

PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ

FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA



**DISEÑO DE UN DISPOSITIVO HUMIDIFICADOR CALENTADOR DE
AIRE ENRIQUECIDO EN OXÍGENO PARA
APLICACIONES DE VENTILACIÓN NO INVASIVA CON CÁNULAS DE
ALTO FLUJO**

Tesis para obtener el título profesional de Ingeniero Mecatrónico

AUTOR:

Luis Enrique Ttito Chavez

ASESOR:

Luis Alberto Vilcahuaman Cajacuri

Lima, Febrero, 2023

Informe de Similitud

Yo, Luis Alberto Vilcahuamán Cajacuri,

docente de la Facultad de Ciencias e Ingeniería de la Pontificia Universidad Católica del Perú, asesor de la tesis titulada

DISEÑO DE UN DISPOSITIVO HUMIDIFICADOR CALENTADOR DE AIRE ENRIQUECIDO EN OXÍGENO PARA APLICACIONES DE VENTILACIÓN NO INVASIVA CON CÁNULAS DE ALTO FLUJO,

Del autor Luis Enrique Ttito Chávez, dejo constancia de lo siguiente

- El mencionado documento tiene un índice de puntuación de similitud de 16 %. Así lo consigna el reporte de similitud emitido por el software *Turnitin* el 01/02/2023.
- He revisado con detalle dicho reporte y la Tesis o Trabajo de Suficiencia Profesional, y no se advierte indicios de plagio.
- Las citas a otros autores y sus respectivas referencias cumplen con las pautas académicas.

Lugar y fecha: Lima, 01° de febrero del 2023

Apellidos y nombres del asesor: Vilcahuamán Cajacuri, Luis Alberto	
DNI: 08720728	Firma 
ORCID: 0000-0002-7291-101X	

RESUMEN

Este trabajo busca diseñar por simulación y selección de componentes un prototipo capaz de proporcionar aire enriquecido de oxígeno a una temperatura entre 31 y 37°C, humedad relativa controlada mayor a 70% a un flujo de hasta 60 L/min para su uso en pacientes que necesitan terapia respiratoria no invasiva con cánulas de alto flujo. Debido a que la investigación es de tipo cuantitativa, se emplea una metodología de investigación denominada árbol de funciones y medios, o por niveles (primer nivel, segundo nivel, tercer nivel). Donde en cada nivel se utiliza una matriz morfológica y un cuadro de análisis técnico-económico que permite un mejor análisis y elección de componentes. Posteriormente, se realiza el diseño electrónico, mecánico y de control que gobiernan los procesos de acondicionamiento de temperatura y humedad. Finalmente, se procede a simular mediante softwares de ingeniería, el diseño 3D del prototipo; los circuitos de potencia de los componentes electrónicos y el control PID de temperatura y humedad en la cual se busca cumplir con los requisitos mínimos de la American Association for Respiratory Care para el diseño de humidificadores de oxígeno.

Palabras Claves: Humedad, Temperatura, Flujo, Controlador, Humidificador.

ABSTRACT

This work seeks to design, by simulation and selection of components, a prototype capable of providing oxygen-enriched air at a temperature between 31 and 37°C, controlled relative humidity greater than 70%, and at a flow of up to 60 L/min, to its use in patients who need non-invasive respiratory therapy with high-flow cannulae. A research methodology will be used by levels (first level, second level, third level), where each level will use a morphological matrix and a technical analysis chart that is its instrument, because the research is quantitative. Finally, it was designed, outlined and simulated using engineering software, managing to select the sensors and components for the process, simulating the operation of the PID controller that allows us to guarantee the requested temperature and humidity and that meets the minimum requirements of the American Association for Respiratory Care.

Keywords: Humidity, Temperature, Flow, Controller, Humidifier

ÍNDICE DEL CONTENIDO

RESUMEN	ii
ÍNDICE DEL CONTENIDO	iv
ÍNDICE DE TABLAS	vi
ÍNDICE DE FIGURAS	vii
INTRODUCCIÓN	1
CAPÍTULO I	2
1. MARCO PROBLEMÁTICO Y JUSTIFICACIÓN	2
1.1. Problemática	2
1.2. Justificación del diseño	7
1.3. Alcance	9
1.4. Objetivos	9
1.5. Metodología	10
2. ESTADO DEL ARTE	12
2.1. Clasificación de humidificadores de oxígeno	12
2.2. Humidificadores activos	12
2.3. Humidificadores pasivos	13
2.4. Comparación humidificadores activos y pasivos	16
3. DETERMINACIÓN DE REQUISITOS DEL PROYECTO	17
3.1. Requerimientos del usuario	17
3.2. Requisitos del usuario	18
3.3. Requisitos del proyecto	19
CAPÍTULO II	22
4. DISEÑO CONCEPTUAL	22
4.1. Descomposición funcional y síntesis de medios	22
4.1.1. Nivel 1	23
4.1.2. Nivel 2	26
4.1.3. Nivel 3	31
4.2. Concepto de solución óptimo	46
4.2.1. Arquitectura del diseño mecatrónico	47
4.2.2. Arquitectura del sistema eléctrico – electrónico	48
4.2.3. Diagramas de flujo	49
4.2.4. Bosquejo del diseño físico	52
4.2.5. Bosquejo del diseño funcional	54
CAPÍTULO III	55
5. DISEÑO DE SUBSISTEMA DE INTERCAMBIO DE ENERGÍA	55
5.1. Cálculo de la etapa de precalentamiento del aire mezclado con oxígeno	56
5.2. Cálculo de la etapa de humidificación isotérmica	62
5.3. Selección de componentes electrónicos de sensado	66
5.4. Selección de elementos mecánicos	69
6. DISEÑO DEL SUBSISTEMA DE POTENCIA PARA EL CALENTAMIENTO Y HUMIDIFICACIÓN	73
6.1. Diseño de circuito de potencia para la resistencia calefactora	73
6.2. Diseño de circuito potencia para el atomizador de agua	76

6.3. Selección de microcontrolador	77
6.4. Selección de fuente de poder	79
6.5. Simulación del circuito de potencia	81
6.6. Diagrama esquemático del dispositivo	83
7. DISEÑO DEL SUBSISTEMA DE CONTROL DE HUMEDAD RELATIVA Y TEMPERATURA	84
7.1. Lógica de control operativo de temperatura y humedad	84
7.2. Diseño de la interfaz de usuario	86
7.3. Diseño del sistema de control dinámico de temperatura y humedad	87
8. INTEGRACIÓN DEL SISTEMA MECATRÓNICO	100
8.1. Presentación del modelamiento físico	100
8.2. Integración de los circuitos de control y de potencia	103
8.2.1. Integración de los circuitos de control	103
8.2.2. Integración de los circuitos de potencia	105
COSTOS	107
CONCLUSIONES	110
BIBLIOGRAFÍA	112
ANEXOS	117



ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1 10 primeras Causas de Morbilidad de Consulta Externa - DIRIS Lima Norte	6
Tabla 2 Efectos adversos de la intubación y la ventilación mecánica relacionadas con la falta de humidificación	8
Tabla 3 Tabla de comparación de humidificadores activos	13
Tabla 4 Tabla de comparación de humidificadores	16
Tabla 5 Requisitos y requerimientos del usuario (1-3)	18
Tabla 6 Requisitos y requerimientos del usuario (2-3)	18
Tabla 7 Requisitos y requerimientos del usuario (3-3)	19
Tabla 8 Lista de Requerimientos	20
Tabla 9 Tabla de Evaluación Técnica para el nivel 1	24
Tabla 10 Tabla de Evaluación Económica para el nivel 1	25
Tabla 11 Matriz morfológica para el nivel 2	28
Tabla 12 Tabla de evaluación para el nivel 2	29
Tabla 13 Tabla comparativa de Sensores de Temperatura	33
Tabla 14 Matriz Morfológica para Nivel 3 (1-2)	42
Tabla 15 Matriz Morfológica para Nivel 3 (2-2)	42
Tabla 16 Tabla de Evaluación para el nivel 3	43
Tabla 17 Tabla de Evaluación para el nivel 3 (2-2)	44
Tabla 18 Datos del diagrama psicrométrico -Fase Calentamiento	56
Tabla 19 Datos del diagrama psicrométrico - Fase Humidificación Isotérmica	58
Tabla 20 Datos de la Carta Psicrométrica - Proceso Completo	59
Tabla 21 Comparación de atomizadores de Agua	61
Tabla 22 Comparación de Resistencias Calefactoras	62
Tabla 23 Comparación de Resistencias Calefactoras para Agua	66
Tabla 24 Comparación de Sensores de Humedad/Temperatura	67
Tabla 25 Comparación de Sensores de Flujo	68
Tabla 26 Comparación de Pantallas LCD	69
Tabla 27 Cuadro comparativo de Drivers de Potencia	75
Tabla 28 Cuadro comparativo de Microcontroladores	79
Tabla 29 Costos de componentes eléctricos/electrónicos	107
Tabla 30 Costos de componentes mecánicos	108
Tabla 31 Costos de diseño e implementación	108
Tabla 32 Costo total del sistema mecatrónico	109

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. Ventiladores mecánicos en Latinoamérica en los hospitales 2017-2019.	3
Figura 2. Infografía - Sistema Sanitario y El mercado de Salud en Perú.	4
Figura 3. Casos de episodios de infecciones respiratorias agudas en menores de 5 años	5
Figura 4. Infografía-Daños colaterales del uso prolongado de la VMNI sin Humidificación.....	7
Figura 5. Esquema de funcionamiento de un intercambiador de calor y humedad y sitio de colocación en el circuito ventilador	14
Figura 6. Humidificador Condensador Higroscópico AIRLIFE - CARDIO73 003003	15
Figura 7. Heat and Moisture exchanger filter de HSI Medical.....	16
Figura 8. Propagación del calor	27
Figura 9. Principios básicos de operación.....	34
Figura 10. Resistencia sumergible.....	34
Figura 11. Resistencia inductiva	35
Figura 12. Celda Peltier	35
Figura 13. LCD KEYPAD Programable	36
Figura 14. Raspberry Pi.....	38
Figura 15. Cámara de Agua MR 290.....	40
Figura 16. Circuito AIRVO 2 900PT561.....	41
Figura 17. Arquitectura del Sistema Mecatrónico	47
Figura 18. Arquitectura del Sistema Eléctrico - Electrónico.....	48
Figura 19. Diagrama de Operaciones del Sistema Mecatrónico.....	50
Figura 20. Diagrama de Operaciones del Control de Temperatura	51
Figura 21. Dispositivo Humidificador Calentador de Aire Enriquecido en Oxígeno	52
Figura 22. Funcionamiento del dispositivo de Aire Enriquecido en Oxígeno.....	54
Figura 23. Acondicionamiento del aire - humidificación con calentamiento.....	55
Figura 24. Diagrama Interactivo - Fase Calentamiento	56
Figura 25. Diagrama Interactivo - Fase Humidificación Isotérmica.....	58
Figura 26. Prototipo Recipiente Humidificador	63
Figura 27. Relación entre la altura y presión atmosférica	70
Figura 28. Circuito Paciente estándar descartable.....	70
Figura 29. Dimensiones estándares de tubo de cobre tipo K	71
Figura 30. Dimensiones Estándares Codo 90° - Tubo de cobre tipo K	71
Figura 31. Dimensiones Estándares AF/Armaflex	72
Figura 32. Aislamiento Térmico AF/Armaflex	72
Figura 33. Circuito de Cruce por Cero	73
Figura 34. Circuito de Activación Resistencia Calefactora Aire.....	74
Figura 35. Diagrama de conexiones módulo Dimmer	76
Figura 36. Circuito de Control de Atomizador Ultrasónico	77
Figura 37. Módulo DC-DC Step-Down 3a LM2596.....	80
Figura 38. Simulación Circuito de Activación	81
Figura 39. Simulación Circuito de Cruce por Cero	82
Figura 40. Resultado de Simulación Circuito cruce por Cero.....	82
Figura 41. Diagrama esquemático del Dispositivo Humidificador Calentador de Aire mezclado con Oxígeno (HYCAO)	83
Figura 42. Diagrama de control general del dispositivo humidificador calentador de aire mezclado con oxígeno (HYCAO)	84

Figura 43. Diagrama de control desarrollado del dispositivo humidificador calentador de aire mezclado con oxígeno (HYCAO)	85
Figura 44. Pantalla principal del dispositivo humidificador calentador de aire mezclado con oxígeno (HYCAO)	86
Figura 45. Configuración de temperatura del dispositivo humidificador calentador de aire mezclado con oxígeno (HYCAO).....	86
Figura 46. Mensaje de alerta del dispositivo humidificador calentador de aire mezclado con oxígeno (HYCAO)	87
Figura 47. Diagrama de bloques del modelamiento de resistencia eléctrica.....	87
Figura 48. Análisis del lugar geométrico de raíces para ganancias altas	90
Figura 49. Análisis del lugar geométrico de raíces para ganancias bajas.....	91
Figura 50. Herramienta sisotool con condiciones del controlador.....	92
Figura 51. Herramienta sisotool con condiciones del controlador.....	92
Figura 52. Controlador PI Simulink	93
Figura 53. Controlador PI Simulink	93
Figura 54. Control PID de temperatura	94
Figura 55. Diagrama de bloques de sistema humidificador	96
Figura 56. Análisis del lugar geométrico de raíces para ganancias pequeñas.....	96
Figura 57. Análisis del lugar geométrico de raíces para ganancias grandes	97
Figura 58. Ubicación de polos dominantes.....	97
Figura 59. Herramienta SisoTool para hallar el controlador deseado.....	98
Figura 60. Diseño de compensador de humedad.....	99
Figura 61. Arquitectura de control de Humedad	99
Figura 62. Cura de control de humedad.....	99
Figura 63. Diseño mecánico del Dispositivo Humidificador Calentador de Aire Mezclado con Oxígeno (HYCAO)	100
Figura 64. Diseño del recipiente del Humidificador del Dispositivo Humidificador y Calentador de Aire mezclado con Oxígeno (HYCAO).....	101
Figura 65. Distribución física de los componentes eléctricos del Dispositivo Humidificador Calentador de Aire enriquecido con Oxígeno (HYCAO)	102
Figura 66. Simulación de pantalla principal de interfaz de control	103
Figura 66. Simulación de control de temperatura de interfaz de control	104
Figura 68. Simulación de control de ángulo de disparo de módulo Dimmer	105
Figura 69. Señal de osciloscopio digital de control de ángulo de disparo de módulo Dimmer	106

INTRODUCCIÓN

La utilización de oxigenoterapia es una práctica común y necesaria para afrontar los problemas respiratorios que trae como consecuencia la covid 19; puesto que su objetivo es evitar que el paciente se quede sin suministro de oxígeno, ya sea de forma aguda o crónica. Este aporte de oxígeno se realiza sin calentar y humidificar el gas, lo cual provoca daños en la mucosa bronquial.

Tal aporte de oxígeno resulta una herramienta muy importante para el tratamiento de un paciente que no puede respirar por su propia cuenta; ya sea en la fase aguda, en las que su uso es ampliamente aceptado; o crónica, en las que su uso está en auge debido a la covid-19. El oxígeno puede administrarse de forma no invasiva; es decir, por medio de cánulas nasales, mascarillas con efecto Venturi o reservorio; ventiladores no invasivos (BiPap o CPAP) o de formas invasivas; a través de tubos endotraqueales o nasotraqueales.

Una mala humidificación del gas inspirado puede generar atelectasias, incremento de la resistencia de la vía aérea, mayor incidencia de infecciones, aumento del trabajo respiratorio, secreciones espesas y daño de mucosas. El enlentecimiento de la actividad ciliar es la consecuencia de la alteración funcional de la mucosa y aparece antes de las tres horas de ventilación mecánica con gases que transportan una humedad absoluta inferior a 25 mg/l.

Es por ello, que el presente proyecto tiene como objetivo principal el diseño de un dispositivo que tenga la funcionalidad de humidificar el aire enriquecido oxígenos para poder ser usado en terapias de ventilación y/o oxigenoterapia en alto flujo. Para ello, se implementará una metodología de diseño mecatrónico basado en el desarrollo de árbol de funciones y medios.

CAPÍTULO I

1. MARCO PROBLEMÁTICO Y JUSTIFICACIÓN

1.1. Problemática

Según The Global Health Intelligence (GHI), organización de prestigio que se encarga de hacer estudios en todos los países latinoamericanos sobre índices estadísticos de desarrollo en el ámbito de los equipos de salud, el mercado de equipos y dispositivos médicos en el Perú aún está rezagado en comparación con otras partes de Latinoamérica.

Debido a ello, el sector público y privado se han visto en la obligación de realizar la compra de estos, en especial equipos de ventilación invasiva y no invasiva de países de los continentes europeos y asiáticos para solucionar las necesidades que presentan los hospitales dentro de sus jurisdicciones. Muchas veces esto ha resultado ser ineficiente debido al proceso burocrático que conlleva en sí mismo y debido a la alta demanda de estos dispositivos en todos los países de Latinoamérica. Por consiguiente, en la mayoría de los casos, este proceso ha tardado meses y/o años; así como la implementación de estos en los hospitales y clínicas privadas. Por ello, el factor de la escasa industrialización, desarrollo e implementación de dispositivos médicos es clave para poder entender el motivo por el cual en Perú aún está retrasado en comparación a otros países.

En la figura 1 se puede observar una marcada diferencia entre países latinoamericanos como Brasil, el cual entre los años 2019 y 2017 ha percibido un incremento de hasta el 30% en lo que respecta a equipos de soporte de vida como ventiladores mecánicos, tanto invasivos como no invasivos. Por el contrario, Perú ha percibido una reducción en un 7% lo cual indica que hace falta políticas de estado que permitan la adquisición e implementación de dispositivos médicos en nuestro país; ya que al ser estos soportes de vida es necesario e indispensable que se traten enfermedades de problemas respiratorios, pues estos son los que más afectan y los que más causan muertes en nuestro país.



Figura 1. Ventiladores mecánicos en Latinoamérica en los hospitales 2017-2019.

Tomado de “HopiScope”, Global Health Intelligence (GHI,2020)

No es de sorpresa saber, como se aprecia en la figura 2, que la Organización Mundial de la Salud clasifica al Perú como el número 62 peor del mundo en el sistema de salud. Esto se debe principalmente a la falta de presupuesto por parte del estado para el sector salud. Según el Diario El Peruano, “el Perú invierte cerca del 3% de su producto bruto interno (PBI) en la salud, cifra menor si se toma en cuenta que varios países de América Latina dedican hasta el 6% y otros, como Cuba y Estados Unidos, entre el 8% y el 10%, según la Organización Panamericana de la Salud (OPS). En el caso de las naciones miembros de la Organización para la Cooperación y el Desarrollo (OCDE), el gasto en este rubro llegó en el 2018 al 8.8% en promedio y se espera que en el 2030 sea el 10%” (El Peruano, 2020).



Figura 2. Infografía - Sistema Sanitario y El mercado de Salud en Perú.

Adaptado del artículo “25 datos clave sobre la salud en el Perú” de la Global Health Intelligence (GHI, 2019).

Otras de las problemáticas que abarca los dispositivos de ventilación, en especial los VMNI (Ventilación Mecánica No Invasiva) hace referencia a los problemas que afectan el sistema respiratorio como la insuficiencia respiratoria aguda (IRA), problema respiratorio que no permite el intercambio gaseoso de oxígeno y dióxido de carbono entre el aire ambiental y la sangre del paciente; y la neumonía, ya que se ha visto un aumento de manera progresiva durante los últimos años en especial en contextos de coyuntura nacional e internacional como el COVID-19. Como se aprecia en la figura 3, actualmente en el Perú se ha registrado alrededor de 2,505,068 de casos confirmados de IRA en infantes menores de 5 años según las estadísticas presentadas por el Centro Nacional de Epidemiología, Prevención y Control de Enfermedades (REUNIS, 2020).



Figura 3. Casos de episodios de infecciones respiratorias agudas en menores de 5 años.

Tomado de la página web de Repositorio Único Nacional de Información en Salud (REUNIS).

Además de ello ,debido a las complicaciones que abarcan ese tipo de enfermedades en los casos de extrema urgencia se hace necesario el uso de una ventilación invasiva o intubación endotraqueal ; lo cual en la mayoría de situaciones puede afectar gravemente al paciente puesto que éste tiene que estar bajo ciertas condiciones y por un mayor periodo de tiempo en la Unidad de Cuidados Intensivos (UCI) de un Hospital; esto significa muchas veces estar en un estado de vegetación; sin posibilidad de poder comunicarse o alimentarse por su propia cuenta . Además de ello, existen diferentes tipos de enfermedades de insuficiencia respiratoria como la enfermedad pulmonar obstructiva crónica (EPOC), la insuficiencia respiratoria aguda del edema agudo de pulmón cardiogénico (EAPC) e inmunodepresión; las cuales afectan las vías respiratorias superiores y han causado alrededor de 90 000 muertes en Lima Norte el año 2020, según la tabla 1 mostrada a continuación.

Tabla 1
10 primeras Causas de Morbilidad de Consulta Externa - DIRIS Lima Norte 2020

N°	Descripción	Total	%	Total Masculino	%	Total Femenino	%
1	Infecciones agudas de las vías respiratorias superiores (j00-j06)	93,310	12.48%	40,344	5.40%	52,966	7.09%
2	Enfermedades de la cavidad bucal, de las glándulas salivales y de los maxilares (k00-k14)	74,177	9.92%	23,801	3.18%	50,376	6.74%
3	Obesidad y otros de Hiperalimentación (e65-e68)	52,534	7.03%	14,978	2.00%	37,556	5.02%
4	Otras deficiencias nutricionales (e50-e64)	38,527	5.15%	13,100	1.75%	25,427	3.40%
5	Otros trastornos maternos relacionados principalmente con el embarazo (o20-229)	26,561	3.55%	0	0.00%	26,561	3.55%
6	Trastornos neuróticos, trastornos relacionados con el estrés y trastornos somatomorfos (f40-f48)	24,625	3.29%	8,002	1.07%	16,623	2.22%
7	Enfermedades del esófago, del estomago y del duodeno (k20-k31)	24,318	3.25%	7,494	1.00%	16,824	2.25%
8	Dorsopatias (m40-m54)	23,920	3.20%	8,103	1.08%	15,817	2.12%
9	Anemias nutricionales (d50-d53)	21,967	2.94%	10,304	1.38%	11,663	1.56%
10	Trastornos metabólicos (e70-e90)	20,151	2.70%	5,963	0.80%	14,188	1.90%
	las demás causas	347,381	46.47%	126,378	16.91%	221,003	29.57%
	Total general	747,471	100.00%	258,467	34.58%	489,004	65.42%

Nota: Datos estadísticos de la Dirección de Redes Integradas de Salud – Lima Norte (DIRIS,2020)

Para que exista un correcto proceso de ventilación no invasiva es necesario tener un control en todo el proceso que implica este tipo de tratamiento; así como el uso de dispositivos complementarios a éstos como los humidificadores. Ya que, la humedad cumple una función muy importante dentro del sistema respiratorio: constituye la base del sistema de transporte mucociliar del pulmón; el cual elimina la suciedad en las vías respiratorias. Cuando nosotros inspiramos, el aire se calienta y humidifica en la nasofaringe, en la tráquea y cuando esta llega a los bronquios éste está enriquecido con vapor de agua. Así, en el proceso de ventilación, la humidificación natural se dificulta, debido a que el gas usado en la mayoría de los casos es frío y seco, aun así, éste sea administrado en intervalos muy breves. En consecuencia, realizar este proceso sin humidificación perjudica grandemente la función pulmonar y las mucosas, alterando la temperatura y la humedad dentro del sistema respiratorio y limitando así el trabajo del sistema mucociliar. La falta de humidificación convertía este tratamiento de

VMNI en un tratamiento incómodo y molesto para el paciente. Esto se debe a la sequedad que provocaba en la cavidad bucal y limitaba el tiempo que se podía mantener el tratamiento en marcha (VYGON, 2019). A continuación, se observa una infografía con los daños colaterales del uso prolongado de la VMNI sin un sistema de humidificación.



Figura 4. Infografía-Daños colaterales del uso prolongado de la VMNI sin Humidificación Tomado de VYGON (2020).

1.2. Justificación del diseño

Debido a la problemática anteriormente mencionada, este trabajo de investigación se justifica desde dos puntos de vistas muy marcados:

1.2.1. Enfermedades respiratorias

Como se demostró en la problemática, según las estadísticas en el Perú, las enfermedades respiratorias como el IRA, el EPOC y la neumonía son las principales causas de muertes o morbilidad tanto en niños como en adultos. Por lo cual el diseño de un dispositivo de humidificación y calentador de oxígeno, que es un complemento esencial para los ventiladores mecánicos invasivos y no invasivos, va ayudar a que no existan complicaciones médicas.

“Pues los efectos combinados de la intubación endotraqueal y de la ventilación mecánica con la administración de gases secos ocasionan pérdidas intensas de calor y humedad en la mucosa respiratoria. En los casos extremos, producen un daño en su estructura y en la función del epitelio respiratorio, que en distintos casos han desencadenado consecuencias clínicas como las expuestas a continuación” (Cruz Moya, 2008). A continuación se muestran los principales efectos adversos de la intubación y la ventilación mecánica relacionadas con la falta de humificación.

Tabla 2

Efectos adversos de la intubación y la ventilación mecánica relacionadas con la falta de humificación

ESTRUCTURAL	FUNCIONAL	FISIOLOGÍA
Pérdida de la función ciliar	Interrupción del escalador mucociliar	Reducción de secreciones
Destrucción de cilios		Tratamiento mucoso de las vías respiratorias
Desecación de las glándulas Mucosas	Aumento en la viscosidad de la mucosa	Atelectasia
Reducción del citoplasma celular	Reducción de la distensibilidad pulmonar	Aumento de trabajo respiratorio
Ulceración de la mucosa	Aumento de la resistencia de la vía respiratoria	Hipoxemia
Pérdida del agente tensoactivo	Desviación intrapulmonar	Hipotermia

Nota: Adaptado de Branson y MacIntyre en Ventilación Mecánica (2002)

1.2.2. Economía

Hace referencia al déficit de dispositivos médicos que existen en el Perú; como se mencionó en la problemática, el sistema de salud en el Perú en especial la pública es muy ineficiente y necesita ser mejorada. Por lo cual, el diseño, la investigación y la implementación de dispositivos médicos es muy importante para realizar cambios en nuestro país. Asimismo, es necesario diseñar dispositivos médicos que estén al alcance de la economía de todos los peruanos sin necesidad de recurrir a otros países; ya que en el proceso de compra y venta se pierde tiempo que puede ser importante para salvar la vida de un paciente en estado crítico.

1.3. Alcance

El presente proyecto abarca el diseño conceptual de un humidificador y calentador de aire enriquecido en oxígeno. Este dispositivo se enfoca en resolver los distintos problemas anteriormente mencionados en especial reducir los problemas respiratorios relacionados con la ventilación no invasiva y oxigenoterapia a fin de tener el control de algunos parámetros como la temperatura y humedad suministrada al paciente. Este dispositivo tendrá la capacidad de humidificar y calentar el gas suministrado a concentraciones altas de hasta 60 L/min con el fin de trabajar con cánulas nasales de alto flujo. No se realizará el diseño de componentes complementarios a este dispositivo como cánulas de alto flujo, circuito paciente precalentado y generador de flujo.

1.4. Objetivos

1.4.1. Objetivo General

Diseñar por simulación y selección de componentes un dispositivo prototipo capaz de proporcionar aire enriquecido de oxígeno a una temperatura entre 31 y 37°C, humedad relativa controlada mayor a 70%, y a un flujo de hasta 60 L/min, para su uso en pacientes que necesitan terapia respiratoria no invasiva con cánulas de alto flujo; con el objetivo de cumplir con los requerimientos mínimos de la American Association for Respiratory Care.

1.4.2. Objetivos específicos

- Definir los requerimientos estándares técnicos mínimos que debe cumplir el dispositivo de humidificación y calentador de aire enriquecido en oxígeno mediante la identificación de las necesidades del cliente y la evaluación de las tecnologías existentes sobre humidificadores de oxígeno.
- Realizar los conceptos de solución en el área mecánica, electrónica y de control en base a los requerimientos técnicos mínimos establecidos para posteriormente

seleccionar la solución conceptual óptima mediante una evaluación técnica-económica.

- Seleccionar los componentes electrónicos de sensado, actuadores para el calentamiento y humidificación del aire enriquecido en oxígeno mediante el análisis de la carta psicrométrica, y los componentes electrónicos de interfaz que permitan al usuario interactuar con el dispositivo.
- Diseñar los circuitos de potencia de la etapa de precalentamiento y humidificación isotérmica con el objetivo de tener un control de temperatura y humedad.
- Realizar el diseño mecánico del dispositivo médico de calentamiento y humidificación con la finalidad de tener un control de las dimensiones físicas de éste.
- Realizar simulaciones del sistema de control e interfaz de usuario y eléctrico/electrónico; con el objetivo de mostrar los resultados que demuestran la posibilidad de implementar el dispositivo humidificador.
- Detallar los costos de la posible implementación del sistema mecatrónico, así como sus posibles mejoras.

1.5. Metodología

Para el desarrollo de la investigación, cuyo fin es el diseño de un prototipo humidificador calentador de oxígeno aplicado a ventilación no invasiva con cánulas de alto flujo, se empleará una metodología de investigación por niveles : en un primer nivel, se determinara los requerimientos generales para el proceso; una vez validado pasará a un segundo nivel, en la que se seleccionara los proceso específicos a utilizar; luego se analizará un tercer nivel donde se realizara la selección de componentes electrónicos, mecánicos y de control que acondicionarán las variables de procesos, con el fin de lograr alcanzar los valores determinados en el nivel 1, cada uno de estos niveles utilizará una matriz morfológica y un cuadro de análisis técnico-económico en el que se asignarán valores a cada propuesta

y se elegirá la que alcance mayor puntaje; ya que la investigación es de tipo cuantitativa.

Se busca el correcto desarrollo del dispositivo mediante el diseño, esquematización y simulación de cada uno de los sistemas pertenecientes al dispositivo mecatrónico a desarrollar. Se utilizará el software Autodesk Inventor para el modelamiento 3D de dispositivo, el software de diseño easyEDA para diseño de los planos electrónicos y el MATLAB y Simulink para la simulación de control de temperatura y humedad del sistema en conjunto.



2. ESTADO DEL ARTE

2.1. Clasificación de humidificadores de oxígeno

La mayoría de los médicos intensivistas y/o terapeutas respiratorios consideran muy importante administrar algún tipo de humidificación a los sistemas ventilatorios; ya que éstos pueden traer peligrosas y fatídicas consecuencias. Como se demostró en la problemática, al administrar la oxigenoterapia o ventilación mecánica por un tiempo prolongado puede causar problemas graves como la pérdida de función ciliar, hipoxemia, hipotermia, etc. Por ello, es necesario tener la noción de que existen diferentes formas de administrar y controlar la humedad según se requiera.

2.2. Humidificadores activos

Estos sistemas, por lo general se caracterizan por proporcionar energía en forma de calor y generar un alto intervalo de temperatura y humedad con lo cual se puede tener un mejor control de esos parámetros; además se caracterizan por estar constituidos por algunos de los siguientes elementos (Cruz Moya, 2008):

- Elementos calentadores: Normalmente está conformado por una resistencia eléctrica o un platillo calentador que permite elevar la temperatura del agua para que el aire se caliente y humidifique.
- Reservorio de agua: Normalmente tiene la función de mantener el nivel del agua y esto se hace llenando tal reservorio, en la mayoría de los casos, manualmente. Los humidificadores modernos utilizan un sistema de autorregulación automático del nivel del agua o un sistema de llenado por flotación, el cual permite un mejor control de temperatura del gas suministrado.
- Una unidad de control de temperatura: Incluye una sonda de temperatura y alarmas para poder indicar cuándo se está excediendo algún parámetro.

A los humidificadores activos se le puede clasificar según cuatro tipos: de burbuja o inmersión, Passover, Térmico de mecha, Térmico de cascada que se comparan en la tabla número 3.

Tabla 3

Tabla de comparación de humidificadores activos

	Humidificación Activa	Temperatura	Flujo de gas
Humidificador de Burbuja o de inmersión	Depende del flujo y la cantidad de agua en el recipiente. Control mecánico	No existe control de temperatura	Control de flujo mecánico
Humidificador Passover	Depende de la temperatura del líquido y de los filtros que posee. Control mecánico	No existe control de temperatura, el agua se puede calentar externamente	Control de flujo mecánico
Humidificador Térmico de Mecha	Depende del filtro mecha o algún material absorbente de agua	Cuenta con un calentador, y termistores para el control de temperatura	Control de flujo mecánico
Humidificador Fisher & Paykel AMR850	Depende de la temperatura del líquido, no existe un control de humedad	Usa un alambre que mantiene caliente el gas suministrado. Tiempo de calentamiento 30 min	Soporta Flujo del gas suministrado: 60L/min ~ 120L/min
Humidificador Fisher & Paykel AIRVO 2	Permite un control de humedad a base de temperatura del gas	Tiempo de calentamiento: 10 min a 31°C 30 min a 37°C	Genera el flujo de aire y soporta un flujo de oxígeno de hasta 60L/min
Humidificador HAMILTON H-900	Permite un control de humedad a base de un modo predeterminado a usar	Tiempo de calentamiento: 30 minutos	Soporte flujo de oxígeno según el modo a usar: Invasiva < 60 l/min No invasiva < 120 l/min HiFlow

Nota: Elaboración propia

2.3. Humidificadores pasivos

Este tipo de humidificadores hace referencia a un grupo de dispositivos de humidificación que funcionan sin electricidad y sin una fuente de agua suplementaria: no entregan ni necesitan energía para su funcionamiento. En términos generales este tipo de dispositivos se conocen

cómo “narices artificiales” o “nariz del camello” esto debido a que tienen la similitud en el funcionamiento del aparato respiratorio con la nariz humana (Branson y MacIntyre, 2002).

El funcionamiento de este tipo de dispositivos consiste en acopiar y devolver una parte del calor y humedad emitido del paciente; ya que, estos componentes regresan al paciente después de realizada la inspiración. Como consecuencia de este procedimiento siempre existe una pérdida neta de calor y humedad, esto se puede apreciar con mejor detalle en la figura 5. Se considera cómo eficaces a los dispositivos humidificadores que retornan entre 70% a 80% de la humedad espirada por el enfermo.

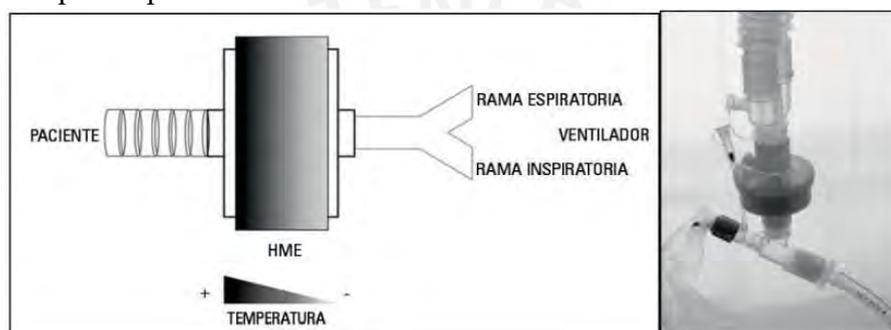


Figura 5. Esquema de funcionamiento de un intercambiador de calor y humedad y sitio de colocación en el circuito ventilador Tomado de Lucatto et al (2009)

2.2.1. Humidificador con condensador higroscópico (HME -heat and moisture exchanger)

Estos humidificadores con condensadores higroscópicos se caracterizan por tener la presencia de un inserto formado por capas de aluminio que pueden contener o no elementos fibrosos adicionales. El hecho de agregar algún elemento fibroso se hace con el objetivo de ayudar a retener la humedad y adicionalmente reduce la condensación en algún tramo que recorre el gas en el dispositivo. Una de las características principales del aluminio es su facilidad para conducir el calor; por lo cual este elemento intercambia temperaturas de manera rápida. Durante el proceso de inspiración se realiza la condensación entre las capas de este material. En consecuencia el calor y la humedad retenidos son devueltos durante la inspiración.

Una de las desventajas que posee este tipo de humidificador pasivo es que son los más ineficaces por lo cual estos no son muy utilizados. Algunas características principales de estos dispositivos es que poseen una salida de humedad nominal que proporciona 10 a 14 mg H₂O/L en volúmenes periódicos de 500 a 1000 ml (Chalon et al, 1972). A continuación, se puede observar en la figura 6 un ejemplo de humidificador con condensador higroscópico.

- Fabricado en plástico de alta resistencia
- Espuma tratada con sal higroscópica que retiene la humedad y la temperatura exhalada para devolverla nuevamente en la próxima inhalación
- Volumen tidal entre 150 -1500ml
- Peso 12g
- Espacio muerto 31ml
- Conexiones 15mm macho, 15/22mm hembra/macho
- Eficiencia de humidificación; 500ml/31.2mg H₂O/L
- Pérdida de humidificación: 500ml 6.4mg H₂O/L
- Resistencia al flujo: 1L/s 2.5cm H₂O
- Tiempo de uso propuesto 24 - 48 horas
- Desechable



Figura 6. Humidificador Condensador Higroscópico AIRLIFE - CARDIO73 003003

Tomado de la página web de Hospitalia

2.2.2. Intercambiadores de calor y humedad con filtros (HMEF - heat and moisture exchanger filter)

Si se realiza una comparación en lo que respecta al funcionamiento con los HME, mencionados anteriormente, se puede apreciar que este tipo de humidificador tiene mejoras en su funcionamiento debido a que posee un filtro que consta de un medio esponjoso y eso le proporciona un mayor volumen de filtrado; debido a que abarca una mayor superficie de filtración. Estos filtros son una capa plana de material de fibra (modacrílicas o de polipropileno) ,los cuales actúan como una barrera al flujo de gas; y a su vez optimiza el rendimiento de filtración aplicando un material con carga electrostática (Turnbull, 2005). A continuación, se puede observar en la figura 7 un ejemplo de humidificador con filtros

- Volumen tidal/corriente (rango): 300-1500ml
- Equipado con un filtro electrostático
- Eficiencia de la filtración (Bacteriana/Viral): 99.99%+
- Alta eficiencia y resistencia al flujo
- Humedad de salida (VT 1000ml): 30.8 mgH₂O/L
- Temperatura de salida (VT 1000ml): 31oC
- Resistencia al flujo (60l/min): < 1.0 kPa/cmH₂O
- Espacio muerto: 90ml
- Peso: 45g



Figura 7. Heat and Moisture exchanger filter de HSI Medical

Tomado de HSI Medical

2.4. Comparación humidificadores activos y pasivos

Tabla 4

Tabla de comparación de humidificadores

DISPOSITIVO	VENTAJAS	DESVENTAJAS
HUMIDIFICADORES ACTIVOS	Aplicación universal	Costo alto si se usa < 48 hrs.
	Amplios intervalos de temperatura y humedad	Utilización de agua
	Posee alarmas	Posibilidad de Condensación
	Vigilancia de la temperatura y flujo	Riesgo de contaminación del circuito de calentamiento
	Confiabilidad	Posibilidad baja de choque eléctrico y quemaduras
HUMIDIFICADORES PASIVOS	Costo bajo si se usa < 48 hrs	No es aplicable a todos los pacientes
	Operación pasiva	Aumento del espacio muerto
	Sencillez de uso	Aumento de la resistencia
	Eliminación de condensación	Potencial oclusión (Chen, TY 1995)
Portátil		

Nota: Cruz M. Archivos personales (2008)

En esta sección se realiza un cuadro comparativo entre humidificadores activos y pasivos, como conclusión se puede apreciar en la tabla número 4 que los humidificadores activos son mejores que los pasivos debido a la capacidad de control y aplicación en la cual se puede usar, estos servirán de base para poder realizar el diseño del dispositivo humidificador en cuestión.

3. DETERMINACIÓN DE REQUISITOS DEL PROYECTO

3.1. Requerimientos del usuario

En esta sección, se identifican las necesidades de los usuarios respecto a un dispositivo humidificador de aire enriquecido en oxígeno para cánulas de Alto Flujo, en base a la información recopilada en la problemática, estado del arte y comparación de los diferentes dispositivos humidificadores, las cuales se encuentran en los capítulos anteriores. Además de ellos se usa como referencia la ficha técnica sobre humidificadores presentados por el Instituto de Evaluación de Tecnologías en Salud e Investigación-ESSALUD (Anexo 1).

- Debe ser capaz de realizar el calentamiento del aire enriquecido en oxígeno entre 30~38°C a un flujo de 60L/min.
- Debe ser capaz de realizar la humidificación del aire enriquecido en oxígeno a un flujo de 60L/min.
- Debe ser ligero y de dimensiones pequeñas para la comodidad del usuario.
- Debe proteger al usuario de algún peligro o riesgo de contaminación microbiológica.
- Debe poseer un sistema de desinfección automático para garantizar su limpieza.
- Debe cumplir las normas y estándares internacionales de seguridad.
- Deberá poder soportar horas de uso continuo.
- Se evitará el uso excesivo de agua como fuente de humidificación.
- El circuito dispositivo-paciente debe ser fácil de instalar.
- No debería necesitar personal especializado para el mantenimiento.
- Debe ser fácil de implementar e instalar para su funcionamiento.
- Que tenga unas dimensiones máximas de 300mmx200mmx190mm.
- El manejo de la interfaz gráfica debe ser intuitivo e interactivo con el usuario.
- Que tenga una potencia máxima de 1 kW.

- Que sea de material resistente a sustancias microbiológicas, hongos y corrosión.
- No debe necesitar la presencia de un operario durante todo el proceso de funcionamiento.
- Debe poder llegar a la temperatura y flujo deseado en un tiempo corto.
- Que sea menor al precio de humidificadores importados de otros países (10000 euros)

3.2. Requisitos del usuario

Según los datos recopilados, se categorizan los requerimientos del usuario para definir los requisitos, para lo cual se elaboraron las tablas 5, 6 y 7.

