

UNIVERSIDAD NACIONAL SAN ANTONIO ABAD DEL CUSCO

FACULTAD DE INGENIERÍA ELÉCTRICA, ELECTRÓNICA, INFORMÁTICA Y MECÁNICA

ESCUELA PROFESIONAL DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA



TESIS:

**DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN SISTEMA DE CONTROL DE
CONCENTRACIÓN DE OXÍGENO PARA INCUBADORAS NEONATALES**

Para optar el Título Profesional de Ingeniero Electrónico

Autor:

Bach. Octavio Surco Samohuallpa


Asesor:

Ing. Luis Jiménez Troncoso

Financiada mediante Resolución N°-1033-2019-UNSAAC

CUSCO-PERÚ

2021



*Expreso mi agradecimiento a mis padres y hermana que me acompañaron
y brindaron apoyo durante mi formación personal y profesional.*

*A los docentes de la Escuela Profesional de Ingeniería Electrónica por la
orientación y enseñanza durante el transcurso de mis estudios.*

*A la Universidad Nacional San Antonio Abad del Cusco y el programa de
financiamiento de tesis de pregrado “YACHAYNINCHIS WIÑARINANPAQ”.*

RESUMEN

La carencia actual de equipos de atención médica en el área de neonatología de los hospitales públicos del Perú, impulsa la generación de alternativas y soluciones tecnológicas por medio de la aplicación de conocimientos teóricos y prácticos de la rama de la ingeniería electrónica. En el presente proyecto, se desarrolla un sistema de control automatizado de suministro de oxígeno en una incubadora neonatal Olidef modelo SCTI Line 4 donada por el Hospital Regional del Cusco al laboratorio de Biomédica de la Escuela Profesional de Ingeniería Electrónica de la UNSAAC, con el objetivo de generar una alternativa accesible y económica al tratamiento de oxigenoterapia neonatal.

Inicialmente, se identificó el proceso de suministro de oxígeno dentro de la cabina de la incubadora neonatal mediante un circuito de adquisición de datos. Posteriormente, se diseñó y construyó el sistema de control, que comprende la etapa de medición, el controlador PID digital, el actuador que está compuesto por un servomotor acoplado a un regulador de oxígeno y la plataforma HMI para visualizar e ingresar los datos, todo el sistema es gestionado por un microcontrolador PIC16F887.

Para la identificación de los parámetros de control PID, se utilizó la herramienta “pidtool” del software “MatLab”. Los resultados obtenidos fueron analizados experimentalmente en laboratorio, y mediante sintonización manual se incrementó la velocidad de respuesta del sistema variando los parámetros del controlador PID. En consecuencia, la respuesta final del sistema cumple con los requisitos para el suministro de oxígeno a pacientes neonatos. Asimismo, la respuesta en estado transitorio y estacionario es estable y tiene una velocidad de respuesta menor a 60 segundos frente a perturbaciones.

Tabla de Contenidos

INTRODUCCIÓN	1
CAPÍTULO 1	2
ASPECTOS GENERALES	2
1.1. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	2
1.2. FORMULACIÓN DEL PROBLEMA.....	2
1.3. OBJETIVOS	3
1.3.1. OBJETIVO GENERAL.....	3
1.3.2. OBJETIVOS ESPECÍFICOS.....	3
1.4. JUSTIFICACIÓN	3
1.5. LIMITACIONES	4
1.6. ALCANCE.....	4
1.7. IDENTIFICACIÓN DE VARIABLES.....	4
1.7.1. VARIABLE CONTROLADA.....	4
1.7.2. VARIABLE MANIPULADA	5
1.8. INDICADORES	5
1.9. METOLOGÍA.....	5
CAPÍTULO 2.....	6
MARCO TEÓRICO.....	6

2.1. NEONATO	6
2.1.1. SIGNOS VITALES DEL RECIÉN NACIDO.....	7
2.1.2. RESPIRACIÓN NEONATAL.....	8
2.1.3. SATURACIÓN DE OXÍGENO NEONATAL.	9
2.2. OXIGENOTERAPIA NEONATAL.....	10
2.2.1. RIESGOS RELACIONADOS A LA OXIGENOTERAPIA.	11
2.3. SISTEMAS DE OXIGENOTERAPIA.....	11
2.3.1. SISTEMAS DE BAJO FLUJO.....	12
2.3.2. SISTEMAS DE ALTO FLUJO.....	12
2.3.3. SISTEMAS DE FLUJO MIXTO.....	13
2.4. FASES DE LA OXIGENOTERAPIA NEONATAL.....	13
2.4.1. FASE I DE LA OXIGENOTERAPIA NEONATAL.....	14
2.4.2. FASE II DE LA OXIGENOTERAPIA NEONATAL.....	15
2.4.3. FASE III DE LA OXIGENOTERAPIA NEONATAL.	15
2.5. MATERIAL Y EQUIPO DE OXIGENOTERAPIA.....	16
2.5.1. CILINDRO DE OXÍGENO.....	16
2.5.2. MANÓMETRO Y MANORREDUCTOR.....	16
2.5.3. FLUJÓMETRO Y REGULADOR.....	16
2.5.4. HUMIDIFICADOR.....	17

2.6. INCUBADORA NEONATAL	17
2.6.1. PRINCIPIOS DE FUNCIONAMIENTO	18
2.6.1.2. SISTEMA DE CONTROL DE HUMEDAD.....	19
2.6.2. CLASIFICACIÓN DE LAS INCUBADORAS NEONATALES.....	20
2.6.3. NORMA UNE-EN 60601-2-19	21
2.6.4. PROBLEMAS Y RIESGOS FRECUENTES.....	22
2.7. SISTEMA DE CONTROL	22
2.7.1. SISTEMA DE CONTROL DE LAZO ABIERTO.....	23
2.7.2. SISTEMA DE CONTROL DE LAZO CERRADO	23
2.8. SISTEMAS DE PRIMER ORDEN	24
2.8.1. RESPUESTA AL ESCALÓN DE UN SISTEMA DE PRIMER ORDEN.	25
2.9. CONTROLADOR AUTOMÁTICO	27
2.9.1. CONTROLADOR PID.....	27
2.9.2. SINTONIZACIÓN PID POR ZIEGLER-NICHOLS (PRIMER MÉTODO)	30
2.10. CONVERSIÓN ANALÓGA DIGITAL.....	31
2.10.1. VENTAJAS DEL USO DE SEÑALES DIGITALES.....	32
2.10.2. ETAPAS DE LA CONVERSIÓN ANALÓGICA DIGITAL	32
2.11. SISTEMA DE ADQUISICIÓN DE DATOS	34
2.11.1. SENSOR.	34

2.11.2. ETAPA DE ACONDICIONAMIENTO DE SEÑAL.	34
2.11.3. PLACA DE ADQUISICIÓN DE DATOS.	35
2.11.4. ORDENADOR (PC).	35
2.12. CONTROLADOR PID DIGITAL.	35
2.13. SENSOR ELECTROGALVÁNICO DE OXÍGENO	38
2.14. MODULACIÓN POR ANCHO DE PULSO (PWM)	38
2.15. SERVOMOTOR	39
2.16. HMI (Human Machine Interface)	40
2.16.1. TECLADO MATRICIAL.....	41
2.16.2. DISPLAY LCD.....	43
2.17. MICROCONTROLADOR PIC16F887.....	44
CAPÍTULO 3.....	45
ANÁLISIS, DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DEL SISTEMA.....	45
3.1. DEFINICIÓN DEL SISTEMA DE CONTROL.....	45
3.2. IDENTIFICACIÓN DE LA FUNCIÓN DE TRANSFERENCIA DEL PROCESO ..	46
3.2.1. ANÁLISIS Y DEFINICIÓN DE LA INCUBADORA NEONATAL	47
3.2.2. DISEÑO DEL ACTUADOR	48
3.2.3. DISEÑO DEL SISTEMA DAQ DE CONCENTRACIÓN DE OXÍGENO	52
3.2.4. OBTENCIÓN DE LA FUNCIÓN DE TRANSFERENCIA DEL PROCESO	59

3.3. DISEÑO DE LA ETAPA DE CONTROL	62
3.3.1. SINTONIZACIÓN DEL CONTROLADOR PID POR EL MÉTODO DE ZIEGLER-NICHOLS	63
3.5.2. IDENTIFICACIÓN DE LOS PARÁMETROS DE CONTROL CON PIDTOOL DE MATLAB	65
3.5.3. IMPLEMENTACIÓN DEL CONTROLADOR.....	68
3.6. DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE LA INTERFAZ DE USUARIO (HMI)	71
3.7. IMPLEMENTACIÓN DEL SISTEMA DE CONTROL	72
4.1.2. DISEÑO E IMPRESIÓN DE LAS TARJETAS DE CIRCUITO IMPRESO DEL SISTEMA DE CONTROL	73
4.1.3. DISEÑO Y FABRICACIÓN DE LAS CAJAS DE CIRCUITOS Y EL ACOPLAMIENTO MECÁNICO DEL ACTUADOR.....	75
CAPÍTULO 4.....	78
PRUEBAS Y RESULTADOS.....	78
4.1. PRUEBAS DEL SISTEMA DE CONCENTRACIÓN DE OXÍGENO.....	78
4.2. RESULTADOS DE LAS PRUEBAS DEL SISTEMA DE CONTROL.....	81
CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES.....	82
CONCLUSIONES	82
RECOMENDACIONES.....	83
Lista de referencias	84

