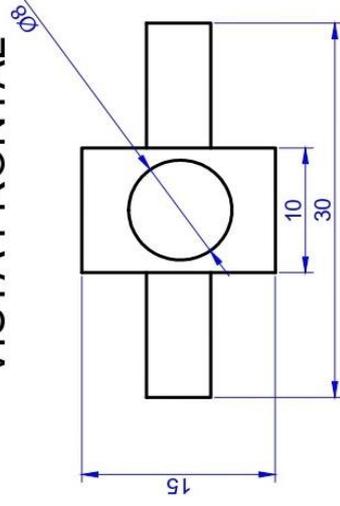
VISTA SUPERIOR



VISTA LATERAL DERECHA

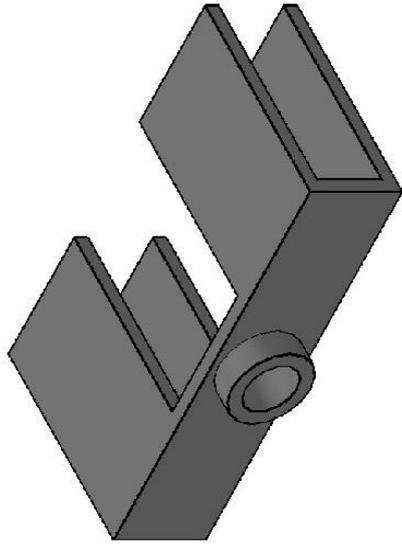


VISTA FRONTAL

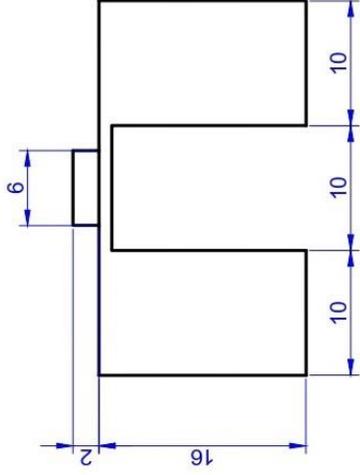


NOTAS:
1. TODAS LAS MEDIDAS ESTAN DADAS EN MILÍMETROS

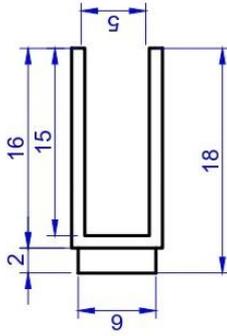
ESCUELA SUPERIOR DEL LITORAL	FECHA: 14-08-22	PÁGINA: 1 DE 1
DISEÑO: DARWIN RODOLFO VERA EGAS	FORMATO: A4	ESCALA: 2:1
PROYECTO: MATERIA INTEGRADORA DE ELECTRÓNICA Y AUTOMATIZACIÓN		
PLANO: PIEZA 1: VISTAS DEL ADAPTADOR PARA ACOPLE DE PERILLA DE FLUJÓMETRO		



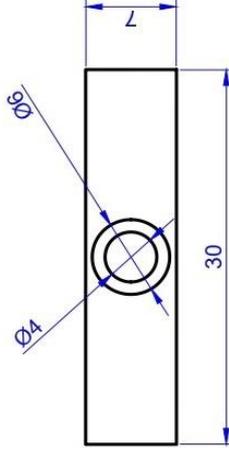
VISTA SUPERIOR



VISTA LATERAL DERECHA

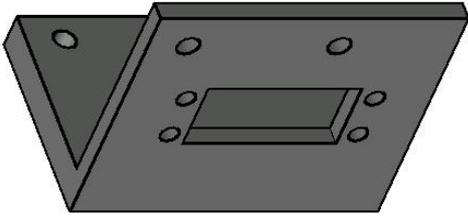


VISTA FRONTAL

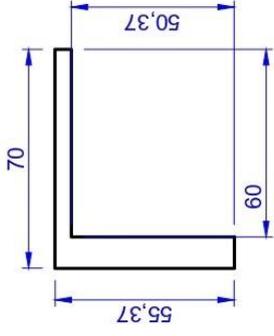


NOTAS:
1. TODAS LAS MEDIDAS ESTAN DADAS EN MILÍMETROS.