Tabla 5

Requisitos y requerimientos del usuario (1-3)

5

Categoría	Requerimientos de usuario	Requisitos de usuario
Funcionalidad	Debe ser capaz de realizar el calentamiento del aire enriquecido en oxígeno a alto flujo	Amplio rango de calentamiento
	Debe ser capaz de realizar la humidificación del aire enriquecido en oxígeno a alto flujo	Amplio rango de humidificación
Ergonomía	Debe ser ligero y de dimensiones pequeñas para la comodidad del usuario	Altamente ergonómico

Nota: Elaboración propia

Tabla 6

Requisitos y requerimientos del usuario (2-3)

Categoría	Requerimientos de usuario	Requisitos de usuario
Seguridad	Debe proteger al usuario de algún peligro o riesgo de contaminación microbiológica	Seguridad contra microorganismos
Fiabilidad	Debe ser de fácil desinfección permitiendo al usuario garantizar su completa limpieza	Alta fiabilidad de desinfección
Legibilidad	Debe cumplir las normas y estándares internacionales de seguridad.	Alineamiento con las normas internacionales

Robustez	Deberá poder soportar horas de uso continuo	Alta durabilidad
Impacto Ambiental	Se evitará el uso excesivo de agua como fuente de humidificación	Eco amigable
Ensamblaje	El circuito dispositivo-paciente debe ser fácil de instalar	Rápido ensamblaje
Mantenimiento	No debería necesitar personal especializado para el mantenimiento.	Fácil mantenimiento
Instalación	Debe ser fácil de implementar e instalar para su funcionamiento	Fácil instalación
Geometría	Que tenga unas dimensiones máximas de 300mmx200mmx190mm	Diseño sencillo
Uso	El manejo de la interfaz gráfica debe ser intuitivo e interactivo con el usuario	Fácil manejo

Fuente: Elaboración propia

Tabla 7

Requisitos y requerimientos del usuario (3-3)

Categoría	Requerimientos de usuario	Requisitos de usuario
Energía	Que consuma una potencia máxima de 1 kW	Bajo consumo de energía
Materiales	Que sea de material resistente a sustancias microbiológicas, hongos y corrosión	Altamente resistentes a condiciones clínicas
Automatización	No debe necesitar la presencia de un operario durante todo el proceso de funcionamiento.	Sistema autónomo
Tiempo	Debe poder llegar a la temperatura y flujo deseado en un tiempo corto	Altamente rápido y eficaz
Costo	Que sea menor al precio de humidificadores importados de otros países (10000 euros)	Bajo costo

Nota: Elaboración propia

3.3. Requisitos del proyecto

En la tabla 8, se muestran las especificaciones de diseño las cuales están conformadas por los siguientes componentes: Requisitos de diseño, demanda o deseo, clasificación de

técnico y/o económico, valores del parámetro y el método de verificación. En este caso, para cada requisito de diseño se analiza si este es de demanda o deseo (esto se obtiene por medio del Macros de Excel), luego se clasifica si es técnico o económico o ambos. Después se identifican los valores de parámetro y su método de verificación respectivo.

Tabla 8
Lista de Requerimientos

Requerimientos de diseño	Deseo (W) / Demanda (D)	Peso Absoluto (WA)	Peso Relativo (WR)	Clasificación Técnico / Económico	Valores - Cantidad	Método de Verificación
Calentamiento de alto flujo	D	55	4	T	Calentamiento del gas entre 30-37 °C a un flujo hasta de 60L/min	Medición con termostato
Humidificación de alto flujo	D	55	4	T	Humidificación del gas a un flujo de hasta 60 L/min	Medición con sensor de humedad
Componentes eléctricos con eficiencia energética	W	29	2	T/E	Potencia máxima nominal de consumo 1 kw	Medición con multímetro
Eficacia en control de parámetros	D	44	3	T	Alcance de T° y Humedad deseada en máximo 30 min	Inspección visual
Componentes removibles para mantenimiento	D	45	3	T/E	Mantenimiento preventivo cada 6 meses	Comprobación visual
Estructura de fácil transporte	D	39	3	T/E	Dimensiones máximas 400mmx300mmx290mm	Inspección visual
Diseño alineado con normas internacionales	D	49	4	T	Alineamiento a normas: IEC 60601-1 (Seguridad eléctrica), Calidad en dispositivos médicos (ISO 13485), 93/42/EEC ISO80601-1	Ensayos de metrología
Sistema de humidificación eficiente	D	53	4	E	Eficiencia de 60% de ahorro en H2O	Informe de validación
Manual de usuario detallado	W	18	1	E	Inclusión de diagramas y explicación detallada del plan de Mantenimiento	Documento

Eficiencia en la cantidad de componentes	W	32	2	T/E	Prioridad de solución con menor cantidad de componentes	Selección de elementos (hoja de dato)
Sistema de alarma automatizado	D	23	2	T	Alarma automática para evitar problemas clínicos	Inspección audiovisual
Autorregulación de nivel del agua	W	20	4	T/E	Regulación del nivel del agua según el flujo configurado	Medición con sensor de Nivel de Agua
Interfaz de usuario intuitiva	W	36	3	T	Panel de control con información precisa y controlada	Comprobación Visual
Sistema de desinfección autónomo	W	25	2	T	Luz ultravioleta para la desinfección	Inspección Visual
Componentes resistentes a condiciones clínicas	D	45	3	T/E	Componentes quirúrgicos UNE-EN-ISO 7153-1, NFPA 99 y CGA	Selección de material ISOS
Sistema eléctrico estandarizado	W	41	3	T/E	Voltaje entre 220-240 VAC	Medición con multímetro
Rango de operación continuo aceptable	D	24	2	E	Funcionamiento continuo de por lo menos 24 hrs	Informe de validación
Componentes de bajo costo	D	36	3	E	Componentes de calidad, accesibles y económicos	Selección de componentes (hoja de dato)

Nota: Elaboración propia

CAPÍTULO II

4. DISEÑO CONCEPTUAL

En el Capítulo II, correspondiente a la segunda etapa de la metodología del diseño mecatrónico, se realizará el modelo conceptual de la idea del producto propuesta; que toma como entradas los resultados del capítulo previo; es decir, los requisitos del proyecto, la idea del dispositivo y la información complementaria recolectada. El diseño conceptual se realiza a través de dos actividades. La primera es una descomposición funcional y síntesis de medios y la segunda, una síntesis de estructura y comportamiento general que contempla la arquitectura del diseño tanto mecatrónico como eléctrico – electrónico, el bosquejo del sistema físico y el diagrama de flujo.

4.1. Descomposición funcional y síntesis de medios

La descomposición funcional y síntesis de medios es parte de la metodología del diseño mecatrónico aplicada. Consiste en definir las funciones que el dispositivo va a realizar a través de un árbol de funciones, desde Nivel 1 , más general, en que se definen la función global del dispositivo propuesto: Humidificar y Calentar Aire enriquecido de Oxígeno , Nivel 2 se definen las subfunciones que ayudan a que se pueda desarrollar un funcionamiento adecuado de la humidificación y calentamiento hasta llegar a las funciones más específicas que hace referencia al Nivel 3 de este mismo; en el cual se define de mejor forma los componentes a estar presentes en el sistema mecatrónico. La forma en cómo estos se escogen es gracias a la síntesis de medios realizada en cada función donde los medios representan las diferentes formas de cumplir una función en particular. Asimismo, se indicará la solución óptima por función mostrando la matriz morfológica y el cuadro de evaluación utilizados en cada nivel.

4.1.1. Nivel 1

La función global del dispositivo propuesto es humidificar y calentar aire enriquecido de oxígeno. Se mencionó anteriormente que este controlaría la temperatura y humedad para terapias de oxígeno de alto flujo. Por ello, se definió una función que englobe a todos ellos para definir el medio a utilizar. A continuación, se presentan los medios a través de los cuales se cumple dicha función.

- Humidificar y Calentar Aire enriquecido de Oxígeno para Cánulas de Alto flujo
Sistema de Humidificación con calentamiento Invasivo: Teniendo en cuenta las referencias encontradas en el estado del arte, se considera el diseño de un humidificador con calentamiento invasivo compuesto de un alambre que recorre el circuito paciente-humidificador. Se toma como referencia Humidificador Fisher & Paykel MR850 descrito en el apartado 2.2.4.
- Sistema de Humidificación Térmico con generador de flujo: Se considera el diseño de un sistema que cuenta con humidificación de alto flujo debido a que posee un propio generador de flujo de gas con lo cual se puede regular la concentración de oxígeno según se requiera. Se toma como referencia la Humidificador Fisher & Paykel AIRVO 2 descrita en el apartado 2.2.4.
- Sistema de Humidificación Térmico con circuito precalentado: Este sistema considera la humidificación controlada de acuerdo a los modos de ventilación mecánica a usar. Se toma como referencia Humidificador HAMILTON H900 descrito en el apartado 2.2.4, ya que adicionalmente consta de un circuito paciente precalentado.

4.1.1.1. Tabla de Evaluación de nivel 1

En las Tabla 9 y 10, se puede observar la comparación entre las tres alternativas propuestas (en orden) mediante los criterios de diseño donde a cada uno se le ha asignado un peso en relación con qué tanto satisface el requisito del proyecto analizado (valores del 1 al 4). Los criterios de diseño usados en la siguiente tabla fueron propuestos en el capítulo anterior como requisitos del proyecto y son usados en esta tabla para evaluar cada alternativa. Además, se considera como solución óptima una “calificación perfecta” donde la solución ideal puntúa con 4 a cada criterio en la lista.

Tabla 9
Tabla de Evaluación Técnica para el nivel 1

		Evaluación Chart								
		j = 1		2		3		0		
Design Criteria	Wr	Sistema de humidificación con calentamiento invasivo		Sistema de humidificación térmica con generador de flujo		Sistema de humidificación térmica con circuito precalentador		Optimal		
		Ws1	Ws1*Wr	Ws2	Ws2*Wr	Ws3	Ws3*Wr	Ws0	Ws0*Wr	
i	Technical Analysis									
1	Calentamiento de alto flujo	4	3	12	3	12	3	12	4	16
2	Humidificación de alto flujo	4	2	8	4	16	3	12	4	16
3	Eficacia en el control de parámetros	3	2	6	3	9	2	6	4	12
4	Componentes removibles para mantenimiento	3	2	6	3	9	2	6	4	12
5	Estructura de fácil transporte	3	2	6	3	9	3	9	4	12
6	Diseño alineado con normas internacionales	4	3	12	3	12	3	12	4	16
7	Eficiencia en la cantidad componentes	2	2	4	4	8	3	6	4	8
8	Interfaz de usuario intuitiva	3	2	6	4	12	3	9	4	12
9	Sistema de desinfección autónomo	2	2	4	4	8	1	2	4	8
10	Componentes resistentes a condiciones clínicas	3	3	9	3	9	3	9	4	12
11	Sistema de alarma automatizado	2	2	4	3	6	3	6	4	8
12	Sistema eléctrico estandarizado	3	2	6	3	9	3	9	4	12

Total technical value	Tt1	83	Tt2	119	Tt3	98	Tto	144
relative technical value	Rt1	0.58	Rt2	0.83	Rt3	0.68	Rto	1.00

Nota: Elaboración Propia

Tabla 10
Tabla de Evaluación Económica para el nivel 1

		Evaluation Chart								
		j = 1		2		3		0		
Design Criteria	Wr	Sistema de humidificación con calentamiento invasivo		Sistema de humidificación térmica con generador de flujo		Sistema de humidificación térmica con circuito precalentador		Optimal		
		Ws1	Ws1*Wr	Ws2	Ws2*Wr	Ws3	Ws3*Wr	Ws0	W0*Wr	
Economical Analysis										
13	Componentes eléctricos con eficiencia energética	2	2	4	3	6	2	4	4	8
14	Sistema de humidificación eficiente	4	2	8	3	12	3	12	4	16
15	Manual de usuario detallado	1	2	2	3	3	3	3	4	4
16	Eficiencia en la cantidad de componentes	2	2	4	3	6	2	4	4	8
17	Componentes resistentes a condiciones clínicas	3	1	3	4	12	3	9	4	12
18	Rango de operación continuo aceptable	2	2	4	3	6	2	4	4	8
19	Componentes de bajo costo	3	3	9	2	6	2	6	4	12
20	Sistema eléctrico estandarizado	3	0	0	0	0	0	0	0	0
Total economical value		Tt1	34	Te2	51	Te3	42	Teo	68	
Relative economical value		Re1	0.50	Re2	0.75	Re3	0.62	Reo	1.00	
Hyprbolic rating		Hr1	0.54	Hr2	0.79	Hr3	0.65	Hro	1.00	

Nota: Elaboración propia

Justificación de valores asignados para el nivel 1:

En las Tabla 9 y 10, se puede observar que la solución con la mayor calificación (0.79) es la solución 2. Este tipo de humidificadores adicionalmente cuentan con un generador de flujo de hasta 60 L/min, un control eficiente de los parámetros de temperatura y humedad llegando a la temperatura deseada en un máximo de 30 min, adicionalmente cumple con normas

internacionales de diseño; por ello, cumple gran parte de las características deseadas para el proyecto. Una de las desventajas que posee esta opción es el costo, sin embargo, no existe mucha diferencia con las demás opciones; ya que, en la mayoría de los casos estos dispositivos al ser importados de otro país el costo es muy alto.

4.1.2. Nivel 2

Dado que la función global fue identificada y ya se estableció la mejor solución para cumplirla, se procede a realizar las subfunciones que ayudan a que se pueda desarrollar un funcionamiento adecuado de la humidificación y calentamiento para terapias de alto flujo. Las subfunciones definidas para el nivel 2 son:

- Transmitir de energía en forma de calor
- Humidificar Aire a Alto Flujo
- Interactuar con el Usuario

Una vez que se pudo identificar las subfunciones adecuadas, se procedió a buscar los medios que permitan desarrollar estas funciones. En los siguientes párrafos se mostrarán los medios escogidos para realizar cada subfunción.

4.1.2.1. Transmitir de energía en forma de calor

- Calentamiento por conducción

Mediante el cual el calor se transmite de un cuerpo a otro de diferente temperatura mediante el contacto directo entre estos. este proceso se realiza sin que ocurra un desplazamiento de materia.

- Calentamiento por convección

Proceso mediante el cual se produce un movimiento de partículas de la sustancia que transmite calor por lo general esta sustancia siempre es un fluido líquido gas.

- *Calentamiento por radiación*

Proceso mediante el cual el calor se transmite entre dos sólidos de distinta temperatura sin que exista entre ellos ningún punto de contacto ni un sólido conductor, el calor se transmite en emisión de ondas electromagnéticas a la velocidad de la luz. En la figura 8 se puede apreciar las diferentes formas de propagación de calor, en la cual destaca radiación.



Figura 8. Propagación del calor
Tomado de Núcleo Visual

4.1.2.2. *Humidificar Aire a Alto Flujo*

- *Humidificación Isotérmica*

Proceso mediante el cual se realiza la conversión de un líquido a estado completamente gaseoso; la energía para el cambio de estado es provista ya sea por corriente eléctrica, gas, argón etc. Estos normalmente son utilizados en instalaciones familiares y comerciales, lo que evita que se pierda energía del ambiente. Durante el proceso de humidificación a medida que la humedad relativa aumenta la temperatura se mantiene constante.

- *Humidificación Adiabática*

Proceso mediante el cual se entrega al ambiente agua atomizada es decir no se logra una evaporación completa del líquido. Normalmente para pasar al estado gaseoso completo el ambiente le suministra energía. Por consiguiente, se registra una reducción de temperatura en el ambiente

4.1.2.3. Interactuar con el usuario

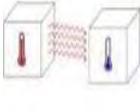
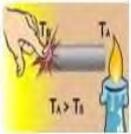
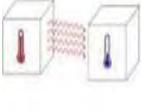
Existen diferentes tipos de tecnología que permiten al usuario comunicarse con el dispositivo para el control de este. Esto se podría realizar mediante una interfaz gráfica o GUI (del inglés Graphical User Interfaces) que podría ser táctil o una interfaz manual con botones e indicadores leds. De acuerdo con ello, se obtienen los siguientes medios:

- Interfaz Manual
- Interfaz Gráfica Táctil

4.1.2.4. Matriz Morfológica de nivel 2

En la Tabla 11, se observan las diferentes soluciones propuestas que son resultado de la combinación de los medios existentes en este nivel y cumplen una función en específico. Cabe mencionar que las imágenes en cada cuadro son referenciales. Además, las filas donde se observan elementos repetidos pertenecen a las funciones separadas indicadas por “metales/plásticos/residuos orgánicos” en la descripción de funciones y medios.

Tabla 11
Matriz morfológica para el nivel 2

Functions	Working Principle 1	Working Principle 2	Working Principle 3	Posible soluciones	Solution 1	Solution 2	Solution 3
Transmisión de energía en forma de calor	Calentamiento por  convección	Calentamiento por  radiación	Calentamiento por  conducción		Calentamiento por  convección	Calentamiento por  radiación	Calentamiento por  conducción

Humidificación de aire a flujo alto	Humidificación isotérmica	Humidificación adiabática		Humidificación isotérmica	Humidificación isotérmica	Humidificación adiabática
						
Interacción con el usuario	Interfaz	Interfaz Gráfica		Interfaz	Interfaz	Interfaz Gráfica
						
	Manual	Táctil		Manual	Manual	Táctil

Nota: Elaboración propia

4.1.2.5. Tabla de Evaluación de nivel 2

En la Tabla 12, se puede observar la comparación entre 3 soluciones. Siguiendo lo estipulado en la metodología, se vuelve a asignar a cada solución un peso, en relación con qué tanto satisface el requisito del proyecto analizado (valores del 1 al 4). Los criterios de diseño usados en la siguiente tabla fueron propuestos en el capítulo anterior como requisitos del proyecto y son usados en esta tabla para evaluar cada alternativa. Además, se considera como solución óptima una “calificación perfecta” donde la solución ideal puntúa con 4 a cada criterio en la lista.

Tabla 12
Tabla de evaluación para el nivel 2

		Evaluation Chart								
		j =	2		3		o			
Design Criteria	Wr	Solution 1		Solution 2		Solution 3		Optimal		
		Ws1	Ws1*Wr	Ws2	Ws2*Wr	Ws3	Ws3*Wr	Ws0	W0*Wr	
		Technical Analysis								
1	Calentamiento de alto flujo	4	4	16	3	12	2	8	4	16
2	Humidificación de alto flujo	4	3	12	4	16	2	8	4	16
3	Componentes eléctricos con eficiencia energética	2	3	6	2	4	2	4	4	8

4	Eficacia en el control de parámetros	3	3	9	3	9	3	9	4	12
5	Componentes removibles para mantenimiento	3	3	9	3	9	2	6	4	12
6	Eficiencia en la cantidad de componentes	2	3	6	2	4	3	6	4	8
7	Sistema de alarma automatizada	2	3	6	1	2	2	4	4	8
8	Autorregulación de nivel del agua	1	3	3	2	2	2	2	4	4
9	Interfaz de usuario intuitiva	3	3	9	3	9	2	6	4	12
10	Componentes resistentes a condiciones clínicas	3	3	9	4	12	3	9	4	12
11	Sistema eléctrico estandarizado	3	3	9	2	6	2	6	4	12
Total technical value			Tt1	94	Tt2	85	Tt3	68	Tto	120
relative technical value			Rt1	0.78	Rt2	0.71	Rt3	0.57	Rto	1.00
= i	Economical Analysis									
12	Componentes eléctricos con eficiencia energética	2	4	8	3	6	2	4	4	8
13	Componentes removibles para mantenimiento	3	3	9	3	9	2	6	4	12
14	Estructura d fácil transporte	3	3	9	3	9	3	9	4	12
15	Sistema de humidificación eficiente	4	4	16	2	8	2	8	4	16
16	Eficiencia en la cantidad de componentes	2	3	6	3	6	3	6	4	8
17	Autorregulación de nivel del agua	1	4	4	3	3	3	3	4	4
18	Componentes resistentes a condiciones clínicas	3	3	9	3	9	2	6	4	12
19	Sistema eléctrico estandarizado	3	3	9	3	9	3	9	4	12
20	Componentes de bajo costo	3	2	6	2	6	3	9	4	12
Total economical value			Te1	76	Te2	65	Te3	60	Teo	96
Relative economical value			Re1	0.79	Re2	0.68	Re3	0.63	Reo	1.00
Hyrbolic rating			Hr1	0.79	Hr2	0.69	Hr3	0.60	Hro	1.00

Nota: Elaboración propia

Justificación de valores asignados para el nivel 2:

En la Tabla 12, se puede observar que la mayor calificación (0.79) la obtuvo la solución 1 donde las soluciones óptimas pertenecientes a esta opción son:

- Transmitir de energía en forma de calor → Calentamiento por convección
- Humidificar Aire a Alto Flujo → Humidificación Isotérmica
- Interactuar con el Usuario → Interfaz manual

Esta resulta ser la mejor alternativa, ya que se convertirá el agua a estado completamente gaseoso mediante un calentamiento isotérmico: se evitará que el gas se condense y forme pequeñas gotas que podrían ser inspiradas por el paciente que, en consecuencia, afectarían su sistema respiratorio. El calentamiento por convección permitirá la elección de componentes eléctricos con eficiencia energética.

En cuanto a la interfaz, se prefirió utilizar la interfaz manual (sin el uso de la pantalla táctil) por el aspecto económico pues una interfaz con botones suele ser de menor costo.

4.1.3. Nivel 3

Una vez determinadas las soluciones óptimas en el nivel 2, se continúa desarrollando el árbol de funciones e identificando subfunciones a partir de las soluciones elegidas en el nivel anterior. Las subfunciones definidas en el nivel 3, agrupadas de acuerdo al medio anterior al que corresponden, son:

- Detectar Temperatura
- Recibir Información del proceso
- Detectar Flujo de Gas
- Enviar Información del usuario
- Incrementar Temperatura
- Controlar funciones
- Detectar humedad relativa
- Energizar Sistema

Una vez que se pudo identificar las funciones adecuadas, se procedió a buscar los medios para desarrollar estas funciones. En los siguientes párrafos se mostrarán los medios escogidos para realizar cada subfunción

4.1.3.1. Detectar Temperatura

- *Termopares o Termocuplas*

Operan sobre el principio de producir una corriente entre dos diferentes metales que poseen diferentes propiedades eléctricas dependiendo de la temperatura. La señal generada se procesa y da lugar a una medición de temperatura. Se trata de herramientas sencillas y económicas con la mejor precisión para su uso en edificios, pero su respuesta es lenta.

- *Termorresistencias (Resistive temperature detector -RTD)*

Están constituidas por resistencias cuya conductividad varía en función de la temperatura, lo cual genera una señal que, una vez procesada permite obtener la medición de temperatura. Su velocidad de respuesta depende de la masa de la resistencia.

- *Termistores*

Similares a los RTDs, los termistores también dependen de mecanismos resistivos. Los Termistores no son tan precisos o estables como los RTDs, pero son más fáciles de conectar, cuestan menos y casi todos los tableros de automatización los aceptan directamente. Los termistores están hechos de materiales semiconductores con una resistividad que especialmente sensible a la temperatura.

- *Circuitos integrados (IC) sensores de temperatura*

En aplicaciones de bajo costo, la mayoría de sensores señalados anteriormente o son caros o requieren circuitos adicionales para su uso. Sin embargo, los circuitos integrados (IC) sensores de temperatura son completos, circuitos basados en silicio con salida digital o analógica. IC sensores de temperatura son usados a menudo en aplicaciones donde la demanda de precisión es baja. A continuación, se presenta en la tabla 13 la comparación de los tipos de sensores presentados anteriormente.

Tabla 13
 Tabla comparativa de Sensores de Temperatura

Sensor	Termistor	Termopar	RTD	IC
Intervalo de temperatura	- 40 °C a 300 °C	El tipo J es de -210 a 1200 °C El tipo K es de 95 a 1260 °C Otros tipos pueden variar desde -270 °C o hasta 3100 °C	-200 °C a 600 °C	- 55 °C a 125 °C
Exactitud	Pobre	Muy Bueno	El mejor 0.2 %, 0.1 % y 0.05%	Regular
Respuesta	Rápida	Medio rápido depende del sensor, el diámetro del cable y la construcción	Lento	Medio
Tamaño	Muy pequeño	pequeño	Grande	Muy pequeño
Costo	Los de baja precisión son muy económicos, pero hay algunos que son más precisos y más caros	Bajo Los tipos R y S que usan platino son más caros	Más alto	Bajo

Nota: Adaptado de los datos de Smith (2020)

4.1.3.2. Detectar Flujo de Gas

Estos elementos de detección funcionan con el principio de transferencia de calor (presión diferencial y flujo). El diseño de chip de silicio está creado a partir de una estructura con puente térmicamente aislado y una película fina. Mediante una relación entre presión temperatura y flujo se puede hallar el caudal o flujo al cual está referenciado el gas. La principal diferencia entre uno y otro es el tipo de señal de salida que genera haciendo Estás analógica o digital.

- Sensores de Flujo de Aire Amplificado: Salida Digital o Analógica
- Sensores de Flujo de Aire no Amplificado: Salida sólo Analógica

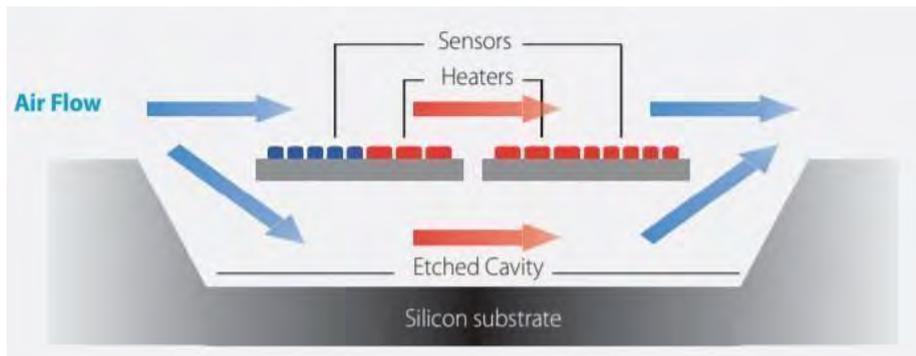


Figura 9. Principio básico de operación

Tomado de Selecting the right airflow sensor for your application - Acal

4.1.3.3. Incrementar Temperatura

- Resistencias de Inmersión

Una resistencia de inmersión es un elemento que es sumergible en fluidos y suministra energía térmica a este con el fin de aumentar su temperatura. Se trata de arreglos de resistencias diseñadas con dimensiones definidas y límites eléctricos claramente establecidos. Existen diferentes tipos y formas en las que se presentan estas resistencias, por ejemplo, en la figura 10 podemos observar una resistencia de inmersión circular.



Figura 10. Resistencia sumergible

Tomado de Europe Heater S.L.

- Resistencias Inductivas

Resistencia mediante la cual se produce la transmisión de calor debido a un campo electromagnético. Estas resistencias utilizan un campo magnético alternante que magnetiza el material ferromagnético en un sentido y en otro. Este proceso tiene menos pérdidas de energía. En la figura número 11 se puede apreciar un ejemplo de esta resistencia que en la mayoría de los casos se usa para hornos eléctricos.



Figura 11. Resistencia inductiva

Tomado de Julio Martinez Naya S.A.

- Celda Peltier

Es una bomba de calor activa de estado sólido que transfiere calor de un lado del dispositivo al otro, con consumo de energía eléctrica, dependiendo de la dirección de la corriente. Dicho instrumento también se denomina bomba de calor Peltier, refrigerador de estado sólido o refrigerador termoeléctrico (TEC). Las partes que conforman este dispositivo se presentan en la figura 12.

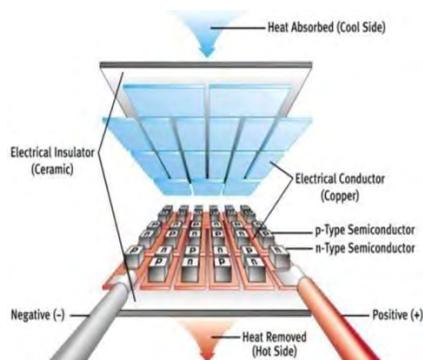


Figura 12. Celda Peltier

Tomado de Artículo de Gomar (2018)

4.1.3.4. Recibir Información del proceso

- *Display LCD*

Su diseño no es muy llamativo, sin embargo, es más duradero si se compara con pantallas plasma; además el costo de este es mucho menor que los demás tipos de pantalla. Otra de las ventajas de este es que se puede acoplar con diferentes dispositivos como buffer de sonido, leds, etc. Un ejemplo de esta se puede apreciar en la figura 13.

- *Touchscreen*

Pantalla mediante la cual se realiza la introducción de datos en base al toque directo. Sin embargo, una de las desventajas es el precio debido a que el costo de estos tipos de tecnologías son altos comparado con los existentes en el mercado.

- *Buzzer + leds + Display LCD*

Para poder realizar de mejor forma la interacción con el usuario se puede realizar una combinación de Display LCD, leds y buzzer; por lo cual el usuario pueda recibir la información adecuada sin necesidad de estar siempre visualizando una pantalla.

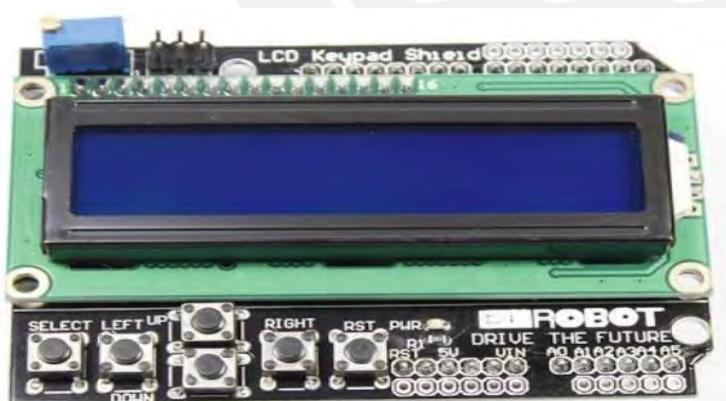


Figura 13. LCD KEYPAD Programable

Tomado de Led Components

4.1.3.5. Enviar Información del usuario

- **Botones:** Los botones son una excelente solución para cuando el sistema está definido; estos son la mejor alternativa para enviar señales, las cuales pueden ejecutar un determinado proceso.
- **Botones + interruptor:** Un interruptor es un dispositivo eléctrico que permite realizar la función de on/off desde un mando. Su funcionamiento consiste en dejar pasar o no la corriente en un circuito eléctrico. Por ello, su función principal es el encendido y apagado de una luz.

4.1.3.6. Controlar funciones

- *Microcontrolador*

Circuito integrado programable que tiene la capacidad de realizar tareas como accionar el mecanismo de un motor, un botón, enviar y recibir datos, etc. Para seleccionar un microcontrolador depende del uso que se le piensa asignar. Se debe tomar la cantidad de memoria, los puertos E/S, los protocolos de comunicación que se requerirá, el consumo eléctrico, el lenguaje, el tiempo del que se dispone para el desarrollo del proyecto, el costo de inversión.

- *PLC (Controlador Lógico Programable).*

Es posible procesar algoritmos de inteligencia artificial en un PLC ya que, si bien estos permiten la programación por lógica de escalera, en muchas ocasiones se hace uso del PID, un algoritmo complejo que permite el control de procesos. Esto se logra mediante el control adaptativo donde las redes neuronales (pertenecientes a la IA) son capaces de aprender las perturbaciones de un sistema de control y así, seleccionar los parámetros del PID.

- *Ordenadores de Placa Reducida -SBC Single Board Computer*

SBC son computadoras completas en un solo circuito que contienen todos o la mayor parte de los componentes de un ordenador, por lo que se le puede poner un sistema operativo. Una de las características de las placas SBC es su precio. Por lo general las placas SBC son muy económicas, tanto que algunos proyectos que usan estas placas son más económicos que su equivalente estándar. Algunos ejemplos son Raspberry Pi el cual se puede apreciar en la figura 14.



Figura 14. Raspberry Pi

Fuente: (Valdelomillos, 2018)

4.1.3.8. Energizar Sistema de Control / Energizar Actuadores

- *Fuente de poder de corriente directa DC convencional*

Son dispositivos que tienen la capacidad de proporcionar una señal de tensión continua a partir de la tensión de red, que en el caso peruano como en muchos otros lugares es de 220 V a 60 Hz, con el fin de alimentar al circuito al cual está conectado. Se componen de un transformador, un rectificador, un filtro y un regulador de voltaje.

- *Baterías Recargables*

Son dispositivos portátiles que sirven para producir energía eléctrica a partir de reacciones químicas. Entre las más comerciales se encuentran las baterías de litio. Estas se caracterizan por cargarse más rápido, durar más, contar con una mayor vida útil y ofrecer más densidad energética, por lo que en menos espacio se puede obtener mayor autonomía y sacarles más partido a las baterías de litio.

- *Switching Power Supply*

Los reguladores conmutados disipan menos energía en forma de calor y además son capaces de suministrar voltajes de salida mayores o menores que el voltaje de entrada, además de ello posee un circuito eficiente que permite obtener mejores resultados que las fuentes de poder clásicas lo cual significa un ahorro de energía y una reducción de peso considerable.

4.1.3.9. Detectar humedad relativa

- *Sensores de Humedad Capacitivos*

Consisten de un sustrato sobre el cual una fina capa de polímero u óxido de metal es depositada entre dos electrodos conductores. La superficie de medición está recubierta con un electrodo de metal poroso para protegerlo de la contaminación y exposición a la condensación. El sustrato es típicamente vidrio, cerámico, o silicio. Los cambios en la constante dieléctrica son casi directamente proporcionales a la humedad relativa del ambiente que lo rodea.

- *Sensores de Humedad Resistivos*

Los sensores de humedad resistivos miden los cambios en la impedancia eléctrica de un medio higroscópico (sustancias que absorben humedad del medio circundante) tales como polímeros conductores, sal, o sustratos tratados. Estos sensores son adecuados para el uso en control y visualización de aplicaciones industriales, comerciales y médicas.

4.1.3.10. Transportar Aire Medicinal

- *Tuberías de Plástico*

Elemento de Conducción que permite el flujo y transporte de aire medicinal, con material flexible para su transporte.

- *Tuberías de Cobre Tipo K*

El material recomendado según normas internacionales NFPA 99 y CGA para la conducción de gases medicinales obedece a tener en cuenta factores como: Presión, corrosión, temperatura. Estas características las cumple la tubería de cobre tipo K sin costura rígida (NFPA 995.1.10.1.4) presencia de humedad o impurezas y Riesgos de incendio (Mendez ,2019).

- *Almacenar Agua*

Para el almacenamiento del agua se debe tener en cuenta el material a usar, debido a que se hará uso del principio de electromagnetismo para generar calor; este debe ser compatible y permitir el flujo de campo electromagnético. Se tienen las siguientes opciones:

- Recipiente de Plástico: No conduce cargas eléctricas.
- Recipiente de Metal: Conduce cargas eléctricas.
- Recipiente con base Ferromagnética: Mejor conductor de cargas eléctricas y compatible con resistencias inductivas. Uno de los más destacados se puede apreciar en la figura 15 de la marca Fisher y Paykel, el cual cuenta con un filtro que disminuye la probabilidad de contaminación del fluido que respira el paciente.



Figura 15. Cámara de Agua MR 290

Tomado de Fisher y Paykel (b)

4.1.3.11. Transportar Aire Humidificado

- Tubo Respiratorio Precaentado

Circuito que permite la comunicación entre el dispositivo médico y el paciente, permite mantener las condiciones necesarias para que el aire enriquecido en oxígeno no se condense luego de ser humidificado. Se toma como ejemplo en la figura 16 un tubo corrugado precaentado de la marca Fysher y Pykel.

- Corrugado Metálico

Circuito que permite la comunicación entre el dispositivo médico y el paciente que es conductor de calor y puede estar provisto de materiales biocompatibles que no afecten al paciente.



Figura 16. Circuito AIRVO 2 900PT561

Tomado de Técnica Electromecánica S.A. (Técnica Electromédica)

4.1.3.12. Matriz Morfológica de nivel 3

En las Tablas 14 y 15, se observan las diferentes soluciones propuestas que son resultado de la combinación de los medios existentes en este nivel y cumplen una función en específico. Cabe mencionar que las posibles soluciones serán evaluadas posteriormente eligiendo la mejor de acuerdo a los requerimientos del diseño tratadas en el anterior capítulo.

Tabla 14
Matriz Morfológica para Nivel 3 (1-2)

Función	Working Príncipe 1	Working Príncipe 2	Working Príncipe 3	P o s i b i l e	Solution 1	Solution 2	Solution 3
Detectar Temperatura	Termopares / termocuplas 	Termistores 	Circuitos Integrados (IC) 		Circuitos Integrados (IC) 	Termistores 	Termopares / termocuplas 
Detectar Flujo de Gas	Sensores de Flujo de Aire Amplificado 	Sensores de Flujo de Aire no Amplificado 		S o l u c i ó n	Sensores de Flujo de Aire Amplificado 	Sensores de Flujo de Aire Amplificado 	Sensores de Flujo de Aire no Amplificado 
Incrementar Temperatura	Resistencia Sumergible 	Resistencias Inductivas 	Celda Peltier 		Resistencias Inductivas 	Resistencia Sumergible 	Celda Peltier 

Nota: Elaboración Propia

Tabla 15
Matriz Morfológica para Nivel 3 (2-2)

Función	Working Príncipe 1	Working Príncipe 2	Working Príncipe 3	P o s i b i l e	Solution 1	Solution 2	Solution 3
Detectar Humedad Relativa	Sensores de Humedad Capacitiva 	Sensores de Humedad Resistivos 		S o l u c i ó n	Sensores de Humedad Resistivos 	Sensores de Humedad Capacitiva 	Sensores de Humedad Capacitiva 
Recibir Información Del Proceso	Display LCD 	Touchscreen 	Buzzer + Leds + Display LCD 		Buzzer + Leds + Display LCD 	Touchscreen 	Display LCD 
Enviar Información Del Usuario	Botones 	Botones + Interruptores 			Botones 	Botones 	Botones + Interruptores 
Energizar Sistema de Control	Fuente de Poder de Corriente Directa DC 	Switching Power Supply 	Baterías Recargables 		Switching Power Supply 	Fuente de Poder de Corriente 	Baterías Recargables 
Controlar Funciones	Micro Controlador 	PLC 	Ordenadores de Placa Reducida 		Ordenadores de Placa Reducida 	Micro Controlador 	Micro Controlador 

Transporte de Aire Medicinal	Tuberías de Plástico 	Tuberías de Cobre Tipo K 	Tuberías de Cobre Tipo K 	Tuberías de Cobre Tipo K 	Tuberías de Plástico 	
Transportar Agua Destilada	Manguera de Agua Flexible 	Tubo Metálico de Cobre 	Manguera de Agua Flexible 	Manguera de Agua Flexible 	Tubo Metálico de Cobre 	
Transportar Aire Humidificado	Tubo Respiratorio Precaentado 	Corrugado Metálico 	Tubo Respiratorio Precaentado 	Tubo Respiratorio Precaentado 	Corrugado Metálico 	
Almacenar Agua	Recipiente de Plástico 	Recipiente con Base Ferromagnética 	Recipiente de Metal 	Recipiente con Base Ferromagnética 	Recipiente de Plástico 	Recipiente de Metal 
Energizar Actuadores	Fuente de Poder de Corriente Directa DC convencional 	Switching Power Supply 	Fuente de Poder de Corriente Directa DC convencional 	Switching Power Supply 	Switching Power Supply 	

Nota: Elaboración Propia

4.1.3.14. Tabla de Evaluación de nivel 3

En la Tabla 16, se puede observar la comparación entre los 3 tipos de soluciones. Como en los niveles anteriores, se asigna un peso a cada solución, en relación con qué tanto satisface el requisito del proyecto analizado (valores del 1 al 4). Además, se considera como solución óptima una “calificación perfecta” donde la solución ideal puntúa con 4 a cada criterio en la lista.

Tabla 16

Tabla de Evaluación para el nivel 3

Evaluation Chart										
Design Criteria	j =	Wr	1		2		3		o	
			Solution 1		Solution 2		Solution 3		Optimal	
			Ws1	Ws1*Wr	Ws2	Ws2*Wr	Ws3	Ws3*Wr	Ws0	W0*Wr
Technical Analysis										
1	Calentamiento de alto flujo	4	4	16	3	12	3	12	4	16
2	Humidificación de alto flujo	4	3	12	3	12	2	8	4	16

3	Componentes eléctricos con eficiencia energética	2	3	6	2	4	2	4	4	8
4	Eficacia en el control de parámetros	3	3	9	2	6	2	6	4	12
5	Componentes removibles para mantenimiento	3	3	9	3	9	2	6	4	12
6	Estructura de fácil transporte	3	3	9	3	9	3	9	4	12
7	Diseño alineado con normas internacionales	4	3	12	2	8	2	8	4	16
8	Eficiencia en la cantidad de componentes	2	3	6	2	4	2	4	4	8
9	Sistema de alarma automatizada	2	3	6	3	6	2	4	4	8
10	Autorregulación de nivel del agua	1	4	4	3	3	3	3	4	4
11	Interfaz de usuario intuitiva	3	4	12	3	9	3	9	4	12
12	Componentes resistentes a condiciones climáticas	3	3	9	3	9	2	6	4	12
13	Sistema eléctrico estandarizado	3	3	9	3	9	3	9	4	12
Total technical value			Tt1	119	Tt2	100	Tt3	88	Tto	148
relative technical value			Rt1	0.80	Rt2	0.68	Rt3	0.59	Rto	1.00
= i	Economical Analysis									
14	Componentes eléctricos con eficiencia energética	2	3	6	3	6	2	4	4	8
15	Sistema de humidificación eficiente	4	3	12	2	8	3	12	4	16
16	Eficiencia en la cantidad de componentes	2	3	6	2	4	2	4	4	8
17	Sistema eléctrico estandarizado	3	3	9	3	9	2	6	4	12
18	Rango de operación continuo aceptable	2	3	6	2	4	2	4	4	8
19	Componentes de bajo costo	3	3	9	3	9	2	6	4	12
Total economical value			Te1	48	Te2	40	Te3	36	Teo	64
Relative economical value			Re1	0.75	Re2	0.63	Re3	0.56	Reo	1.00
Hyprbolic rating			Hr1	0.78	Hr2	0.65	Hr3	0.58	Hro	1.00

Nota: Elaboración Propia

Tabla 17

Tabla de Evaluación para el nivel 3 (2-2)

Evaluation Chart										
Design Criteria	j =	1		2		3		o		
		Solution 1		Solution 2		Solution 3		Optimal		
		W _{S1}	W _{S1} *W _r	W _{S2}	W _{S2} *W _r	W _{S3}	W _{S3} *W _r	W _{S0}	W _{S0} *W _r	
= i	Technical Analysis									
14	Componentes eléctricos con eficiencia energética	2	3	6	3	6	2	4	4	8
15	Sistema de humidificación eficiente	4	3	12	2	8	3	12	4	16
16	Eficiencia en la cantidad de componentes	2	3	6	2	4	2	4	4	8
17	Sistema eléctrico estandarizado	3	3	9	3	9	2	6	4	12
18	Rango de operación continuo aceptable	2	3	6	2	4	2	4	4	8

19	Componentes de bajo costo	3	3	9	3	9	2	6	4	12
	Total economical value		Te1	48	Te2	40	Te3	36	Teo	64
	Relative economical value		Re1	0.75	Re2	0.63	Re3	0.56	Reo	1.00
	Hyrbolic rating		Hr1	0.78	Hr2	0.65	Hr3	0.58	Hro	1.00

Nota: Elaboración Propia

Justificación de valores asignados para el nivel 3:

En la Tabla 16, se puede observar que la mayor calificación (0.78) la obtuvo la solución

1 donde las soluciones óptimas pertenecientes a esta opción son:

- Detectar Temperatura → Circuitos integrados (IC).
- Recibir Información del proceso → Buzzer + Leds + DisplayLCD.
- Detectar Flujo de Gas → Sensores de Flujo de Aire Amplificado.
- Enviar Información del usuario → Botones.
- Incrementar Temperatura → Resistencias flexibles.
- Controlar funciones → Microcontrolador.
- Detectar humedad relativa → Sensores de humedad resistivos.
- Energizar Sistema de Control → Fuente de poder de corriente directa DC convencional.
- Transportar Aire Medicinal → Tuberías de Cobre Tipo K.
- Almacenar Agua → Recipiente con base Ferromagnética.
- Transportar Aire Humidificado → Tubo Respiratorio Precaentado.
- Transportar Agua destilada → Manguera de agua flexible.
- Energizar Actuadores → Fuente de poder de corriente convencional.