ANEXOS	92
ANEXO 1.....	92
ANEXO 2.....	95
ANEXO 3.....	96
ANEXO 4.....	100
ANEXO 5.....	101
ANEXO 6.....	102
ANEXO 7.....	103
ANEXO 8.....	107
ANEXO 9.....	108



Lista de tablas

Tabla 1: Clasificación del neonato por la edad gestacional [4]	6
Tabla 2: Valores normales de los signos vitales del recién nacido [5]	7
Tabla 3: Rangos de saturación óptima para recién nacidos [8]	10
Tabla 4: Fases de la oxigenoterapia y dispositivos de suministro [15].....	13
Tabla 5: Clasificación de cilindros de oxígeno.....	16
Tabla 6: Problemas y riesgos relacionados al uso de incubadoras neonatales [20].....	22
Tabla 7: Respuesta de un sistema de primer orden frente a una entrada escalón	26
Tabla 8: Regla de sintonía del controlador PID por el primer método de Ziegler-Nichols.....	31
Tabla 9: Asignación de entradas con resistencias pull up para un teclado matricial 4x4	42
Tabla 10: Pines de conexión de la pantalla LCD	43
Tabla 11: Características principales del microcontrolador PIC16F887 [29]	44
Tabla 12: Guía referencial de suministro de oxígeno para la incubadora Olidef SCTI Line 4	47
Tabla 13: Niveles de flujo del Regulador tipo Yugo Western Scott Inc. CGA870	48
Tabla 14: Relación del servomotor y el regulador para el control del actuador	49
Tabla 15: Valores de control hallados en laboratorio del servomotor TowerPro MG995.....	51
Tabla 16: Parámetros de control de la respuesta hallada por sintonización de Zieger-Nichols ...	64
Tabla 17: Parámetros de control del controlador tipo P	65
Tabla 18: Parámetros de control del controlador tipo PI	66

Tabla 19: Parámetros de control del controlador tipo PID 67

Tabla 20: Parámetros del controlador PID digital 68

Tabla 21: Parámetros del controlador PID digital hallados mediante sintonización manual 80



Lista de figuras

Figura 1: Dispositivos de bajo flujo [13]:.....	12
Figura 2: Flujograma del proceso de atención de la fase I para oxigenoterapia neonatal [16].....	14
Figura 3: Regulador tipo yugo [18]	17
Figura 4: Partes principales de una incubadora neonatal:.....	18
Figura 5: Diagrama de control de temperatura y humedad en una incubadora neonatal.....	19
Figura 6: Diagrama de sistema de control de oxígeno en una incubadora neonatal.....	20
Figura 7: Diagrama de bloques de un sistema de control de lazo abierto.....	23
Figura 8: Diagrama de bloques de un sistema de control de lazo cerrado.....	24
Figura 9: Curva de respuesta de un sistema de primer orden frente a una entrada escalón.....	26
Figura 10: Identificación por Ziegler-Nichols en una curva de respuesta Sigmoidal.....	31
Figura 11: Etapas de la conversión análogo-digital (CAD).....	32
Figura 12: Partes de un sistema de adquisición de datos.....	34
Figura 13: Diagrama de bloques de la ley de acción de control de un controlador PID digital ...	37
Figura 14: Partes de un sensor electrogalvánico de oxígeno [26]	38
Figura 15: Parámetros característicos de una señal PWM.....	38
Figura 16: Partes de un servomotor [27].....	39
Figura 17: Posición del eje del servomotor para distintas señales de entrada PWM.....	40
Figura 18: Diagrama de bloques del control de posición de un servomotor	40

Figura 19: Diagrama básico de un sistema HMI	41
Figura 20: Configuración del teclado matricial 4x4	41
Figura 21: Pantalla LCD 16X4 (16 Columnas y 4 Filas).....	43
Figura 22: Estructura básica del microcontrolador PIC16F887 [30].....	44
Figura 23: Diagrama de bloques del sistema de control de lazo cerrado de concentración de oxígeno.....	45
Figura 24: Esquema del sistema de control de concentración de oxígeno para una incubadora neonatal.....	46
Figura 25: Diagrama de bloques del proceso de suministro de oxígeno en lazo abierto.....	47
Figura 26: Actuador del sistema de control (Servomotor acoplado al regulador tipo Yugo).....	48
Figura 27 : Identificación de valores de control de posición del eje del servomotor TowerPro MG995	51
Figura 28: Diagrama de bloques del sistema de adquisición de datos de concentración de oxígeno	52
Figura 29: Distribución del conector del sensor de oxígeno Draeger 6850645.....	53
Figura 30: Conexión del sensor de oxígeno Draeger 6850645.....	54
Figura 31: Amplificador operacional en configuración amplificador no inversor [33].....	54
Figura 32: Etapa de amplificación de la señal del sensor de oxígeno Draeger 6850645.....	55
Figura 33: Ubicación de la fuente de voltaje del sistema y sus terminales de alimentación	56
Figura 34: Diagrama del sistema de adquisición de datos de concentración de oxígeno	57

Figura 35: Pantalla de visualización de información del sistema DAQ de concentración de oxígeno.....	59
Figura 36: Instalación del sistema DAQ en la incubadora neonatal	60
Figura 37: Respuesta del proceso frente a un escalón de 6 l/min (29% de concentración de oxígeno deseada).....	60
Figura 38: Estimación proporcionada por MatLab de la respuesta del proceso	61
Figura 39: Diagrama de bloques del sistema de control digital de concentración de O ₂ para una incubadora neonatal	62
Figura 40: Identificación del punto de inflexión y la recta tangente de la curva del proceso	63
Figura 41: Respuesta del sistema utilizando un controlador PID por sintonización de Ziegler-Nichols	64
Figura 42: Respuesta del sistema con un controlador tipo P hallado mediante sintonización con “pidtool”	65
Figura 43: Respuesta del sistema con el controlador tipo “PI” hallado mediante sintonización con “pidtool”	66
Figura 44: Respuesta del sistema con un controlador tipo PID hallado mediante sintonización con “pidtool”	67
Figura 45: Flujograma del controlador PID digital del sistema de control.....	70
Figura 46: Flujograma del proceso de la Interfaz de Usuario (HMI)	71

Figura 47: Teclado de la HMI del sistema de control de concentración de O ₂ para una incubadora neonatal	72
Figura 48: Pantallas de configuración HMI del sistema de control de concentración de O ₂ para una incubadora neonatal	72
Figura 49: Flujograma del sistema de control de concentración de O ₂ para una incubadora neonatal.....	73
Figura 50: Diseño de la tarjeta de circuito impreso del controlador de concentración de oxígeno	74
Figura 51: Diseño de la tarjeta de circuito impreso del sensor de oxígeno	74
Figura 52: Implementación de las tarjetas impresas de circuitos	75
Figura 53: Diseño de la caja del circuito de controlador y el acoplamiento mecánico del actuador del sistema.....	76
Figura 54: Diseño de la caja del circuito de sensor de oxígeno.....	76
Figura 55: Implementación del acoplamiento y las cajas de circuitos.....	77
Figura 56: Pruebas en laboratorio del prototipo del sistema de control	78
Figura 57: Respuesta experimental del sistema utilizando los valores hallados por pidtool.....	79
Figura 58: Respuesta experimental del sistema utilizando sintonización manual.....	80

INTRODUCCIÓN

El suministro de oxígeno es una de las medidas terapéuticas más importantes en el servicio de neonatología de los hospitales, porque permite mantener los signos vitales del recién nacido dentro de los valores normales. Por esta razón, es necesario generar alternativas y soluciones tecnológicas para la oxigenoterapia neonatal. Asimismo, las incubadoras neonatales son los equipos más utilizados en la atención de pacientes recién nacidos, y son utilizadas para generar un ambiente con temperatura y humedad controlada para la supervivencia del neonato. Adicionalmente, algunas incubadoras poseen un sistema auxiliar de suministro de oxígeno.

La propuesta de este proyecto es generar una alternativa para la oxigenoterapia neonatal, mediante la implementación de un sistema de control automatizado de suministro de oxígeno dentro de la cabina de una incubadora neonatal. En este sentido, es necesario diseñar y construir un sistema de control en lazo cerrado, que utilice un controlador sencillo y eficaz para medir y controlar la concentración de oxígeno existente. Por esta razón, el sistema requiere una etapa de medición incorporada dentro de la cabina para medir la cantidad de oxígeno existente, un actuador para controlar el oxígeno suministrado por la fuente y una plataforma HMI para la interacción con el usuario.

CAPÍTULO 1

ASPECTOS GENERALES

1.1. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

En el Perú existe una tasa considerable de mortalidad neonatal, siendo las causas principales los nacimientos pretérmino y la asfixia neonatal [1]. En el mes de setiembre del año 2019 se reportó la muerte de casi un centenar de recién nacidos por falta de incubadoras neonatales [2].

La oxigenoterapia es uno de los tratamientos más importantes en la atención de pacientes recién nacidos. El equipo más utilizado son las cánulas nasales con control manual de la cantidad de oxígeno proporcionado al paciente. Por esta razón, es necesario generar una alternativa accesible y económica para el suministro automatizado de oxígeno neonatal.

Además, gran parte de las incubadoras neonatales utilizadas en los hospitales públicos del país poseen un sistema en lazo abierto de suministro manual de oxígeno, que por medio de una toma externa permite la conexión de un cilindro para entregar el gas directamente al habitáculo de la incubadora.