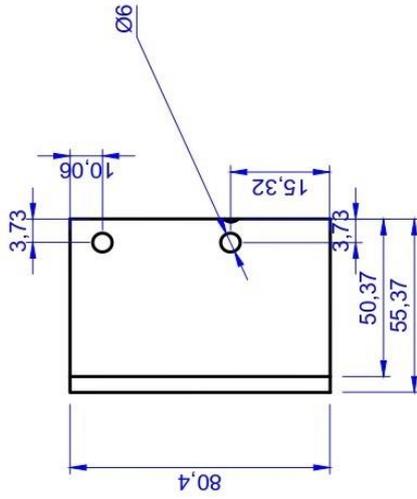
ESCUELA SUPERIOR DEL LITORAL	FECHA: 14-08-22	PÁGINA: 1 DE 1
DISEÑO: DARWIN RODOLFO VERA EGAS	FORMATO: A4	ESCALA: 2:1
PROYECTO: MATERIA INTEGRADORA DE ELECTRÓNICA Y AUTOMATIZACIÓN PLANO: PIEZA 2: VISTAS DEL ADAPTADOR PARA ACOPLER DE EJE DEL SERVO MOTOR		



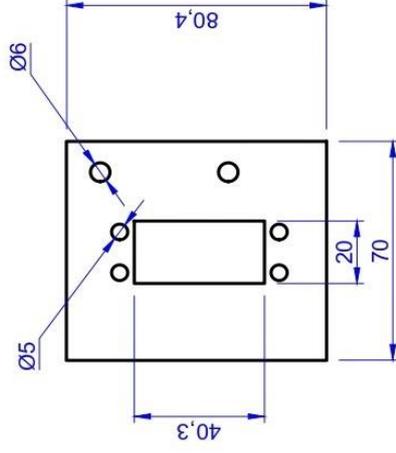
VISTA SUPERIOR



VISTA LATERAL DERECHA



VISTA FRONTAL



NOTAS:
1. TODAS LAS MEDIDAS ESTAN DADAS EN MILIMETROS.

ESUELA SUPERIOR DEL LITORAL		FECHA:	PÁGINA:
DISEÑO:		14-08-22	1 DE 1
PROYECTO:		FORMATO:	ESCALA:
MATERIA INTEGRADORA DE ELECTRÓNICA Y AUTOMATIZACIÓN		A4	1:2
PLANO:		PIEZA 3: VISTAS DE LA ESTRUCTURA DE FIJACIÓN PARA ACOUPLE	

APÉNDICE D: ESTIMACIÓN DEL KIT SOLAR REQUERIDO

Según los reportes generados a través de la aplicación web Global Solar Atlas se obtuvo que el promedio de los niveles de irradiación diarios en el Ecuador es de aproximadamente 2.42 kWh/m², y que la potencia fotovoltaica específica se encuentra en el rango de 2.71 kWh/kWp a 4.11 kWh/kWp motivo por el cual la integración de un kit solar como suministro energético renovable es adecuado para el proyecto.