Esta solución es la más adecuada para el proyecto que se está realizando en el presente curso, debido a que las elecciones de componentes deben basarse en tener como requisito la facilidad y la compatibilidad con dispositivos de control como microcontroladores; en este caso

se va a hacer uso de ordenadores de placa reducida como Raspberry con el objetivo de poder controlar de mejor forma todos los componentes electrónicos. Además de ello necesitamos componentes que sean de dimensiones pequeñas; ya que una de las características principales del presente proyecto es que éste se pueda movilizar con facilidad sin necesidad de hacer uso de mucho esfuerzo por el usuario. Se desea también que el transporte de aire enriquecido de oxígeno se pueda dar de la mejor forma sin llegar a perjudicar ningún elemento interno de nuestro sistema mecatrónico.

Por lo cual se elige materiales para el transporte de este que sean normado según los lineamientos establecidos por el Ministerio de Salud cómo los tubos de cobre tipo K (Minsa,2020). Por último, se prefiere utilizar una combinación de diodos leds, pantallas LCD y buzzer como elementos para recibir la información del proceso; ya que esto no requeriría la presencia del usuario frente al panel de control todo el tiempo.

4.2. Concepto de solución óptimo

A continuación, se mostrarán las arquitecturas del sistema mecatrónico y del sistema eléctrico/electrónico, esto como resultado de la selección de medios de cada uno de los niveles presentados anteriormente. En ambas imágenes, Figura 17 y Figura 18, se podrán observar los componentes utilizados y la relación existente entre ellos.

4.2.1. Arquitectura del diseño mecatrónico

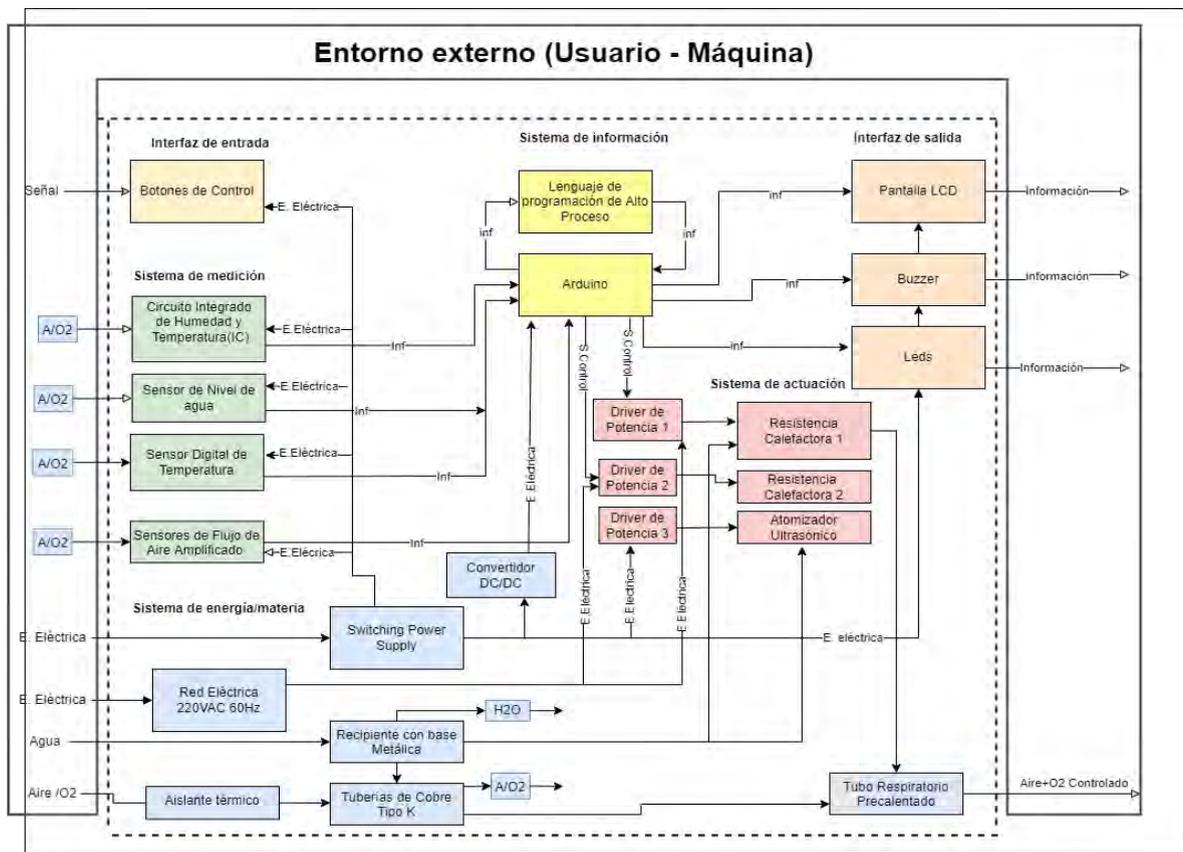


Figura 17. Arquitectura del Sistema Mecatrónico

Fuente: Elaboración propia

En cuanto al entorno, el sistema recibe como entradas la energía eléctrica, la señal de inicio, aire enriquecido de oxígeno, agua destilada; los cuales serán transportados y almacenados por las tuberías de cobre tipo k y el recipiente de base metálica respectivamente; para que puedan ser censadas por el módulo de medición y posteriormente procesadas por el microcontrolador para ser transformado en señales de control.

Una vez la interfaz de entrada reciba la señal mediante los botones de control, estos enviarán la información respectiva al sistema de información que está conformado por el microcontrolador como parte del hardware y el lenguaje de programación de alto nivel como estrategia de programación. Este sistema procesa la información recolectada por el sistema de medición y accionará el sistema de actuadores.

Además de ellos, gracias a que se posee el sistema de medición, se conseguirá controlar la temperatura y humedad del aire enriquecido en oxígeno. Ya que, el microcontrolador enviará señales de control a las resistencias calefactoras para poder incrementar o disminuir la cantidad de corriente que circula sobre estas, con el objetivo de aumentar o disminuir la temperatura del agua y así finalmente se pueda controlar el nivel de humedad del gas que ingresa al sistema mecatrónico.

Por último, como salida al entorno se muestra la información del proceso en la pantalla LCD; en esta se mostrará datos como temperatura, humedad y flujo del aire circulante en el humidificador. Si existiera alguna irregularidad o problema en el funcionamiento del humidificador, se activarán los buzzer y led de salidas para poder avisar al usuario de este inconveniente.

4.2.2. Arquitectura del sistema eléctrico – electrónico

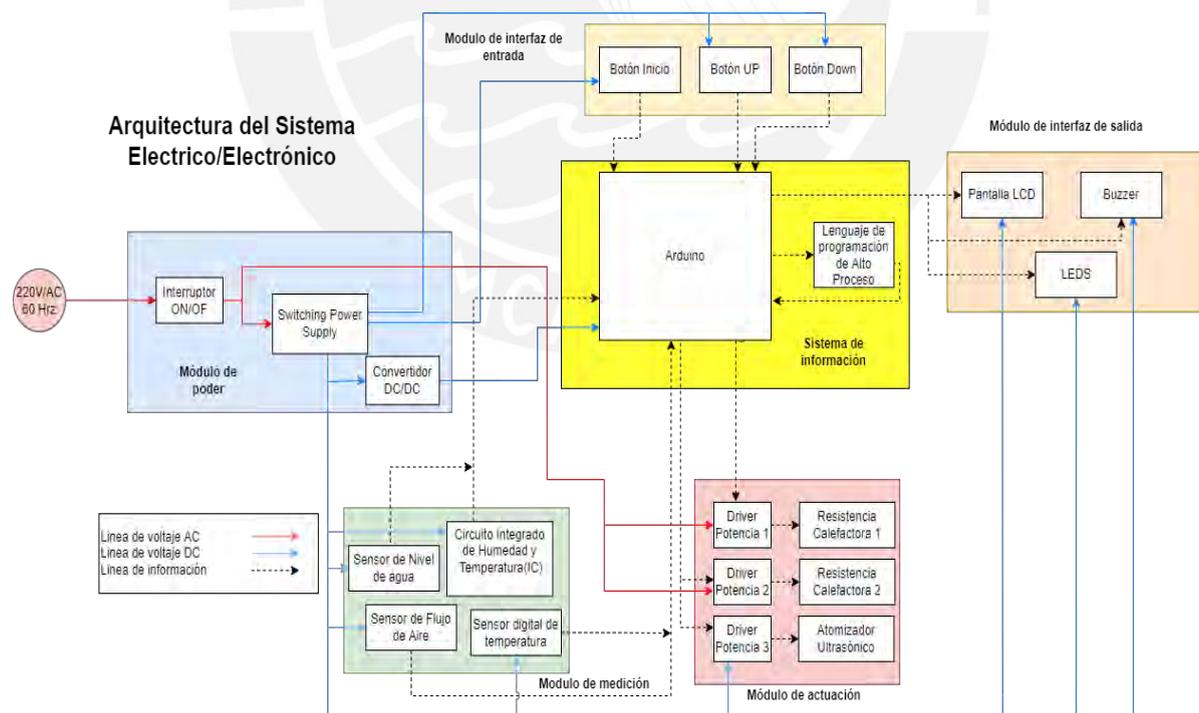


Figura 18. Arquitectura del Sistema Eléctrico - Electrónico

Fuente: Elaboración propia

El sistema mecatrónico obtendrá 220 voltios AC y será energizado cuando el interruptor ON/OFF sea accionado por el usuario. Una vez se permita el paso de corriente, la fuente de alimentación conmutada energizará los sensores de temperatura, humedad y flujo para que estos puedan obtener información del medio ambiente. Adicionalmente la fuente Switching, emitirá voltajes y corrientes según se requiera, alimentará el ordenador de placa reducida, para que pueda accionar los drivers de control de los módulos de actuación. Adicionalmente mediante la alimentación de red eléctrica para los drivers de potencia se podrá accionar las resistencias y generar mayor o menor humedad. En cuanto al intercambio de información, se aprecia que los botones de control permiten realizar la interacción con el usuario para que este pueda realizar el control de la temperatura según lo requiera. Finalmente, la interfaz de salida, cuenta con un LED indicador de estado, un buzzer que se enciende cuando se detecta algún problema durante el proceso y una pantalla LCD donde el usuario podrá visualizar la temperatura, humedad y flujo.

4.2.3. Diagramas de flujo

En el diagrama general del sistema mecatrónico mostrado en la figura 19. Una vez energizado nuestro dispositivo, este se queda a la espera de que el botón de inicio sea presionado. Cuando esto suceda, se pone en marcha al sistema. Una vez encendido el sistema, se prende el LED indicador de estado y la máquina queda lista para sensar el flujo al ingreso. Si al momento de realizar el sensado del flujo del FIO2 se obtiene un valor de “0” quiere decir que no existe la presencia del este fluido, por lo que se tendrá que mostrar un mensaje al usuario de “Conecte aire con oxígeno” para que se puede dar el proceso de humidificación.

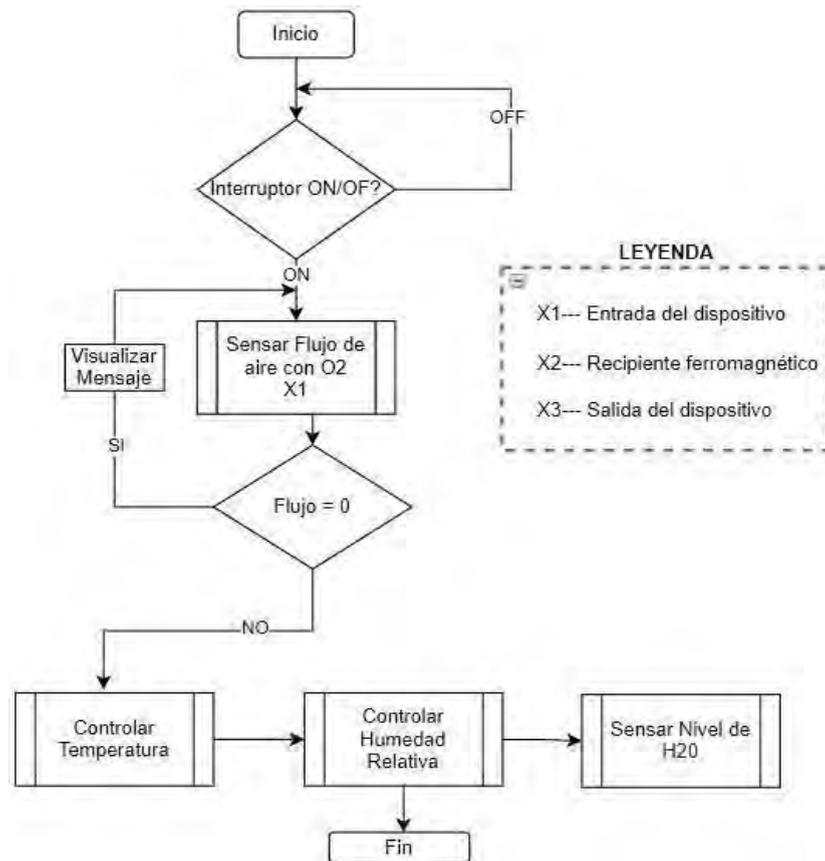


Figura 19. Diagrama de Operaciones del Sistema Mecatrónico

Fuente: Elaboración propia

Para el control de temperatura, en la figura 20, se puede observar que se tiene que tener en cuenta que idealmente una persona debería respirar aire mezclado con oxígeno a temperatura de 37°C ; sin embargo, el dispositivo tendrá la opción de poder controlar entre 30 y 37°C . Por defecto, al momento de encender el dispositivo la temperatura de inicialización será 37° y se configuran los parámetros iniciales para que el dispositivo humidifique y regule la temperatura hasta tal punto independientemente del flujo del fluido. Para poder controlar la temperatura entre 30 y 37°C ; se necesitará leer los datos que serán ingresados por el usuario para que se envíe una señal de control a los drivers de potencia y estos a su vez regulen la energía suministrada a las resistencias calefactoras.

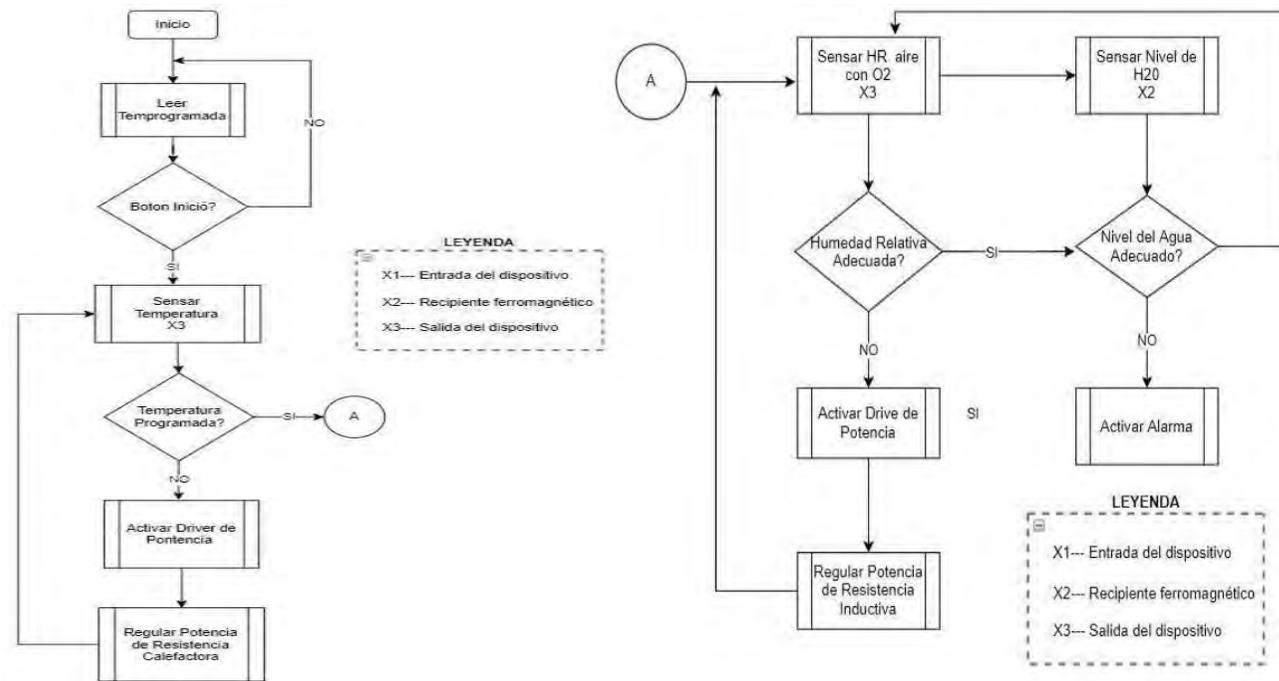


Figura 20. Diagrama de Operaciones del Control de Temperatura

Fuente: Elaboración propia

Para realizar el control de humedad se tiene que tener en cuenta que es necesario asegurarnos de que el nivel del agua contenido en el recipiente sea el adecuado y una vez se verifique esto se procederá a realizar el sensado de humedad para poder activar la resistencia plana que calentará el agua hasta realizar una humidificación isotérmica. Se considera una medición adecuada cuando se obtiene una humedad relativa mayor al 70%; se debe tener en cuenta que la mayoría de los sensores de humedad arrojan valores de humedad relativa y no humedad absoluta, por lo que el parámetro a controlar será este.

4.2.4. Bosquejo del diseño físico

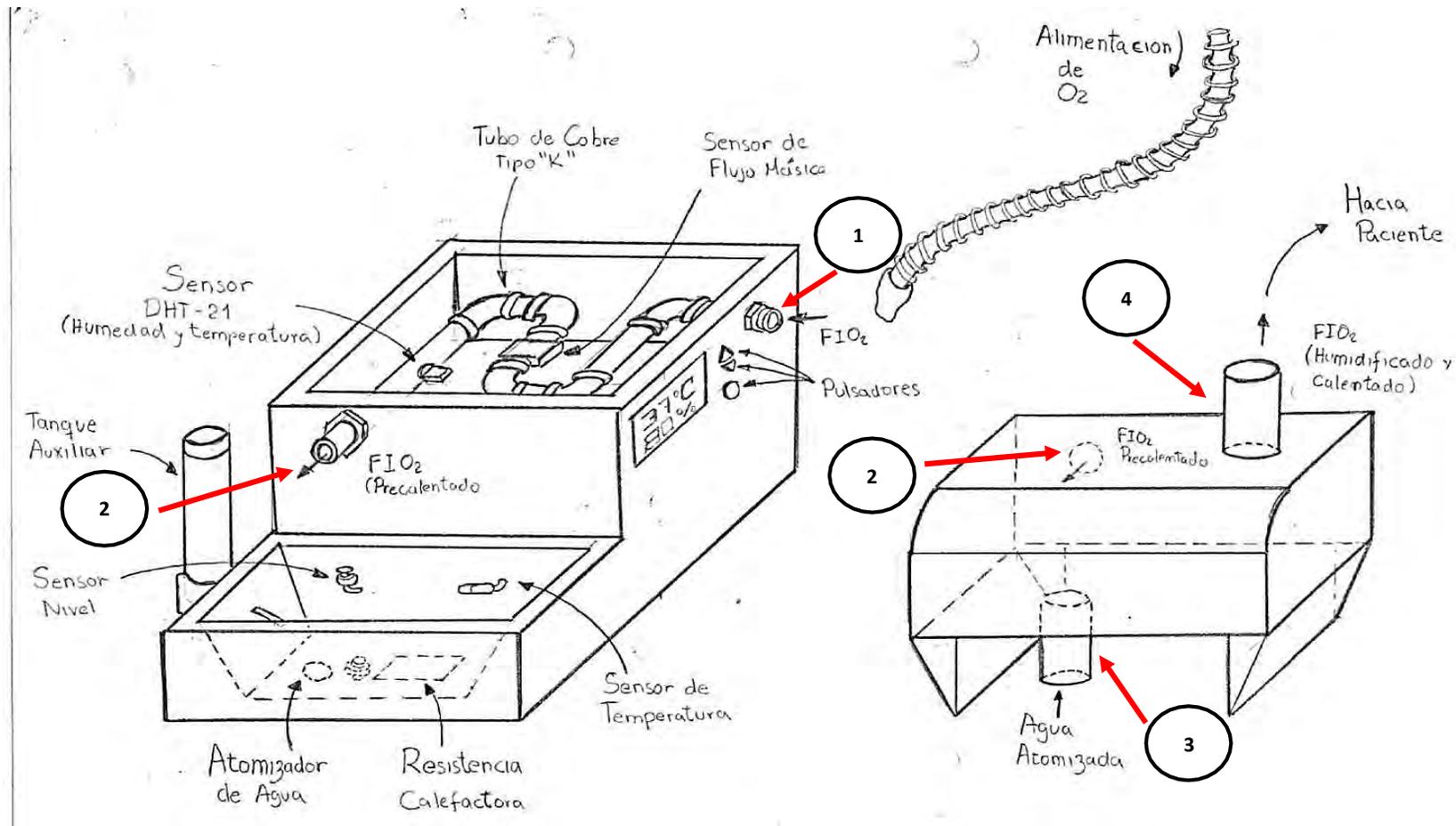


Figura 21. Dispositivo Humidificador Calentador de Aire Enriquecido en Oxígeno

Fuente: Elaboración propia

En la figura 21 se visualiza el bosquejo del diseño físico del dispositivo del Humidificador calentador de aire enriquecido en oxígeno, el cual según lo desarrollado en el presente capítulo que tiene como temática el Diseño conceptual. Para poder entender el proceso que recorre el fluido por el dispositivo se procede a explicar en la siguiente forma:

El aire ingresa por el puerto de entrada número “1”; éste a su vez pasa por un sistema de tuberías que están acopladas a un sensor de flujo. Con este sensor se obtiene el flujo de entrada del aire enriquecido de oxígeno, para que posteriormente se pueda usar este dato como referencia para controlar la resistencia calefactora; la cual se encargará de calentar el aire que atravesará la cámara de humidificación. Adicionalmente el usuario podrá introducir la temperatura que desea ser acondicionada por el dispositivo y éste a su vez se encargará de controlar la humedad para que el paciente pueda respirar de forma adecuada. Debido a que la cámara humidificadora tiene un diseño no muy común se tiene pensado diseñarlo mediante impresión 3D.

Por el puerto número “2” ingresa el aire mezclado con oxígeno precalentado a la cámara de humidificación donde se mezcla con partículas subatómicas de agua emitidas por el atomizador de agua en el puerto número “3” para que posteriormente la mezcla humidificada y calentada se dirija al paciente por el puerto número “4”

A la salida del dispositivo, puerto número “4”, se conecta un tubo precalentado el cual mantendrá la mezcla a una temperatura mayor a la temperatura Rocío con la finalidad de evitar que el FIO₂ humidificado se condense en forma de gotas y pueda llegar hasta el aparato respiratorio del paciente.

Se debe mencionar, además de ello, que el diseño del tubo respiratorio precalentado y de la cánula de alto flujo no abarca el presente proyecto de investigación; ya que son elementos externos y complementarios que se encuentran en el mercado y son compatibles con algunos dispositivos similares a este.

4.2.5. Bosquejo del diseño funcional

En la figura 22 se puede observar el rol que cumple el dispositivo humidificador de aire enriquecido el oxígeno dentro de un sistema de oxigenoterapia. Debido a que el balón de oxígeno medicinal es incapaz de poder entregar un flujo alto mayor a 15 litros por minuto es necesario el uso de un dispositivo controlador de flujo, el cual se encargará de realizar la transmisión de un flujo alto hacia el paciente, este dispositivo puede ser un ventilador mecánico o un mezclador conocido como Blender. Es así que para que el fluido no ingrese al paciente sin las condiciones necesarias, es indispensable el uso de un dispositivo humidificador el cual permitirá adaptar el aire mezclado con oxígeno para que el paciente pueda respirar sin ninguna incomodidad a temperaturas aproximadas entre 30 y 40 grados centígrados y a una humedad relativa mayor a 70%.

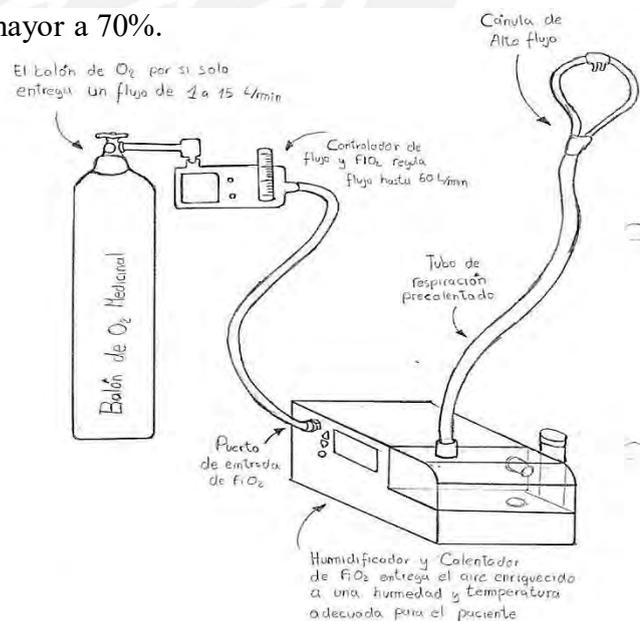


Figura 22. Funcionamiento del dispositivo de Aire Enriquecido en Oxígeno

Fuente: Elaboración propia

CAPÍTULO III

5. DISEÑO DE SUBSISTEMA DE INTERCAMBIO DE ENERGÍA

Es necesario tener en cuenta que existen dos etapas por las cuales atravesará el aire enriquecido en oxígeno para tener un acondicionamiento apto para el ser humano. La primera es la de precalentamiento, en el cual se usará una resistencia calefactora con el fin de acondicionar el aire a una temperatura de 37°C ; para que posteriormente este sea humidificado y alcance una humedad relativa mayor al 70%, (Ver figura 23) con lo cual se garantizará las condiciones necesarias para que el ser humano pueda respirar cómodamente.

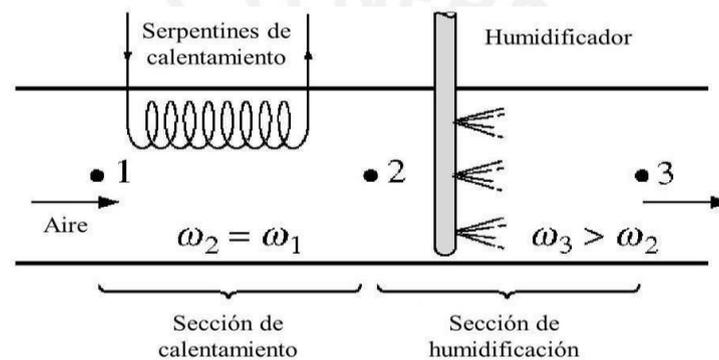


Figura 23. Acondicionamiento del aire - humidificación con calentamiento

Fuente: Tomado de "Guía de psicometría" por Ana Peña, (2015)

Para el análisis del modelamiento del sistema de calentamiento con humidificación se toma en cuenta las temperaturas y las humedades relativas promedio emitidas en el informe del Servicio Nacional de Meteorología e Hidrología elaborado por Instituto Nacional de Estadística e Informática el año 2015 donde se puede apreciar condiciones promedio necesarias a tener en cuenta: ($\text{HR}_{\text{max}}= 85\%$ $\text{HR}_{\text{min}}=50\%$) ; ($T_{\text{max}}=27^{\circ}$ $T_{\text{min}}=18$) se procede a analizar las dos condiciones más críticas con el fin de poder determinar la selección de los componentes (INEI,2015).

5.1.2. Flujo másico necesario para la humidificación

Se procede a realizar el balance de flujo másico de aire, este se conserva debido a que no existe un intercambio de aire en este proceso.

$$\dot{m}'_a = \dot{m}a'_1 = \dot{m}a'_2. \quad (1)$$

Se procede a realizar el balance de flujo másico de agua, este se conserva debido a que no existe un intercambio de agua en este proceso.

$$\dot{m}\dot{w}'_1 = \dot{m}\dot{w}'_2 = \dot{m}'_a * \omega. \quad (2)$$

Se procede a realizar balance de energía, se considera un proceso de flujo estacionario y el cambio de energía cinética y potencial son insignificantes.

$$\dot{m}'_1 * h_1 + Q = \dot{m}'_2 * h_2. \quad (3)$$

$$Q = \dot{m}a * (h_2 - h_1)$$

Se reemplaza los datos de la tabla 18 en la ecuación 3 para poder hallar la potencia necesaria para calentar el aire.

$$Q = 23.72 \text{ W} \sim 25 \text{ W}$$

Análisis: Se necesitará aproximadamente 25 W para poder calentar el aire a las condiciones de entrada.

Se procede a modelar la sección de Humidificación (Punto 3)

Diagrama psicrométrico interactivo:

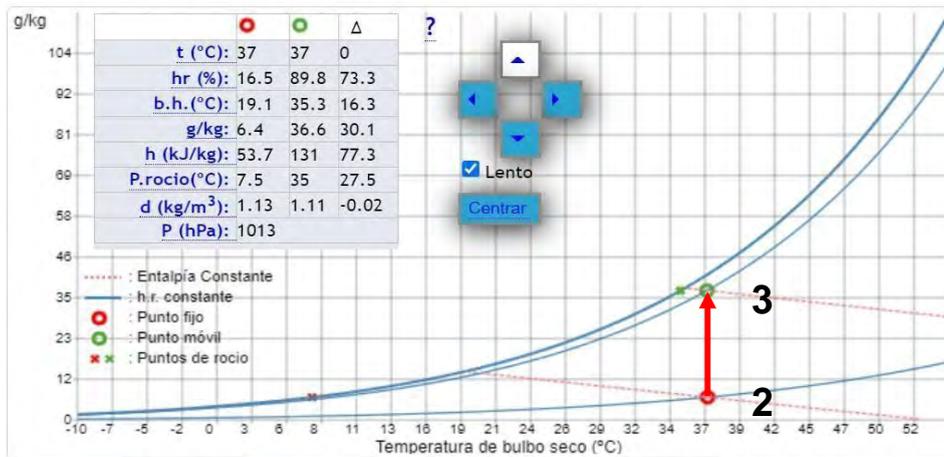


Figura 25. Diagrama Interactivo - Fase Humidificación Isotérmica

Fuente: Elaboración propia en software online "Herramientas de Ingeniera"

Se recolecta datos del diagrama para las condiciones en el punto 2 y punto 3

Tabla 19

Datos del diagrama psicrométrico - Fase Humidificación Isotérmica

ETAPA 2	ETAPA 3
$T_2 = 37\text{ }^\circ\text{C}$	$T_3 = 37\text{ }^\circ\text{C}$
$\phi_2 = 16\%$	$\phi_3 = 90\%$
$\omega_1 = \omega_2 = 6.4\text{ g/kg}$	$\omega_3 = 36.6\text{ g/kg}$
$V' = 60\text{ L/min} = 0.06\text{ m}^3/\text{min}$	$V' = 60\text{ L/min} = 0.06\text{ m}^3/\text{min}$
$(ma)' = 0.0726\text{ kg/min}$	$(ma)' = 0.0726\text{ kg/min}$
$\rho(T_2) = 1.13\text{ kg/m}^3$	$\rho(T_3) = 1.11\text{ kg/m}^3$
$h1(T_2) = 53.7\text{ kJ/kg}$	$H3(T_3) = 131\text{ kJ/kg}$

Nota: Elaboración Propia

Se procede a realizar el balance de flujo másico de aire, este se conserva debido a que no existe un intercambio de aire en este proceso.

$$m'a = ma'_3 = ma'_2 \quad (4)$$

Se procede a realizar el balance de flujo másico de agua, este no se conserva debido a que se agrega agua atomizada en este proceso

$$m\dot{W}_H = mW_3 - mW_2$$

$$mW_2 = ma'_2 * \omega_2$$

$$mW_3 = ma'_3 * \omega_3$$

$$m\dot{W} H = m'a * (\omega_3 - \omega_2) \quad (5)$$

Densidad del agua a 25°C= 997,13 kg/m³

Se reemplaza los datos de la tabla 19 en la ecuación 5 para poder hallar la cantidad de partículas de agua necesarias para poder humidificar a condiciones deseadas

$$m\dot{W} H = 2.193 \text{ g/min} = 0.123 \text{ L/h}$$

Análisis: Para poder humidificar a las condiciones deseadas se necesitará aproximadamente 3 gramos de agua por minuto, los cuales deberán ser emitidos por el elemento humidificador

Modelamiento para: HR=85% Y T°=27°C

Se procede a realizar el modelamiento para la segunda condición crítica HR=85% Y T=27°C, en esta se hallará la cantidad de agua en L/min y la potencia en Watts necesaria a ser entregada por el driver de potencia. Cabe resaltar que se realiza el análisis a presión (P) 1atm, constante de proporcionalidad (R) 0.823 y masa molar (M) 28.9kg-mol de parámetros del aire.

Tabla 20

Datos de la Carta Psicrométrica - Proceso Completo

ETAPA 1	ETAPA 2	ETAPA 3
T ₁ = 27 ° C	T ₂ = 37 ° C	T ₃ = 37 ° C
Ø ₁ = 85 %	Ø ₂ = 16 %	Ø ₃ = 90 %
ω ₁ = 19.2 g/kg	ω ₁ = ω ₂ = 6.4 g/kg	ω ₃ = 36.7 g/kg
V' =60 L/min = 0.06 m ³ /min	V' =60 L/min = 0.06 m ³ /min	V' =60 L/min = 0.06 m ³ /min
(ma)'=(P * V' * M)/(R * T) =0.0696 kg/min	(ma)'= 0.0696 kg/min	(ma)'= 0.0696 kg/min
ρ (T ₁) = 1.16 kg/m ³	ρ (T ₂) = 1.13 kg/m ³	ρ (T ₃) = 1.11 kg/m ³
h ₁ (T ₁) = 76.1 kJ/kg	h ₁ (T ₂) = 63.6 kJ/kg	H ₃ (T ₃) = 31 kJ/kg

Nota: Elaboración Propia

Para la sección de precalentamiento, se procede a realizar el balance de flujo másico de aire, este se conserva debido a que no existe un intercambio de aire en este proceso.

$$\dot{m}a = \dot{m}a_3 = \dot{m}a_2 = \dot{m}a_1 \quad (6)$$

Se procede a realizar balance de energía, se considera un proceso de flujo estacionario y el cambio de energía cinética y potencial son insignificantes.

$$\dot{m}_1 * h_1 + Q = \dot{m}_2 * h_2 \quad (7)$$

$$Q = \dot{m}a * (h_2 - h_1)$$

Se reemplaza los datos de la tabla 20 en la ecuación número 7.

$$Q = 12.064 \text{ W} \sim 13 \text{ W}$$

Para la sección de humidificación, se procede a realizar el balance de flujo másico de agua, este no se conserva debido a que se agrega agua atomizada en este proceso.

$$\dot{m}W_H = \dot{m}W_3 - \dot{m}W_2$$

$$\dot{m}W_2 = \dot{m}a_2 * \omega_2$$

$$\dot{m}W_3 = \dot{m}a_3 * \omega_3$$

$$\dot{m}W_H = \dot{m}a * (\omega_3 - \omega_2) \quad (8)$$

Densidad del agua a 25°C= 997,13 kg/m³

Se reemplaza los datos de la tabla 20 en la ecuación 8 para poder hallar la potencia necesaria para calentar el aire.

$$\dot{m}W_H = \dot{m} * a * (\omega_3 - \omega_2) = 1.218 \text{ g/} = 0.0733 \text{ L/h}$$

Análisis: Se necesitará aproximadamente 13 W para poder calentar el aire a las condiciones de entrada. Para poder humidificar a las condiciones deseadas se necesitará aproximadamente 1.3 gramos de agua por minuto, los cuales deberán ser emitidos por el elemento humidificador. Si comparamos entre las dos situaciones críticas, la primera **HR=50% Y T=18°C** es la situación crítica debido a que la potencia de requerida para la etapa de precalentamiento es 25W y la cantidad de agua atomizada requerida es de 0.1320 L/h, por lo tanto, la elección de componentes se realizará teniendo en cuenta estas condiciones.

5.1.2.1. Selección de atomizador de agua

Como se pudo observar en el análisis anterior el caso crítico es dónde se consume mayor potencia para realizar el precalentamiento del aire enriquecido oxígeno y mayor cantidad de gramos de agua atomizada por minuto: 25w y 0.1320 L /h. Es así que se tiene esas consideraciones para poder seleccionar el atomizador de agua ideal para la etapa de humidificación.

Tabla 21

Comparación de atomizadores de Agua

	M165D25	LIQUIFOG	NB-80E-01-H
Frecuencia de resonancia	1.65 ± 0.05 MHz	1.6 MHz	2.3-2.6 MHz
Tamaño de partículas de agua	3 μ	3 μ	3 μ
Flujo de atomización	0.001 L/min	0-0.5 L/min	0.250 ~ 0.150 L/min
Nivel de agua	45 mm	50 ± 5 mm	35 – 45 mm
Máxima Potencia	30 W	60 W	13.2 W
Voltaje de Alimentación	-	24 VDC ± 10 %	12 ± 10 %
Temperatura de Operación	0 – 45 °C	0 – 38 °C	0 – 45 °C
Temperatura de funcionamiento	-20 – 65 °C	-	-
			

Nota: Elaboración Propia

Conclusión: Se selecciona el atomizador ultrasónico NB-80E-01-H de la tabla 21 debido a que la cantidad necesaria de atomizar en litros por hora está dentro de su capacidad; además de ello es el que consume menor potencia. El atomizador de partículas de agua brinda características importantes debido a que comparado con otros sistemas de humidificación este brinda un ahorro energético considerable (TDK,2014).

5.1.2.2. Selección de resistencia calefactora de aire

Se escoge además de ellos resistencias de calefacción cableadas para la etapa de precalentamiento, esta deberá ser flexible y fácil de ser acoplada para calentar la tubería de cobre tipo K, adicionalmente ser capaz de transmitir por lo menos 25W.

Tabla 22

Comparación de Resistencias Calefactoras

	AKO TRACE	Cable Calefactor ADSPV 2	Type HLT Self-Regulating Heater Cable
Potencia	30 W/min	33 W/min	49 W/min
Voltaje de operación	120 ~ 240 VAC	230 V – 400 VAC	120 ~ 240 VAC
Temperatura máxima de Operación	155 °C	133 °C	121 °C
			

Nota: Elaboración Propia

Conclusión: Se selecciona la resistencia calefactora cableada tipo HLT de la tabla 22 debido a sus características de potencia; ya que se aproxima a lo deseado. Para la etapa de precalentamiento es necesario que la resistencia emita de 25W, adicionalmente a ello se puede adaptar fácilmente la geometría del tubo de cobre tipo K.

5.2. Cálculo de la etapa de humidificación isotérmica

5.2.1. Dimensionamiento del recipiente humidificador

Para el diseño del recipiente se tiene que tener en cuenta que lo que se desea es que el sistema humidificador de aire enriquecido en oxígeno tenga un funcionamiento aproximado de 6 horas en su máximo rendimiento. Eso quiere decir, cuándo se utiliza el flujo máximo de 60 L/min y se desea que el agua se caliente hasta 37°C para que al ser atomizado no afecte la mezcla y se humidifique a esa temperatura.

Para el dimensionamiento del recipiente:

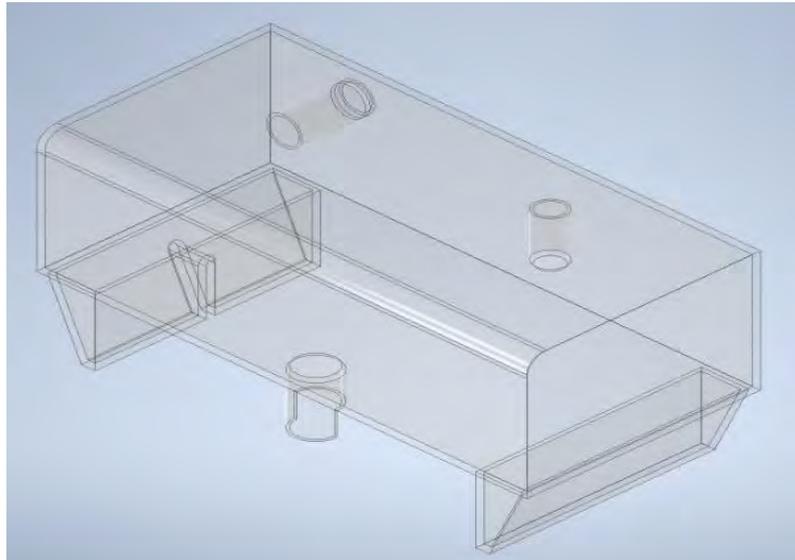


Figura 26. Prototipo Recipiente Humidificador

Fuente: Elaboración propia

El recipiente a diseñar debe cumplir los requisitos del proyecto presentados en capítulo 1 inciso 3.3 donde se detalla las dimensiones máximas de 30cmx20cmx19cm.

Datos Conocidos:

- Volumen mínimo del agua = 0.8L

Análisis: Se debe a que la cantidad de agua que se debe atomizar por hora :0.1320L/h y se desea diseñar la capacidad del dispositivo para una duración de 6 horas; por lo tanto, haciendo una multiplicación se obtiene que el volumen para 6 horas es 0.8 litros.

- Altura mínima del nivel del agua = 0.04m

Análisis: Esto se debe a que el ultrasonido debe estar en la base y según su hoja técnica para que exista un buen funcionamiento la altura recomendada de agua es 40mm

Se desea que el recipiente tenga la capacidad de poder contener 0.8 litros de agua con una altura de por lo menos 0.04m y un ancho máximo de 0.20m, se escoge

Con los datos mencionados anteriormente se debe cumplir:

Volumen de recipiente > Volumen mínimo de agua

$$0.02 * b * 0.004 \geq 1L * 0.8 * \frac{1 m^3}{1000 L}$$

$$b \geq 10 \text{ cm}$$

Conclusión: Es necesario el recipiente a diseñar tenga dimensiones de por lo menos 20cmx10cm con una altura de por lo menos 4 cm

Ahora que se ha podido calcular las dimensiones mínimas del recipiente procedemos a realizar un balance de energía, con el fin de hallar la cantidad de energía o calor que debe entregar la resistencia al sistema para que esta se pueda calentar a 37 °C.