1.2. FORMULACIÓN DEL PROBLEMA

Gran parte de las incubadoras neonatales de los hospitales públicos del Perú carecen de un sistema de control automatizado de suministro de oxígeno.

1.3. OBJETIVOS

1.3.1. OBJETIVO GENERAL

Diseñar y construir un sistema de control automatizado para el suministro de oxígeno en una de las incubadoras neonatales donadas por el Hospital Regional del Cusco.

1.3.2. OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Obtener el modelo y la función de transferencia del proceso.
- Determinar y diseñar el controlador del sistema.
- Diseñar una plataforma HMI de fácil uso y acceso para el usuario.
- Generar una alternativa accesible y económica para la oxigenoterapia neonatal.

1.4. JUSTIFICACIÓN

Los hospitales públicos del Perú carecen de equipos de oxigenoterapia e incubadoras neonatales con un sistema de control de oxígeno automatizado, esto provoca un incremento en la tasa de mortalidad neonatal y en las complicaciones médicas de los pacientes neonatos que requieren oxigenoterapia. La construcción y diseño de un sistema de control de suministro de oxígeno en incubadoras neonatales genera una alternativa accesible para este tratamiento. Asimismo, podría cubrir la carencia de equipos de oxigenoterapia neonatal en el sector de salud pública del país.

El Hospital Regional del Cusco en coordinación con la Escuela Profesional de Ingeniería Electrónica de la Universidad Nacional San Antonio Abad del Cusco, busca repotenciar y dar en funcionamiento varias incubadoras en desuso. En este sentido, como parte del programa de repotenciación se realizará la implementación del sistema en una de estas incubadoras.

1.5. LIMITACIONES

En la realización del proyecto no se considera trabajar o experimentar con pacientes neonatos. En consecuencia, el sistema de control no percibe como variable de control los signos vitales del paciente.

El sistema de control diseñado es una alternativa para la oxigenoterapia neonatal. La aplicación y uso directo con pacientes requiere evaluación de profesionales de la salud especializados en neonatología.

1.6. ALCANCE

Este proyecto comprende el análisis del suministro habitual de oxígeno en estos equipos y la necesidad de generar una alternativa accesible para la oxigenoterapia neonatal.

Los aspectos específicos de desarrollo abarcan el análisis y definición de la respuesta del proceso de suministro de oxígeno, la determinación del sensor y actuador adecuado para controlar la concentración existente dentro de la cabina de la incubadora y la construcción e implementación del sistema de control utilizando un controlador que gestione todas las etapas.

1.7. IDENTIFICACIÓN DE VARIABLES

Para la definición de las variables del proyecto se utiliza la definición de control de procesos. En consecuencia, existe una variable a controlar que es medida y una variable manipulada que mediante su variación puede realizarse el control del sistema.

1.7.1. VARIABLE CONTROLADA

- Concentración de oxígeno dentro de la cabina de la incubadora neonatal.

1.7.2. VARIABLE MANIPULADA

- Flujo de oxígeno suministrado a la incubadora.

1.8. INDICADORES

- Diferencia entre el valor de entrada deseado y el valor de salida medido de concentración de oxígeno dentro de la incubadora.
- Tiempo y velocidad de respuesta del controlador.
- Rango de medición del sensor de oxígeno.
- Capacidad de respuesta del actuador.
- Límite de concentración de oxígeno dentro de la cabina de la incubadora neonatal.

1.9. METOLOGÍA

El proyecto desarrollado es de tipo cuantitativo, deductivo y experimental, porque analiza el fenómeno real de suministro de oxígeno en una incubadora neonatal con el objetivo de definir, diseñar e implementar un sistema de control automatizado. De tal modo, utiliza métodos y teorías de control con contrastación de resultados medibles. Además, considerando el desarrollo y el manejo de las variables la tesis es de carácter aplicativo y tecnológico.

Además, las variables tienen la condición de manejabilidad y pueden ser controladas para obtener una respuesta deseada del sistema. A partir de los resultados finales se podrá generar nuevas hipótesis sobre la funcionalidad y aplicación en el área de neonatología del sector salud público del país del sistema de control de concentración de oxígeno diseñado.

CAPÍTULO 2

MARCO TEÓRICO

2.1. NEONATO

Se considera neonato o recién nacido a un ser humano que tiene hasta 30 días de vida desde su nacimiento. Dentro de esta etapa puede producirse sucesos o complicaciones médicas críticas, por esta razón es importante monitorear constantemente el estado del paciente y brindarle atención médica inmediata de ser necesario.

Desde el primer momento de vida debe ser monitoreado por profesionales médicos de la salud especializados para realizarle una serie de evaluaciones de peso, medidas generales, aspecto, madurez física, madurez neuromuscular y el estado de los signos vitales [3].

La clasificación de los neonatos es de acuerdo a la edad gestacional o edad del embrión al nacer desde la concepción.

Tabla 1: Clasificación del neonato por la edad gestacional [4]

Neonato de término	Tiene 38 y 42 semanas de gestación
Neonato pre termino (prematuro)	Tiene menos de 38 semanas de gestación
Neonato pos termino	Tiene más de 42 semanas de gestación

2.1.1. SIGNOS VITALES DEL RECIÉN NACIDO.

Los signos vitales representan el estado de las funciones más importantes del cuerpo humano. Dentro de este grupo están la frecuencia cardiaca (FC), la frecuencia respiratoria (FR), la presión arterial (TA) y la temperatura corporal (T°).

La frecuencia cardiaca determina la cantidad de pulsaciones del corazón por minuto. Análogamente la frecuencia respiratoria define el número de respiraciones por minuto. La presión arterial define la fuerza que ejerce la sangre al circular. Y la temperatura corporal es la energía interna existente en el cuerpo.

El paciente neonato por el tiempo de vida que posee, presenta valores diferentes de estos parámetros a los de un niño o un adulto. Estos valores son monitoreados y controlados por los especialistas para mantener al paciente dentro de un rango normal y aceptable para su supervivencia.

Tabla 2: Valores normales de los signos vitales del recién nacido [5]

Frecuencia cardiaca (FC)	120 a 180 latidos por minuto
Frecuencia respiratoria (FR)	30 a 60 respiraciones por minuto
Presión Arterial (TA)	Sistólica: 40 a 70 mm Hg
	Diastólica: 20 a 45 mm Hg
Temperatura (T°)	36 a 37 °C

2.1.2. RESPIRACIÓN NEONATAL.

La respiración es el conjunto de procesos de intercambio de gases del exterior, absorbiendo oxígeno y eliminando dióxido de carbono del organismo.

El sistema respiratorio de un neonato tiene características fisiológicas especiales como:

- La vía aérea superior presenta fosas nasales angostas, lengua grande en comparación a la cavidad oral, epiglotis más alta y glotis más elevada. Esto favorece la respiración nasal.
- La vía aérea distal que incluye bronquio terminal, bronquiolos, conductos y sacos alveolares pequeños tiene un tamaño reducido [6].
- Baja distensibilidad pulmonar en recién nacidos. Esto puede producir un posible colapso pulmonar.
- La cantidad de aire que expulsa un neonato es aproximadamente la mitad de un adulto, la frecuencia respiratoria es casi el doble y la necesidad de oxígeno es tres veces mayor [4].

2.1.2.1. COMPLICACIONES EN LA RESPIRACIÓN NEONATAL

Teniendo en cuenta estas características existe un grupo de problemas más frecuentes relacionados a la respiración del recién nacido:

- Asfixia perinatal o incapacidad de respirar por falta de aire.
- Problemas condicionados por la edad gestacional o trastornos de la circulación pulmonar [4].
- Enfermedades y problemas respiratorios.

Por ello es necesario que el especialista médico observe al recién nacido para poder diagnosticar cualquier complicación relacionada al sistema respiratorio. Algunos signos de problemas respiratorios en neonatos son [7]:

- Respiración rápida o irregular, la frecuencia respiratoria está fuera del rango normal o varía demasiado.
- Las fosas nasales se ensanchan demasiado al respirar.
- Se observa retracción del tórax hacia las costillas al inhalar aire.
- Sonidos como quejidos durante la respiración.
- Cianosis o coloración azul de la piel, que indica insuficiencia de oxígeno.
- Algunas veces puede presentarse tos o atragantamiento.

2.1.3. SATURACIÓN DE OXÍGENO NEONATAL.

La saturación de oxígeno representa el porcentaje de oxígeno existente en la sangre (SpO₂) y cuando se encuentra dentro del rango normal se garantiza una apropiada oxigenación de las células del cuerpo. En los neonatos el valor de la saturación de oxígeno es un parámetro importante a medir y controlar, porque permite controlar la hipoxemia o ausencia de oxígeno en la sangre.

El oxímetro de pulso es el instrumento utilizado para medir la saturación de oxígeno en los pacientes recién nacidos se coloca este instrumento en las extremidades mediante un vendaje que envuelve la mano y el pie derecho. Asimismo, los rangos de saturación óptima en recién nacidos varían según la condición del paciente.