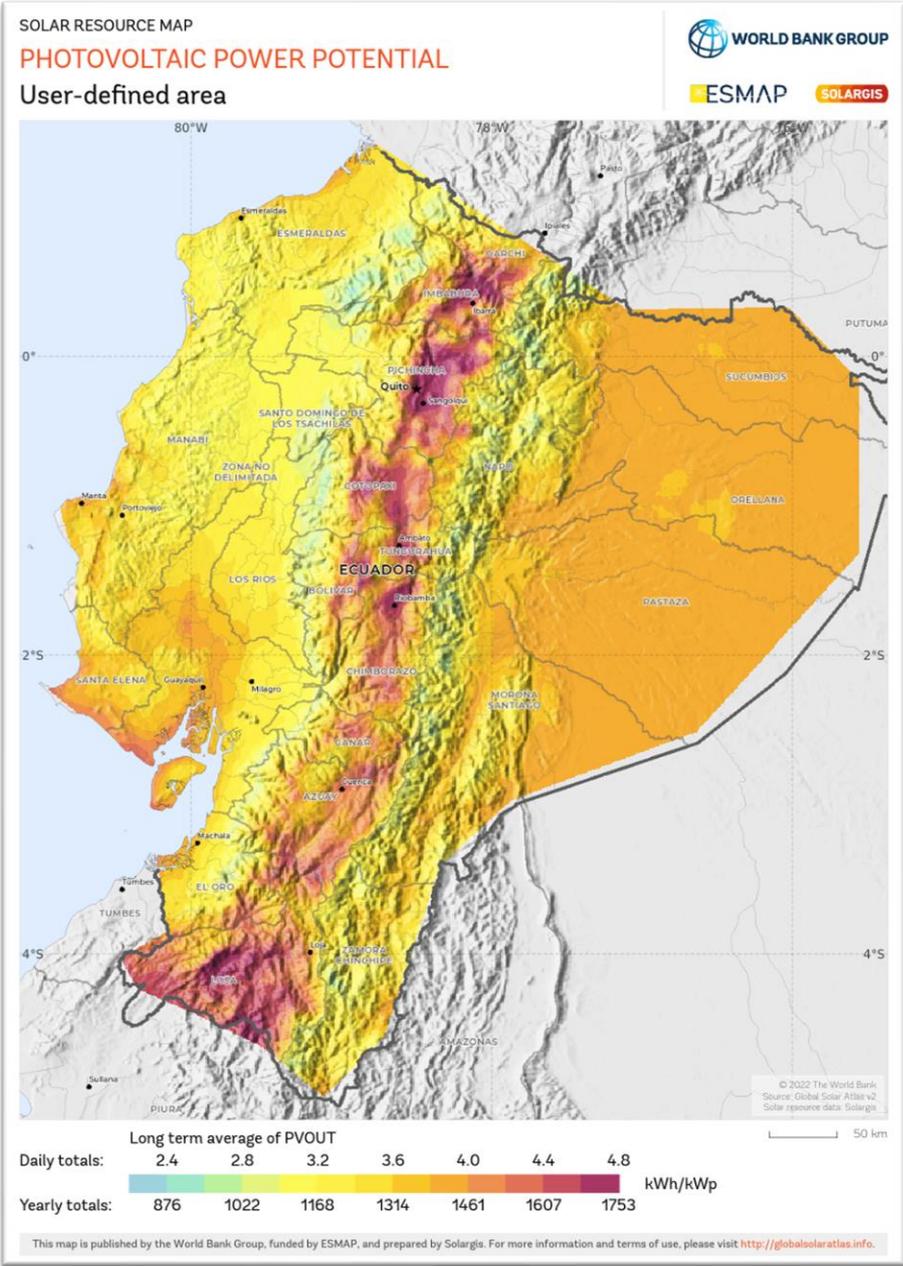


Figura 42: Mapa del potencial fotovoltaico específico del Ecuador. Obtenido de: Global Solar Atlas 2.0

AREA INFO				
Map data (min-max range)				Per day
Specific photovoltaic power output	PVOUT	2.71	– 4.11	kWh/kWp
Direct normal irradiation	DNI	1.33	– 3.81	kWh/m ²
Global horizontal irradiation	GHI	3.29	– 5.03	kWh/m ²
Diffuse horizontal irradiation	DIF	2.21	– 2.55	kWh/m ²
Global tilted irradiation	GTI	3.29	– 5.05	kWh/m ²
Optimum tilt of PV modules	OPTA	0	– 6	°
Air temperature	TEMP	6.7	– 25.0	°C
Terrain elevation	ELE	-101	– 6051	m

Figura 43: Datos aproximados de potencia fotovoltaica, irradiación, temperatura, elevación del Ecuador. Obtenido de: Global Solar Atlas 2.0

Considerando que el estudio del proyecto de investigación ha sido dirigido a población en zonas sobre nivel del mar, se generan los reportes que presenten los valores irradiación y de potencia fotovoltaica de la zona correspondiente. Estos valores permitirán obtener las cifras promedios que serán empleadas en la estimación de las características del kit solar requerido.