5.2.2. Calor necesario el calentamiento del agua

Debido a que se ha realizado los cálculos de las dimensiones del recipiente y la selección del material a usar, se procede a realizar el cálculo necesario de la potencia requerida para mantener el agua en caso crítico de 37°C que corresponde a la máxima temperatura controlada por el usuario.

$$C_p \text{ Acero Inoxidable } (20^\circ\text{C}) = 0.5 \frac{\text{KJ}}{\text{Kg}^\circ\text{C}}$$

$$C_p \text{ Agua } (20^\circ\text{C}) = 4.2 \frac{\text{KJ}}{\text{Kg}^\circ\text{C}}$$

$$C_p \text{ ácido poliláctico} = 1.7 \frac{\text{KJ}}{\text{Kg}^\circ\text{C}}$$

$$\text{Densidad del acero inoxidable} = 7.9 \frac{\text{g}}{\text{cm}^3} = 7.9 \frac{\text{Kg}}{\text{L}}$$

$$\text{Densidad del agua} = 1 \frac{\text{Kg}}{\text{L}} \text{ a } 1 \text{ atm y } 20^\circ\text{C}$$

$$\text{Densidad del ácido poliláctico} = 0.92 \frac{\text{g}}{\text{cm}^3} = 0.92 \frac{\text{Kg}}{\text{L}}$$

$$\text{Diferencia de Temperatura} = 37 - 20^\circ\text{C} = 17^\circ\text{C}$$

$$\text{Volumen de la base de acero inoxidable} = 0.18 * 0.01 * 0.04 * 0.002 = 0.0353 \text{ L}$$

$$\text{Volumen del recipiente de ácido poliláctico} = 0.18 * 0.01 * 0.04 * 0.0045 = 0.1414 \text{ L}$$

$$\text{Masa del acero} = 7.9 \frac{\text{Kg}}{\text{L}} * 0.0353 = 0.2789 \text{ Kg}$$

$$\text{Masa del ácido Poliláctico} = 0.92 \frac{\text{Kg}}{\text{L}} * 0.1414 \text{ L} = 0.1301 \text{ Kg}$$

$$\text{Masa del agua} = 1 \frac{\text{Kg}}{\text{L}} * 0.8 \text{ L} = 0.8 \text{ Kg}$$

Se debe considerar al peso del aire contenido en el recipiente como insignificante; por lo cual no afectará en el cálculo del calor. Para obtener el calor necesario para el proceso de calentamiento se debe calcular:

$$Q = \sum C_p * m * \Delta T$$

$$Q = 0.5 \frac{\text{KJ}}{\text{Kg}^\circ\text{C}} * 0.2789 \text{ Kg} * 17^\circ\text{C} + 4.2 \frac{\text{KJ}}{\text{Kg}^\circ\text{C}} * 0.8 \text{ Kg} * 17^\circ\text{C} + 1.7 \frac{\text{KJ}}{\text{Kg}^\circ\text{C}} * 0.1301 \text{ Kg} * 17^\circ\text{C}$$

$$Q = 74.41 \text{ KJ} = 0,02106 \text{ KW-h}$$

5.2.2.1. Selección de resistencia calefactora para el agua

Ahora que se ha hallado la potencia necesaria para el calentamiento del agua se procede a la selección de la resistencia calefactora para el calentamiento de esta, se debe tener en cuenta que la resistencia a escoger debe ser capaz de emitir por lo menos 22W-h para mantener el agua a 37°C.

Tabla 23

Comparación de Resistencias Calefactoras para Agua

	Pequeña Resistencia Calefactora Semiconductora	Resistencia Plana	Resistencia Calefactora Semiconductora
Tensión de Alimentación	AC/DC 120 – 240 V (mín. 110 V, máx. 265 V)	AC 220 V, 50/60 Hz	AC/DC 120-240 V (mín. 110 V, máx. 265 V)
Temperatura de Servicio / Almacenamiento	45 a +70°C (-49 a + 158 °F)	-40 a +60°C (-40 a +140 °F)	-45 a +70°C (-49 a + 158°F)
Grado / Clase de Protección	IP54 / II (Aislamiento protector)	IP30 / I (Conductor de protección)	IP20 / II (Aislamiento protector)
Homologaciones	VDE, UL File No. E234324, EAC	-	VDE, UL File No. E150057, EAC
Potencia de Calefacción	5 W/h	50 W/h	10 W/h
			

Nota: Elaboración Propia

Conclusión: Se escoge una resistencia plana de la tabla 23 debido a la estructura propia que posee; lo cual permite que el calor transmitido pueda abarcar mayor superficie de contacto, esto es importante a la hora de calentar el recipiente que va a contener agua.

5.3. Selección de componentes electrónicos de sensado

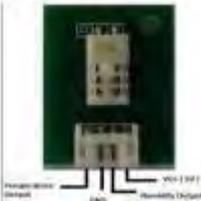
Para poder tener un control exacto de la temperatura y humedad tanto la etapa de precalentamiento como la etapa humidificación es necesario contar con sensores de temperatura y humedad lo ideal es seleccionar un circuito integrado que contenga las características versátiles, asimismo para la etapa de humidificación debe soportar estar sumergido en agua.

5.3.1. Selección de sensor de temperatura y humedad

Para la selección del sensor de temperatura y humedad se debe tener en cuenta que este debe ser capaz de tener un rango de sensado de hasta por lo menos 37°C y 100%HR.

Tabla 24

Comparación de Sensores de Humedad/Temperatura

	DS18B20	HSM-20G HUMIDITY	DHT21
Voltaje de Alimentación	3 a 5.5 V	DC 5.0 ± 0.2 V	3.5 V – 5.5 VDC
Lectura de Humedad	-	± 5% RH	± 3% RH
Lectura de Temperatura	-55 a 125 °C	0 a 50 °C	-40 a 80 °C ± 0.5 °C
Potencia	-	0.1 W	0.00825 W
Tiempo de Sensado	-	-	2 s
			

Nota: Elaboración Propia

Conclusión: Se selecciona el sensor de humedad DHT21 de la tabla 24 para la etapa de precalentamiento debido a que cuenta con mayor resistencia a la temperatura y la humedad; además de ello la potencia consumida por este sensor es menor. Y se selecciona el sensor DS18B20 para la etapa de humidificación debido a su impermeabilidad; ya que estará en contacto directo con el agua esto es necesario.

5.3.2. Selección del sensor de flujo

Para poder tener un control exacto del flujo de ingreso al humidificador es necesario contar con un sensor de flujo másico; este debe ser compatible con el dimensionamiento del tubo de cobre tipo K de aproximadamente 22 mm de diámetro y debe ser capaz de sensar por lo menos hasta 60L/min.

Tabla 25

Comparación de Sensores de Flujo

	F1031 V Mass Air	Honeywell Zephyr™ HAF Series	AWM92200V
Voltaje de salida	4.34 – 4.66 V	-0.3 VDC a 11.00 VDC	8.0 VDC / 10 VDC
Corriente de operación (máx.)	25 mA	20 mA	-
Tiempo de Respuesta	50 ms	1 ms	1 ms
Temperatura de Operación	-25 ~ 65 °C	-20 °C a 70 °C	-25 °C a 85 °C
Rango	0-150 SLM	350 SLPM	± 200 SCCM
Tipo de Control	Analógico	Digital	Digital
Potencia	0.1 W	0.06 W máx.	0.05 W máx.



Nota: Elaboración Propia

Conclusión: Se selecciona el sensor de flujo másico F1031V de la tabla 25 debido a que es compatible con el dimensionamiento del tubo de cobre tipo K además de ello el rango de flujo admisible es de 0 hasta 150 L/min estándares lo cual está dentro las especificaciones requeridas; el humidificador de alto flujo trabajará hasta un máximo de 60 L/min.

5.3.3. Selección de display LCD

Para la selección del display LCD se debe tener en cuenta la cantidad de pines que requiere para ser controlados, debido a que se busca tener un control eficiente de la pantalla.

Tabla 26

Comparación de Pantallas LCD

	SHIELD DISPLAY LCD TFT 3.5	SHIELD DISPLAY LCD TFT 3.2	DISPLAY LCD GRÁFICO 128x64
Tensión de alimentación	5 VDC	5 VDC	5 VDC
Controlador gráfico	ILI9486	HX8352B/ILI9327	SH1106
Interface LCD	Data (8 pines) Control (5 pines)	Data (8 pines) Control (5 pines)	I2C (2 pines)
Resolución	320 x 480 píxeles	240 x 400 píxeles	0.48 x 0.48 mm
Dimensiones Pantalla	72 x 52 mm (área visible)	70 x 43 mm (área visible)	35 x 33 x 4 mm
Potencia	0.75 W	0.75 W	0.04 W
			

Nota: Elaboración Propia

Conclusión: Se selecciona un display OLED 128x64 de la tabla 26 debido a que este puede ser usado con controlador SSD1306 I2C; esto permitirá ahorrar en la cantidad de pines que van a ser usados por el microcontrolador. Además de ello la potencia requerida por este dispositivo es menor comparado con los demás.

5.4. Selección de elementos mecánicos

5.4.1. Elemento de transporte de fluidos

Para poder seleccionar el elemento que transportará el fluido en la etapa de precalentamiento, primero es necesario tener en cuenta el material debido a que este tiene que ser un material biocompatible y que tenga buenas propiedades de transmisión de energía para que la pérdida de calor sea mínima. En el diseño conceptual se tomó en cuenta de que se usará un tubo de cobre tipo K (Ver Tabla 13)

A nivel del mar la presión atmosférica es mayor y ello hace que las moléculas que componen el aire, se encuentren más 'juntas'. Como se puede observar en la figura 27, al subir la altura, la presión atmosférica va disminuyendo por lo que podríamos hacernos a la idea de que las moléculas del aire se van separando.

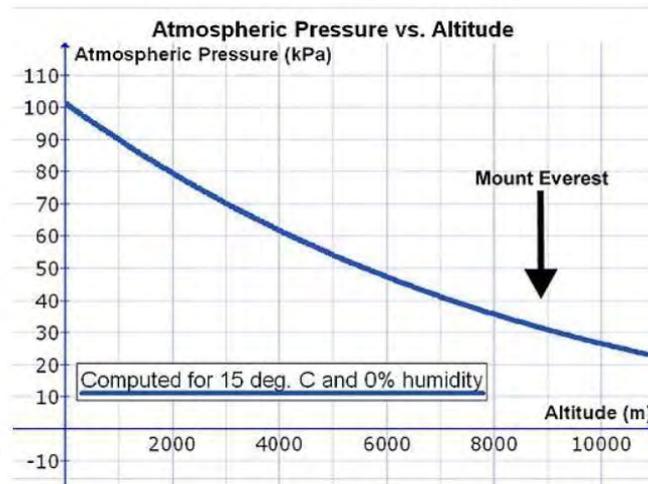


Figura 27. Relación entre la altura y presión atmosférica

Fuente: Tomado de "Altitude and air pressure & Everest" por Cruithne9 (2016)

En consecuencia, se tiene que tener en cuenta que las tuberías deben tener la característica de soportar las presiones parciales del oxígeno más críticas 1 atm. Adicionalmente a ello deben tener un diámetro compatible con el circuito paciente.

5.4.2. Circuito paciente corrugado estándar

Adicionalmente, a lo anteriormente mencionado es necesario detallar las características del circuito de interfaz entre el humidificador y el paciente con el objetivo de dimensionar correctamente la tubería de cobre tipo K. A continuación, en la figura 28 se detalla un ejemplo de circuito paciente estándar y sus características.



- 2 circuitos 22 mm diámetro de 36" (91.44 cm)
- 2 circuitos 22 mm de diámetro de 24" (60.96 cm)
- 1 circuito 22 mm de diámetro de 14" -18" (35.56-45.72 cm)
- 1 conector tipo "Y" con puerto de sensor de temperatura
- 1 conector 22 mm / 22 mm
- 1 tubo giratorio de silicona

Figura 28. Circuito Paciente estándar descartable

Fuente: Elaboración propia

5.4.3. Selección de tubería de cobre tipo K

Tipo M / L / K								
Tipo de cobre: DHP								
Norma de fabricación: ASTM B-88 / NCH 951								
Presentación: Tramos de 6 metros (20 pies)								
Medida Nominal (pulg.)	Diámetro Exterior (pulg.)	Diámetro Exterior (mm)	Tipo M		Tipo L		Tipo K	
			Espesor de Pared (mm)	Presión Máxima (Kg/cm ²)	Espesor de Pared (mm)	Presión Máxima (Kg/cm ²)	Espesor de Pared (mm)	Presión Máxima (Kg/cm ²)
1/4	3/8	9,52	0,635	89,06	0,762	108,09	0,889	127,57
3/8	1/2	12,70	0,635	65,83	0,889	93,73	1,245	134,46
1/2	5/8	15,87	0,711	58,73	1,016	85,29	1,245	105,80
5/8	3/4	19,05	0,762	52,23	1,067	74,12	1,245	87,17
3/4	7/8	22,22	0,813	47,64	1,143	67,81	1,651	99,85
1	1 1/8	28,57	0,889	40,34	1,270	58,26	1,651	76,58
1 1/4	1 3/8	34,92	1,067	39,59	1,397	52,24	1,651	62,11
1 1/2	1 5/8	41,27	1,245	39,07	1,524	48,10	1,829	58,08
2	2 1/8	53,97	1,473	35,27	1,778	42,77	2,108	50,96
2 1/2	2 5/8	66,67	1,651	31,93	2,032	39,49	2,413	47,11
3	3 1/8	79,38	1,829	29,67	2,286	37,26	2,769	45,36
3 1/2	3 5/8	92,07	2,108	29,48	2,540	35,66	3,048	42,98
4	4 1/8	104,80	2,413	29,65	2,794	34,43	3,404	42,15

mm: milímetros lb: libras pulg.: pulgadas

Figura 29. Dimensiones estándares de tubo de cobre tipo K

Fuente: Tomado de “Tubos de cobre tipo K, L y M, ASTM B-88” por Eberhardt (s.f.)

Se escoge tubo de 3/4” = 19mm de diámetro nominal con 22.22mm de diámetro exterior lo cual es compatible con el circuito paciente según la tabla 29. Además de ellos se necesitarán codos en 90° para realizar las conexiones, a continuación se muestran en la figura 30 los codos estandarizados en el mercado.



Figura 30. Dimensiones Estándares Codo 90° - Tubo de cobre tipo K

Fuente: Tomado de “Catálogo Nacobre” por Nacobre - a (s.f.)

Para la unión de tuberías y codos se utilizará una soldadura 95.5, compuesta de 95 % de estaño y 5% de antimonio, debido a que estas son utilizadas en el campo de las instalaciones sanitarias de hospitales, clínicas, y de esa manera se garantiza la inocuidad del interior (Nacobre, s.f., p. 36).

5.4.4. Selección de aislante térmico

Con el objetivo de que la resistencia calefactora que calentará el circuito de tubería de cobre tipo K no afecte los componentes electrónicos y se realice un calentamiento adecuado se escoge Aislamiento térmico Flexible AF/Armaflex (Ver figura 31 y 32).

Gama de Producto

AF/Armaflex Coquillas, longitud 2 m

Tubería de Cobre (Cu)		Tubería de Hierro (Fe)		D ENC 6,0 - 7,5 mm		F ENC 9,0 - 12,0 mm		H ENC 13,0 - 16,0 mm		M ENC 19,0 - 26,0 mm		R ENC 25,0 - 32,5 mm		T ENC 32,0 - 45,0 mm		
Ø exterior mm	Pulgadas	Pulgadas	Ø exterior mm	AF Ø int. min/máx mm	Ref.	ENC medio (mm)	Ref.	ENC medio (mm)	Ref.	ENC medio (mm)	Ref.	ENC medio (mm)	Ref.	ENC medio (mm)	Ref.	ENC medio (mm)
6	¼	-	-	7,0 - 8,5	AF-D-006	6,0	AF-F-006	9,0								
10	¾	¼	10,2	11,0 - 12,5	AF-D-010	6,5	AF-F-010	9,0	AF-H-010	13,0	AF-M-010	19,0				
12	½	-	-	13,0 - 14,5	AF-D-012	7,0	AF-F-012	9,5	AF-H-012	13,0	AF-M-012	19,0				
15	¾	¼	13,5	16,0 - 17,5	AF-D-015	7,0	AF-F-015	9,5	AF-H-015	13,0	AF-M-015	19,0				
18	¾	¾	17,2	19,0 - 20,5	AF-D-018	7,0	AF-F-018	10,0	AF-H-018	13,0	AF-M-018	19,0	AF-R-018	25,0	AF-T-018	32,0
22	¾	½	21,3	23,0 - 24,5	AF-D-022	7,5	AF-F-022	10,0	AF-H-022	13,0	AF-M-022	20,0	AF-R-022	25,0	AF-T-022	32,0
25	1	-	25	26,0 - 27,5	AF-D-025	7,5	AF-F-025	10,5	AF-H-025	13,0	AF-M-025	20,5				
28	1 ¼	¾	26,9	29,0 - 30,5	AF-D-028	7,5	AF-F-028	10,5	AF-H-028	13,5	AF-M-028	21,0	AF-R-028	25,0	AF-T-028	33,5
35	1 ¾	1	33,7	36,0 - 38,0			AF-F-035	11,0	AF-H-035	14,0	AF-M-035	21,5	AF-R-035	27,0	AF-T-035	35,0
42	1 ¾	1 ¼	42,4	43,5 - 45,5			AF-F-042	11,0	AF-H-042	14,5	AF-M-042	22,0	AF-R-042	27,0	AF-T-042	36,5
54	2 ¼	1 ½	48,3	49,5 - 51,5			AF-F-048	11,0	AF-H-048	14,5	AF-M-048	22,5	AF-R-048	27,5	AF-T-048	37,5
			54	55,0 - 57,0			AF-F-054	11,5	AF-H-054	14,5	AF-M-054	23,0	AF-R-054	28,5	AF-T-054	38,0
64	2 ¾	2	60,3	61,5 - 63,5			AF-F-060	11,5	AF-H-060	15,0	AF-M-060	23,5	AF-R-060	29,0	AF-T-060	39,0
			63,5	65,0 - 67,5			AF-F-064	11,5	AF-H-064	15,0	AF-M-064	23,5	AF-R-064	29,0	AF-T-064	39,5
76,1	3 ¼	2 ½	76,1	77,0 - 79,5			AF-F-076	11,5	AF-H-076	15,0	AF-M-076	24,0	AF-R-076	30,0	AF-T-076	40,5
88,9	3 ¾	3	88,9	90,5 - 93,5			AF-F-089	11,5	AF-H-089	15,5	AF-M-089	24,5	AF-R-089	30,5	AF-T-089	41,5
104,3	3 ¾	3 ¼	101,6/104,3	102,0 - 105,0					AF-H-102	15,5	AF-M-102	25,0			AF-T-102	42,5
			114,3	115,0 - 119,0			AF-F-114	12,0	AF-H-114	16,0	AF-M-114	25,5	AF-R-114	31,5	AF-T-114	45,0
			139,7	141,0 - 146,0			AF-F-140	12,0	AF-H-140	16,0	AF-M-140	26,0	AF-R-140	32,0	AF-T-140	45,0
			160	161,0 - 166,0					AF-H-160	18,0	AF-M-160	26,0	AF-R-160	32,5	AF-T-160	45,0
159			165,1	166,0 - 171,0							AF-M-168	26,0	AF-R-168	32,5	AF-T-168	45,0

Figura 31. Dimensiones Estándares AF/Armaflex

Fuente: Tomado de "Catálogo de AF/Armaflex" por Armacell (s.f.)



Características:

Para tubería de cobre tipo K:
 D exterior: 22 mm
 Af/Armaflex coquilla Tipo D
 Referencia: AF-D 006
 Espesor: 6 mm

Figura 32. Aislamiento Térmico AF/Armaflex

Fuente: Tomado de "Catálogo de AF/Armaflex" por Armacell (s.f.)

6. DISEÑO DEL SUBSISTEMA DE POTENCIA PARA EL CALENTAMIENTO Y HUMIDIFICACIÓN

6.1. Diseño de circuito de potencia para la resistencia calefactora

El circuito de potencia que se encargará de tener el control sobre las resistencias calefactoras debe poseer por lo menos las siguientes etapas:

- **Circuito de Cruce por 0**

El circuito de cruce por cero es necesario para tener un control e informar al microcontrolador el momento en el cual este deberá realizar el disparo o activación de la resistencia calefactora; además de ello nos permite proteger la etapa de control de la etapa de potencia debido a las variaciones de voltaje que podría existir en la red eléctrica. Al poseer una red eléctrica de 220VAC 60 Hz se puede realizar la activación en los picos más altos y eso puede dañar nuestro microcontrolador. Normalmente este circuito está conformado por un optoacoplador con lo cual se buscará enviar una señal de 5V al microcontrolador cada vez la corriente alterna cruce por 0V.

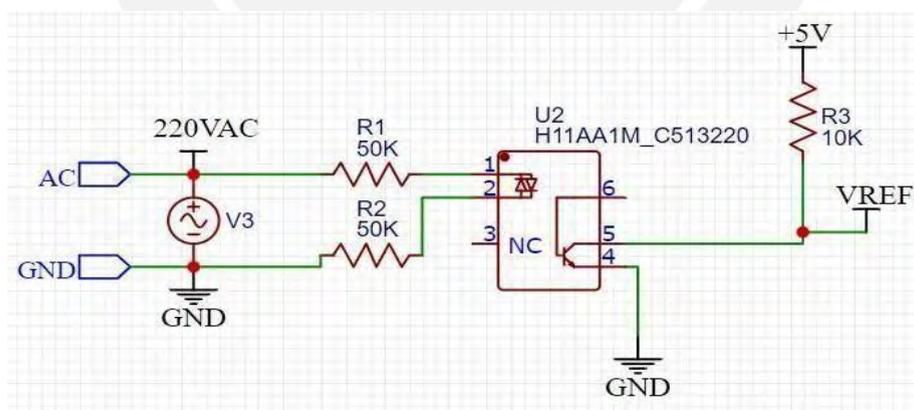


Figura 33. Circuito de Cruce por Cero

Nota: Elaboración propia

Cuando la tensión de entrada cae a 0, los diodos se apagan ambos y el transistor entra en corte lo que eleva a 5V (Por la resistencia de pullup R3) la pata 5. En cuanto la tensión de

entrada alcance un valor mínimo un diodo hará que el transistor entre en conducción y la señal de la pata 5 caerá a 0V.

- **Circuito de disparo de la resistencia**

Una de las características importantes que posee el microcontrolador es que los voltajes de control que emite van de 0 a 5 V. Por lo cual es necesario un circuito de disparo que sirva como interfaz entre microcontrolador y la resistencia calefactora debido a que esta última para ser activada necesita de 220 V a 60 Hz de la red eléctrica. Se muestra a detalle en la figura 34 la estructura de este.

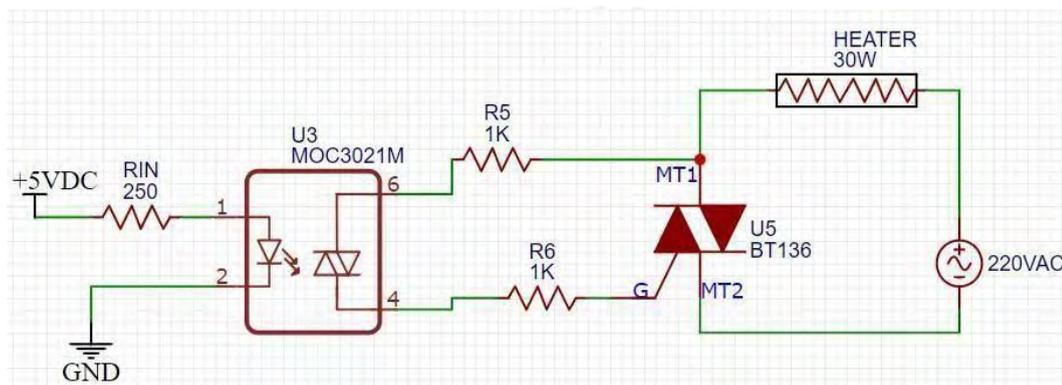


Figura 34. Circuito de Activación Resistencia Calefactora Aire

Nota: Elaboración propia

Además de ello, este circuito que controla la activación de la resistencia calefactora tiene la función de aislar eléctricamente las etapas de potencia y control.

Como se mencionó anteriormente el driver de potencia a escoger debe de tener por lo menos integrado esos dos circuitos para permitir un correcto funcionamiento y control de las resistencias calefactoras; además de ellos deber ser de fácil manejo y compatible con la mayoría de microcontroladores. En la tabla 27, se presentan dos opciones y se procede a realizar la selección de uno de ellos.

Tabla 27

Cuadro comparativo de Drivers de Potencia

	MÓDULO DIMMER AC 220V/2A	PWM 16A 3500W Triac Leading EDGE
Voltaje de Control	3.3-5V DC	3.3V -5.0V
Voltaje de Carga	110/220V AC	100~240VAC
Frecuencia AC	50/60 Hz	50/60Hz
Corriente nominal carga	2A	-
Corriente máxima carga:	5A	16 ^a
Potencia de carga	440W máx.	3500W




Nota. Elaboración propia

Se escoge el módulo dimmer AC 220v/2A, debido a que las resistencias que usaremos no sobrepasan los 2A; ya que estas son de 30 W y 10 W para la etapa de precalentamiento y humidificación respectivamente. Además de ello, este módulo cuenta con sistema de optocopladores y optotriac que permiten la protección para la etapa de control debido a que se manejaran cargas de alto voltaje y estas pueden dañar el microcontrolador.

El módulo dimmer se caracteriza en especial por que permite tener el control de voltajes de hasta 220 V 60 Hz desde un microcontrolador. Este se diferencia de los otros dispositivos de control de potencia, debido a que permite el control regulado de voltaje de corriente alterna; es decir permite obtener voltajes entre 0 y 220VAC, gracias a la capacidad del control por PWM del microcontrolador a usar. De esa forma se consigue variar la intensidad de brillo en bombillas incandescentes, la velocidad de motores en ventiladores o la potencia de una resistencia calefactora como es en este caso.

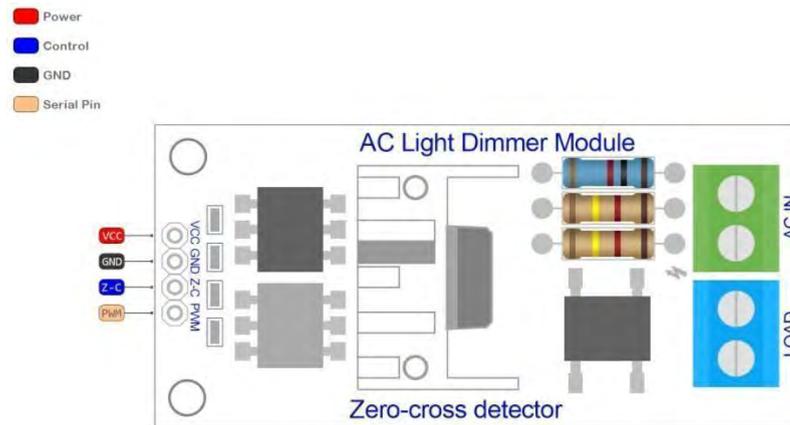


Figura 35. Diagrama de conexiones módulo Dimmer

Fuente: Tomado de "Módulo DIMMER AC 220V / 2A" por Naylamp Mechatronics – a (s.f.)

Como se puede apreciar en la figura 35 las conexiones del módulo está dividido en dos grupos: potencia y control. En la parte de potencia son dos borneras; se debe conectar el voltaje AC de alimentación a las borneras "AC-IN" y la carga a las borneras "LOAD". En la parte de control se tienen 4 headers o pines machos, se debe conectar "VCC" a 5V DC, "GND" se conecta a 0V (GND), "Z-C" es el pin de cruce por cero (zero-cross) y debe ir conectado a una entrada digital del microcontrolador con soporte para interrupción externa, "PWM" es el pin de control de disparo del triac (trigger) y debe ir conectado a una salida digital del microcontrolador (Módulo Dimmer AC 220V/2A. 9).

6.2. Diseño de circuito potencia para el atomizador de agua

El principio de un atomizador ultrasónico es utilizar la oscilación mecánica de alta frecuencia de un transductor piezoeléctrico para convertir las partículas de agua en gotas diminutas; cuanto mayor sea la frecuencia, más finas serán las gotas. Por lo general, las gotas se dirigen al aire con un ventilador, en el caso del humidificador se transmite al aire directamente que fluye por el recipiente con base metálica. Sin embargo, debido a que el flujo de la mezcla de aire enriquecido con oxígeno es controlado por un dispositivo externo no se usará un ventilador.

Para poder controlar el atomizador ultrasónico NB-80E-01-H se utilizará el módulo Grove - Water Atomization v1.0 debido a su facilidad de control y compatibilidad con los

microcontroladores. Este proporciona una potencia máxima de 10W y posee una función de detección de escasez de agua para evitar que el transductor se dañe cuando se trabaja en ausencia de agua. El módulo necesita una fuente de alimentación externa de 24 V para impulsar el transductor. El módulo tiene un IC regulador de voltaje de 5 V que suministra energía a la MCU.

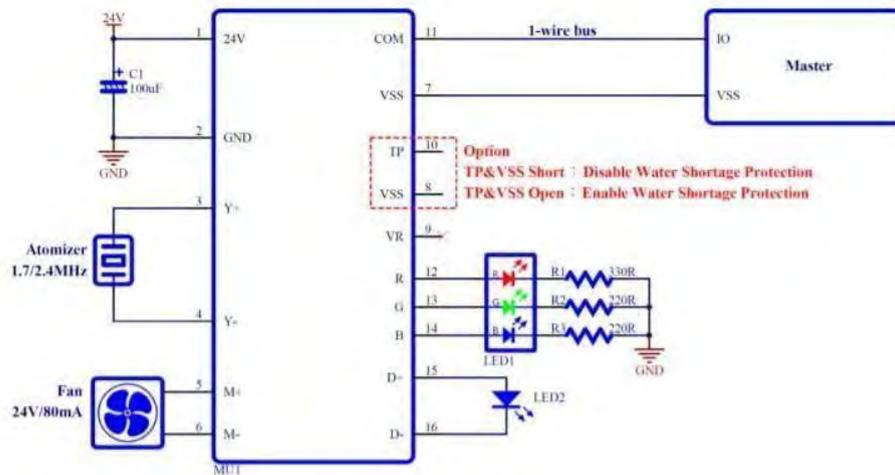


Figura 36. Circuito de Control de Atomizador Ultrasónico

Fuente: Tomado de "Operation Guide Water Atomization Module BMZ00040" por Best Modules (s.f.)

En la figura 36 se muestra el diagrama esquemático correspondiente al módulo de control del atomizador de agua, la comunicación entre el microcontrolador y el módulo de control se realizará por el puerto COM. Adicionalmente a ello, se podrá hacer uso del pin 10 y 8 (TP y Vss) respectivamente a fin de poder tener un control del nivel del agua que estará en el recipiente y de esa forma se podrá evitar que el transductor piezoeléctrico continúe funcionando a pesar de que no tener agua en el recipiente.

6.3. Selección de microcontrolador

Para la selección del microcontrolador es necesario tener en cuenta que la etapa de calentamiento y humidificación cuentan con sensores de temperatura, humedad y flujo. Esto a fin de que exista un control de estos parámetros y se consiga humidificar y calentar el aire enriquecido en oxígeno a una temperatura de 37°C y una humedad relativa mayor a 70%.

Además de ello, el microcontrolador a escoger debe tener la característica de poder controlar las resistencias calefactoras por modulación de ancho de pulso (PWM) mediante los drivers de potencia. Así el voltaje que se le entrega a la resistencia calefactora será controlado, adicionalmente a ello debe tener la capacidad de ser compatible con el driver de atomizador debido a que éste utiliza una comunicación serial. Teniendo en consideración lo mencionado anteriormente, se necesita:

- Dos entradas digitales para transmisión de datos del sensor de Temperatura y Humedad.
- Dos salidas digitales para el control de la pantalla LCD.
- Una entrada analógica para transmisión de datos del sensor de flujo.
- Una salida digital para driver de atomización de partículas de agua
- Una entrada digital para el driver de potencia para el detector de cruce por cero de resistencia calefactora
- Una entrada digital para modular la potencia de la resistencia calefactora mediante PWM
- Cuatro entradas digitales para los cuatro pulsadores de interacción con el usuario -Una entrada digital para el buzzer
- En total, se necesitan doce E/S digitales y una E/S analógica.

Tabla 28

Cuadro comparativo de Microcontroladores

	Arduino UNO	Microchip PIC18F4550	Tiva™ Serie C
Voltaje de Alimentación	7-12 V	2.0 – 5.5 V	5 V
Pines digitales I/O	14	35	- 8 x UART - 4 x SSI/SPI - 6 x 12 C - 2 x CAN
Pines analógicos I/O	6	12	12
Velocidad del reloj	16 MHz	48 MHz (Máx.)	80 MHz (Máx.)
Microcontrolador	ATmega328P		TM4C123GH6PM
Dimensiones	54.3 mm x 68.6 mm	13.84 mm x 52.26 mm	50 mm x 57.15 mm
Peso	25 g	6 g	116 g
Potencia	0.6 W		
			

Nota: Elaboración propia

Cómo se puede observar en la tabla 28, los tres microcontroladores para prototipos presentan el número de pines analógicos y digitales necesarios para poder realizar el control de los sensores; sin embargo, una de las características importantes es que los sensores y periféricos escogidos cuentan con la facilidad de acoplamiento y control con el microcontrolador Arduino. Debido a que existen en el mercado numerosas librerías predeterminadas que permitirán controlar estos sensores, la elección de Arduino como dispositivo de control permitirá la facilidad de manejo de estos periféricos.

6.4. Selección de fuente de poder

Cómo se mencionó en el anterior inciso, para la selección de la fuente Switching es necesario tener en cuenta que la etapa de calentamiento y humidificación cuentan con sensores de temperatura, humedad y flujo.

Además de ello, se eligió el microcontrolador Arduino para realizar el control de las resistencias calefactoras por modulación de ancho de pulso (PWM) mediante los drivers de potencia y se escogió un driver que controla la potencia entregada al atomizador de partículas de agua. Así es necesario tener en cuenta la potencia que consume cada uno de los componentes mencionados anteriormente para poder escoger la fuente Switching adecuada.

Teniendo en consideración lo mencionado anteriormente se necesita:

- Potencia necesaria de consumo para transmisión de datos del sensor de Temperatura y Humedad: 0.0082 W
- Potencia necesaria de consumo para el control de la pantalla LCD: 0.18W
- Potencia necesaria de consumo del sensor de Flujo: 0.1 W
- Potencia necesaria de consumo para la atomización de partículas de agua:10 W - Potencia necesaria de consumo para el driver de potencia de resistencia calefactora de agua: 50W
- Potencia necesaria de consumo del driver de potencia de resistencia calefactora de aire: 30W

En total, se necesitan aproximadamente 100 W de potencia, por lo cual la fuente Switching escogida debe tener esa capacidad de emitir tal potencia; además debido a que los voltajes que se manejan en los sensores, microcontrolador y drivers de potencia son de 5 VCD, 12 VCD y 24VCD será necesario una fuente Switching de 24 VDC y convertidor voltaje DC-DC step-down 3a LM2596 para entregar voltajes menores. Se muestra este en la figura 37.



Figura 37. Módulo DC-DC Step-Down 3a LM2596

Fuente: Tomado de “Convertidor Voltaje DC-DC STEP-DOWN 3A LM2596” por Naylamp Mechatronics – b (s.f.)

6.5. Simulación del circuito de potencia

Debido a que se realizó la selección del Módulo Dimmer AC 220VAC y este circuito integrado contiene tanto el “Circuito de cruce por cero” y el “Circuito de activación para la resistencia”, se procederá a simular el funcionamiento del driver como la suma de ambos circuitos con el objetivo de demostrar que es posible tener el control de la resistencia calefactora. En la figura 38 se muestra la simulación este mediante el uso del software Proteus 8 Professional.

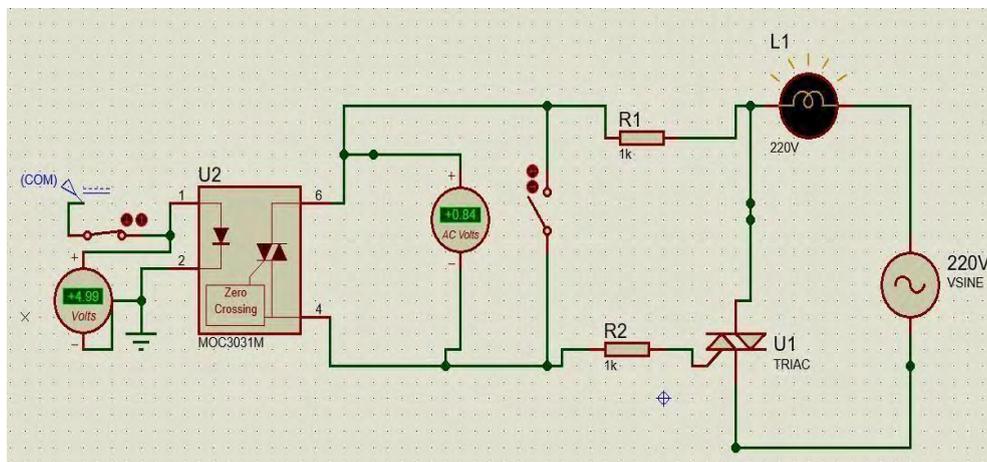


Figura 38. Simulación Circuito de Activación

Fuente: Elaboración Propia

Como se puede apreciar en la figura 38 a la entrada del optotriac se emite un voltaje de +5VDC que representa “1” lógico de salida del microcontrolador y un voltaje de +0VDC que representa “0” lógico. Así Arduino emite una señal de control para que se pueda activar la resistencia calefactora, la cual es representada como una bobina L1 de 220 VAC.

En la figura 39, para la simulación del Circuito de cruce en 0 se ha usado un optoacoplador H11AA1, y a la entrada de este circuito se conecta a 220 VAC 60Hz los cuales atraviesan el diodo interno y cada vez que estos se apagan “0VAC” se activa el triac y se emite una señal de +5VDC al microcontrolador indicando que se está realizando el cruce por cero.

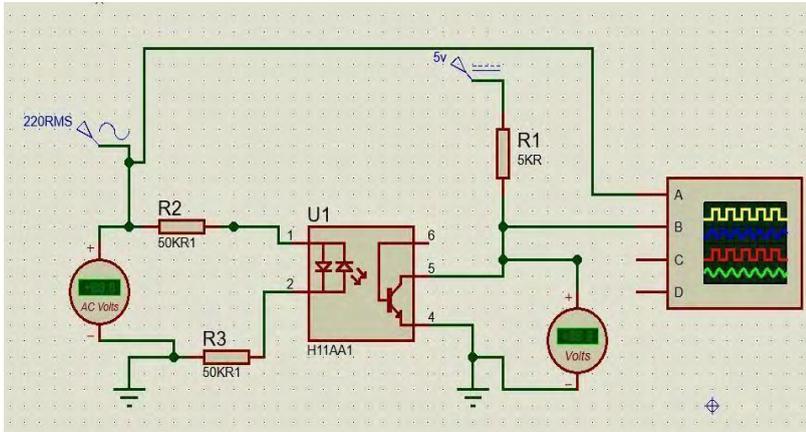


Figura 39. Simulación Circuito de Cruce por Cero

Fuente: Elaboración Propia

El Dimmer necesita **sincronizar** el cruce por cero con el microcontrolador y a partir de ese instante decidir el momento de activación del Triac, de esa forma es posible regular que parte de la onda sinodal estará activa y regular la cantidad de energía a entregar. Esta técnica es conocida como control por ángulo de disparo y es la más recomendada para variar el calor entregado por la resistencia sin causar interrupciones. A nivel de programación en Arduino se usará la Modulación por ancho de pulso (PWM), una simulación de este se muestra en la figura 40.