Tabla 3: Rangos de saturación óptima para recién nacidos [8]

Tipo de paciente recién nacido	Rango de saturación óptima
Prematuro con peso menor a 1200 gr.	88 a 92% de SpO ₂
Prematuro con edad gestacional menor a 32 semanas	
Prematuro con peso mayor a 1200 gr.	88 a 94% de SpO ₂
Prematuro con edad gestacional mayor a 32 semanas	
Neonato de término con peso normal	92 a 96% de SpO ₂

2.2. OXIGENOTERAPIA NEONATAL

La oxigenoterapia es el procedimiento de suministro artificial de oxígeno con motivos terapéuticos para suministrar una concentración igual o superior a la existente en el medio ambiente (21% de oxígeno en el aire ambiental). Además, constituye una de las prácticas más importantes en el área de neonatología de los hospitales, debido a que los problemas de insuficiencia respiratoria son los más frecuentes relacionados a enfermedades neonatales [9].

La oxigenoterapia tiene como finalidad [10]:

- Prevenir o corregir la hipoxia, que consiste en el déficit de oxígeno en los tejidos.
- Reducir las consecuencias relacionadas a la hipoxemia, que corresponde a la disminución significativa del valor de saturación de oxígeno en la sangre (SpO₂).
- Disminuir el trabajo del sistema cardiopulmonar.
- Controlar y reducir el esfuerzo en el trabajo respiratorio.

Este tratamiento es necesario cuando existe prueba o sospecha de hipoxia, hipoxemia o ambas. De la misma forma, cuando la saturación de oxígeno del recién nacido está fuera del rango óptimo (Tabla 3: Rangos de saturación óptima para recién nacidos [8]).

2.2.1. RIESGOS RELACIONADOS A LA OXIGENOTERAPIA.

El suministro inadecuado de forma prolongada y/o en altas concentraciones de oxígeno provoca toxicidad, las posibles complicaciones son [11]:

- Hipoventilación; respiración lenta que no cumple con las necesidades de oxígeno.
- Retinopatía de la prematuridad; crecimiento anormal de los vasos sanguíneos de los ojos en recién nacidos pretérmino.
- Atelectasias por absorción; colapso pulmonar.
- Displasia broncopulmonar; daño pulmonar que resulta de una ventilación agresiva.
- Falla del sistema nervioso central.

También existe susceptibilidad individual al suministro del gas. Por tal motivo, es necesario que el especialista médico verifique constantemente los valores de saturación y los signos que presenta el paciente. Además, el tiempo de ausencia de oxígeno en pacientes neonatos no debe ser mayor a 60 segundos.

2.3. SISTEMAS DE OXIGENOTERAPIA

Son dispositivos encargados del suministro de oxígeno, incluyen un mecanismo desde la fuente hasta las vías aéreas del paciente. Los parámetros principales controlados son el flujo de oxígeno suministrado y la concentración de oxígeno requerida. Además, la selección del sistema se realiza a partir de las necesidades del paciente.

2.3.1. SISTEMAS DE BAJO FLUJO.

Este sistema no proporciona todo el gas inspirado, el paciente respira una mezcla del oxígeno suministrado y de aire ambiental. Es utilizado cuando existe un patrón respiratorio estable, frecuencia respiratoria y volumen corriente normales [12]. Los dispositivos de bajo flujo utilizados son las cánulas nasales, mascarilla simple y cámara cefálica.

En neonatología el dispositivo de bajo flujo más utilizado es la cánula nasal, que consiste en un tubo plástico con dos extremos de silicona colocado en las fosas nasales [10], su principal desventaja es que el uso prolongado puede producir irritación y resequedad en las mucosas, además no se conoce la fracción de oxígeno inspirado (F_{iO_2}) que representa el porcentaje de oxígeno de la mezcla de aire que recibe el paciente.

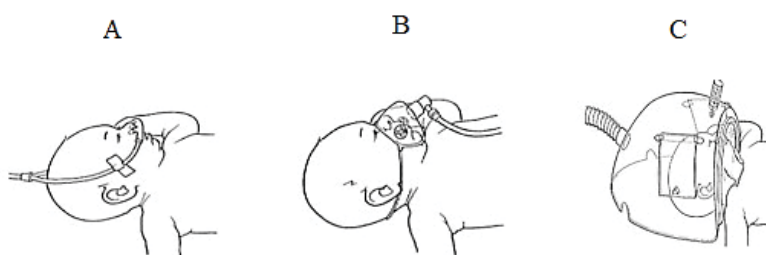


Figura 1: Dispositivos de bajo flujo [13]:

A) Cánulas nasales, B) Mascarilla simple, C) Cámara cefálica

2.3.2. SISTEMAS DE ALTO FLUJO.

Este sistema proporciona todo el gas inspirado, la fracción de oxígeno inspirada (F_{iO_2}) puede ser controlada a partir del flujo suministrado [14]. Además, es independiente del patrón respiratorio del paciente. Los dispositivos de alto flujo utilizados son las mascarillas Venturi y las cánulas nasales de alto flujo [12].

2.3.3. SISTEMAS DE FLUJO MIXTO.

Estos sistemas utilizan mecanismos de alto y bajo flujo, el objetivo principal es brindar comodidad al paciente durante la oxigenoterapia. Los dispositivos de flujo mixto utilizados en neonatología son las incubadoras neonatales y los tubos en T.

Las incubadoras se caracterizan por proveer un ambiente enriquecido en oxígeno, control de humedad y temperatura. Asimismo la FiO_2 es menor disminuyendo la toxicidad del oxígeno.

2.4. FASES DE LA OXIGENOTERAPIA NEONATAL

El nivel de invasión de los dispositivos de oxigenoterapia en el paciente se clasifica por fases. La elección de la fase es determinada por el especialista a partir de las necesidades de atención del paciente [15].

Tabla 4: Fases de la oxigenoterapia y dispositivos de suministro [15]

FASE	DISPOSITIVO
FASE I	<ul style="list-style-type: none"> • Cánula nasal. • Mascarilla simple • Incubadora neonatal. • Cabezal casco cefálico u oxihood.
FASE II	<ul style="list-style-type: none"> • CPAP (Presión positiva continua en las vías aéreas)
FASE III	<ul style="list-style-type: none"> • Ventilación mecánica convencional. • Ventilación de alta frecuencia.

2.4.1. FASE I DE LA OXIGENOTERAPIA NEONATAL.

Es la fase menos invasiva, se caracteriza por evitar la toxicidad del oxígeno. Es necesario controlar durante el suministro la mezcla de aire y oxígeno para conocer la concentración de oxígeno y/o la FiO₂ del paciente. Igualmente, se debe supervisar la SpO₂, la temperatura y la humedad del oxígeno suministrado. Asimismo, esta fase no debe ser utilizada en neonatos con una SpO₂ mayor a 95% [16].

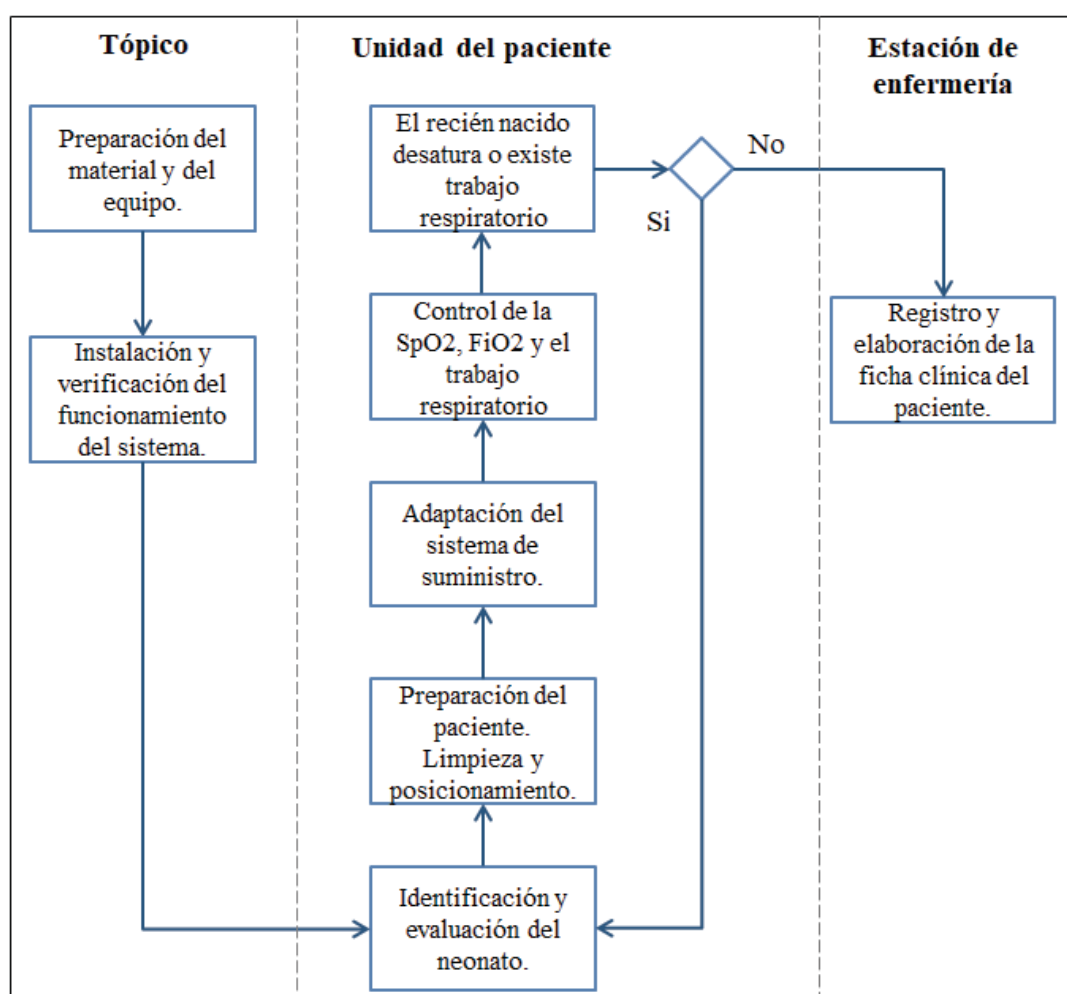


Figura 2: Flujograma del proceso de atención de la fase I para oxigenoterapia neonatal [16]

2.4.2. FASE II DE LA OXIGENOTERAPIA NEONATAL.

En esta fase se administra la mezcla de aire y oxígeno bajo una presión constante a pacientes que poseen una respiración irregular o discontinua, evitando el posible colapso de las vías respiratorias generado por obstrucciones.