AREA INFO				
Map data (min-max range)				Per day
Specific photovoltaic power output	PVOUT	2.64	– 3.67	kWh/kWp
Direct normal irradiation	DNI	1.21	– 2.76	kWh/m ²
Global horizontal irradiation	GHI	3.28	– 4.58	kWh/m ²
Diffuse horizontal irradiation	DIF	2.27	– 2.58	kWh/m ²
Global tilted irradiation	GTI	3.29	– 4.59	kWh/m ²
Optimum tilt of PV modules	OPTA	0	– 4	°
Air temperature	TEMP	0.0	– 24.4	°C
Terrain elevation	ELE	-101	– 3386	m

Figura 44: Datos aproximados de potencia fotovoltaica, irradiación, temperatura, elevación de la región litoral del Ecuador. Obtenido de: Global Solar Atlas 2.0

Para obtener el valor de horas sol pico, se emplea el dato de irradiación horizontal global mínimo sobre la ecuación 1.

$$HSP = \frac{\text{Irradiación Global } \left[\frac{\text{Wh}}{\text{m}_2} \right]}{1000 \left[\frac{\text{W}}{\text{m}_2} \right]} \quad (1)$$

$$HSP = \frac{3930 \text{ Wh/m}_2}{1000 \text{ W/m}_2}$$

$$HSP = 3.93 [h] \approx 4 [h]$$

En la Figura 44, se visualiza el mapa potencial fotovoltaico de la zona antes mencionada, se encuentra constituida por todas las provincias de la región costa y su selección se debe a que la mayoría de ellas presentan altitudes sobre el nivel del mar que están por debajo de los 3,000 metros.

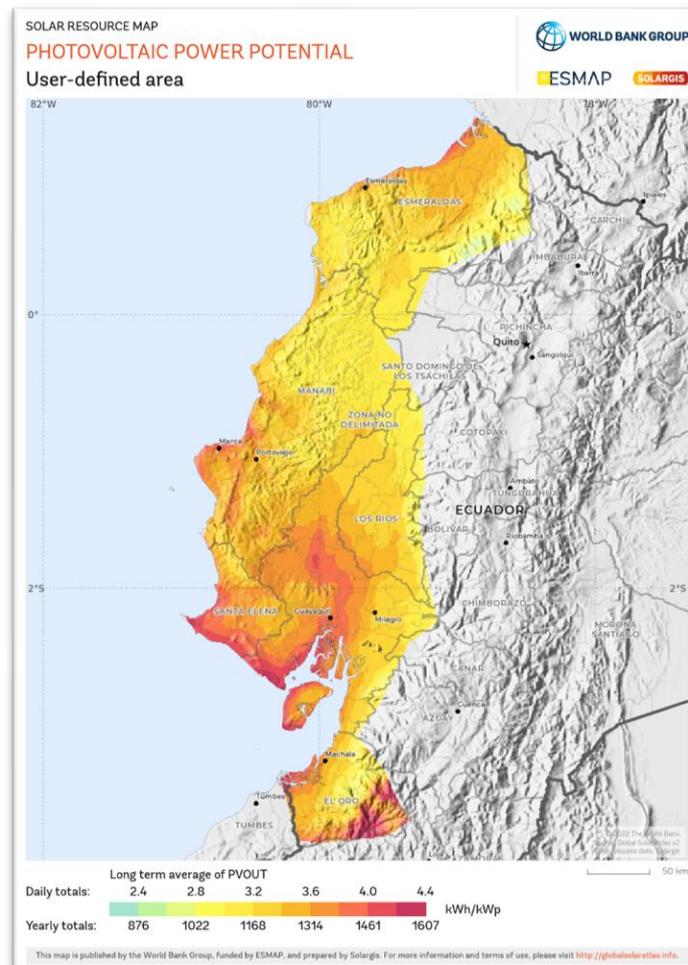


Figura 45: Mapa del potencial fotovoltaico específico de la región litoral del Ecuador.

Obtenido de: Global Solar Atlas 2.0

Las características de selección de las zonas están ligadas principalmente a evitar que este un factor ambiental como la altitud influya en los valores referenciales de

saturación que se establezcan, de tal forma que se reduzca la complejidad del diseño del sistema de control automático a desarrollar.

En la Figura 45, se aprecia como para las distintas altitudes sobre el nivel del mar el valor se establecen diferentes valores de referencia de saturación de oxígeno.



Figura 46: Incidencia del factor ambiental altitud en los valores referenciales de saturación de O₂. Tomado de: Sitio Web Enfermera.io

Dado que se tiene definida la zona y los datos de hora sol pico, se procede a calcular la demanda total de potencia que requiere el equipo dispensador para su funcionamiento, este valor total es presentado a través de la tabla 22, la que reúne información de cada una de las demandas de los dispositivos que lo conforman.