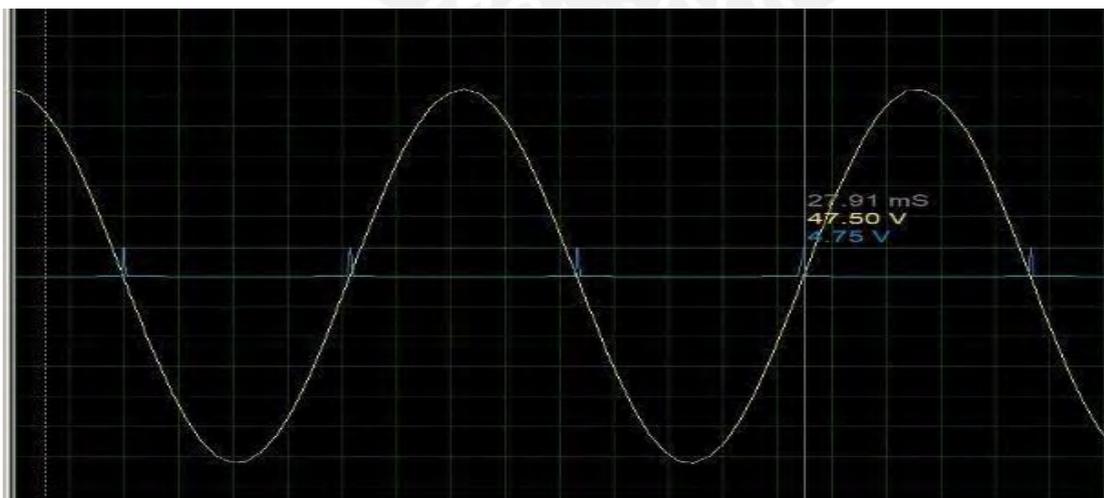


Figura 40. Resultado de Simulación Circuito cruce por Cero

Fuente: Elaboración Propia

6.6. Diagrama esquemático del dispositivo

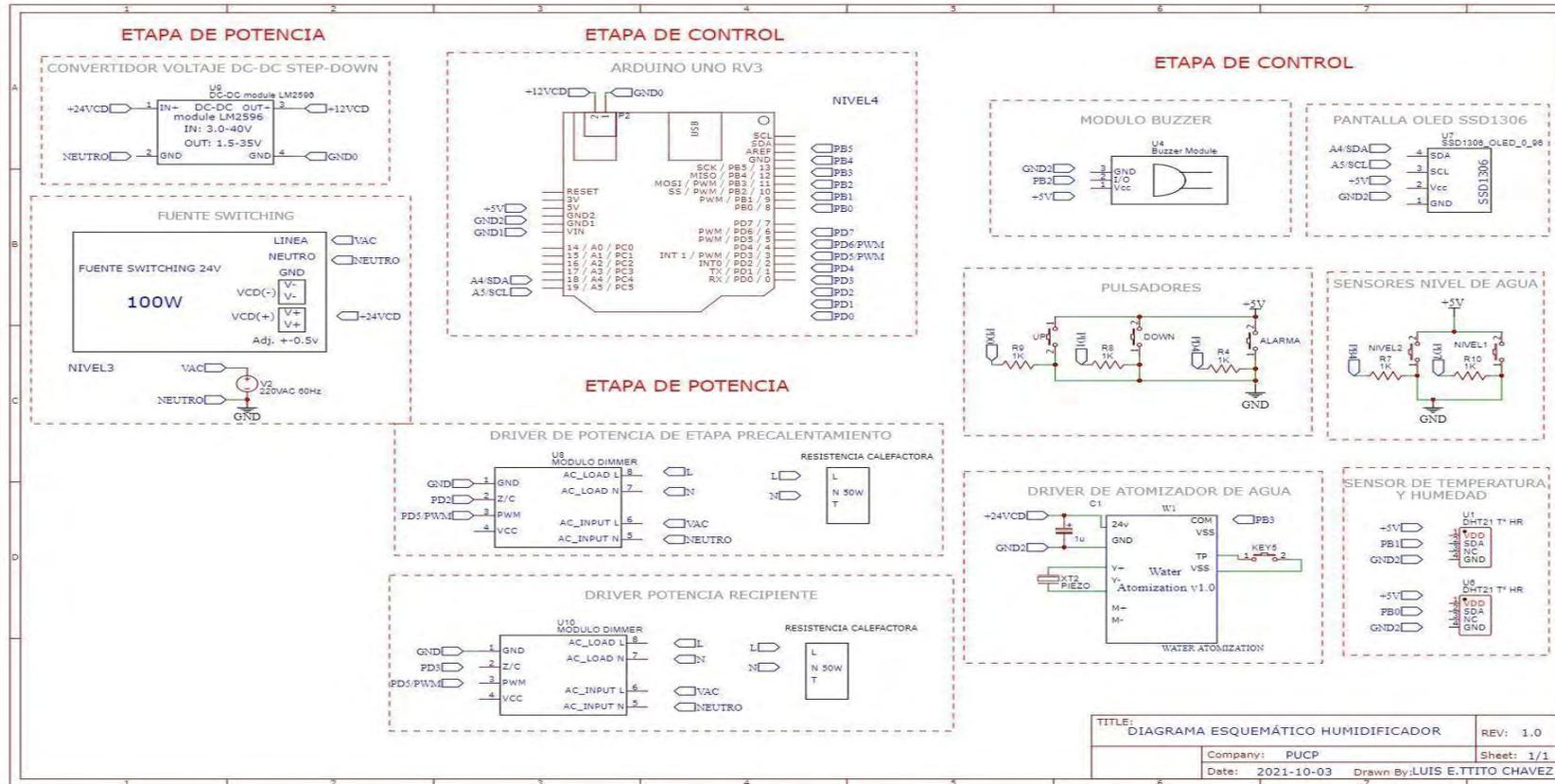


Figura 41. Diagrama esquemático del Dispositivo Humidificador Calentador de Aire mezclado con Oxígeno (HYCAO)

Fuente: Elaboración Propia

7. DISEÑO DEL SUBSISTEMA DE CONTROL DE HUMEDAD RELATIVA Y TEMPERATURA

7.1. Lógica de control operativo de temperatura y humedad

En la lógica de control se realizará el control PID de la temperatura debido a que es uno de los parámetros importantes y se desea que el humidificador pueda emitir la temperatura deseada, esta será controlada por el usuario mediante la configuración de la interfaz gráfica. Para conseguir ello, como se observa en la figura 42, al momento de iniciar el sistema se debe asegurar que los actuadores estén apagados y no ocurra ningún problema al momento de encender el equipo. Adicionalmente ello, el equipo no funcionará si es que no se ha conectado ningún suministro de FIO2 al dispositivo. Esto se traduce en sensar el flujo; y si el valor del sensado es de cero, quiere decir que no sea transmitido o suministrado FIO2, por lo cual el sistema se encontrará en pausa y se visualizará “Suministre FIO2” en la interfaz gráfica.

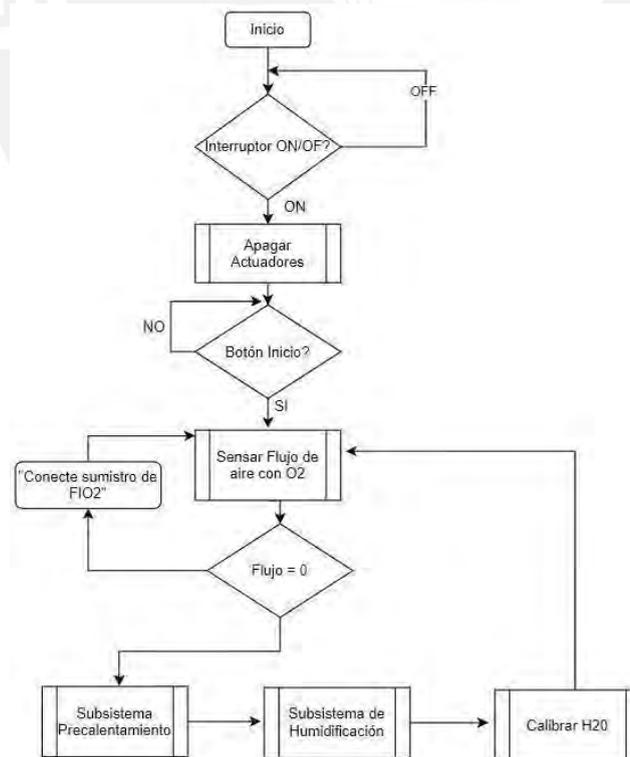


Figura 42. Diagrama de control general del dispositivo humidificador calentador de aire mezclado con oxígeno (HYCAO)

Fuente: Elaboración propia

A continuación, se muestra en la figura 43 más detalle de la lógica de control de la etapa de precalentamiento mediante el control del módulo Dimmer 1, etapa de humidificación mediante el control de humedad suministrada por el atomizador de agua a 37°C y la calibración del nivel de agua, con lo cual el sistema mecatrónico tendrá la información necesaria para saber que el recipiente metálico está lleno o necesita ser llenado.

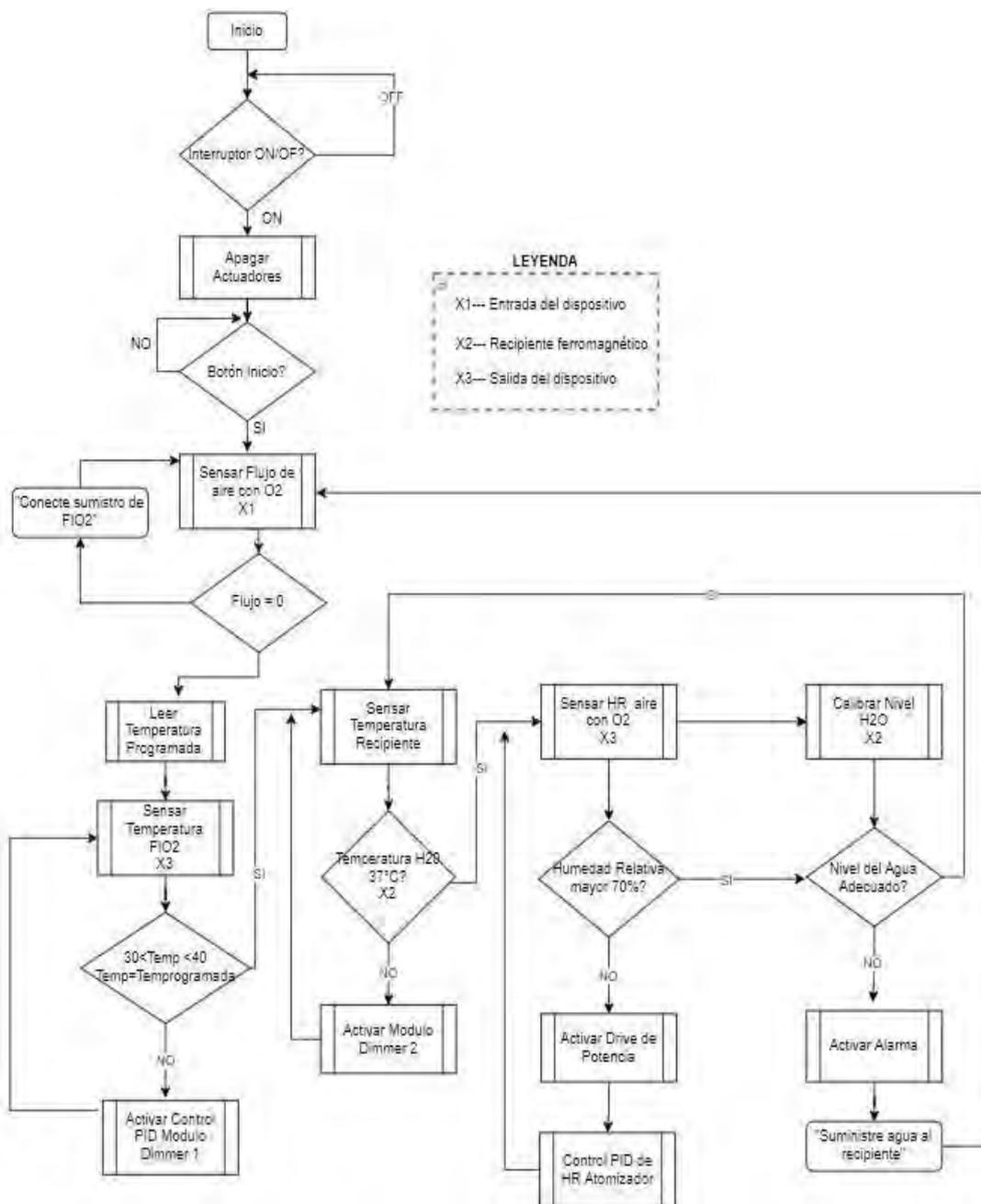


Figura 43. Diagrama de control desarrollado del dispositivo humidificador calentador de aire mezclado con oxígeno (HYCAO)

Fuente: Elaboración propia

7.2. Diseño de la interfaz de usuario

Para el diseño de la interfaz gráfica se debe tener en cuenta que esta debe interactuar con el usuario de tal forma que pueda configurar la temperatura que desea que el humidificador proporcione al paciente. Idealmente al iniciar el programa se configurará mediante programación para que la temperatura sea de 37 °C. Sin embargo, el usuario, según la interfaz o cánula de alto flujo que utilice para el paciente podrá configurar la temperatura deseada, ya sea de 34 °C, 37 °C o 31 °C. Esta última con el objetivo de que normalmente el dispositivo médico pueda ser utilizado con máscaras de respiración no invasiva cuando no se utilice en modo Alto Flujo. Se muestra en la figura 44 y 45 un ejemplo de la interfaz diseñada.



Figura 44. Pantalla principal del dispositivo humidificador calentador de aire mezclado con oxígeno (HYCAO)

Fuente: Elaboración propia

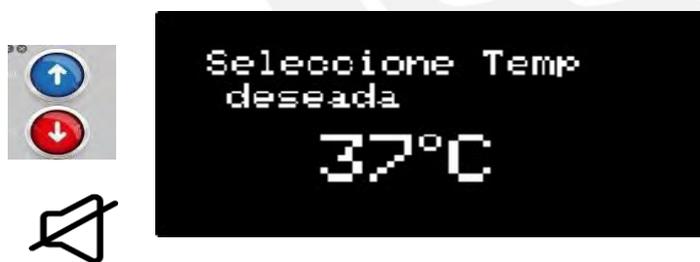


Figura 45. Configuración de temperatura del dispositivo humidificador calentador de aire mezclado con oxígeno (HYCAO)

Fuente: Elaboración propia

El dispositivo avisará al usuario cuando el nivel del agua sea bajo mediante la activación de la alarma, el sistema mostrara un mensaje, como se muestra en la figura 46, de “SUMINISTRE AGUA” y activará el buzzer para que se proceda con el llenado del recipiente.



Figura 46. Mensaje de alerta del dispositivo humidificador calentador de aire mezclado con oxígeno (HYCAO)

Fuente: Elaboración propia

Adicionalmente a ello el dispositivo humidificador contará con tres pulsadores los cuales tendrán las siguientes funciones:

- Dos pulsadores que permitirán controlar e interactuar al usuario con las opciones propias de la pantalla gráfica. Para que el usuario pueda configurar la temperatura deseada deberá presionar y mantener presionado los 2 botones correspondientes arriba (PIN7) y abajo (PIN4) respectivamente con la finalidad de entrar en modo configuración.
- Un pulsador INICIO que corresponderá a iniciar el proceso de humidificación o aceptar la configuración de parámetros (PIN10)

7.3. Diseño del sistema de control dinámico de temperatura y humedad

Para lograr alcanzar las temperaturas requeridas por el aire enriquecido con oxígeno, se tomaron en cuenta los siguientes puntos:

- Temperatura y humedad de ingreso: Este parámetro depende de los valores que alcance el aire antes de entrar en el dispositivo.
- Temperatura y humedad de salida: Este parámetro lo determina el cliente
- Volumen de calefacción: Puesto que se considera una resistencia que se pueda enrollar alrededor de la tubería de cobre, el volumen de calefacción viene siendo el ambiente donde se encuentra la tubería.

- Para mantener estos valores de temperatura y humedad en la cámara, se empleó un controlador PID, que a medida que los valores de temperatura y humedad varíen, este sistema permitirá adecuar los controles para mantenerlos en su nivel.

7.3.1. Modelamiento del control de Temperatura

Para determinar la ecuación de ganancia de temperatura, se recurrió al modelo matemático del Profesor Juan D. Hedengren basado en un estudio sobre el modelo transitorio no lineal en un laboratorio para controlar la temperatura, en el cual se explican las ecuaciones que gobiernan la dinámica de control, en esta se relacionan la temperatura con la potencia entregada por la resistencia. (Temperature Control lab)

$$mc_p \frac{dT}{dt} = \alpha Q_i + UA(T_\infty - T) + \epsilon \sigma A(T_\infty^4 - T^4) \quad (9)$$

7.3.1.1. Función de transferencia

Empleando la transformada de Laplace al modelo lineal seleccionado utilizando las series de Taylor, resulta:

$$\Delta T(s)s + \left(\frac{UA}{mc_p} + \frac{4\epsilon\sigma A}{mc_p} T_s^3 \right) \Delta T(s) = \left(\frac{\alpha}{mc_p} \right) \Delta Q(s) \quad (10)$$

Al despejar la ecuación se obtiene:

$$\frac{\Delta T(s)}{\Delta Q(s)} = \frac{\left(\frac{\alpha}{mc_p} \right)}{s + \left(\frac{UA}{mc_p} + \frac{4\epsilon\sigma A}{mc_p} T_s^3 \right)} \quad (11)$$

Para este modelamiento se debe tener en cuenta que el punto de equilibrio es cuando no se está suministrando potencia en la resistencia $Q_i=0$; por ende, se evidencia que la temperatura en equilibrio será igual a la temperatura del ambiente $T_s=23^\circ\text{C}$.

Para el cálculo de los parámetros usados para el modelamiento del control de temperatura se empleó el Excel "PID" una hoja programada para determinar los nuevos factores (Anexo F)

Se resume lo hallado en base a lo mencionado en el Excel, considerando que en su mayoría el material empleado es el cobre:

- Heater output o salida de calor (Q): se encuentra en un rango entre 0 – 50 W para garantizar un funcionamiento exitoso.
- Heater factor (α) o factor de calentamiento se ubica en 0.025 considerándose como eficiente por la Industrial Heat Tracing Solutions.
- Heat capacity resistance copper (Cp) se especifica un calor específico del aire constante en 389 J/kg-K
- Surface Area resistance (A): 0.0086 m²
- Mass resistance (m): 0.079 kg
- Overall heat transfer coefficient air forced (U): 250 W/(m² - K)
- Emissivity (ϵ): 0.9
- Stefan Boltzmann Constant (σ): 5.67 x 10⁻⁸ W/m² – K⁴

Por lo tanto, se reemplaza los valores anteriormente mencionados en la ecuación 11 obteniéndose lo siguiente:

$$G1(s) = \frac{\Delta T_s}{\Delta Q_s} = \frac{1.415}{16.46s + 1}$$

Se le asigna un retraso de 3 segundos mediante la aproximación de “PADE” 1° orden

$$delay = e^{-3s} = \frac{-s + 0.6667}{s + 0.667}$$

Es necesario establecer los requisitos de diseño de la planta, debido que se está diseñando un dispositivo médico, el paciente no debe respirar aire a condiciones extremas. Es por ello, que se establece que la temperatura no debe variar mayor a 5°C, y el tiempo en que el sistema se estabiliza debe ser menor a 5 minutos; es así que lo anteriormente mencionado se traduce en conseguir que el sistema tenga un sobre impulso menor a 15% y un tiempo de establecimiento

menor a 60s. Estos datos se toman de referencia del manual de usuario Airvo2 (Fisher&Pykel Healthcare,2019).

En la figura 47, se visualiza el diagrama de bloques del subsistema de temperatura:

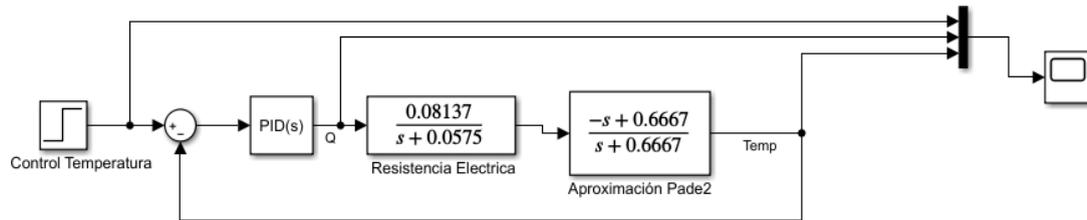


Figura 47. Diagrama de bloques del modelamiento de resistencia eléctrica

Fuente: Elaboración propia

7.3.2. Sintonización de parámetros PID para función de transferencia de temperatura

Para poder diseñar el controlador se realiza un análisis del lugar geométrico de raíces tal como se puede ver en la figura 48 y 49, cuando la ganancia es mayor a 8 el sistema se vuelve inestable y que cuando la ganancia es menor a 8 no satisface los requisitos de diseño, por lo que se concluyó que un controlador P no es el adecuado para los requerimientos de diseño.

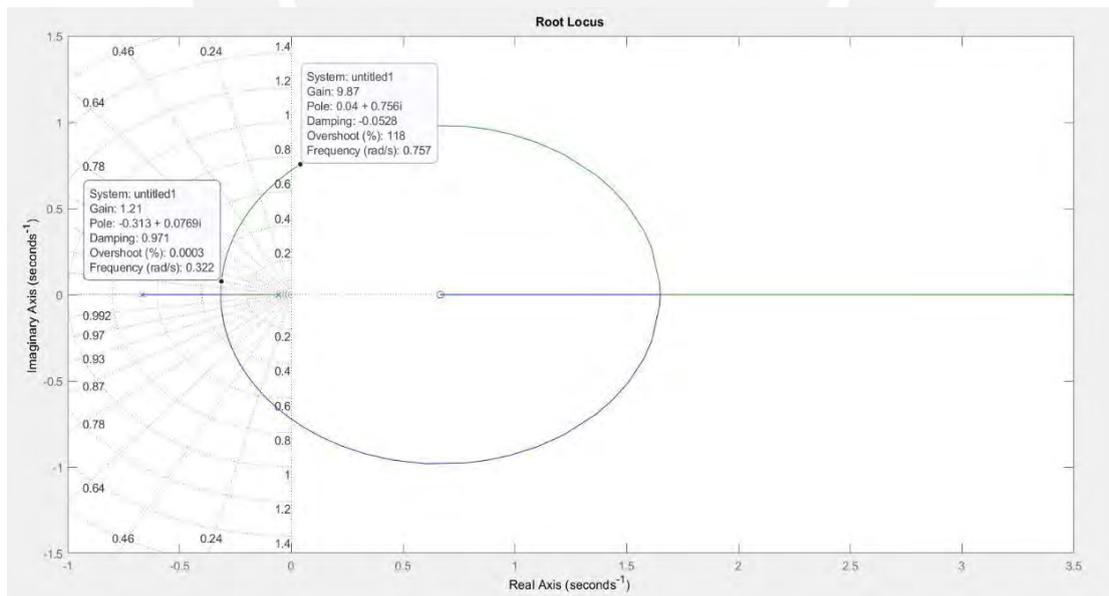


Figura 48. Análisis del lugar geométrico de raíces para ganancias altas

Fuente: Elaboración propia

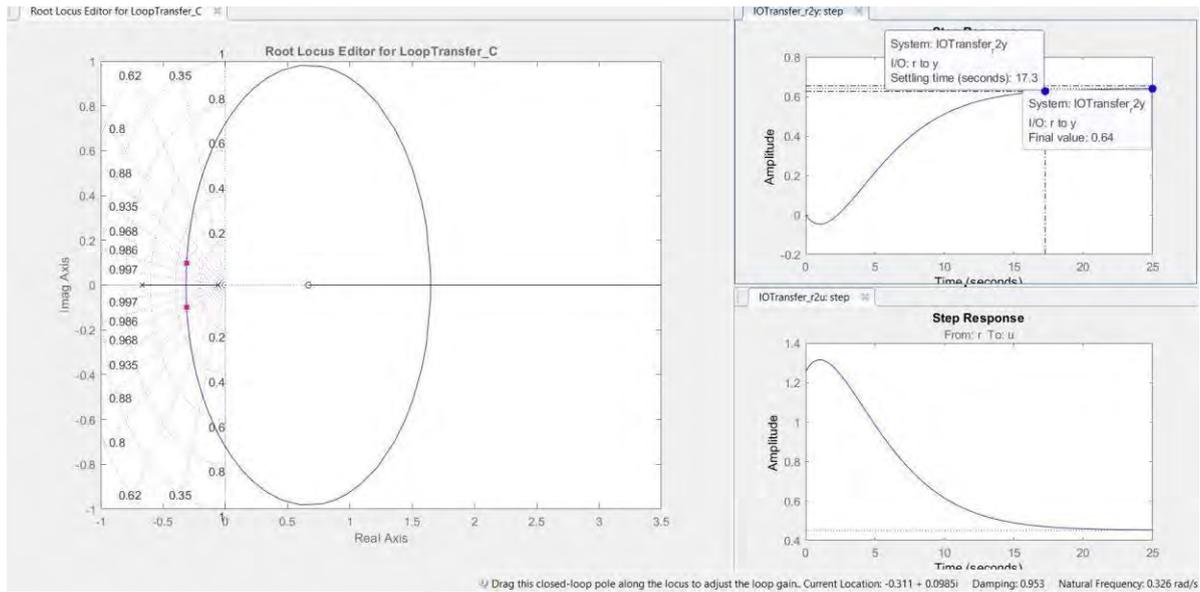


Figura 49. Análisis del lugar geométrico de raíces para ganancias bajas

Fuente: Elaboración propia

Se procede a realizar el análisis para un controlador PI; se hace uso de la herramienta SisoTool para hallar los parámetros adecuados que pueda satisfacer los requerimientos del diseño.

Como primer paso se procede a añadir los requerimientos de diseño $T_{ss}=60s$ y $MP=15\%$ cabe resaltar que añadir el tiempo de establecimiento se ve reflejado en la figura 50 como una línea vertical y el máximo sobreimpulso como una línea diagonal. Es en la intersección de estas líneas por donde debería estar ubicados los polos dominantes del sistema deseado en lazo cerrado

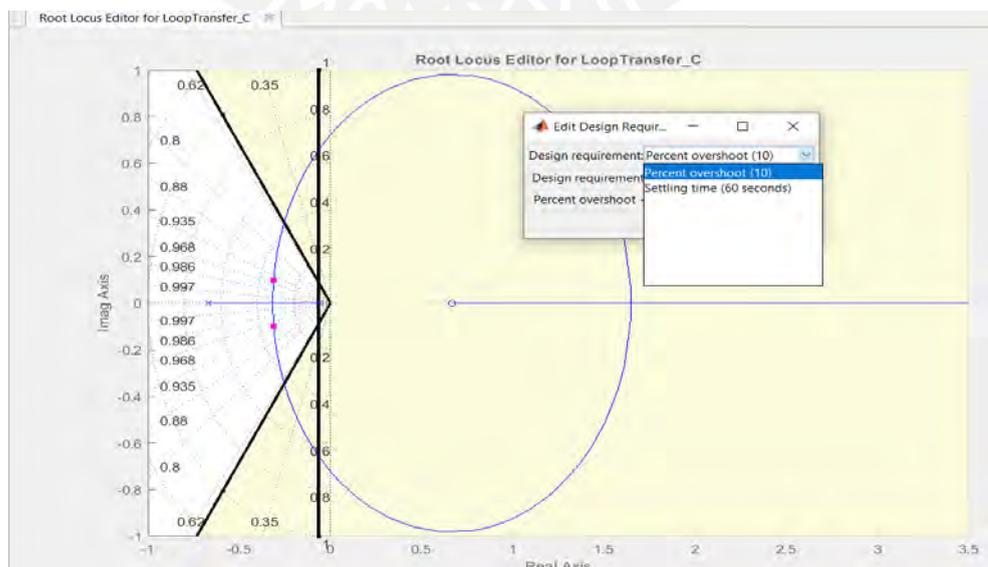


Figura 50. Herramienta sisotool con condiciones del controlador

Fuente: Elaboración propia

Matemáticamente estos polos deseados pueden ser hallados mediante la reconstrucción de la función deseada

$$\varepsilon = \sqrt{\frac{\ln(MP)^2}{\ln(MP)^2 + \pi^2}} > 0.5169 \text{ Se escoge un coeficiente de amortiguamiento de } \zeta = 0.6$$

Con el tiempo de estabilización se calcula la frecuencia natural

$$\omega_n = \frac{4}{\varepsilon * T_{ss}} = < 0.1290$$

La función de transferencia deseada en lazo cerrado es

$$G_d(s) = \frac{1}{s^2 + 2\omega_n \zeta s + \omega_n^2} = \frac{1}{s^2 + 0.133s + 0.016}$$

Con los polos deseados en la posición: $P_d = -0.0667 + 0.1104i$

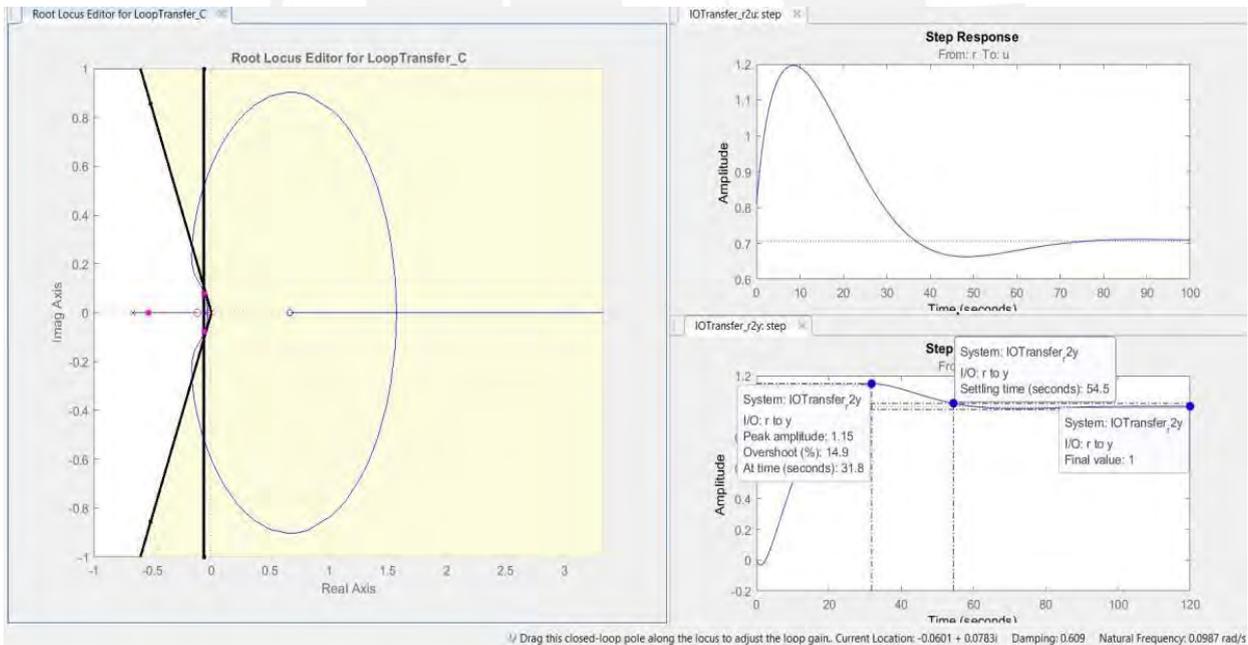


Figura 51. Herramienta sisotool con condiciones del controlador

Fuente: Elaboración propia

Como se puede apreciar en la figura 51 se consiguió que la ubicación de los polos deseados en la posición $-0.0601 + 0.0783i$; con lo cual se obtuvo la respuesta de la planta a un tiempo de establecimiento de 54.5s con un sobre impulso de 14.9%, frecuencia de amortiguamiento de 6.1 y frecuencia natural de 0.098. Se observa en la parte superior derecha de la figura el esfuerzo del controlador, se produce en este un esfuerzo de aproximadamente 20% en condiciones dinámicas del proceso. La herramienta SisoTool nos permite obtener el controlador después de la ubicación de los polos en la posición deseada, el cual se muestra en la figura 51

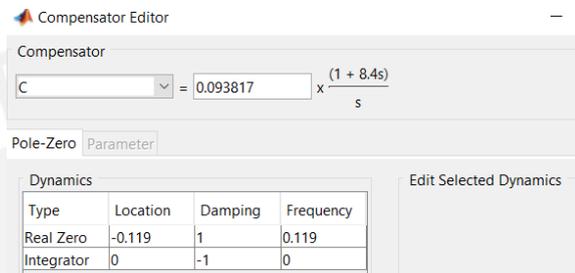


Figura 52. Controlador PI Simulink

Fuente: Elaboración propia

Con la ubicación de los polos y zeros se procede a hallar los parámetros $K_p = 0.786$, $K_i = 0.0938$. Se realiza la simulación de la planta en la herramienta de Matlab "Simulink", se muestra el diagrama de bloques en la figura 53

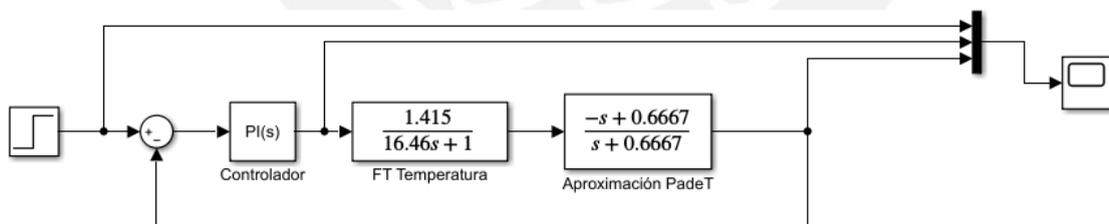


Figura 53. Controlador PI Simulink

Fuente: Elaboración propia

Finalmente, en la Figura 54 se puede apreciar de color verde la potencia necesaria por la resistencia calefactora para poder controlar la temperatura en estado estacionario; por lo que se visualiza que al comienzo la potencia necesaria para estabilizar la temperatura es de aproximadamente 45w. Por lo cual la resistencia elegida es la adecuada para el diseño y control de temperatura.

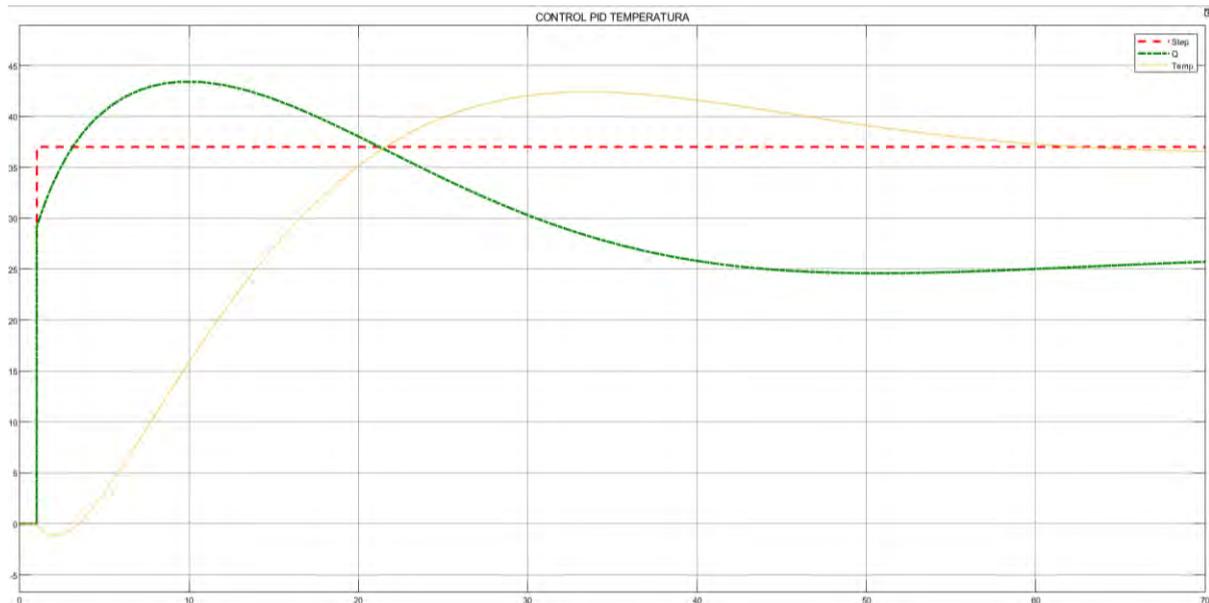


Figura 54. Control PID de temperatura

Fuente: Elaboración propia

7.3.3. Modelamiento del control de Humedad

Para Matamoros et al. (2020) en su artículo “Temperature and humidity PID controller for 3D printer atmospheric enclosure system”, indican la fórmula de ganancia de temperatura y humedad para un controlador PID.

En la investigación solo se utilizó la fórmula de ganancia de humedad, puesto que se asemeja al modelo de la investigación.

La ecuación de ganancia de humedad viene dada por:

$$G2(s) = \frac{dn(s)}{ds(s)} = \frac{1}{1+Ts} = \frac{1}{1+\frac{v}{Ga}s} \quad (12)$$

Donde:

$Ga = \text{Flujo de aire}$

$v = \text{volumen del recipiente}$

$ds = \text{Humedad dentro de la cámara humidificadora}$

$dn = \text{Humedad a la salida del recipiente humidificador}$

Reemplazando los valores de lo investigado en la ecuación 12:

$$Ga = \text{Flujo de aire} = 60 \frac{L}{min} = 0.001 \frac{m^3}{s} \text{ considerando la situación crítica.}$$

$$v = \text{volumen del recipiente} = 0.0008 m^3$$

La ecuación resulta lo siguiente:

$$G2(s) = \frac{1}{1 + \frac{v}{Ga}s} = \frac{1}{1 + \frac{0.0008}{0.001}s} = \frac{1}{1 + 0.8s}$$

Se le asigna un retraso de 3 segundos mediante la aproximación de “PADE”

$$delay = e^{-3s} = \frac{-s + 0.6667}{s + 0.667}$$

Se debe tener en cuenta que el paciente no debe respirar aire con una variación de humedad relativa de 10%, y el tiempo en que el paciente comienza a respirar el aire húmedo al valor deseado debe ser menor a 1 minuto; es así que lo anteriormente mencionado se traduce en conseguir que el sistema tenga un sobre impulso menor a 10% y un tiempo de establecimiento aproximado de 60 s. Estos datos se toman de referencia del manual de usuario Airvo2 (Fisher&Pykel Healthcare,2019).En la figura 55 se muestra el diagrama de bloques planteado

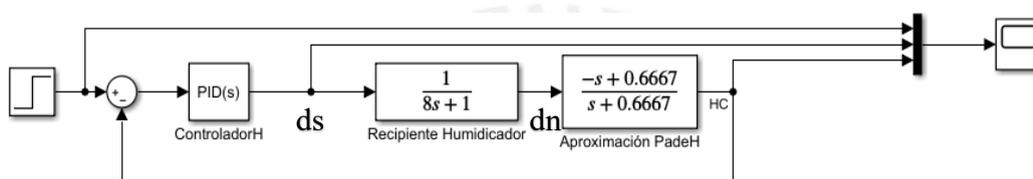


Figura 55. Diagrama de bloques de sistema humidificador

Fuente: Elaboración propia

7.3.4. Sintonización de parámetros PID para función de transferencia de humedad

Se realiza el análisis del lugar geométrico de raíces, para hallar el controlador ideal que satisface los requerimientos anteriormente mencionados. En la figura 56 y 57 se puede apreciar que cuando la ganancia es mayor a 6 el sistema se vuelve inestable y que cuando la ganancia es menor a 6 el sistema no puede ser implementado, por lo que se concluyó que un controlador P no es el adecuado para los requerimientos de diseño.

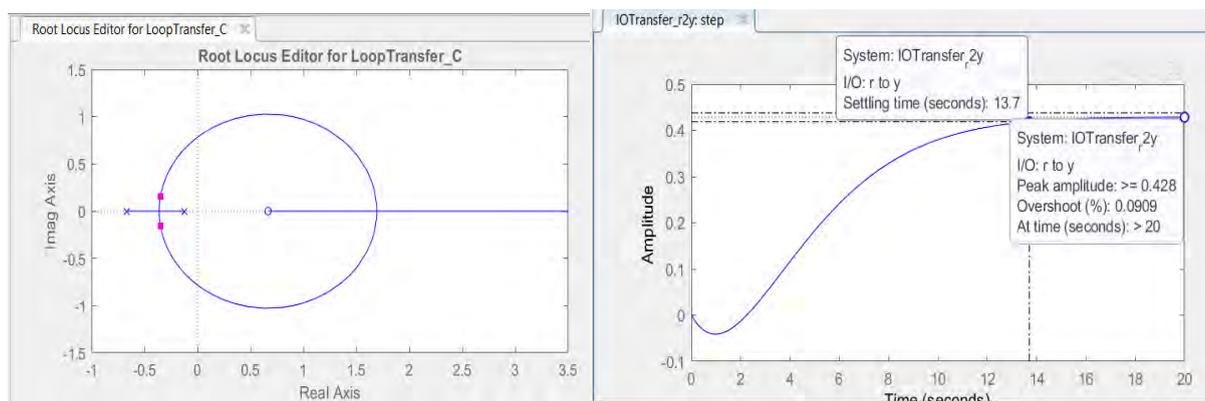


Figura 56. Análisis del lugar geométrico de raíces para ganancias pequeñas

Fuente: Elaboración propia

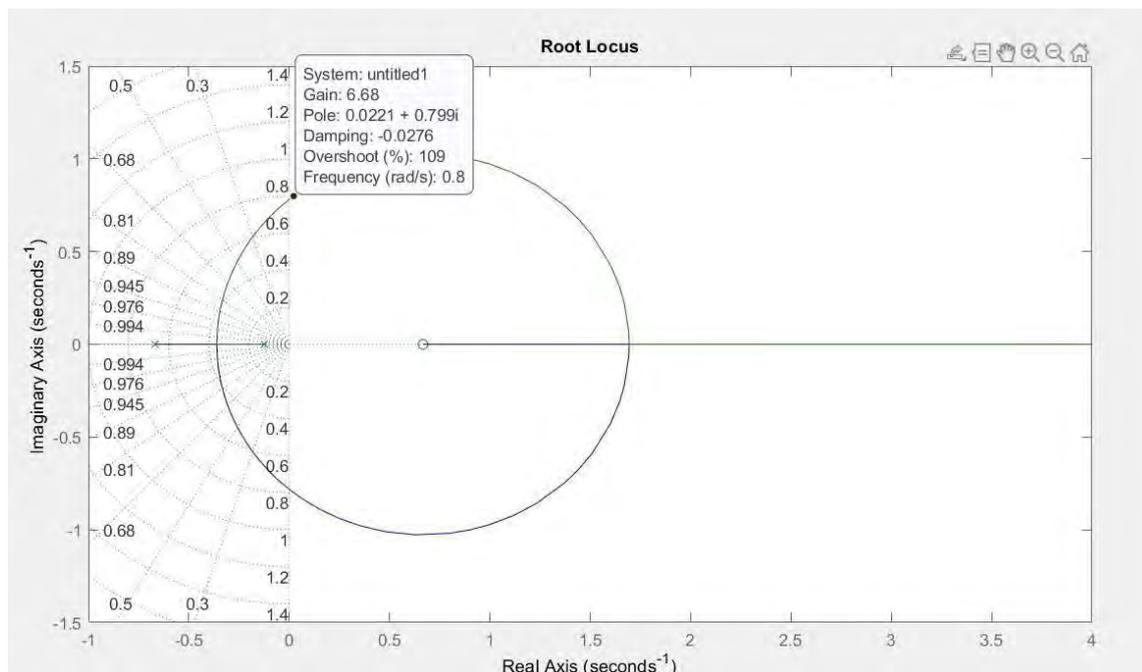


Figura 57. Análisis del lugar geométrico de raíces para ganancias grandes

Fuente: Elaboración propia

Se procede a realizar el análisis para un controlador PI; se hace uso de la herramienta SisoTool para hallar los parámetros adecuados que pueda satisfacer los requerimientos del diseño.

Como primer paso se procede a añadir los requerimientos de diseño $T_{ss}=60s$ y $MP=10\%$ cabe resaltar que añadir el tiempo de establecimiento se ve reflejado en la figura 58 como una línea vertical y el máximo sobreimpulso como una línea diagonal. Es en la intersección de estas líneas por donde debería estar ubicados los polos dominantes del sistema deseado en lazo cerrado.