En recién nacidos su uso está indicado para los siguientes casos [16]:

- Apnea o suspensión intermitente de la respiración.
- Síndromes de dificultad respiratoria.
- En recién nacidos pretérmino que presentan respiración espontánea durante los primeros minutos de vida.
- Atelectasia o colapso pulmonar.
- Interrupción de ventilación mecánica artificial.

2.4.3. FASE III DE LA OXIGENOTERAPIA NEONATAL.

Es la fase más invasiva, utiliza procesos de respiración artificial, que tratan de compensar la función respiratoria del paciente mejorando la oxigenación y disminuyendo el trabajo respiratorio. Por este motivo, se debe asegurar un correcto intercambio gaseoso para garantizar una frecuencia respiratoria adecuada del paciente y evitar posibles daños pulmonares y de las vías respiratorias.

No obstante, está contraindicada para recién nacidos que presentan problemas de obstrucción pulmonar, hemorragias intracraneales y malformaciones letales no tratables que obstruyan la administración normal del oxígeno [17].

2.5. MATERIAL Y EQUIPO DE OXIGENOTERAPIA

2.5.1. CILINDRO DE OXÍGENO.

Es un recipiente metálico, que permite el almacenamiento de oxígeno comprimido a altas presiones. Asimismo, los cilindros son clasificados por su capacidad medida en litros:

Tabla 5: Clasificación de cilindros de oxígeno

TIPO	Capacidad (litros)
D	360 l
E	625 l
M	3000 l

2.5.2. MANÓMETRO Y MANORREDUCTOR.

El manómetro es un instrumento utilizado para medir la presión del oxígeno almacenado, y el manorreductor permite regular la presión de salida. En los cilindros de oxígeno portátiles el uso del manorreductor no es necesario, porque la presión del oxígeno almacenado no es tan alta.

2.5.3. FLUJÓMETRO Y REGULADOR.

El flujómetro mide la cantidad de litros por minuto entregados por el depósito de oxígeno, y el regulador controla y varía el flujo de suministro. Generalmente estos equipos están acoplados al manómetro. En cilindros de oxígeno portátiles se utiliza el regulador tipo Yugo, que posee un flujómetro con un selector tipo perilla para suministrar distintos niveles de flujo preestablecidos.

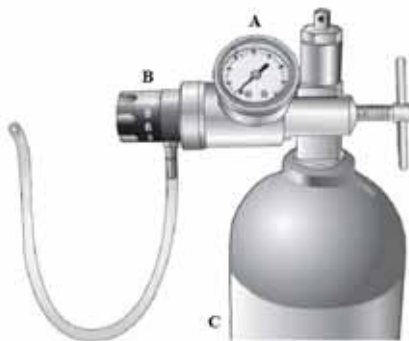


Figura 3: Regulador tipo yugo [18]

A. Manómetro B. Flujoímetro con regulador C. Cilindro de oxígeno

2.5.4. HUMIDIFICADOR.

Este equipo humidifica el oxígeno suministrado mediante la circulación del gas por agua. El objetivo principal es evitar la resequedad de las vías aéreas y las mucosas de las fosas nasales del paciente. No obstante, el líquido de llenado del depósito del humidificador debe ser estéril para evitar la contaminación directa al paciente, y se debe desechar o desinfectar adecuadamente el humidificador por cada paciente. Asimismo, cuando el flujo de suministro es menor a 5 l/min su utilización no es necesaria [19].

2.6. INCUBADORA NEONATAL

Es un equipo médico utilizado para aislar al paciente neonato, y proporcionarle un ambiente con temperatura y humedad adecuadas para su desarrollo. Los parámetros principales controlados son la temperatura y la humedad. Debido a esto, la regulación térmica de los recién nacidos es el factor principal de atención ofrecido por este equipo [20]. Además, algunas incubadoras poseen un sistema auxiliar de suministro de oxígeno.

La mayor parte de incubadoras neonatales están compuestas por:

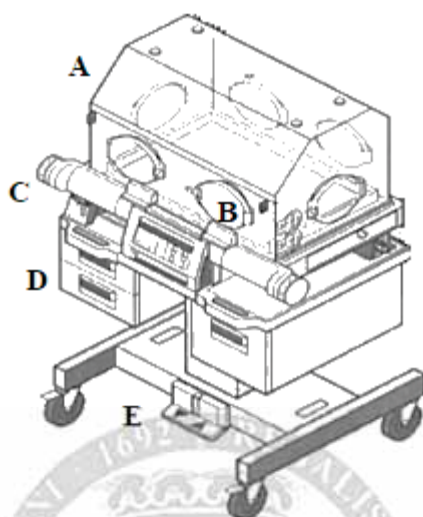


Figura 4: Partes principales de una incubadora neonatal:

A. Cabina o cámara, B. Ventanillas, C. Panel de control, D. Gabinetes, E. Base rodante

2.6.1. PRINCIPIOS DE FUNCIONAMIENTO

Las incubadoras cuentan con sistemas de control de los distintos parámetros para generar un ambiente aislado de supervivencia. Estos sistemas están conformados por sensores, actuadores y un procesador principal que gestiona toda la información [20].

2.6.1.1. SISTEMA DE CONTROL DE TEMPERATURA.

Este sistema regula la temperatura corporal del paciente dentro del rango óptimo de los signos vitales. Posee un mecanismo que genera un flujo de aire caliente calentado por calefactores, que circula dentro de la cabina con la ayuda de una turbina o ventilador.

Este proceso demanda el control de la temperatura deseada y la temperatura real medida, que puede ser la temperatura de la piel del paciente o la temperatura dentro de la cabina.

2.6.1.2. SISTEMA DE CONTROL DE HUMEDAD.

Este sistema controla el porcentaje entre 30% y 95% de humedad del aire dentro de la cabina de la incubadora. Por este motivo, un control deficiente puede producir sequedad en la piel y vías aéreas del paciente e infecciones bacterianas relacionadas a la contaminación. La fuente de suministro utilizada es un depósito de agua ubicado en la base de la incubadora que funciona como humidificador. Normalmente posee un sensor y una alarma para indicar el nivel bajo de humedad o para rellenar el tanque de agua [20].

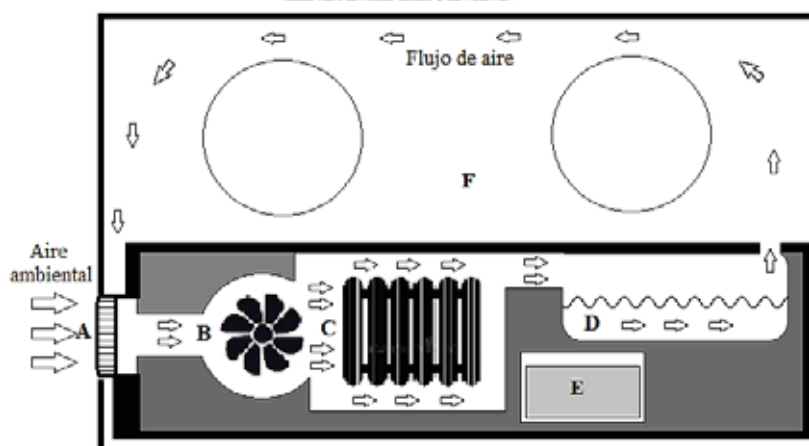


Figura 5: Diagrama de control de temperatura y humedad en una incubadora neonatal

A. Filtro de aire, B. Ventilador, C. Calefactor, D. Depósito de agua, E. Controlador electrónico, F. Cabina

2.6.1.3. SISTEMA DE CONTROL DE OXÍGENO.

Algunas incubadoras neonatales cuentan con un sistema auxiliar para generar un ambiente enriquecido en oxígeno dentro de la cabina. Generalmente este sistema no está automatizado, por este motivo el control se realiza variando manualmente el flujo suministrado por la fuente. Además, la mayor parte de incubadoras poseen una tabla de información del fabricante que permite relacionar el flujo de suministro entregado con la concentración final en la cabina.

Por las características de este sistema las incubadoras neonatales son consideradas sistemas de flujo mixto y pertenecen a la Fase I. Por lo tanto, no es un método invasivo de oxigenoterapia neonatal.