Tabla 22: Cálculo de consumo energético.

Equipo	Cantidad	Potencia [W]	Horas de Uso [h]	Energía [kWh]
Electrolizador	1	1,600	16 horas al día	25.6
Arduino	1	0.7		0.011
Bomba	1	11		0.176
Electroválvula	1	8		0.128
Compresor	1	3		0.048
Totales				25.963

Para continuar con la estimación de kit solar, es necesario analizar los tipos de celdas que emplean actualmente los paneles solares y la potencia que ofrecen. Dicha información se la presenta mediante la Tabla 23 obtenida del portal web “Clean Energy Reviews”

Tabla 23: Listado de paneles más eficientes del 2022.

CLEAN ENERGY REVIEWS		Most Efficient Solar Panels 2022 *		V3.4 - July 2022
Manufacturer	Model	Max power (W)	Cell Type	Efficiency
SUNPOWER	Maxeon 6	440W	N-type IBC	22.8 %
CanadianSolar	HiHero CS6R-H-AG	440W	N-type HJT Half-cut	22.5 %
REC Solar	Alpha Pure R	430W	N-type HJT Half-cut	22.3 %
SPIC	Andromeda 2.0	440W	N-type IBC Half-cut	22.3 %
Q CELLS	Q.TRON-G1+	400W	N-type TOPcon Half-cut	22.3 %
Panasonic	EverVolt H	410W	N-type HJT Half-cut	22.2 %
Jinko Solar	Tiger NEO	480W	N-Type TOPcon Half-cut	22.2 %
Trinasolar	Vertex S +	425W	N-Type TOPCon Third-cut	21.9 %
FuturaSun	Zebra Pro	430W	N-type IBC Half-cut	21.8 %
MEYER BURGER	White	400W	N-type HJT Half-cut	21.7%
AKCOME 爱康光电	Kookaburra Series	415W	P-type PERC Third-cut	21.6%
JA SOLAR	Deep Blue 3.0 light	420W	P-Type PERC Half-cut	21.5 %
LEAPTON SOLAR	LP182-M-60-MH	465W	P-Type PERC Half-cut	21.5 %
Silfab SOLAR	Elite SIL-380-BK	380W	P-type IBC	21.4 %
HYUNDAI	HiE-S400UF	400W	P-Type PERC Shingled	21.3 %
risen	Titan S	410W	P-Type PERC Half-cut	21.3 %
SUMEC Phono Solar	TwinPlus Pro	415W	P-Type PERC Half-cut	21.2 %
AXITEC	AXIpremium HC	415W	P-Type PERC Half-cut	21.2 %
LONGI Solar	Hi-MO 4m	385W	P-Type PERC Half-cut	21.1 %
ASTROENERGY	Astro 4 Semi	380W	P-Type PERC Half-cut	20.9 %

*Residential panels - 54, 60, 66 cells (108, 120, 132HC), or 96 & 104 cell. Does not include commercial panels >2m

Tomado de: Sitio Web Clean Energy Reviews (Svarc, 2022)

A partir de la tabla presentada y revisión de los costos actuales, se analizó la relación precio-eficiencia a partir de la cual se seleccionó el modelo JAM72S20-460/MR el cual es un panel de la marca JA Solar con potencia máxima de 460 watts y celdas tipo monocristalino PERC.

Una vez definido el tipo de panel se calcula la cantidad de paneles requeridos a través de la ecuación 2.

$$\# \text{ paneles} = \frac{\text{Energía total}}{\text{Potencia panel}} * \frac{1}{\text{HSP}} \quad (2)$$

$$\# \text{ paneles} = \frac{25,963}{460} * \frac{1}{4}$$

$$\# \text{ paneles} = 14$$

Posteriormente se calcula el banco de baterías el cual sirve como respaldo para alimentar al sistema durante las horas que no exista luz solar. La cantidad de baterías requeridas es de entre 5 a 6 unidades, este valor se obtuvo estimando un 60% de la potencia total que da como resultado 15.57 kWh, considerando que se ha establecido previamente el uso de una batería de 12 V 200 Ah con placas de plomo calcio y electrolito de gel tixotrópico de ácido sulfúrico.