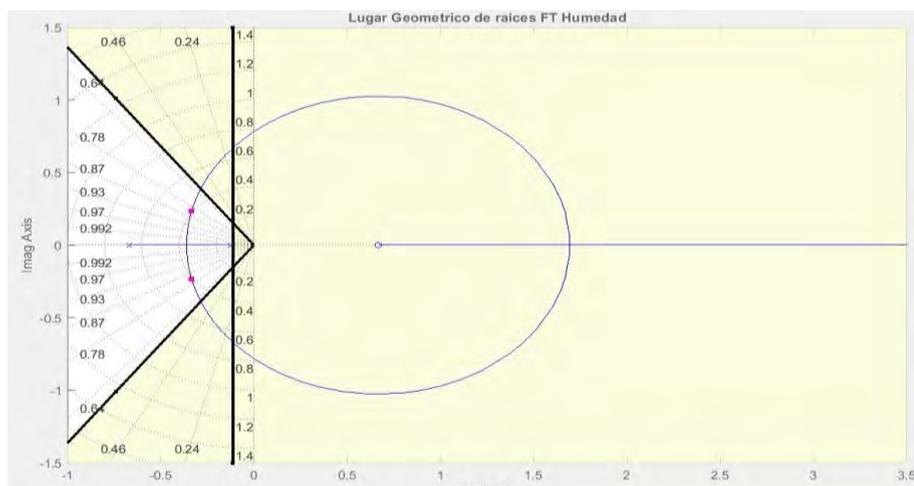


Figura 58. Ubicación de polos dominantes

Fuente: Elaboración propia

Matemáticamente estos polos deseados pueden ser hallados mediante la reconstrucción de la función deseada

$$\varepsilon = \sqrt{\frac{\ln(MP)^2}{\ln(MP)^2 + \pi^2}} = 0.5912 \text{ Se escoge un coeficiente de amortiguamiento de } = 0.6$$

Con el tiempo de estabilización se calcula la frecuencia natural

$$\omega_n = \frac{4}{\varepsilon * T_{ss}} = 0.1128$$

La función de transferencia deseada en lazo cerrado es

$$Gd(s) = \frac{1}{s^2 + 2\omega_n \varepsilon s + \omega_n^2} = \frac{1}{s^2 + 0.133s + 0.013}$$

Con los polos deseados en la posición:

$$Pd = -0.0667 + 0.0910i$$

Se procede a agregar un polo en el origen y un cero de tal manera que modifique el lugar geométrico de raíces y se logre conseguir que los polos dominantes deseados sean parte de este.

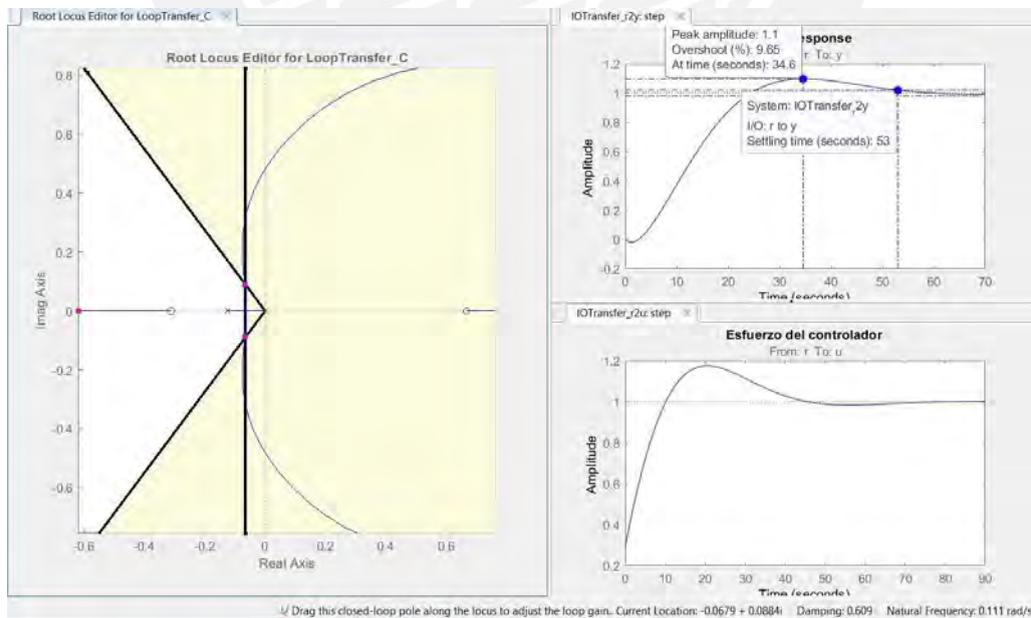


Figura 59. Herramienta SisoTool para hallar el controlador deseado

Fuente: Elaboración propia

Como se puede apreciar en la figura 59 se consiguió que la ubicación de los polos deseados en la posición $-0.0679 + 0.0884i$; con lo cual se obtiene la respuesta de la planta a un tiempo de establecimiento de 53s con un sobreimpulso de 9.65%. Asimismo, se puede observar en la parte inferior derecha de la figura el esfuerzo del controlador, se produce en este un esfuerzo de aproximadamente 20% en condiciones dinámicas del proceso. La herramienta SisoTool nos permite obtener el controlador después de la ubicación de los polos en la posición deseada, el cual se muestra en la figura

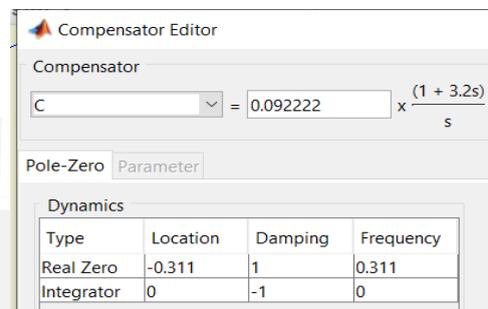


Figura 60. Diseño de compensador de humedad

Fuente: Elaboración propia en el software MATLAB

Es así que se obtiene como parámetros de controlador $K_p = 0.5976$, $K_i = 0.1054$. Se procede a realizar la simulación de la planta en la herramienta de Matlab “Simulink”

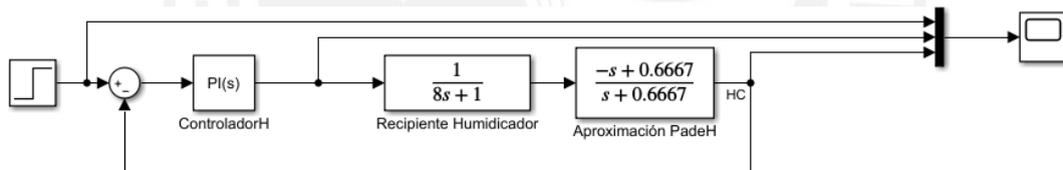


Figura 61. Arquitectura de control de Humedad

Fuente: Elaboración propia en el software SIMULINK

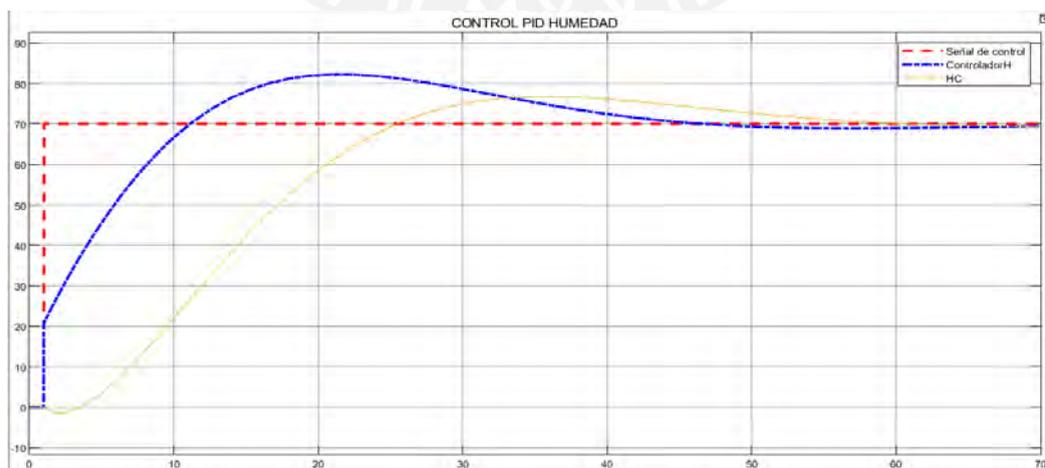


Figura 62. Cura de control de humedad

Fuente: Elaboración propia en software SIMULINK

En la figura 62 se aprecia la respuesta a una entrada escalón con un tiempo de estabilización de aproximadamente 60 s y un sobreimpulso menor al 10%. Se obtiene la respuesta esperada, similar a la presentada en la figura 42. Se debe resaltar que se ha elegido un retardo de 3s debido a que el sensor DHT21 obtiene los datos cada 2s.

8. INTEGRACIÓN DEL SISTEMA MECATRÓNICO

8.1. Presentación del modelamiento físico

En el modelamiento del sistema de intercambio de energía y mecánico se pudo realizar el diseño del prototipo en Inventor; en el cual se consiguió unir y presentar la interacción de los componentes electrónicos con los mecánicos.

Como resultado se presenta en la figura 63, el funcionamiento propuesto en el capítulo I de diseño conceptual: El aire mezclado con oxígeno entra por el conector de acoplamiento hembra, realizará el recorrido por el tuve de cobre de 22 mm tipo K hasta llegar al recipiente humidificador. El calentamiento de la mezcla de aire con oxígeno se debe a la resistencia flexible que será controlada por el módulo Dimmer, esta resistencia será acoplada a la tubería; adicionalmente ello se hace uso de un sensor de flujo que permitirá activar o desactivar el funcionamiento del sistema.

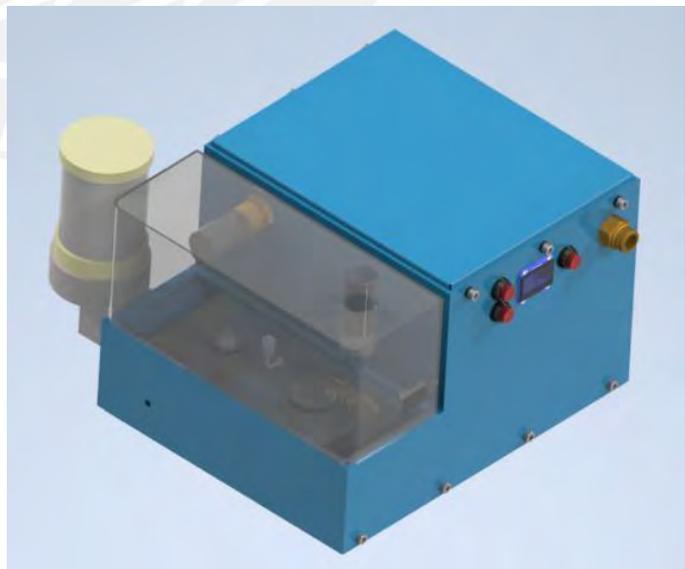


Figura 63. Diseño mecánico del Dispositivo Humidificador Calentador de Aire Mezclado con Oxígeno (HYCAO)

Fuente: Elaboración propia en Autodesk Inventor

El sistema cuenta con 2 sensores de temperatura DHT21 los cuales se encargan de enviar información al sistema eléctrico y de control para realizar el control PID de la temperatura y humedad.

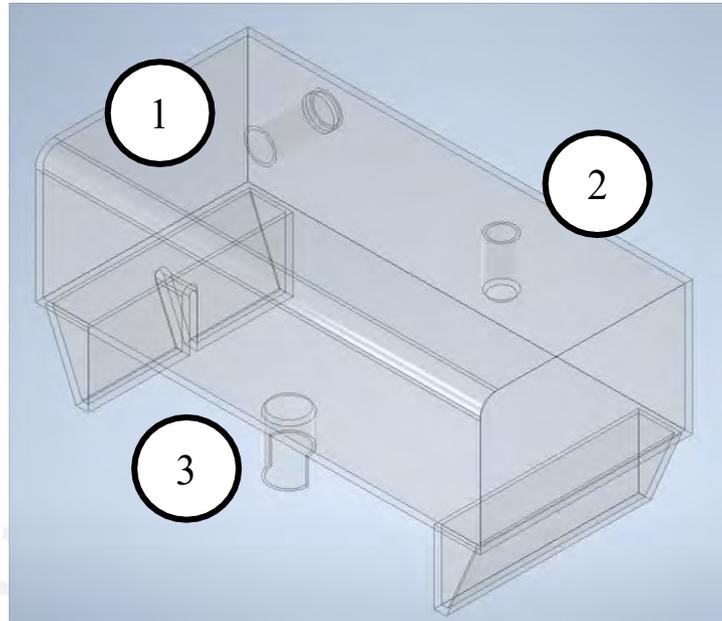


Figura 64. Diseño del recipiente del Humidificador del Dispositivo Humidificador y Calentador de Aire mezclado con Oxígeno (HYCAO)

Fuente: Elaboración propia en Autodesk Inventor

El diseño del recipiente Humidificador fue pensado con la finalidad de que exista un control de nivel de agua para avisar al usuario cuando y en qué momento se debe suministrar agua al recipiente para ello se usó 2 sensores de nivel tipo switch. Cuando el nivel del agua esté alrededor de los 5 cm el humidificador está listo para ser usado; en caso contrario, cuando el agua se esté acabando se podrá visualizar en la pantalla un mensaje y se enviará una señal de alarma para que el usuario tenga conocimiento de eso. Como se puede apreciar en la figura 64, se cuenta con 3 entradas que cumplen la siguiente función:

- Entrada 1: Orificio de entrada de aire mezclado con oxígeno precalentado
- Entrada 2: Orificio de suministro de agua/ Orificio de salida a paciente
- Entrada 3: Conducto de atomización de agua

El usuario inicializará al equipo mediante un switch On/off y suministrará energía al dispositivo al conectar el cable de norma americana de 220 voltios de corriente alterna desde el tomacorriente hasta el equipo. Adicionalmente cuenta con un fusible, el cual protegerá al equipo de sobrecargas eléctricas.



Figura 65. Distribución física de los componentes eléctricos del Dispositivo Humidificador Calentador de Aire enriquecido con Oxígeno (HYCAO)

Fuente: Elaboración propia en Autodesk Inventor

En la figura 65 se puede observar la distribución de los componentes electrónicos en la caja eléctrica; como se mencionó en el capítulo 6. Los componentes eléctricos que conforman el sistema de potencia son la fuente Switching de 100 W, la cual enviará un voltaje de 24v, alimentará directamente al driver de potencia del atomizador de agua .Se utilizará además un convertidor de DC-DC step Down con el objetivo de poder alimentar el Arduino con 12V ,y este a su vez alimentará los sensores de temperatura, humedad , flujo , nivel de agua , pantalla OLED, pulsadores. El circuito de potencia está diseñado con el finalidad de tener un fácil acceso al momento de realizar. El mantenimiento del dispositivo; es así que se cumple con uno los requerimientos del proyecto mencionado en el capítulo uno diseño conceptual.

8.2. Integración de los circuitos de control y de potencia

8.2.1. Integración de los circuitos de control

Con el objetivo de integrar el sistema de potencia y de control se hizo uso del software Proteus, en el cual se pudo simular la interfaz gráfica que realizará la interacción con el usuario; así este controlará y configurará los parámetros deseados. La finalidad del dispositivo es controlar temperatura idealmente a 37°C , mediante un control “PID” el sistema de control se encargará de configurar internamente la humedad relativa de 70%. Debido a que el software es limitado se procedió primero a poder simular la interfaz gráfica para que posteriormente se realice la simulación de circuito de potencia.

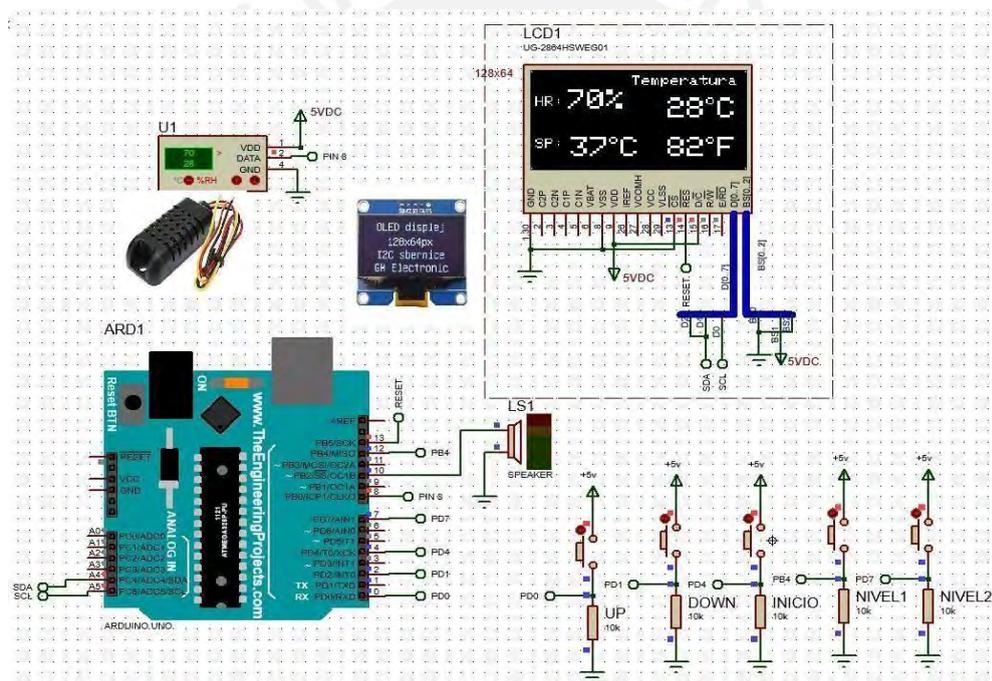


Figura 66. Simulación de pantalla principal de interfaz de control

Fuente: Elaboración propia en software Proteus Design Suite

En la figura 66 se puede apreciar la pantalla OLED como interfaz gráfica donde se visualiza la temperatura y humedad relativa emitida por el sensor DHT21, adicionalmente a ello se puede visualizar la temperatura configurada, para el caso de la figura se aprecia “SP” 37°C lo que significa que es la temperatura deseada a ser emitida por el humidificador.

Como se observa en la figura 67 el usuario tendrá la posibilidad de entrar al modo configuración cuando presione el botón “UP” y “DOWN” al mismo tiempo por aproximadamente 5 segundos; esto permitirá configurar los parámetros de temperatura según el uso que se desea darle. Además de ello, el usuario podrá desactivar la alarma cuando ésta se active y así evitar incomodidad en el paciente.

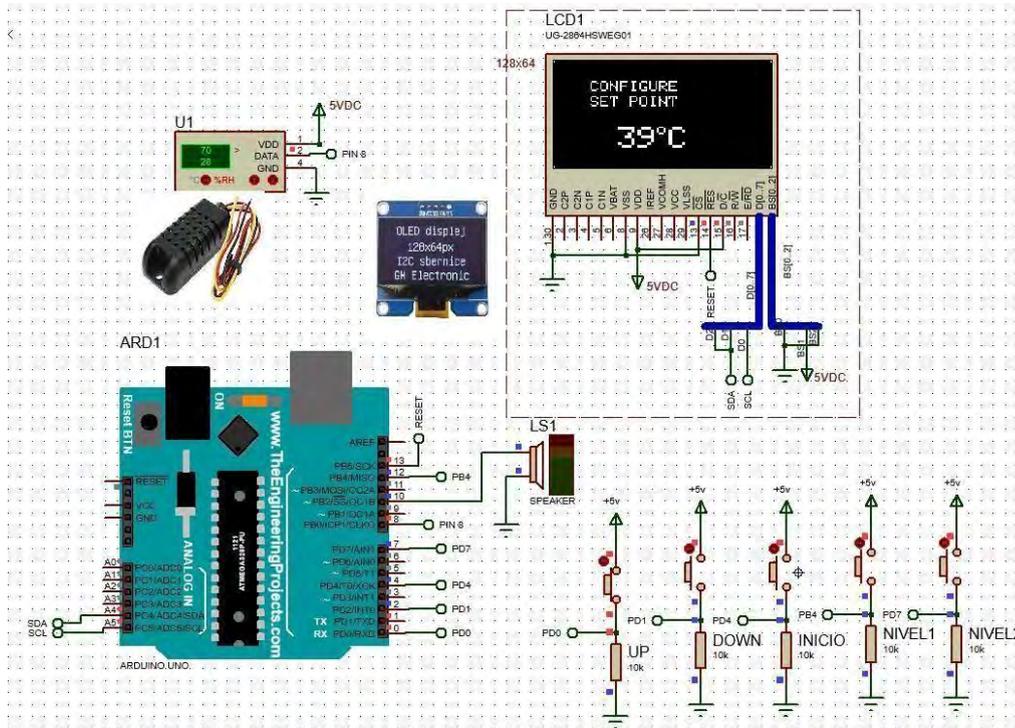


Figura 67. Simulación de control de temperatura de interfaz de control

Fuente: Elaboración propia en software Proteus Design Suite

Para la simulación se utilizó pulsadores “PullDown”, eso quiere decir que en estado inactivo el pin recibirá un cero lógico y cuando el circuito se cierre, el usuario presione el botón, el pin digital recibirá un “uno” lógico.

8.2.2. Integración de los circuitos de potencia

En la figura 68 se muestra una la integración del circuito de potencia donde se hace unos del software Proteus para resumir la función de control de la energía suministrada a las resistencias calefactoras.

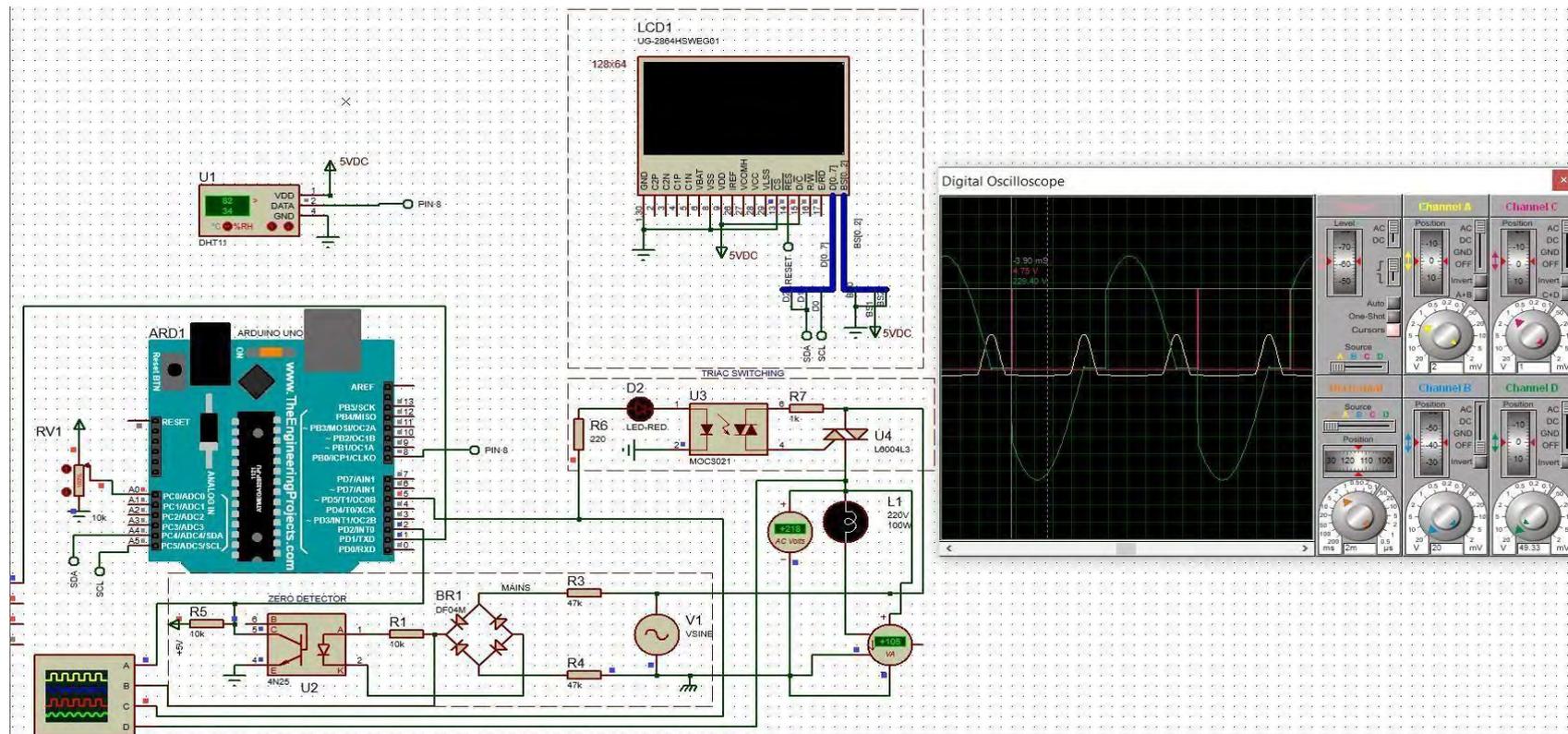


Figura 68. Simulación de control de ángulo de disparo de módulo Dimmer

Fuente: Elaboración propia en software Proteus Design Suite

En el circuito de potencia se consiguió integrar el circuito “Cruce por cero” y el “Circuito disparador” en un solo módulo que fue escogido en el capítulo 6.1. Este módulo Dimmer tiene la funcionalidad de controlar el ángulo de disparo y así poder controlar la potencia suministrada a la resistencia calefactora. Para la simulación del módulo Dimmer se hizo uso de un potenciómetro; el cual simula, entre un Rango del 0 al 100, la cantidad de energía que se le quiere entregar a la resistencia calefactora que en este caso es simulado como una lámpara.

Es así, que cuando el circuito de cruce por cero envía una señal al controlador se puede configurar mediante una lógica de tiempos en qué momento disparar la señal y cortar la onda alterna para que se pueda controlar la potencia suministrada a la resistencia calefactora.

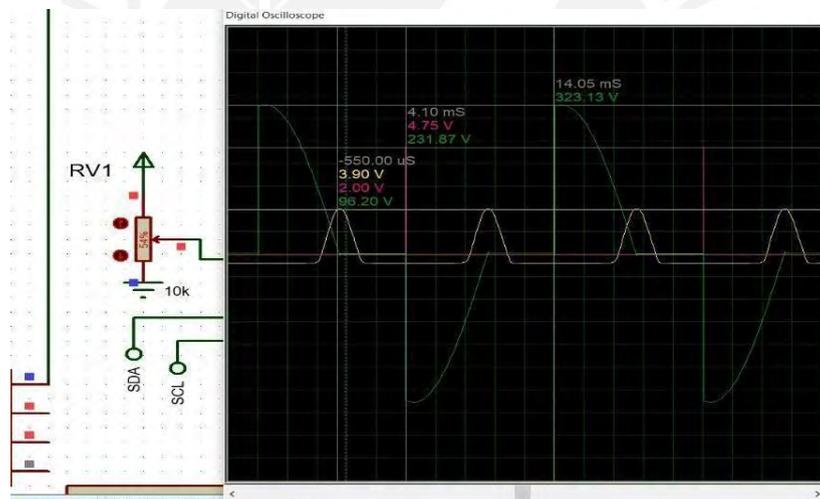


Figura 69. Señal de osciloscopio digital de control de ángulo de disparo de módulo Dimmer

Fuente: Elaboración propia en software Proteus Design Suite

En la figura 69 se puede apreciar de color amarillo el circuito de cruce por cero; de color Rojo el disparador y de color verde la onda alterna. Para este ejemplo se configuro el potenciómetro en un 54%; esto se traduce a que la energía entregada a la resistencia calefactora vendría a ser un 50% del total.

COSTOS

Puesto que se trata de un diseño, se procedió a realizar el cálculo de cuánto costaría el modelo propuesto, separándolos en componentes eléctricos/electrónicos, componentes mecánicos y diseño e implementación

Tabla 29

Costos de componentes eléctricos/electrónicos

Componentes electrónicos					
Ítem	Material/ Componente	Descripción	Costo Unitario	Cantidad	Sub Total
1	Sensor DHT 21		S/ 38,00	2	S/ 76,00
2	Módulo DIMMER AC 220V/2A		S/ 28,00	2	S/ 56,00
3	Atomizador Ultrasónico NB-80E-01-H		S/ 470,31	1	S/ 470,31
4	Grove - Water Atomization V1.0		S/ 53,06	1	S/ 53,06
5	Arduino uno		S/ 123,15	1	S/ 123,15
6	Módulo DC-DC step-down 3a LM2596		S/ 14,16	1	S/ 14,16
7	Fuente Switching de 24 VDC 100 W		S/ 82,60	1	S/ 82,60
8	Módulo Pulsadores		S/ 5,00	3	S/ 15,00
9	Display Oled 0.96" 12C 128x64 SSD1306		S/ 29,50	1	S/ 29,50
10	Sensor de flujo másico de aire F1031V		S/ 480,14	1	S/ 480,14
11	Resistencia plana		S/ 635,85	1	S/ 635,85
12	Resistencia Calefactora flexible Tipo HLT		S/ 97,91	1	S/ 97,91
13	Adaptador macho, fusible 3A 230V e interruptor on/off		S/ 27,53	1	S/ 27,53
14	IEC 320 C13 de grado médico cable de alimentación		S/ 140,42	1	S/ 140,42
				Total	S/ 2 301,64

Nota: Elaboración propia

En la tabla 29 se puede apreciar los componentes de la parte eléctrica del sistema mecatrónico, con su respectiva descripción, costo unitario, cantidad de estos componentes y finalmente el costo total. Se resalta el precio del atomizador de agua debido a que este componente es el encargado de realizar la humidificación se tiene que garantizar que el componente tenga un tiempo de vida largo.

Tabla 30

Costos de componentes mecánicos

Componentes mecánicos					
Item	Material/ Componentes	Descripción	Costo Unitario	Cantidad	Sub total
1	Carcasa Humidificadora	Plancha de Acero Inoxidable de 2 mm	S/ 750,00	1	S/ 750,00
2	Caja eléctrica para componentes	Plancha de Aluminio 1 mm	S/ 550,00	1	S/ 550,00
3	Recipiente humidificador	Impresión 3d/PLA	S/ 500,00	1	S/ 500,00
4	Tubería de cobre	Tipo K 3/4"	S/ 453,31	1	S/ 453,31
5	Adaptador macho 3/4"	Latón	S/ 107,23	1	S/ 107,23
6	Quickun Manguera Bard Fitting 3/4" x 3/4" manguera ID latón hexagonal de puas mender adaptador unión adaptador		S/ 153,46	1	S/ 153,46
				Total	S/ 2 514,00

Nota: Elaboración propia

En la tabla 30 de componentes mecánicos se realizó la cotización del recipiente humidificador para ser impreso en 3D debido a la complejidad de la forma, se usará un material biodegradable y que no emita sustancias tóxicas; por lo que se escoge PLA.

Como se puede apreciar el costo que más destaca es el de la carcasa del humidificador, con un costo de 750 soles, cabe resaltar que la carcasa del humidificador deberá ser de mayor resistencia que el de la caja eléctrica debido a que estará en contacto directo con el usuario y debe ser capaz de resistir las condiciones ambientales de un Hospital.

Tabla 31

Costos de diseño e implementación

Costo diseño e implementación				
Ítem	Concepto	Horas - Hombre	Costo/ Horas - Hombre	Subtotal
1	Diseñador	384	S/ 20,00	S/ 7 680,00
2	Mecánico	96	S/ 17,00	S/ 1 632,00
3	Soldador	96	S/ 20,00	S/ 1 920,00
4	Electricista	96	S/ 17,00	S/ 1 632,00
5	Metrología del sistema mecatrónico	36	S/ 35,00	S/ 1 260,00
Total				S/ 14 124,00

Nota: Elaboración propia

En la tablas 31 de costos se presenta en la parte de diseño del sistema un total de 384 horas tomando en cuenta que se trabajó 8 horas por 6 días a la semana durante 2 meses con un costo de 20 por hora dando un total de 7 680 soles. También se presenta el concepto de ensamble del sistema en donde se considera además de la unión de todos sus componentes, los procesos eléctricos y de manufactura realizados para la fabricación de componentes de la parte mecánica.

Finalmente se tiene la parte de metrología del sistema, se planea dedicar un total de 36 horas a esta parte en donde no solo se probará el correcto funcionamiento del hardware, sino también se realizará pruebas de seguridad eléctrica. El costo por hora será de 35 dando un total de 1 260 soles.

Sumando estos conceptos nos da un total de 14 124 en la parte de diseño en implementación los cuales se muestran en la tabla 32.

Tabla 32

Costo total del sistema mecatrónico

Resumen		
Ítem	Concepto	Sub Total
1	Componentes electrónicos	S/ 2 301,64
2	Componentes mecánicos	S/ 2 514,00
3	Diseño e implementación	S/ 14 124,00
Total		S/ 18 939,64

Nota: Elaboración propia

Se realiza una suma de los costos de las tres partes, tanto de la mecánica, eléctrico, electrónica y diseño e implementación para obtener el costo total del sistema, el cual dará como resultado 18 939,64 nuevos soles, este es un precio razonable comparado con otros humidificadores de las mismas características como AIRVO 2 de Fisher and Pykel el cual tiene un precio aproximadamente de 30 000 nuevos soles.

CONCLUSIONES

- Se consiguió que el humidificador cumpla con los requisitos mínimos de la American Association for Respiratory Care. Para ello, se usó para la fase de calentamiento una resistencia flexible autoajutable que realiza el calentamiento de aire a una temperatura entre 31°C y 37°C y un humidificador isotérmico basado en una resistencia plana para mantener la temperatura de agua deseada y un atomizador ultrasónico para humidificar esta, consiguiéndose una humedad relativa mayor a 70%; lo cual es ventajoso debido a las propiedades del ultrasonido para purificar el vapor de agua que recibe el paciente en la ventilación no invasiva.
- Para definir los componentes y principios del equipo, se hizo uso del estado del arte, requerimientos planteados por el usuario y se realizaron 03 evaluaciones técnico-económicas, la primera para determinar el tipo de sistema que se utilizaría, la cual fue un sistema de humidificación térmica con generador de flujo, en el segundo nivel se determinó que principios utilizará, los cuales fueron, calentamiento por convección, humidificación isotérmica e interfaz manual, en el tercer nivel se definieron los tipos de componentes, de los cuales fueron escogidos los de la opción 1, que podemos encontrarla en la sección 4.1.3 de la presente.
- Los sensores y actuadores seleccionados para el proceso fueron los siguientes: i) Sensor DS18B20 (Temperatura), ii) DHT 21 (Temperatura y Humedad), resistentes a las temperaturas que soportaran el proceso de humidificación y temperatura iii) F1031 V mass air (flujo de aire), iv) NB-80E-01-H (Atomizador de agua), v) Cable autoregulable de temperatura tipo HLT (calentamiento de aire) el cual se adapta a la forma del tubo de precalentamiento y vi) Resistencia plana CP 061 – 50 w (calentamiento de agua para atomizado) con forma geométrica para poder calentar el agua para su atomización.
- En la sección 6 de la presente, se diseñó el circuito de control del equipo, que cuenta con una placa de Arduino 1, módulos dimmer, una fuente de alimentación, y las

conexiones a los diferentes componentes de control del proceso.



- Se diseñó una estructura de 365 mm x 386 mm x 196 mm para el equipo mediante el software de Autodesk Inventor; la cual cuenta con 04 zonas definidas, 01 caja eléctrica para la ubicación de los componentes electrónicos, 01 de traslado y calentamiento de aire, 01 de generación de neblina isotérmica y 01 de mezcla; de esta forma se cumplió con el requerimiento demandado de Estructura de fácil transporte, propuesto en capítulo 3.3.
- En las secciones 7.3 y 7.4, observamos el diseño de la interfaz, que permite la selección de temperatura solicitada, mediante los botones del equipo y los cálculos de los compensadores PID de temperatura y humedad, se podría mejorar este modelamiento si se hace uso de un laboratorio físico de humidificación para poder obtener la función transferencia que gobierna el proceso de humidificación isotérmica.
- En la sección de costos podemos ver el detalle de estos para la fabricación del dispositivo médico, los cuales son S/. 2 301,64 los componentes eléctricos y electrónicos, mientras que para los componentes mecánicos se determinó un monto de S/. 2 514,00 y S/. 14 124,00 la mano de obra involucrada, sumando un total de S/. 18 939,64, esto es económicamente menor que un humidificador de las mismas características.

BIBLIOGRAFÍA

- ACAL (s.f.). Selecting the right airflow sensor for your application. (Archivo PDF).
 Recuperado de <http://52ebad10ee97eea25d5e-d7d40819259e7d3022d9ad53e3694148.r84.cf3.rackcdn.com/Acal-BFi-Selecting-the-right-airflow-sensor.pdf>
- American Association for Respiratory Care, Restrepo, R. D., & Walsh, B. K. (2012). Humidification during invasive and noninvasive mechanical ventilation: 2012. *Respiratory Care*, 57(5), 782-788. <https://doi.org/10.4187/respcare.01766>
- Aerosol Medical Systems (s.f.) Humidificador Fisher MR850 (Imagen). Aerosol Medical Care. <https://aerosolms.com/products/humidificador-fisher-850>
- Armacell (s.f.). Catálogo de AF/Armaflex (Imagen). Disponible en <https://www.totaline.com.ar/wp-content/uploads/2016/09/Catalago-Armaflex-AF.pdf>
- Betancor, C., Cerezo, J. y Vega, A. (2006). Diseño de un sistema de control de temperatura. Universidad de las Palmas de Gran Canaria [En línea]. Disponible en <http://espacio.uned.es/fez/eserv/taee:congreso-2006-1116/S3F04.pdf>
- Best Modules (s.f.). Operation Guide Water Atomization Module BMZ00040 [en línea]. Disponible en https://www.bestmodulescorp.com/amfile/file/download/file_id/580/product_id/300/
- Branson, R. D., y MacIntyre, N. R. (2002). Ventilación Mecánica. México: McGraw-Hill Interamericana
- Chalon, J., Loew, D.A.Y., y Malebranche, J. (1972). Effects of Dry Gases on Tracheobronchial Ciliated Epithelium. *Anesthesiology*. 37(3), 338 – 343. <https://doi.org/10.1097/00000542-197209000-00010>
- Cruithne9 (19 de octubre de 2016). Altitude and air pressure & Everest (Imagen). Disponible https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Altitude_and_air_pressure_%26_Everest.jpg
- Cruz Moya, C. L. (2008). Sistemas de humidificación en ventilación mecánica. Mirada de un terapeuta respiratorio. *Teoría y Praxis Investigativa*. 3 (2), 73-82. <https://dialnet.unirioja.es/servlet/articulo?codigo=3701012>
- DIRIS (2021). 10 Primeras causas de Morbilidad de Consulta Externa por Etapas de Vida y Sexo DIRIS Lima Norte – Año 2020. Recuperado de

- http://www.dirislimanorte.gob.pe/wp-content/uploads/2021/06/10%C2%BA_Morbi_DIRIS_LN_2020.pdf
- Eberhardt (s.f.) Tubos de cobre tipo K, L y M, ASTM B-88 (Imagen). Disponible en https://www.eberhardt-sa.com/prod_cobre1.html
- Europe Heaters (s.f.) Resistencias de inmersión (Imagen). Recuperado de <http://santiescoin.com/aplicaciones/aplicaciones-sector-quimico/resistencias-de-inmersion/>
- Fisher & Paykel – a (s.f.) Humidificador AIRVO 2 (Manual de usuario). Fisher & Paykel Healthcare. <https://www.fphcare.com/es-es/hospital/adult-respiratory/optiflow/airvo-2-system/>
- Fisher&Pykel Health Care. (2019). User Manual Airvo 2. Recuperado de <https://resources.fphcare.com/content/airvo-2-user-manual-ui-185045495.pdf>
- Fisher & Paykel – b (s.f.) Cámara de humidificación de llenado automático MR290. (Imagen). Recuperado de <https://www.fphcare.com/es-es/products/mr290-auto-chamber/>
- Flexicare (03 de abril de 2020). Humidificador de Burbuja (Imagen). Flexicare Total Quality – Total Care. <https://www.flexicare.com/es/product/humidificador-de-burbuja/>
- Global Healt Intelligence (25 de septiembre de 2019). 25 Datos clave sobre la salud en Perú [Infografía]. <https://globalhealthintelligence.com/es/analisis-de-ghi/25-datos-clave-sobre-la-salud-en-peru/>
- Global Healt Intelligence (7 de abril de 2020). Los hospitales latinoamericanos han reducido sus cantidades de ventiladores [Gráfico Estadístico]. <https://globalhealthintelligence.com/es/analisis-de-ghi/los-hospitales-latinoamericanos-han-reducido-sus-cantidades-de-ventiladores/>
- Gomar, J. (16 de octubre de 2018) Que es la célula Peltier y cómo funciona (imagen). Recuperado de <https://www.profesionalreview.com/2018/10/16/que-celula-peltier/#:~:text=Qu%C3%A9%20es%20una%20c%C3%A9lula%20Peltier,la%20direcci%C3%B3n%20de%20la%20corriente.>
- Hamilton Medical (s.f.). Humidificador-H900. (Especificaciones técnicas). https://www.hamilton-medical.com/es_PE/Products/Accessories-and-Consumables/HAMILTON-H900.html
- Hospitalia (s.f.) Humidificador condensador higroscópico (Imagen). <http://www.hospitalia.cl/product/humidificador-condensador-higroscopico/>
- HSI Medical (08 de febrero de 2022). Heat & Moisture Exchanger Filter (HMEF) (Imagen). <https://www.hsi-med.com/en/products/anesthesia-respiratory/heat-moisture-exchanger-filter/>

- Instituto Nacional de Estadística e Informática (2015). Perú: Temperatura promedio, máxima y mínima, según departamento. Recuperado de https://www.inei.gob.pe/media/MenuRecursivo/publicaciones_digitales/Est/Lib1416/mapas.pdf
- Julio Martinez Naya S.A. (09 de febrero de 2013). Resistencias Kanthal para hornos industriales (Imagen). Recuperado de <https://www.juliomartineznaya.com/resistencias-kanthal-para-hornos-industriales/>
- Kacmarek, R., Stoller, J., y Heuer, Al. (2013) EGAN'S Fundamentals of Respiratory Care (10th edition). St. Louis, Missouri, EE. UU.: Elsevier Mosby
- Led y Componentes (s.f.) Arduino LCD Keypad Programable (Imagen). Recuperado de <https://ledycomponentes.com.ar/producto/arduino-lcd-keypad-programable/?add-to-cart=434>
- Led y Componentes (s.f.) Arduino LCD Keypad Programable (Imagen). Recuperado de <https://ledycomponentes.com.ar/producto/arduino-lcd-keypad-programable/?add-to-cart=434>
- Lucato, J.J.J., Adams, A.B., Souza, R., Torquato, J. A., Carvalho, C.R.R., y Marini, J.J. (2009). Evaluating humidity recovery efficiency of currently available heat and moisture exchange. *Clinical Sciences*. 64(6), 585-590. <https://doi.org/10.1590/S1807-59322009000600015>
- Matamoros, M., Gómez-Blanco, J. C., Sánchez, Á. J., Mancha, E., Marcos, A. C., Carrasco - Amador, J. P., & Pagador, J. B. (2020). Temperature and humidity PID controller for a bioprinter atmospheric enclosure system. *Micromachines*, 11(11), 999. <http://dx.doi.org/10.3390/mi11110999>
- Mendez, L. (2019) Especificaciones técnicas de gases medicinales proyecto del hospital de Funza (Trabajo de investigación). Universidad Nacional Autónoma de Honduras, Honduras.
- MINSA (2020) Lineamientos para inversiones de plantas generadoras de oxígeno medicinal y activos complementarios a cargo de gobiernos locales. Recuperado de <https://www.minsa.gob.pe/Recursos/OTRANS/08Proyectos/2020/LINEAMIENTOS%20PARA%20INVERSIONES%20DE%20PLANTAS-GENERADORAS-OXIGENO-ACTIVOS-COMPLEMENTARIOS-GL.pdf>
- Nacobre – a (s.f.). Catálogo Nacobre (Imagen). Disponible en https://www.nacobre.com.mx/documents/58344/17255360/Catalogo_general+2018outline_compressed.pdf/807357cc-03ed-43cb-a4a9-b6b82cc18be3