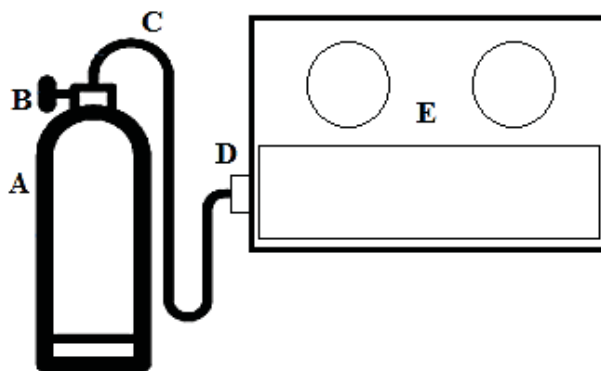


Figura 6: Diagrama de sistema de control de oxígeno en una incubadora neonatal

A. Cilindro de oxígeno B. Regulador C. Manguera D. Puerto de oxígeno E. Incubadora neonatal

Además, para realizar un suministro adecuado de oxígeno es necesario verificar que no existan fugas en la cabina y que las ventanillas se encuentren cerradas.

2.6.2. CLASIFICACIÓN DE LAS INCUBADORAS NEONATALES.

2.6.2.1. INCUBADORAS NEONATALES ESTACIONARIAS.

Estos equipos requieren alimentación de la red de energía eléctrica de forma constante y un ambiente estable para su funcionamiento. Son utilizados en hospitales, clínicas y áreas de cuidado neonatal. Las características técnicas principales son [20]:

- Poseen un gabinete rodable, cabina transparente con aislamiento de ruido menor a 50 dBA, puerta de acceso, ventanillas, colchón y filtro de aire.
- El control es gestionado por un microprocesador o microcontrolador.

- Sistema de humidificación de control manual o automático.
- El depósito de agua puede ser esterilizado.
- Posee un puerto de entrada de suministro de oxígeno.
- Control automático de temperatura, con una resolución mínima de 0.1 C°.
- Posee una pantalla de monitoreo de la temperatura del aire y de control.
- Posee alarmas audibles y visibles para reportar fallas de los sistemas.

2.6.2.2. INCUBADORAS NEONATALES DE TRASLADO.

Son utilizadas para el transporte del paciente dentro o fuera del hospital, usualmente son livianas y de menor tamaño para facilitar el traslado. Las características técnicas que poseen son [20]:

- Funcionan con la red de energía eléctrica o con una batería interna recargable.
- Posee las características técnicas principales de una incubadora estacionaria.
- Posee protección adicional contra el ruido externo y las vibraciones.
- Tiene un tamaño compacto y estándares especiales para el traslado a través de diferentes medios de transporte.

2.6.3. NORMA UNE-EN 60601-2-19

Es un conjunto de requerimientos de seguridad para el funcionamiento adecuado de las incubadoras neonatales. Los requisitos principales son:

- La temperatura ambiental de operación debe estar dentro del rango de 20 °C y 30 °C.
- La velocidad del aire ambiental debe ser inferior a 0,3 m/s.

- El nivel sonoro dentro de la cabina no debe ser mayor a 60 dBA.
- Las alarmas audibles del dispositivo no deben exceder los 50 dBA.
- Debe contar con mecanismos de protección contra temperaturas excesivas, la temperatura de las superficies de contacto no debe ser mayor a 40 °C.
- El sistema debe contar con alarmas para detectar fallas en la circulación de aire.

2.6.4. PROBLEMAS Y RIESGOS FRECUENTES

Gran parte de las complicaciones médicas y fatalidades relacionadas a problemas en incubadoras neonatales son producidas por:

Tabla 6: Problemas y riesgos relacionados al uso de incubadoras neonatales [20]

Problema	Riesgos y efectos secundarios
Falla en el sistema de control de temperatura (termostato y/o sensores)	Produce alteraciones severas en la temperatura corporal del neonato.
Falla en el sistema de suministro de oxígeno	Riesgos relacionados a la oxigenoterapia.
Niveles de ruido interno altos	Genera daños en el aparato auditivo.
Problemas con las ventanillas y puertas de acceso	Puede provocar caídas.

2.7. SISTEMA DE CONTROL

Los sistemas de control regulan el comportamiento de otro sistema para obtener un resultado deseado. Poseen una variable controlada que permite medir y conocer el estado de la salida, y una variable manipulada que modifica el resultado del sistema.

2.7.1. SISTEMA DE CONTROL DE LAZO ABIERTO

En estos sistemas el valor de la salida no afecta la acción de control, por lo tanto no existe realimentación.

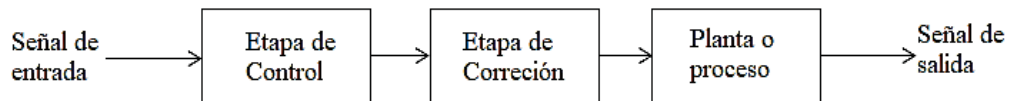


Figura 7: Diagrama de bloques de un sistema de control de lazo abierto

Donde:

- Etapa de control: realiza el procesamiento de la señal de entrada.
- Etapa de corrección (actuador): modifica y efectúa la acción de control.
- Planta o proceso: la planta es un objeto físico y el proceso es una operación.

Las características principales son:

- Es de construcción, diseño y mantenimiento sencillo.
- El estado de la salida no afecta a la entrada.
- Es sensible a perturbaciones.
- La precisión de la acción de control depende de la correcta calibración del sistema.
- Es menos costoso y es utilizado cuando la salida no puede ser medida.

2.7.2. SISTEMA DE CONTROL DE LAZO CERRADO

Posee un control realimentado que compara la señal de salida y entrada generando un error.

Este error es procesado por la etapa de control, reducido y eliminado para obtener una respuesta deseada.

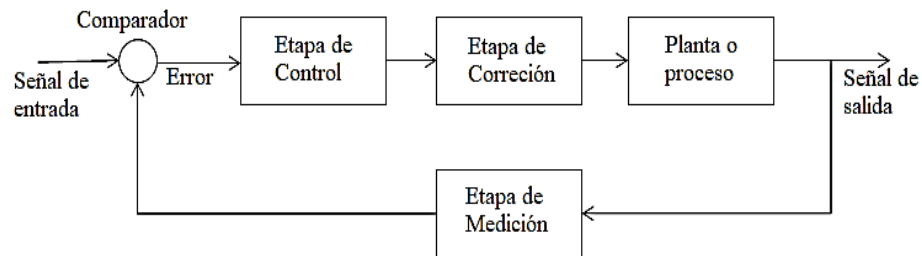


Figura 8: Diagrama de bloques de un sistema de control de lazo cerrado

Donde:

- Etapa de medición: mide el valor de la señal de salida.
- Comparador: compara la señal de salida medida con la señal de entrada.
- Error: valor de diferencia entre la señal de salida medida y la señal de entrada.

La ventaja principal es la estabilidad frente a perturbaciones y variaciones del sistema.

2.8. SISTEMAS DE PRIMER ORDEN

Los sistemas de primer orden están representados por la siguiente ecuación diferencial:

$$\frac{dc(t)}{dt} + a_0c(t) = b_0r(t) \quad (1.1)$$

Donde:

- $c(t)$: respuesta en el tiempo del sistema.
- $r(t)$: entrada de referencia.
- a_0 y b_0 : constantes.

Resolviendo la transformada de Laplace de la Ecuación (1.1) y factorizando:

$$C(s)(s + a_0) = R(s)b_0 \quad (1.2)$$

Determinando la ganancia en estado estacionario “k” y la constante de tiempo “T”:

$$k = b_0/a_0 \quad (1.3)$$

$$T = 1/a_0 \quad (1.4)$$

Reemplazando las Ecuaciones (1.3) y (1.4) en la Ecuación (1.2) y ordenando, se obtiene la función de transferencia para un sistema de primer orden:

$$\frac{C(s)}{R(s)} = \frac{k}{Ts + 1} \quad (1.5)$$

2.8.1. RESPUESTA AL ESCALÓN DE UN SISTEMA DE PRIMER ORDEN.

Primero, se considera la transformada de Laplace de una función escalón con amplitud A:

$$R(s) = A/s \quad (1.6)$$

Reemplazando la Ecuación (1.6) en la Ecuación (1.5), se obtiene la función de transferencia de un sistema de primer orden frente a una entrada tipo escalón:

$$C(s) = \frac{kA}{s(Ts + 1)} \quad (1.7)$$

Hallando la respuesta en el tiempo mediante la transformada inversa de Laplace de la Ecuación (1.7):

$$c(t) = Ak(1 - e^{-t/T}) \quad (1.8)$$

Analizando la Ecuación (1.8) para distintos valores de tiempo:

Tabla 7: Respuesta de un sistema de primer orden frente a una entrada escalón

t	0	T	2T	3T	4T
c(t)	0	0.632Ak	0.865Ak	0.95Ak	0.95Ak

En la Tabla 7 se observa que cuando $t=T$, la respuesta alcanza el 63% de su valor final. Además, para $t \geq 4T$ se considera que la respuesta está dentro del 2% de su valor final. Por este motivo, en la práctica a partir de 98% el sistema está dentro de su valor final.

Considerando la Ecuación (1.8) y tomando en cuenta los valores de la Tabla 7, se obtiene la siguiente curva de respuesta:

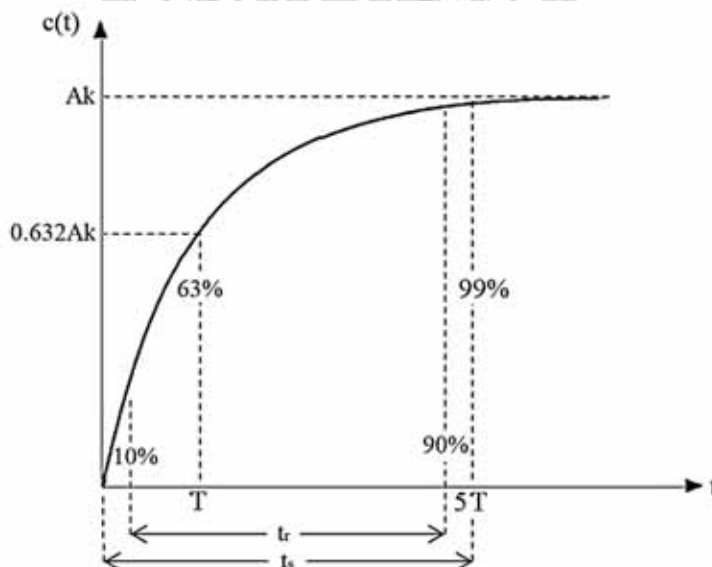


Figura 9: Curva de respuesta de un sistema de primer orden frente a una entrada escalón

Donde:

- t_s (tiempo de establecimiento): tiempo que tarda la salida en llegar a su valor final.
- t_r (tiempo de subida): tiempo que tarda la señal desde el 10% a llegar al 90%.

Finalmente, algunos sistemas presentan un retardo en el tiempo. Por lo tanto, la función de transferencia de primer orden frente a una entrada escalón es:

$$\frac{C(s)}{R(s)} = \frac{ke^{-Ls}}{Ts + 1} \quad (1.9)$$

Donde:

- k : Ganancia en estado estacionario.
- L : Retardo en el tiempo del sistema.
- T : Constante de tiempo.

2.9. CONTROLADOR AUTOMÁTICO

Son dispositivos utilizados en sistemas de control realimentado de lazo cerrado, obtienen el error medido entre la señal medida y la señal de referencia. Seguidamente, la etapa de control procesa el error y genera una señal que alimenta a la etapa de corrección.

2.9.1. CONTROLADOR PID

Los controladores PID poseen una acción proporcional (P), integral (I) y derivativa (D). Esta combinación utiliza las características de cada acción por separado:

$$u(t) = K_p e(t) + \frac{K_p}{T_i} \int e(t) dt + K_p T_d \frac{de(t)}{dt} \quad (1.10)$$

Donde:

- $u(t)$: Señal de control.
- $e(t)$: Señal de error.
- K_p : ganancia proporcional.
- T_i : tiempo integral.
- T_d : tiempo derivativo.

La función de transferencia del controlador PID en el dominio de Laplace es:

$$\frac{U(s)}{E(s)} = K_p \left(1 + \frac{1}{T_i s} + T_d s \right) \quad (1.11)$$

2.9.1.1. ACCIÓN DE CONTROL PROPORCIONAL.

La señal de control proporcional es el producto entre la señal de error y una constante K_p :

$$u(t) = K_p e(t) \quad (1.12)$$

El controlador proporcional actúa como un amplificador de ganancia variable, la acción de control es directamente proporcional a la variación de la ganancia proporcional.

Aumentar la ganancia proporcional (K_p) en el sistema produce [21]:

- Incremento de la velocidad de respuesta del sistema.
- Disminución del error en estado estacionario o estable.
- Incremento de la inestabilidad del sistema.

2.9.1.2. ACCIÓN DE CONTROL INTEGRAL.

La rapidez de cambio de la señal de control integral está relacionada proporcionalmente con la señal de error:

$$\frac{du(t)}{dt} = K_i e(t) \quad (1.13)$$

Donde K_i es la constante de acción integral, definida por:

$$K_i = \frac{K_p}{T_i} \quad (1.14)$$

La constante de tiempo integral (T_i) determina el tiempo que tarda la acción integral en función a la acción proporcional en producir cambios en la salida del controlador.

Resolviendo la Ecuación (1.13) y reemplazando la Ecuación (1.14), se tiene que la ecuación del controlador integral es:

$$u(t) = \frac{K_p}{T_i} \int e(t) dt \quad (1.15)$$

Aumentar la constante de acción de integral (K_i) en el sistema produce [21]:

- Disminución del error en estado estacionario y compensación frente a perturbaciones.
- Incremento de la inestabilidad del sistema.
- Incremento leve de la velocidad del sistema.

2.9.1.3. ACCIÓN DE CONTROL DERIVATIVA.

La derivada o velocidad de cambio de la señal de error tiene una relación proporcional con la señal de control derivativa, por lo tanto:

$$u(t) = K_d \frac{de(t)}{dt} \quad (1.16)$$

Donde K_d es la constante de acción derivativa, definida por:

$$K_d = K_p T_d \quad (1.17)$$

La constante de tiempo derivativo (T_d) representa el tiempo que la acción derivativa tarda en producir cambios a la salida del controlador en función a la acción proporcional. De esta manera, la acción de control derivativa anticipa el efecto de la acción proporcional, estabilizando el sistema con mayor velocidad frente a cualquier perturbación.

Aumentar la constante de acción de derivativa (K_d) en el sistema produce [21]:

- Incremento de la estabilidad.
- Incremento de la velocidad del sistema.
- El error en régimen estacionario no se ve afectado.

La principal desventaja del uso de controladores de acción derivativa es la amplificación de señales de alta frecuencia, usualmente ruido.

2.9.2. SINTONIZACIÓN PID POR ZIEGLER-NICHOLS (PRIMER MÉTODO)

Este método es utilizado para determinar gráficamente las constantes K_p , T_i y T_d del controlador PID. Es aplicado cuando la respuesta temporal del sistema tiene forma sigmoideal.

De tal modo, gráficamente se identifica el tiempo de retardo “L” y la constante de tiempo “T”, ambos parámetros son determinados mediante la recta tangente al punto de inflexión de la curva.

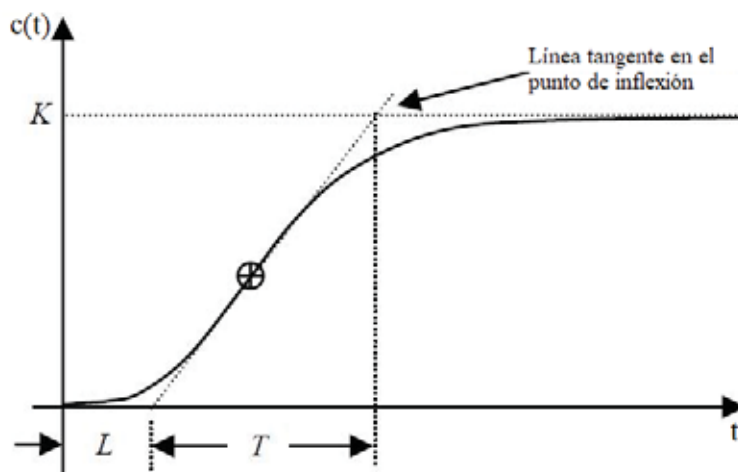


Figura 10: Identificación por Ziegler-Nichols en una curva de respuesta Sigmoidal

Tabla 8: Regla de sintonía del controlador PID por el primer método de Ziegler-Nichols

Tipo de controlador	K_p	T_i	T_d
P	T/L	∞	0
PI	$0.9T/L$	$L/0.3$	0
PID	$1.2T/L$	$2L$	$0.5L$

2.10. CONVERSIÓN ANALÓGICA DIGITAL

Es el proceso de transformación de una señal que varía de forma continua en el tiempo (analógica) a una señal con variación temporal discreta (digital). Las señales analógicas representan fenómenos físicos reales, puesto que abarcan una gama de valores distintos que varían temporalmente.

Por otra parte, las señales digitales poseen solo dos estados para describir el comportamiento de la señal de información, por esta razón los sistemas digitales utilizan el sistema binario para el manejo y procesamiento de la información.

2.10.1. VENTAJAS DEL USO DE SEÑALES DIGITALES

La mayor parte de sistemas electrónicos utilizan la digitalización en el procesamiento de información por las siguientes características [22]:

- Posee mayor capacidad para procesamiento y almacenamiento de información.
- Es menos sensible a ruido y perturbaciones.
- Permite aplicar compresión y multigeneración de las señales sin afectar la calidad.
- Utiliza regeneración que permiten reconstruir la señal frente a atenuaciones.

2.10.2. ETAPAS DE LA CONVERSIÓN ANALÓGICA DIGITAL

El proceso de digitalización posee las siguientes etapas:

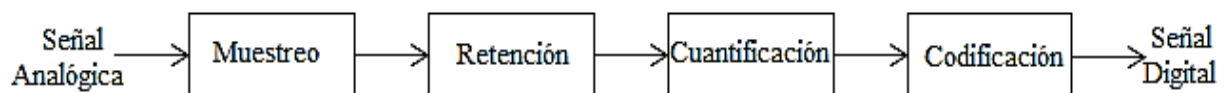


Figura 11: Etapas de la conversión análogo-digital (CAD)

2.10.2.1. MUESTREO Y RETENCIÓN.

El muestreo o “Sampling” recopila muestras de forma periódica de la señal analógica. El tiempo o período de muestreo representa el tiempo que transcurre entre la toma de cada muestra, este valor determina la velocidad o frecuencia del sistema de muestreo.

El teorema de muestreo de Nyquist permite reconstruir una señal continua tomando en consideración su frecuencia máxima en relación a la frecuencia de muestreo utilizada [23].

$$f_s > 2f_{max} \quad (1.18)$$

Donde:

- f_s : Frecuencia de muestreo
- f_{max} : frecuencia máxima de la señal analógica

La etapa de retención determina el tiempo de definición de nivel de cada muestra, este proceso no está contemplado en el modelamiento matemático del conversor análogo digital. Se presenta a nivel práctico a través de un circuito que determina el tiempo de retención de muestra.