- Nacobre – b (s.f.). Manual técnico de cobre. Disponible 10 de julio del 2020. Recuperado de https://ingemecanica.com/tutorialsemanal/objetos/figutut208/manual_tecnico_cobre.pdf
- Naylamp Mechatronics – a (s.f.). Módulo Dimmer AC 220V/ 2A. [Diagrama esquemático] Disponible en <https://robotdyn.com/pub/media/0G-00005677==Mod-Dimmer-5A-1L/DOCS/PINOUT==0G-00005677==Mod-Dimmer-5A-1L.jpg>
- Naylamp Mechatronics – b (s.f.). Convertidor voltaje DC-DC STEP-DOWN 3A LM2596. [imagen] Disponible en <https://naylampmechatronics.com/conversores-dc-dc/196-convertidor-voltaje-dc-dc-step-down-3a-lm2596.html>
- Núcleo Visual (08 de junio de 2020) Formas de propagación de calor (Imagen). Núcleo Visual. <https://nucleovisual.com/propagacion-de-calor-conduccion-conveccion-y-radiacion-con-ejercicio/>
- Oh, T.E., Lin, E.S., y Bhatt, S. (1991). Resistance of Humidifiers, and Inspiratory Work Imposed by a Ventilator-Humidifier Circuit. *British Journal of Anaesthesia*, 66 (2), 258-263. <https://doi.org/10.1093/bja/66.2.258>
- Peña, A. (2015). Guía de psicometría. UNEFM (imagen). Disponible en <https://termoaplicadaunefm.files.wordpress.com/2015/03/psicometria.pdf>
- Plotnikow, G.A., Accoce, M., Navarro, E., y Tiribelli, N. (2018). Acondicionamiento del gas inhalado en pacientes con vía aérea artificial. Revisión Narrativa. *Revista Brasileira de Terapia Intensiva*. 30 (1), 86-97. <https://www.scielo.br/j/rbti/a/FTwgMZrvDJBqTcsd8RCt4tK/?lang=es>
- PRESUPUESTO HISTÓRICO (2020). *El Peruano*, Lima. <https://elperuano.pe/noticia/100391-presupuestohistorico#:~:text=Como%20hemos%20se%20C3%B1alado%20anteriormente%20en,se%20g%C3%BAAn%20la%20Organizaci%C3%B3n%20Panamericana%20de>
- Quintana Carrasco, J. K. (2018). Manejo Fisioterapéutico de humidificación en ventilación mecánica invasiva (Trabajo de suficiencia profesional). Universidad Inca Garcilaso De la Vega. Lima, Perú
- REUNIS (2020). Episodios de Infecciones Respiratorias Agudas (IRA) en menores de 5 años. Disponible 10 de julio del 2020 de la base de datos del MINSA. Recuperado de http://www.minsa.gob.pe/reunis/data/es_ira.asp
- Smith, G.M. (09 de marzo de 2020). ¿Qué es un sensor y qué hace? Dewesoft. Recuperado de <https://dewesoft.com/es/daq/que-es-un-sensor>

Temperature Control lab. (s.f.). Apmonitor.com. Retrieved August 5, 2022, Recuperado de <http://apmonitor.com/pdc/index.php/Main/ArduinoTemperatureControl>



ANEXOS

Anexo A. Ficha Técnica de equipamiento Complementario-Humidificador Avanzado-

IETSI EsSalud



FICHA TECNICA DE EQUIPAMIENTO COMPLEMENTARIO	
Fecha de emisión: 13-04-2020	EC-0122 Versión: V1.0
I. DESCRIPCIÓN	
HUMIDIFICADOR AVANZADO	
CODIGO SAP: 40040232	
II. DEFINICIÓN	
Es un dispositivo electrónico para humedecer y calentar los gases suministrados a pacientes adultos y pediátricos que requieran soporte ventilatorio.	
III. APLICACIÓN	
Instrumento utilizado en áreas críticas como Unidades de Cuidados Intensivos (UCI), Unidades de Cuidados Intermedios (UCIN), entre otras áreas. Estos equipos están a disposición del profesional médico y de enfermería.	
IV. PRINCIPIO DE FUNCIONAMIENTO	
La humidificación se realiza a través de un servomecanismo de control de temperatura.	
V. PARTES, ACCESORIOS E INSUMOS	
V.1	Un (01) adaptador para el cable calefactor.
V.2	Una (01) sonda de temperatura.
V.3	Dos (02) cámaras humidificadoras (reusables o desechables de acuerdo a necesidad del usuario).
VI. CARACTERISTICAS ESPECIFICAS	
VI.1	Para uso en tratamiento invasivo y no invasivo.
VI.2	Cámara humidificadora (reusable o desechable) para pacientes adultos y pediátricos.
VI.3	Visualización de temperatura en vías aéreas.
VI.4	Visualización de temperatura en la cámara.
VI.5	Indicador de nivel o falta de agua.
VI.6	Alarmas de temperatura y/o humedad.
VI.7	Con silenciador de alarma.
VI.8	Alimentación eléctrica de 220 V / 60 Hz.
VII. CONDICIONES DE PREINSTALACIÓN	
VII.1	Suministro eléctrico monofásico, 220VAC, 60 Hz (Con tolerancias según el Código Nacional de Electricidad)
VIII. NORMATIVA (FACULTATIVA)	
VIII.1	Certificado de seguridad eléctrica validado por entidad competente basado en la IEC 60601-1.
VIII.2	Certificado de Gestión de la Calidad en dispositivos médicos basado en la ISO 13485 o la Directiva de productos sanitarios europea 93/42/EEC



Anexo B. Matriz de consistencia

Matriz de consistencia (1-3)

Problemas	Objetivos	Hipótesis	Variables	Dimensiones	Indicadores	Metodología	Datos
<p>P.G.: ¿Se podrá diseñar por simulación y selección un dispositivo capaz de proporcionar aire enriquecido de oxígeno a una temperatura entre 31 y 37 °C, humedad relativa mayor a 70% y a un flujo de hasta 60 L/min para su uso en pacientes que necesiten terapia respiratoria no invasiva y que cumpla con los requerimientos mínimos de la American Association for Respiratory Care?</p>	<p>O.G.: Diseñar por simulación y selección de componentes un dispositivo prototipo capaz de proporcionar aire enriquecido de oxígeno a una temperatura entre 31 y 37°C, humedad relativa controlada mayor a 70%, y a un flujo de hasta 60 L/min, para su uso en pacientes que necesitan terapia respiratoria no invasiva con cánulas de alto flujo; y que cumpla con los requerimientos mínimos de la American Association for Respiratory Care.</p>	<p>H.G.: Diseñando por simulación y selección de componentes un dispositivo seremos capaces de proporcionar un aire enriquecido con oxígeno a una temperatura entre 31 y 37 °C, humedad relativa mayor a 70%, un flujo de hasta 60 L/min, y que cumpla con los requisitos mínimos de la American Association for Respiratory Care.</p>	<p>V.I.: Dispositivo de humidificación</p>	<p>Sistema de Calentamiento</p>	<p>Resistencia Calefactora de aire</p>	<p>Enfoque: Cuantitativo</p> <p>Tipo: Aplicada</p> <p>Nivel: Descriptivo</p> <p>Diseño: No experimental, transversal, descriptivo</p>	<p>Técnicas de recolección de datos: Documental</p> <p>Instrumentos para la recolección de datos: Fichas Documentales Fichas Técnicas Simulaciones</p> <p>Instrumentos para el procesamiento de datos: Autodesk Autocad Autodesk Inventor easyEDA Matlab Arduino Proteus</p>
<p>P.E.1: ¿Qué requerimientos estándares técnicos mínimos debe poseer el equipo para cumplir con el proceso de calentamiento y humidificación?</p>	<p>O.E.1: Definir los requerimientos estándares técnicos mínimos que debe cumplir el dispositivo de humidificación y calentador de aire enriquecido en oxígeno mediante la identificación de las necesidades del cliente y la evaluación de las tecnologías existentes sobre humidificadores de oxígeno.</p>	<p>H.E.1: Definiendo los requerimientos estándares técnicos del dispositivo cumpliremos con el proceso de calentamiento y humidificación.</p>		<p>Sistema de Humidificación</p>	<p>Atomizador</p>	<p>Población: Dispositivo Humidificador</p> <p>Muestra: Dispositivo Humidificador</p>	

Nota. Elaboración propia

Matriz de consistencia (2-3)

Problemas	Objetivos	Hipótesis	Variables	Dimensiones	Indicadores	Metodología	Datos
P.E.2: ¿Qué conceptos de solución mecánica, electrónica y control deberemos desarrollar para obtener una solución conceptual óptima?	O.E.2: Realizar los conceptos de solución en el área mecánica, electrónica y de control en base a los requerimientos técnicos mínimos establecidos para posteriormente seleccionar la solución conceptual óptima mediante una evaluación técnica-económica.	H.E.2: Definiendo los conceptos de solución mecánica, electrónica y de control obtendremos la solución conceptual óptima.		Sistema de Control	Programación de Arduino Sensores de Temperatura Sensores de Temperatura y humedad Sensores de nivel de agua Sensores de flujo de aire	Enfoque: Cuantitativo Tipo: Aplicada Nivel: Descriptivo	Técnicas de recolección de datos: Documental Instrumentos para la recolección de datos: Fichas Documentales Fichas Técnicas Simulaciones
P.E.3: ¿Qué componentes electrónicos, actuadores para calentamiento, humidificación e interfaz permitirán el diseño de un equipo que pueda interactuar con el usuario?	O.E.3: Seleccionar los componentes electrónicos de sensado, actuadores para el calentamiento y humidificación del aire enriquecido en oxígeno mediante el análisis de la carta psicrométrica, y los componentes electrónicos de interfaz que permitan al usuario interactuar con el dispositivo.	H.E.3: Seleccionando los componentes electrónicos, actuadores para calentamiento, humidificación e interfaz de usuario se diseñará un equipo que permitan al usuario interactuar con este.	V.I.: Dispositivo de humidificación	Estructura del dispositivo	Material de la pieza	Diseño: No experimental, transversal, descriptivo Población: Dispositivo Humidificador Muestra: Dispositivo Humidificador	Instrumentos para el procesamiento de datos: Autodesk Autocad Autodesk Inventor easyEDA Matlab Arduino Proteus
P.E.4: ¿Qué circuitos se deben diseñar para poseer el control de temperatura y humedad?	O.E.4: Diseñar los circuitos de potencia de la etapa de precalentamiento y humidificación isotérmica con el objetivo de tener un control de temperatura y humedad.	H.E.4: Diseñando los circuitos de potencia de precalentamiento y humidificación controlaremos la temperatura y humedad.		Sistema de Transporte de Aire	Material de la tubería Ø de la tubería Caudal de aire		

Nota. Elaboración propia

Matriz de consistencia (3-3)

Problemas	Objetivos	Hipótesis	Variables	Dimensiones	Indicadores	Metodología	Datos
P.E.5: ¿Qué diseño mecánico será el más conveniente para mantener el control de las dimensiones físicas del mismo?	O.E.5: Realizar el diseño mecánico del dispositivo médico de calentamiento y humidificación con la finalidad de tener un control de las dimensiones físicas de éste.	H.E.5: Realizando el diseño mecánico del dispositivo manejaremos las dimensiones físicas de este.	V.D.: Flujo de aire enriquecido de oxígeno	Flujo de Aire Enriquecido	Caudal de aire	Enfoque: Cuantitativo Tipo: Aplicada	Técnicas de recolección de datos: Documental Instrumentos para la recolección de datos: Fichas Documentales Fichas Técnicas Simulaciones Instrumentos para el procesamiento de datos: Autodesk Autocad Autodesk Inventor easyEDA Matlab Arduino Proteus
P.E.6: ¿Si realizamos simulaciones del sistema de control e interfaz se podría demostrar que es factible la implementación del dispositivo humidificador?	O.E.6: Realizar simulaciones del sistema de control e interfaz de usuario y eléctrico/electrónico; con el objetivo de mostrar los resultados que demuestran la posibilidad de implementar el dispositivo humidificador.	H.E.6: Realizando las simulaciones del sistema de control e interfaz de usuario comprobaremos la factibilidad de la implementación del dispositivo.		Temperatura del Aire Enriquecido	Temperatura	Nivel: Descriptivo Diseño: No experimental, transversal, descriptivo	
P.E.7: ¿El costo aproximado de la implementación de sistema será menor que el de los humidificadores extranjeros?	O.E.7: Detallar los costos de la posible implementación del sistema mecatrónico, así como sus posibles mejoras.	H.E.7: Determinando los costos de implementación del dispositivo sabremos si es más económico que los humidificadores extranjeros		Humedad del Aire enriquecido	Humedad relativa	Población: Dispositivo Humidificador Muestra: Dispositivo Humidificador	

Nota. Elaboración propia

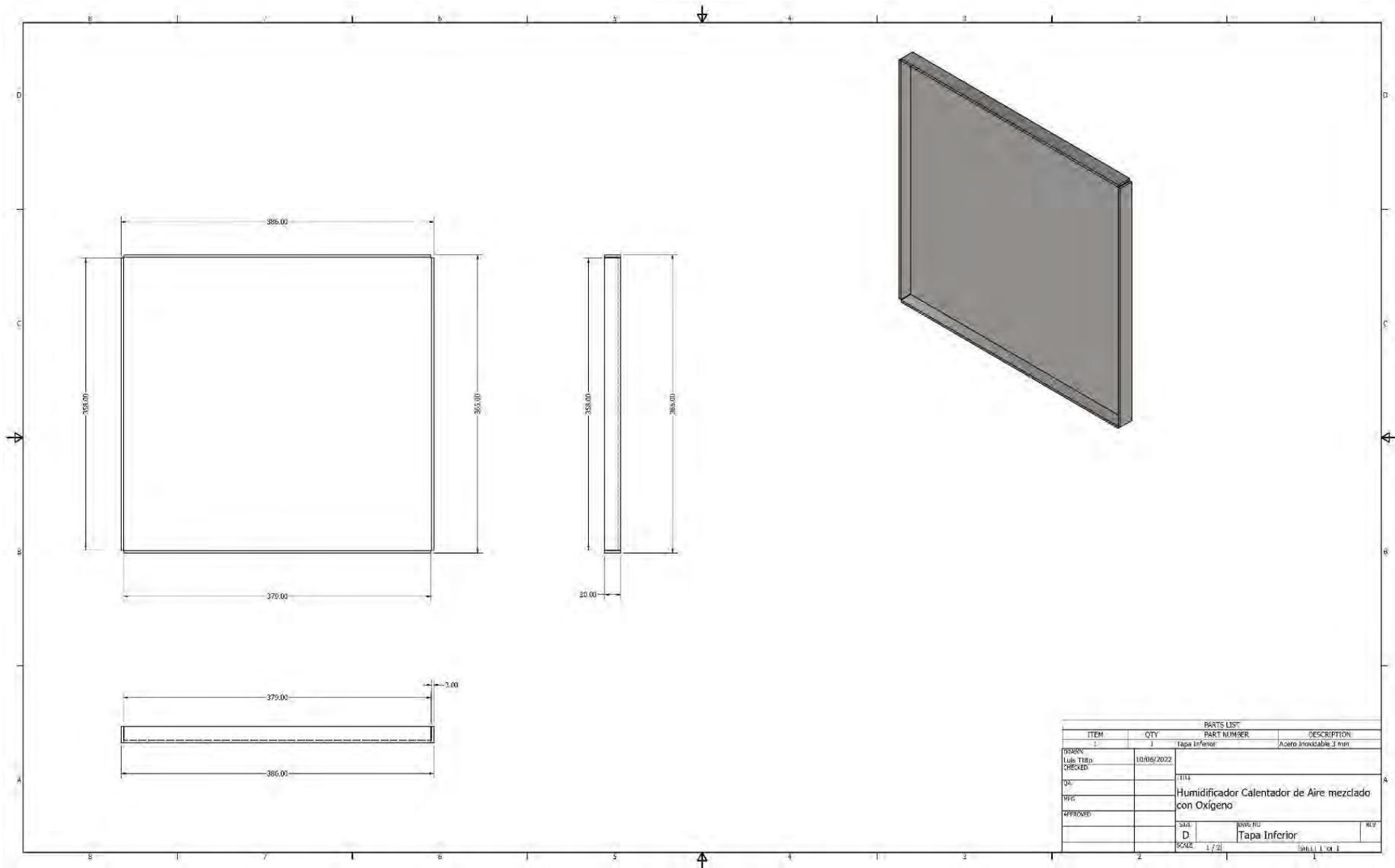


Figura C2. Dibujo en AutoCad de Tapa Inferior del dispositivo

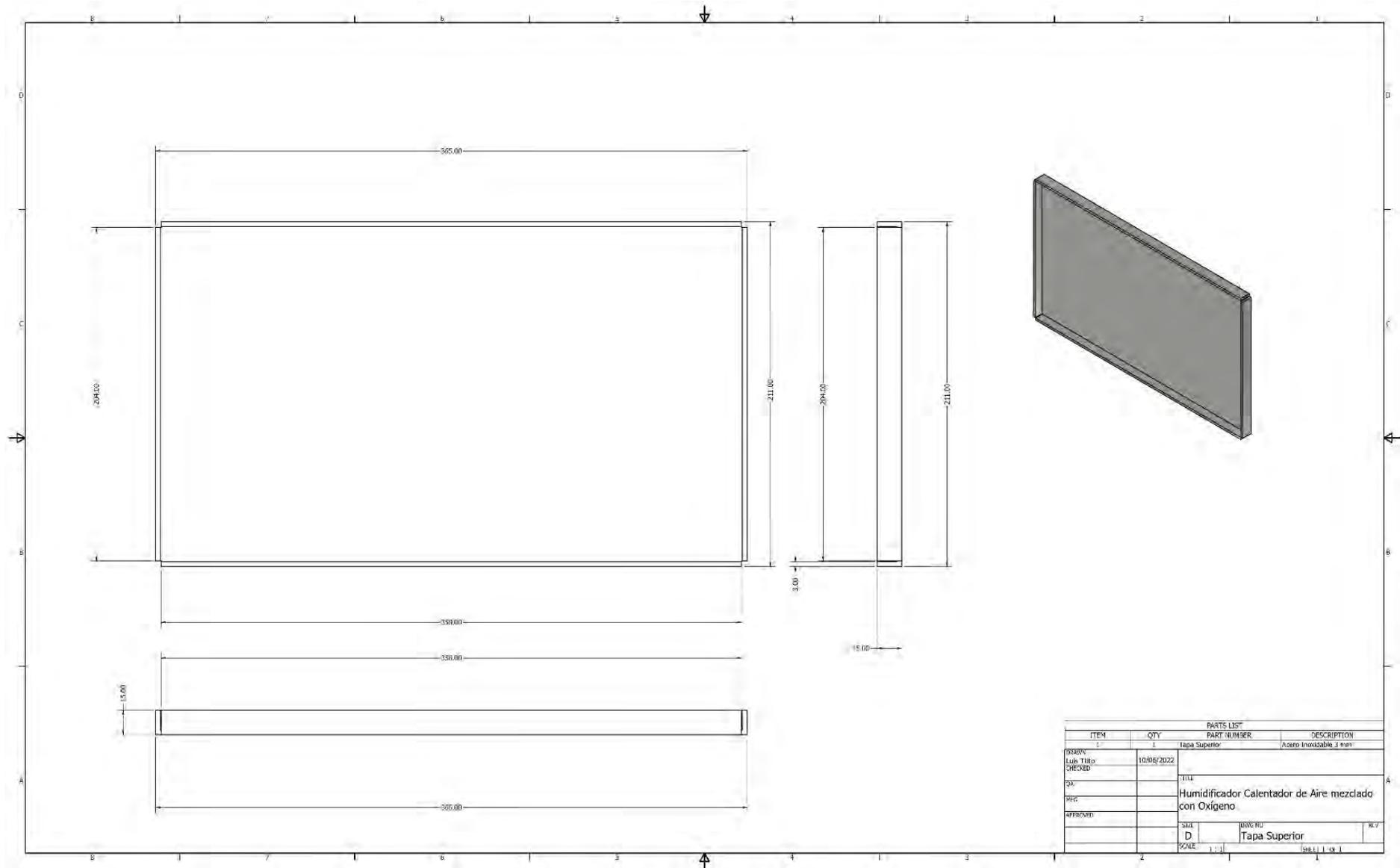


Figura C3. Dibujo en AutoCad de Tapa Superior del dispositivo

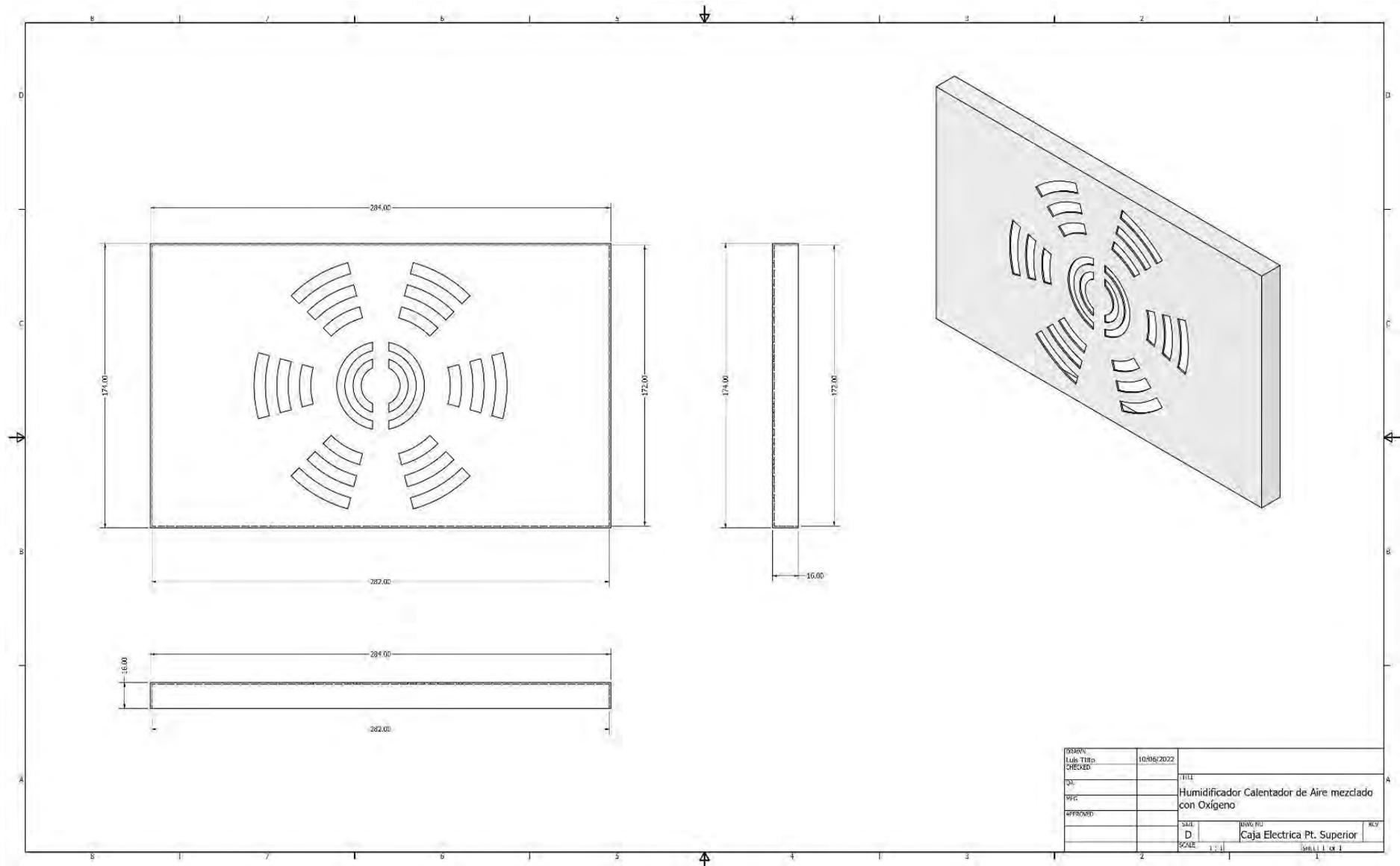


Figura C6. Dibujo en AutoCad de Caja Eléctrica – Parte Superior

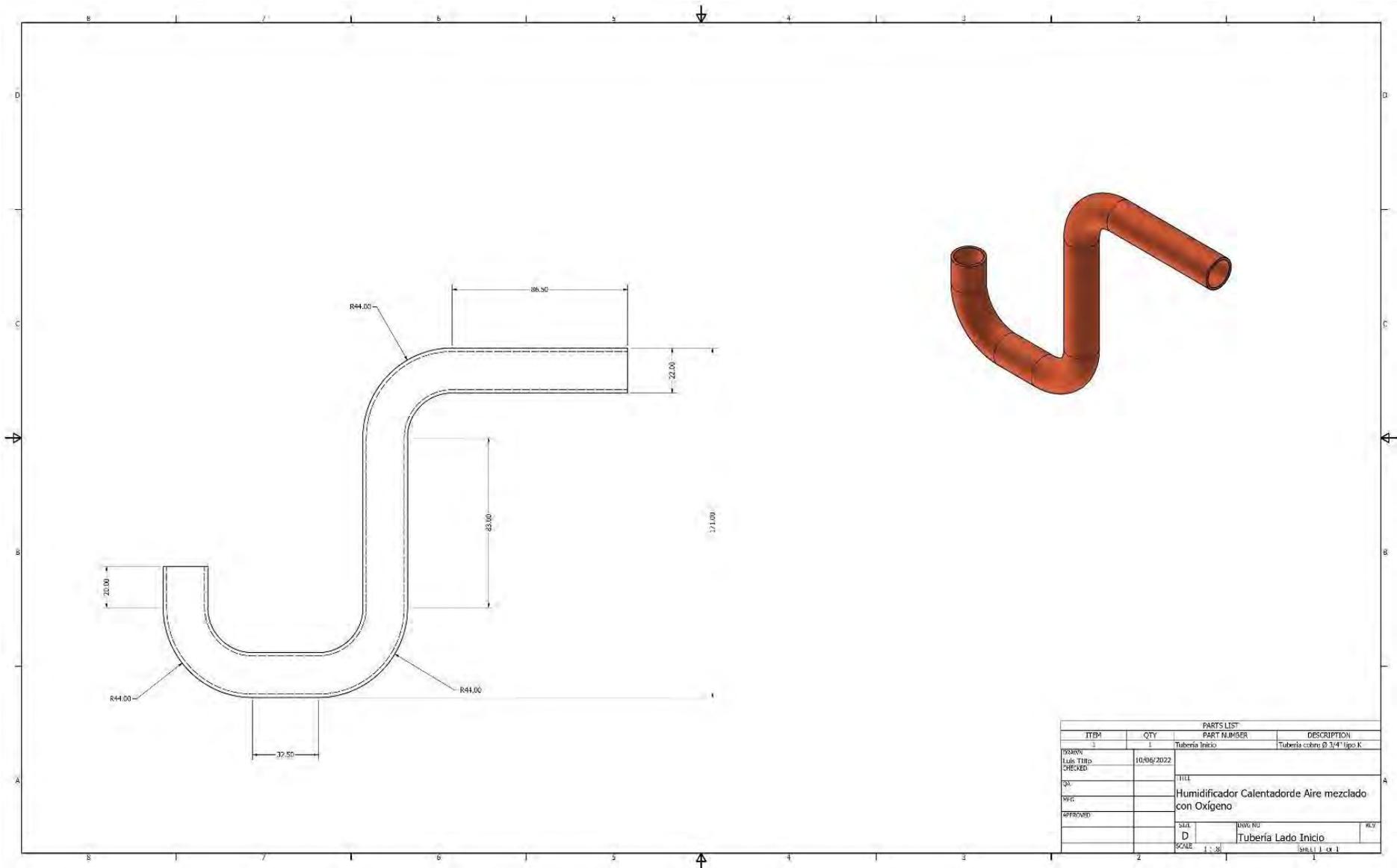


Figura C7. Dibujo en AutoCad de Tubería de Ingreso de Aire del dispositivo

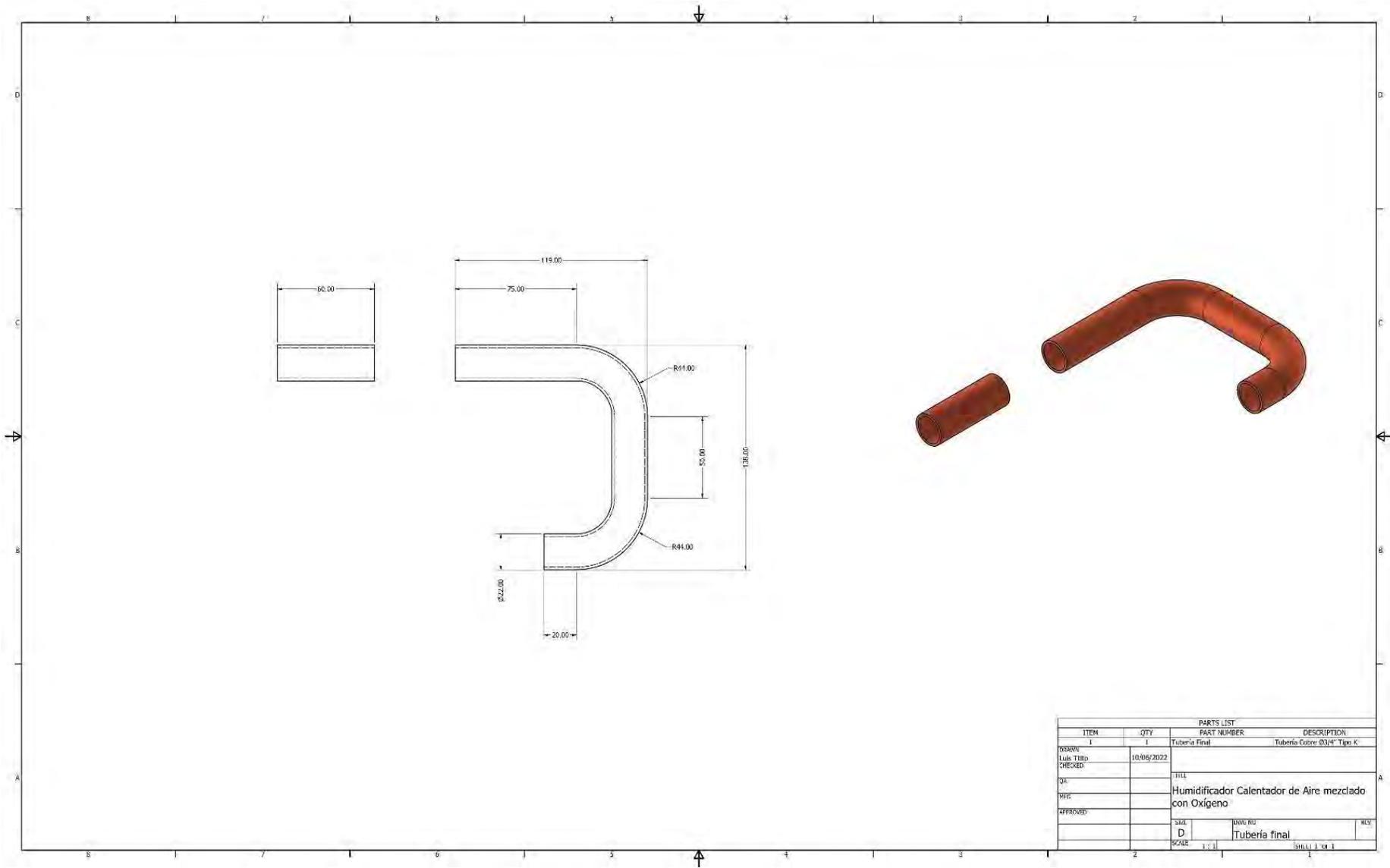


Figura C8. Dibujo en AutoCad de Tubería de Salida de Aire del dispositivo

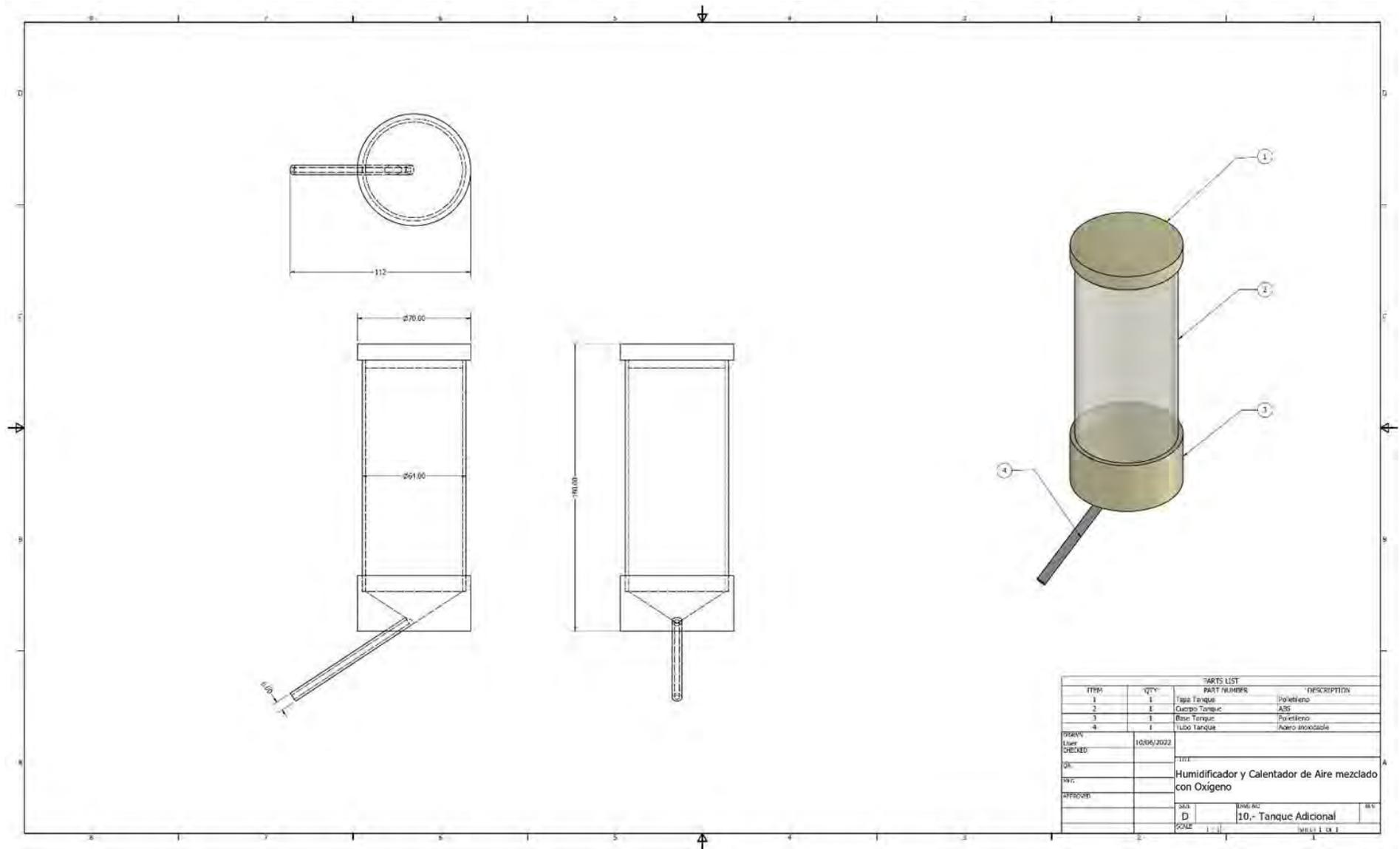


Figura C10. Dibujo en AutoCad de Tanque del dispositivo

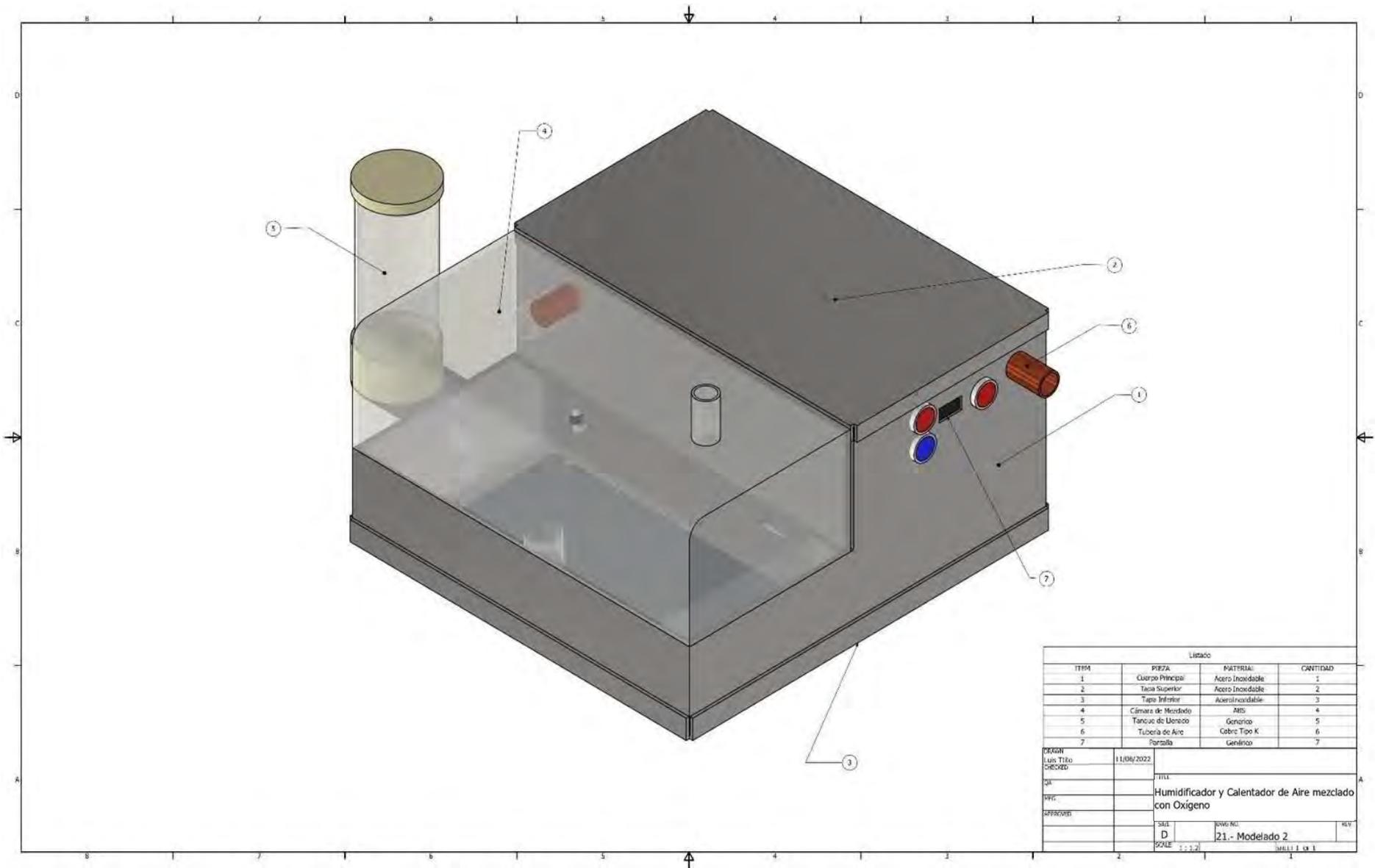
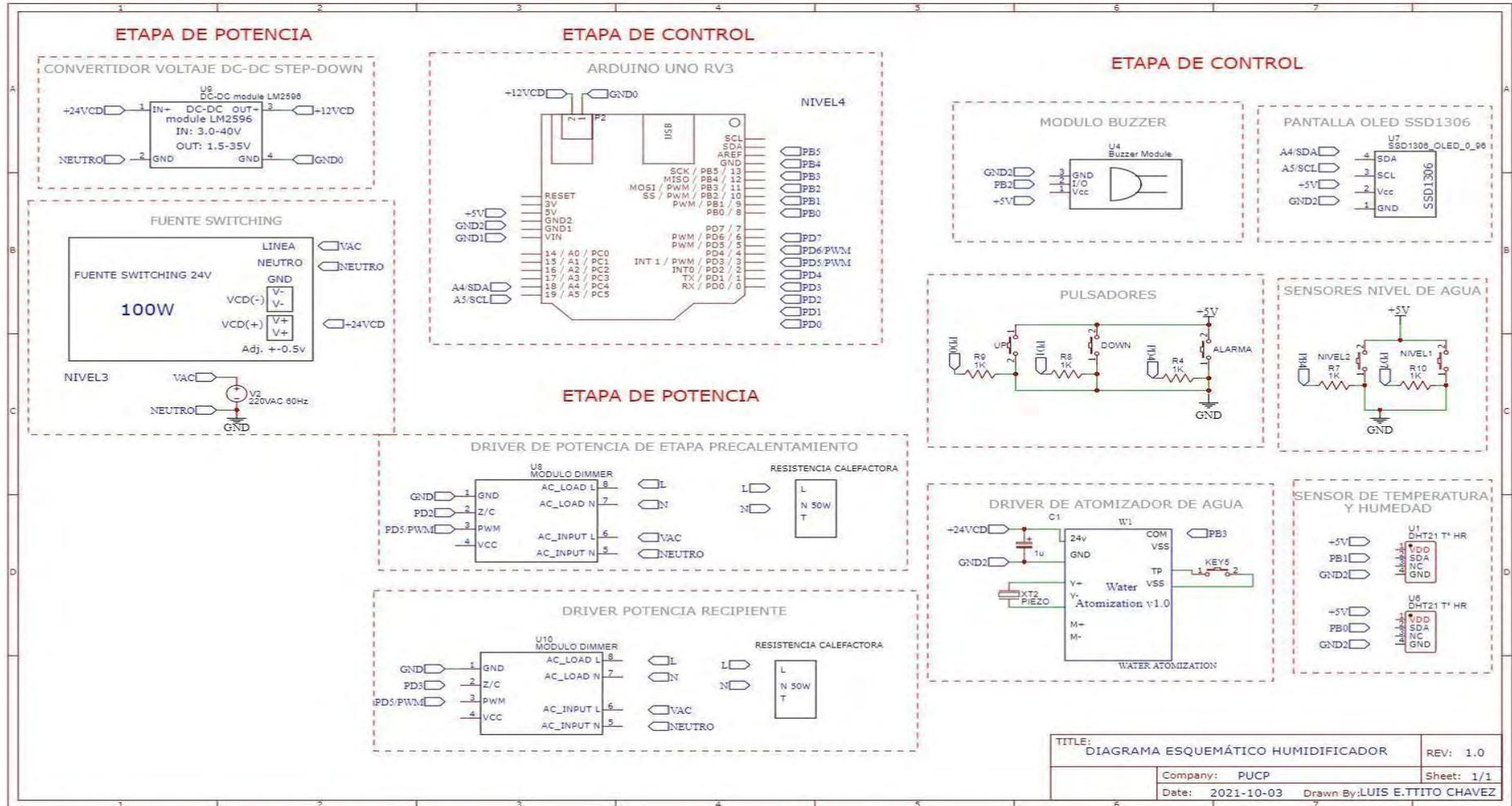


Figura C12. Dibujo en AutoCad General del Dispositivo – Vista Isométrica

Anexo D. Plano eléctrico



```

clc
clear
close all

%CONTROL DE TEMPERATURA
syms kp ki %Declaracion de variables a usar
thetal=3;% Tiempo de retardo
Cpc=389; % Calor especifico del aire
alfa=0.1*25;% eficiencia de la resistencia
A=0.705377454*0.0122; % Area de la resistencia
m=0.112*0.705377454;% Masa de la resistencia
U=200;
E=0.9; %emisividad
bz=5.67*10^(-8); %Cte Boltzman
K=alfa/(m*Cpc);
T=(U*A/(m*Cpc))+(4*E*bz*A*296.15^3/(m*Cpc));

%Funcion Transferencia
num1=[0 K];
den1=[1 T];
Gdelay=tf([0 1],[0 1],'InputDelay',thetal);%aproximacion de pade
GT=pade(Gdelay,1);%aproximacion de pade
GT1=tf(num1/(17.39*T),den1/(17.39*T));
G1=tf(num1,den1,'InputDelay',thetal);%FT temperatura
rlocus(GT1*GT)%lugar geometrico
sisotool(GT1*GT)% Sisotool para hallar compensador
step(G1)

% Especificaciones de Diseño
Mp=15; %Maximo Pico
ep=sqrt(((log(Mp/100))^2)/(pi^2+((log(Mp/100))^2)));
Tss = 60;
Wn=4/(ep*Tss);
roots([1 2*Wn*ep Wn*Wn])

```

```

%CONTROL DE HUMEDAD
Ts=3; %Periodo de Muestreo
Ga=0.001 ; % (m3/s) Flujo del aire suponiendo 60 l/min
p=1.25 ; % (kg/m3) densidad del aire
Cp=1006 ; % (j/kg°C) Calor especifico del aire presion cte
Cv=718.1; % (j/m3°C) Capacidad calorifica del aire a volumnte cte
V=0.008; %volumen del recipiente(m3)
R=0.043578556; % (°C.s/J) resistencia termica del recipiente espesor/Conductividad térmica
%Th:Temparatura dentro del recipiente humidificador
%Tc:Temperatura fuera del humidificador(T° de tubo calefactores)
%dn:Humedad dentro del recipiente humidificador
%dc: Humedad en el recipiente humidificador
%Funcion tranferencia
theta1=3;% Tiempo de retardo
K= (Ga*p*Cp) / (Ga*p*Cp+ (1/R));
T= (Cv*V) / (Ga*p*Cp+R);
num2=[0 1];
den2=[ (V/Ga) 1];
Gdelay=tf([0 1],[0 1], 'InputDelay',theta1)
GT=pade(Gdelay,1);%Aproximacion de PADE orden 1
GH=tf(num2,den2, 'InputDelay',theta1);%humedad
GT2=tf(num2,den2)
rlocus(GT2*GT)
step(GH)
sisotool(GT2*GT)

% Especificaciones de Diseño
Mp=15; %Maximo Pico
ep=sqrt( ((log(Mp/100))^2) / (pi^2+ ((log(Mp/100))^2)));
Tss = 60;
Wn=4/(ep*Tss);
roots([1 2*Wn*ep Wn*Wn])

```

Tubería de Cobre Tipo K	Ø 3/4"			
Diámetro Externo	22.225	mm	0.022225	m
Espesor de Pared	1.651	mm	0.001651	m
Diámetro Interno	18.923	mm	0.018923	m
Radio Interno	9.4615	mm	0.0094615	m
Longitud del codo total	64	mm	0.064	m

Longitudes de las tuberías				
Longitud Tubería 1 (Datos Aproximados)	120	mm	0.12	m
Longitud Tubería 2 (Datos Aproximados)	20	mm	0.02	m
Longitud Tubería 3 (Datos Aproximados)	60	mm	0.06	m
Longitud Tubería 4 (Datos Aproximados)	20	mm	0.02	m
Longitud Tubería 5 (Datos Aproximados)	60	mm	0.06	m
Longitud Tubería 6 (Datos Aproximados)	10	mm	0.01	m

Área interna del codo		
Longitud de circunferencia del codo	0.05944836	m
Longitud del arco mayor del codo	0.09793758	m
Longitud del arco menor del codo	0.0682134	m
Longitud del arco promedio del codo	0.08307549	m
Área interna del codo	0.0049387	m ²

Área interna de los tuberías		
Área Tubería 1	0.0071338	m ²
Área Tubería 2	0.00118897	m ²
Área Tubería 3	0.0035669	m ²
Área Tubería 4	0.00118897	m ²
Área Tubería 5	0.0035669	m ²
Área Tubería 6	0.00059448	m ²

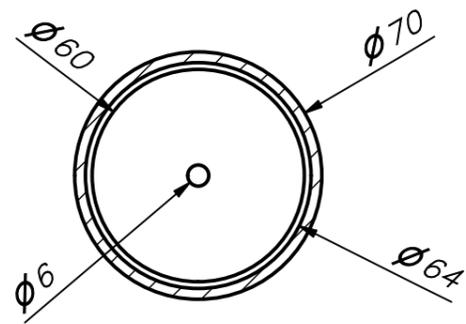
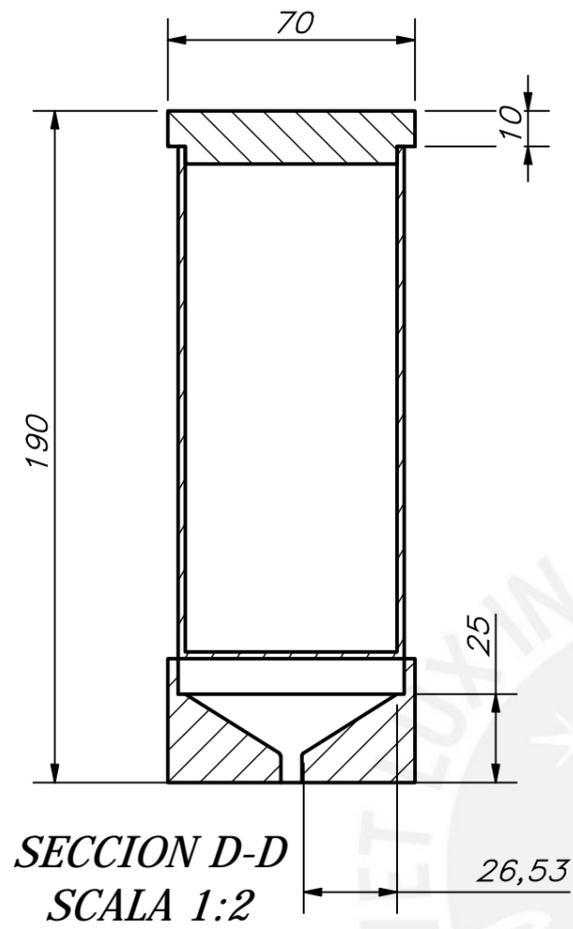
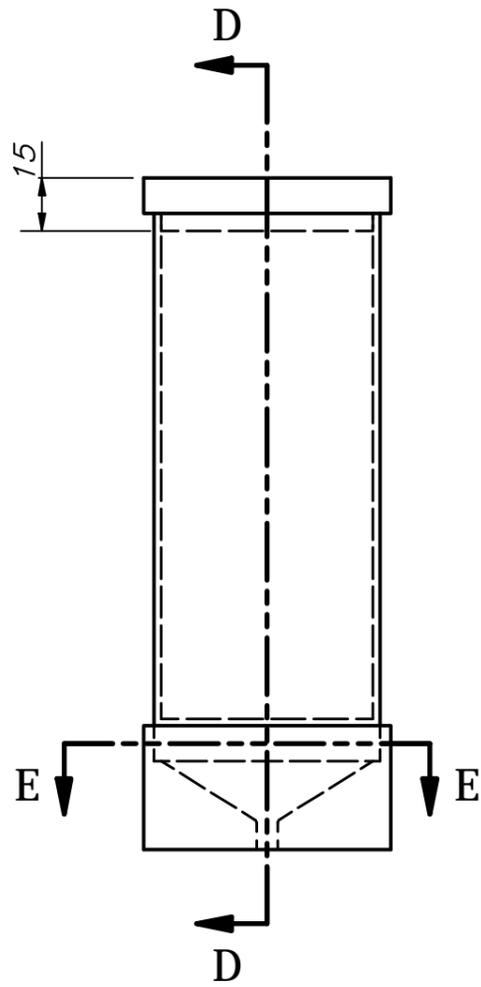
Conductividad del Cobre	386	W/(m*°C)
Resistencia Térmica Absoluta del Cobre (R)	0.04357856	°C / W
Flujo Másico (Ga)	60	L/min
Densidad del Aire (ρ)	1.25	Kg/m ³
Calor Específico del Aire a Presion CTE (Cp)	1006	J/ Kg * °C
Capacidad Calorífica del Aire a Volumen CTE (Cv)	718.1	J/ Kg * °C
Volumen del Recipiente (V)	0.0008	m ³

Longitud Interna de Tubería Total	0.70537745	m
Área Interna de Tubería Total	0.04193353	m ²

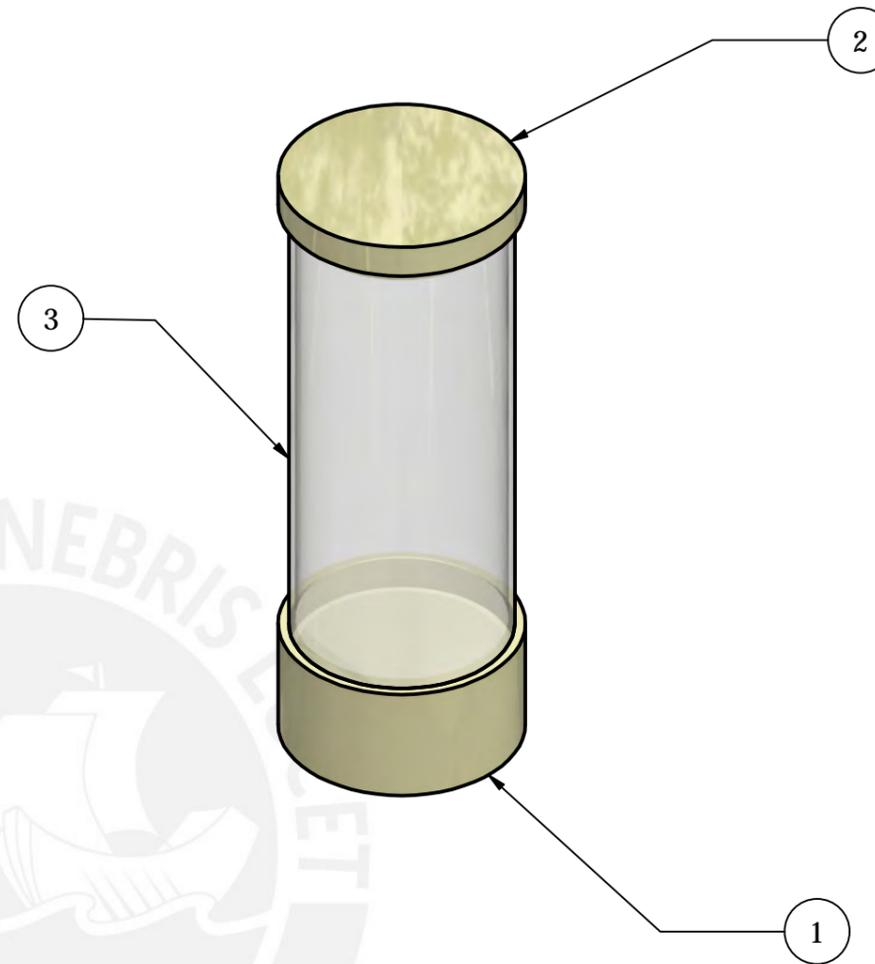
$$R_t = \frac{L}{kA}$$

where
 k is the materials conductivity [W.m⁻¹.K⁻¹]
 L is the plane thickness [m]
 A is the plane area [m²]

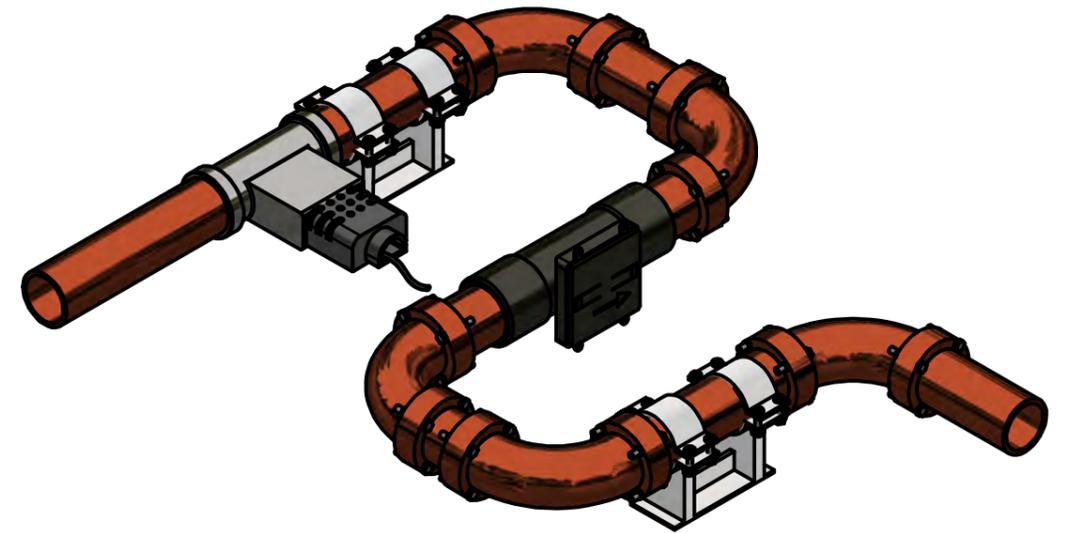
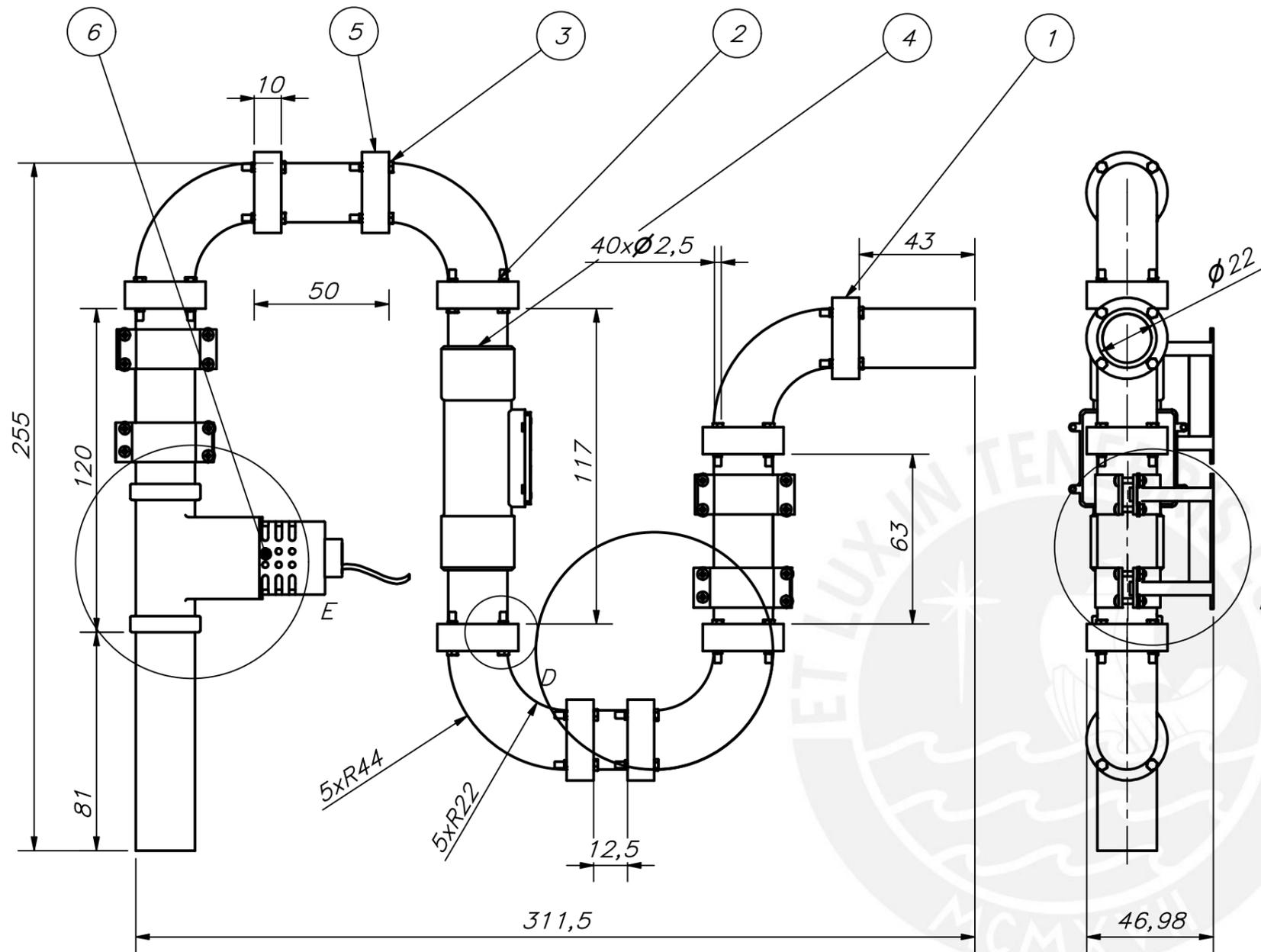
0.001 m³ /s



DETALLE E-E
SCALA 1:2

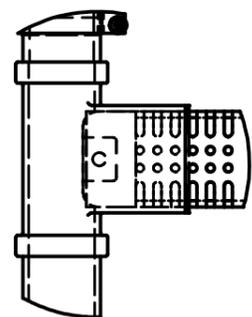


PARTS LIST					
POS.	CANT.	DESCRIPCIÓN	NORMA	MATERIAL	OBSERVACIONES
3	1	Cuerpo Tanque		ABS Plastico	
2	1	Tapa Tanque		Poliestireno	
1	1	Base Tanque		Poliestireno	
PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ CIENCIA E INGENIERÍA-INGENIERÍA MECATRÓNICA					
MÉTODO DE PROYECCIÓN		MTR		ESCALA	
		RECIPIENTE AGUA		1:2	
20161636		TTITO CHAVEZ, LUIS ENRIQUE		FECHA: 2022.08.30	
				LÁMINA: A3	

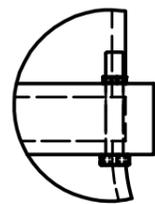


PARTS LIST

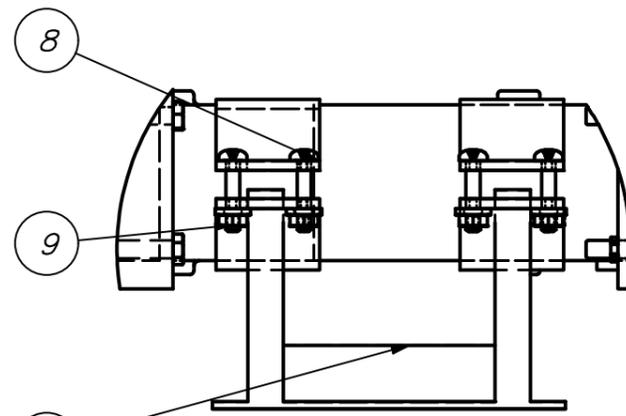
POS.	CANT.	DESCRIPCIÓN	NORMA	MATERIAL	OBSERVACIONES
9	16	Tuerca M2 x 0.4	ANSI B 18.2.4.1 M		
8	16	Perno M2x0.4 x 10	ANSI B18.6.7M		
7	2	Soporte Tubería		PVC	
6	1	Sensor de temperatura		DHT21	
5	1	Tubería 2		Cobre Tipo K	
4	1	Sensor de flujo masico de aire		F103V	
3	40	Tuerca M12		Generic	
2	40	Perno M12X15		Generic	
1	1	Tubería 1		Cobre Tipo K	



DETALLE E
ESCALA 1 : 2

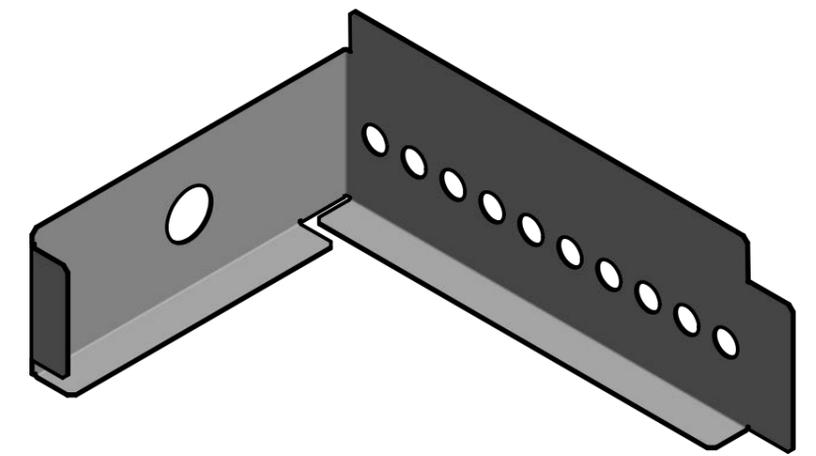
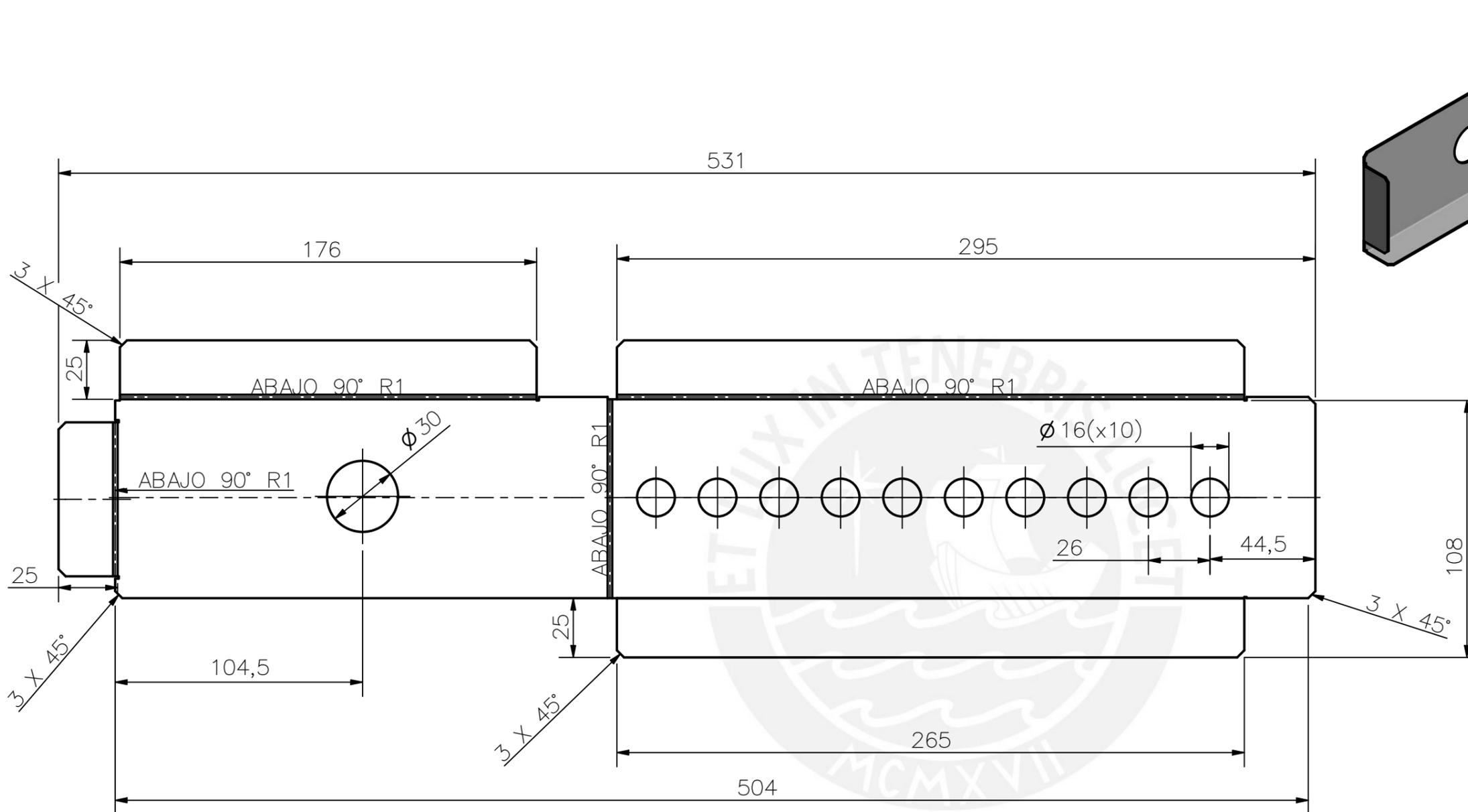


DETALLE D
ESCALA 1 : 1

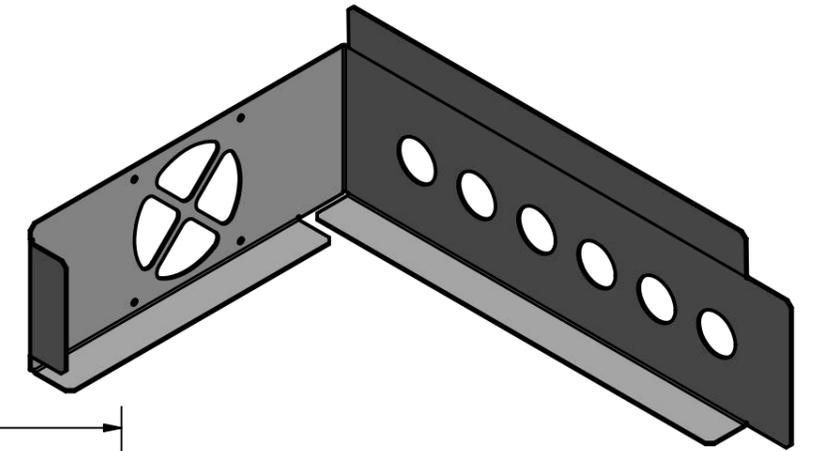
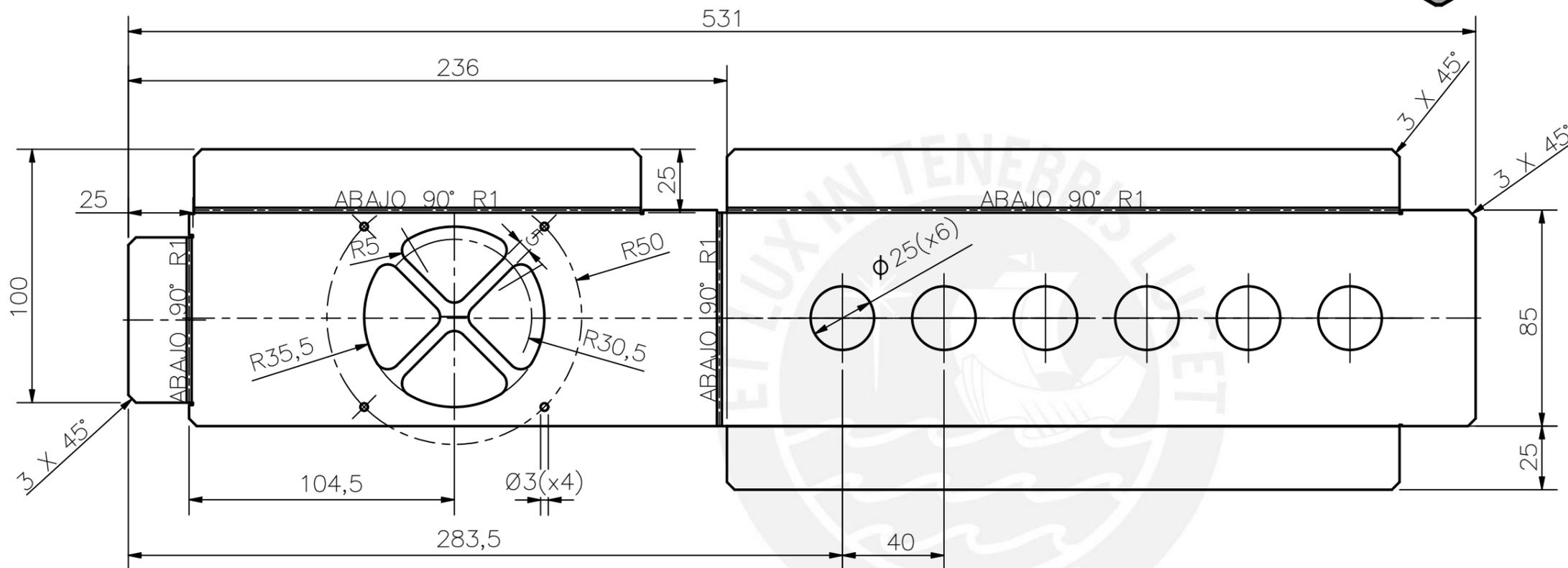


DETALLE F
ESCALA 1 : 1

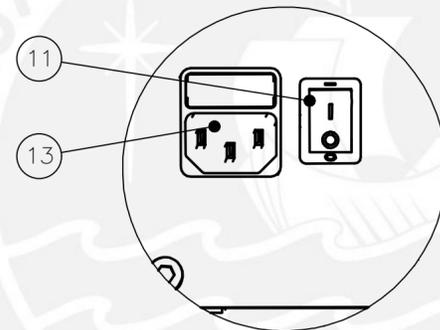
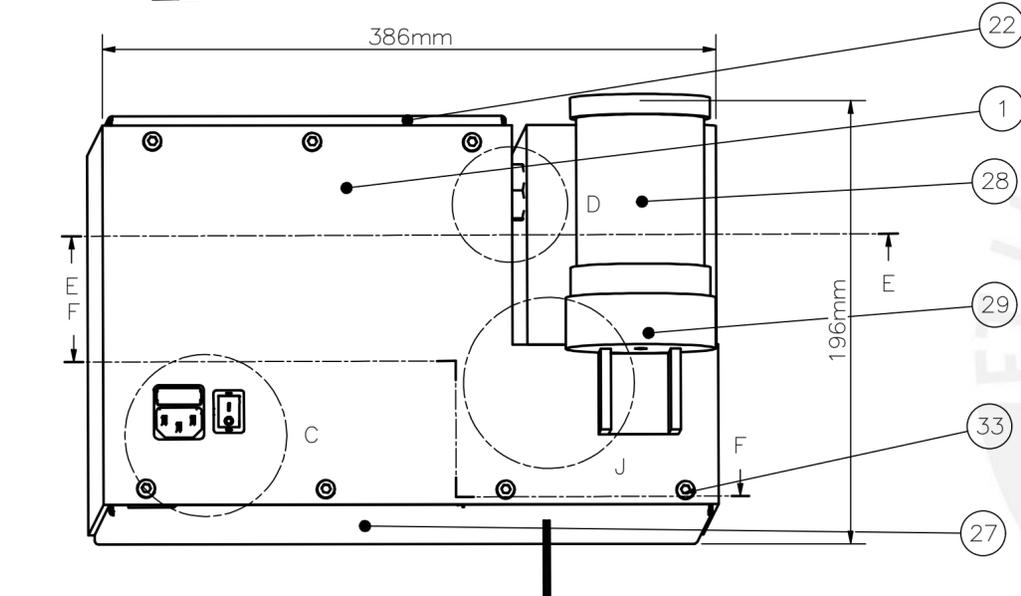
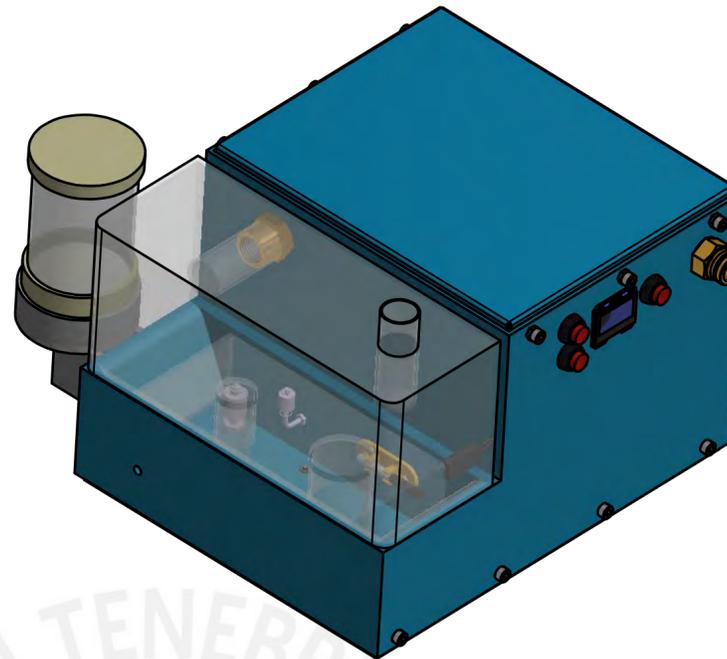
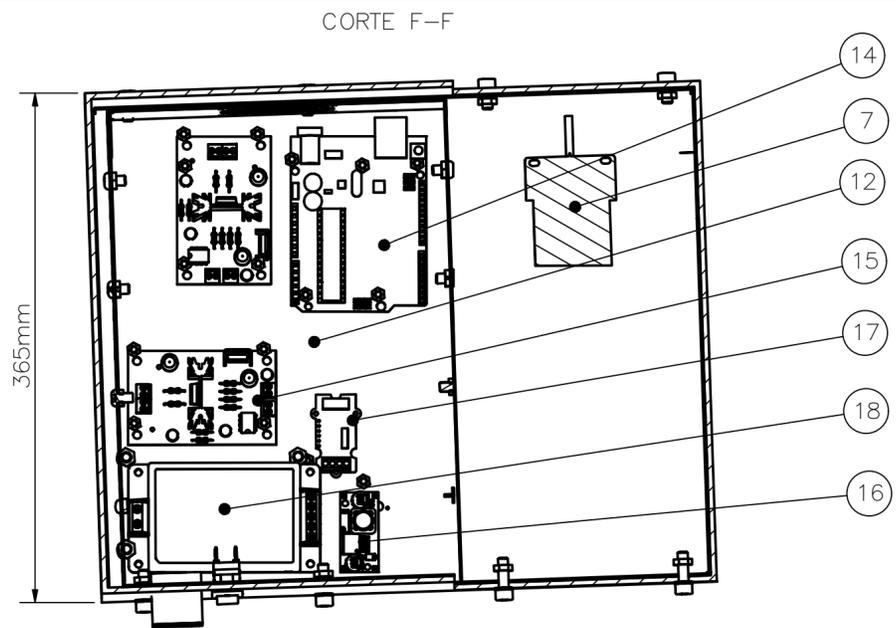
POS.	CANT.	DESCRIPCIÓN	NORMA	MATERIAL	OBSERVACIONES
PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ INGENIERÍA MECATRÓNICA					
MÉTODO DE PROYECCIÓN		MTR		ESCALA	
				ETAPA PRECALENTAMIENTO	
20161636		TTITO CHAVEZ, LUIS ENRIQUE		FECHA: 2022.08.28	
				LÁMINA: A3	



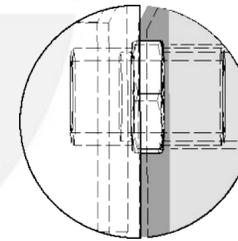
ACABADO SUPERFICIAL	TOLERANCIA GENERAL	MATERIAL
		ALUMINIO GALVANIZADO
PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ CIENCIAS E INGENIERÍA-INGENIERÍA MECATRÓNICA		
MÉTODO DE PROYECCIÓN	TRABAJO DE FIN DE CARRERA-MTR2	ESCALA
	CAJA ELECTRICA TAPA DERECHA	1:3
20161636	TTITO CHAVEZ,LUIS ENRIQUE	FECHA: 2022.09.04
		LÁMINA: A3



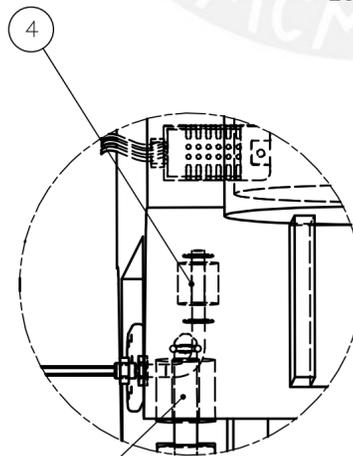
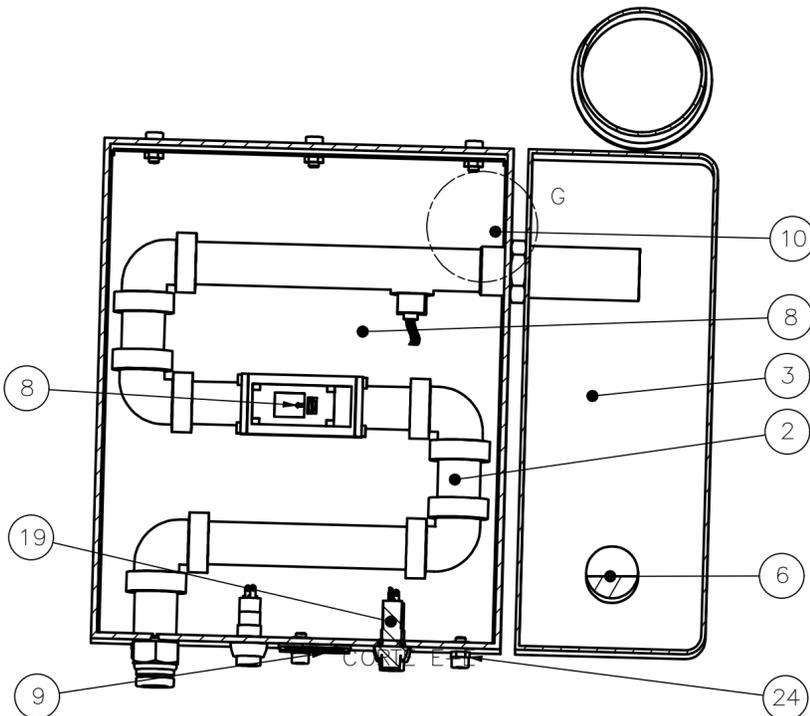
ACABADO SUPERFICIAL	TOLERANCIA GENERAL	MATERIAL
		ALUMINIO GALVANIZADO
PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ CIENCIAS E INGENIERÍA-INGENIERÍA MECATRÓNICA		
MÉTODO DE PROYECCIÓN	TRABAJO DE FIN DE CARRERA-MTR2	ESCALA
	CAJA ELECTRICA TAPA IZQUIERDA	1:3
20161636	TTITO CHAVEZ,LUIS ENRIQUE	FECHA: 2022.09.04
		LÁMINA: A3



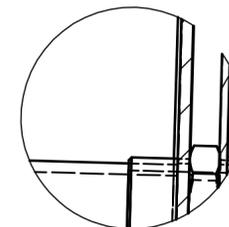
DETALLE C
ESCALA 1:2



DETALLE D
ESCALA 1:2



DETALLE J
ESCALA 1:2



DETALLE G
ESCALA 1:2

PARTS LIST

POS.	CANT.	DESCRIPCIÓN	NORMA	MATERIAL	OBSERVACIONES
29	1	SoporteTanque		PLA	
28	1	TanqueAgua			
27	1	Tapa Inferior		Resina termoplastica	
26	4	ISO 4036 - M3	ISO 4036	Acero	
25	14	ISO 7092 - ST 5 - 140 HV	ISO 7092	Acero Inoxidable	Rosca
24	14	ISO 4036 - M5	ISO 4036	Acero	Arandela
23	14	ISO 4762 - M5 x 10	ISO 4762	Acero Inoxidable, 440C	Allen
22	1	Tapa Superior		Resina termoplastica	
21	4	ISO 1207 - M3 x 5	ISO 1207	Acero Inoxidable, 440C	Plano
20	1	Sensor de temperatura		Generico	DS18B20
19	3	Pulsador		Generico	
18	1	Fuente de poder Switching		Generico	100W
17	1	Modulo de atomizacion de agua		Generico	Grove
16	1	Módulo convertidor Buck		Generico	LM2596
15	2	Módulo Dimmer AC		Generico	220V/2A
14	1	Arduino Uno		Aluminio 6061-AHC	
13	1	Enchufe		Generico	Norma Americana
12	1	Caja de control		Aluminio	
11	1	Switch ON/OFF		Generico	
10	2	Sensor de temperatura y humedad		Generico	DHT21
9	1	Pantalla OLED		Generico	SSD1306
8	1	Sensor de flujo máscico de aire		Generico	F1031V
7	1	Resistencia Plana		Generico	50W
6	1	Atomizador de agua		Generico	NB-80E-01-H
5	1	Sensor de nivel de líquido inferior		Generico	Vertical
4	1	Sensor de nivel de líquido superior		Generico	Horizontal
3	1	Recipiente Humidificador		PLA	
2	1	Tubería de cobre tipo "K"		Cobre	
1	1	Carcasa Humidificador		Resina termoplastica	

POS.	CANT.	DESCRIPCIÓN	NORMA	MATERIAL	OBSERVACIONES
------	-------	-------------	-------	----------	---------------

PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ
INGENIERÍA MECATRÓNICA

MÉTODO DE PROYECCIÓN	MTR	ESCALA
	<p>DISPOSITIVO HUMIDIFICADOR</p>	<p>1:3</p>
20161636	TTITO CHAVEZ, LUIS ENRIQUE	FECHA: 2022.07.29
		LÁMINA: A3