2.10.2.2. CUANTIFICACIÓN Y CODIFICACIÓN.

La cuantificación determina un valor discreto para cada muestra, estos niveles son asignados mediante aproximación dentro de un rango finito de valores. Del mismo modo, la codificación asigna a los niveles cuantificados un valor codificado, el código más utilizado es el binario. El número de bits o dígitos binarios utilizados para representar los valores de la señal digital determinan la resolución del conversor análogo digital:

$$Resolución = 2^{Nro\ de\ bits} \quad (1.19)$$

Donde:

- Resolución: Valor de la resolución del conversor análogo digital.
- Nro de bits: cantidad de dígitos binarios que constituyen cada muestra codificada.

2.11. SISTEMA DE ADQUISICIÓN DE DATOS

Los sistemas de adquisición de datos (DAQ) permiten procesar y almacenar información de fenómenos físicos reales en ordenadores o dispositivos electrónicos.

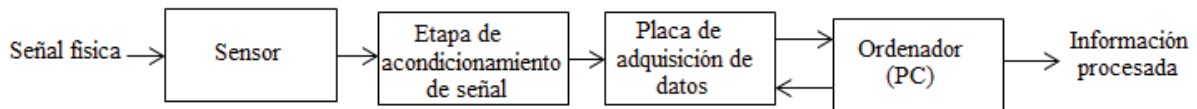


Figura 12: Partes de un sistema de adquisición de datos

2.11.1. SENSOR.

Es un dispositivo transductor que permite la transformación de una señal física real en un valor de tensión o intensidad de corriente eléctrica. Asimismo, la señal proporcionada por la salida de un sensor es cuantificable y medible.

2.11.2. ETAPA DE ACONDICIONAMIENTO DE SEÑAL.

En esta etapa la información captada por el sensor es manipulada para generar una señal que pueda ser procesada y leída por la placa de adquisición de datos. El tipo de sistema de acondicionamiento está en función de la necesidad de procesamiento de la señal captada, siendo los comunes:

- Transformación; conversión de tensión a corriente o viceversa.
- Amplificación; incremento de la amplitud de la señal.
- Filtrado; eliminación o discriminación de frecuencias de la señal, usualmente ruido.

2.11.3. PLACA DE ADQUISICIÓN DE DATOS.

Se encarga de realizar el proceso de conversión análoga digital y trabaja como interfaz de comunicación con el ordenador. Las características principales que posee son [24]:

- Cantidad de entradas analógicas.
- Frecuencia de muestreo.
- Resolución y rango de entrada.

2.11.4. ORDENADOR (PC).

Este dispositivo recibe y procesa la información digitalizada enviada por la placa de adquisición de datos, a través de un protocolo de comunicación preestablecido. Además, constituye la etapa final del DAQ; permite visualizar, procesar y manipular la información muestreada de la señal física real.

2.12. CONTROLADOR PID DIGITAL.

Para la implementación de un controlador PID en un microcontrolador, se requiere la aproximación y discretización de su función de transferencia característica.

El controlador digital PID trabaja con un período de muestreo “T”, que determina la velocidad de digitalización y la frecuencia de la acción de control sobre el proceso. La correcta definición de este parámetro permite [25]:

- Tener una acción de control efectiva.
- No afectar el lazo de realimentación.
- Mantener la información muestreada.

Cuando la respuesta en el tiempo del sistema presenta oscilaciones (subamortiguado), el periodo de muestreo del controlador está definido por:

$$T < \frac{T_n}{10} \quad (1.20)$$

Donde:

- T: Período del controlador PID digital.
- T_n : Período de oscilación del sistema.

Para los sistemas donde la respuesta no presenta oscilaciones (sobreamortiguado), el período de muestreo es determinado a partir del tiempo de subida:

$$T < \frac{\text{tiempo de subida}}{10} \quad (1.21)$$

El controlador PID digital tiene una función de transferencia de pulso, es decir, se encuentra en el dominio del tiempo discreto en función al período de muestreo.

Primero, el término integral de la Ecuación (1.10) es aproximado mediante el método de sumatoria trapezoidal y el término derivativo por el método de diferencia de dos puntos, resultando [25]:

$$u(n) = Kp \left[e(n) + \frac{T \sum ei}{Ti} + Td \frac{e(n) - e(n-1)}{T} \right] \quad (1.22)$$

Aplicando la transformada Z en la Ecuación (1.22) y ordenando los términos:

$$U(z) = \frac{Kp}{1 - z^{-1}} \left[1 + \frac{T}{2Ti} + \frac{Td}{T} - \left(1 - \frac{T}{2Ti} + \frac{2Td}{T} \right) z^{-1} + \frac{Td}{T} z^{-2} \right] \quad (1.23)$$

Para simplificar la ecuación se consideran las siguientes constantes del controlador PID digital:

$$K1 = Kp \left(1 + \frac{T}{2Ti} + \frac{Td}{T} \right) \quad (1.24)$$

$$K2 = -Kp \left(1 - \frac{T}{2Ti} + \frac{2Td}{T} \right) \quad (1.25)$$

$$K3 = \frac{KpTd}{T} \quad (1.26)$$

Hallando la transformada Z inversa de la Ecuación (1.23) y reemplazando las constantes del K1, K2 y K3, se obtiene la ley de control del controlador PID digital:

$$u(n) = u(n - 1) + K1e(n) + K2e(n - 1) + K3e(n - 2) \quad (1.27)$$

Donde:

- $u(n-1)$: ley de control un tiempo de muestreo en el pasado.
- $e(n)$, $e(n-1)$, $e(n-2)$: señal de error discreta y sus valores pasados.

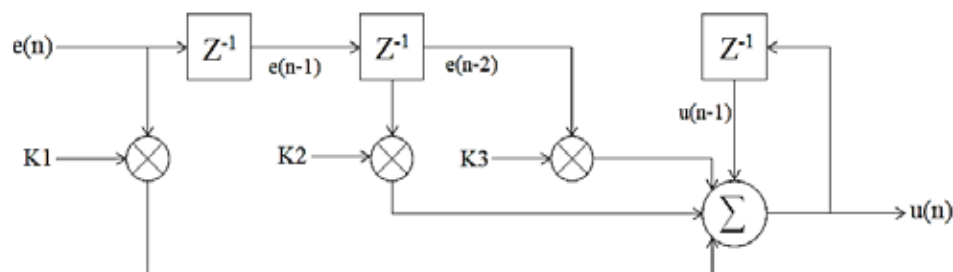


Figura 13: Diagrama de bloques de la ley de acción de control de un controlador PID digital

2.13. SENSOR ELECTROGALVÁNICO DE OXÍGENO

Es una pila de combustible que proporciona una señal de corriente eléctrica proporcional a la oxidación del plomo en sus celdas. La corriente de la salida del sensor equivale a la concentración de oxígeno en el aire y posee una respuesta lineal en el tiempo. Es utilizado para aplicaciones médicas por su rango completo de medición de 0% al 100% de concentración de oxígeno en el aire, tiene un tamaño pequeño y posee un diseño encapsulado de forma cilíndrica.

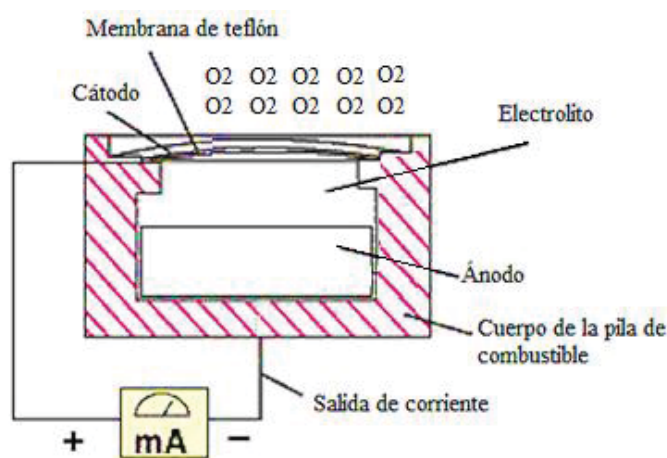


Figura 14: Partes de un sensor electrogalvánico de oxígeno [26]

2.14. MODULACIÓN POR ANCHO DE PULSO (PWM)

Es una técnica de modulación, que utiliza el ancho de pulso de una señal digital de onda cuadrada para describir el comportamiento de la información.

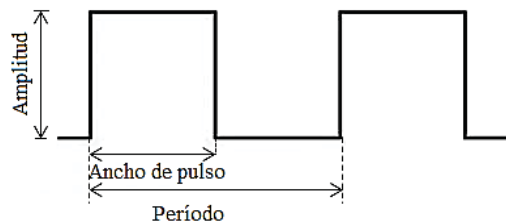


Figura 15: Parámetros característicos de una señal PWM

El comportamiento de una señal PWM es descrito por el ciclo de trabajo, que relaciona el tiempo que la señal está en alto con el período:

$$\text{Ciclo de trabajo(PWM)} = \frac{\text{Ancho de pulso}}{\text{Período}} 100\% \quad (1.28)$$

2.15. SERVOMOTOR

Es un servomecanismo compuesto por un motor eléctrico de corriente continua, una caja reductora de engranajes y una etapa electrónica que permite el control en lazo cerrado de la posición del eje del motor.

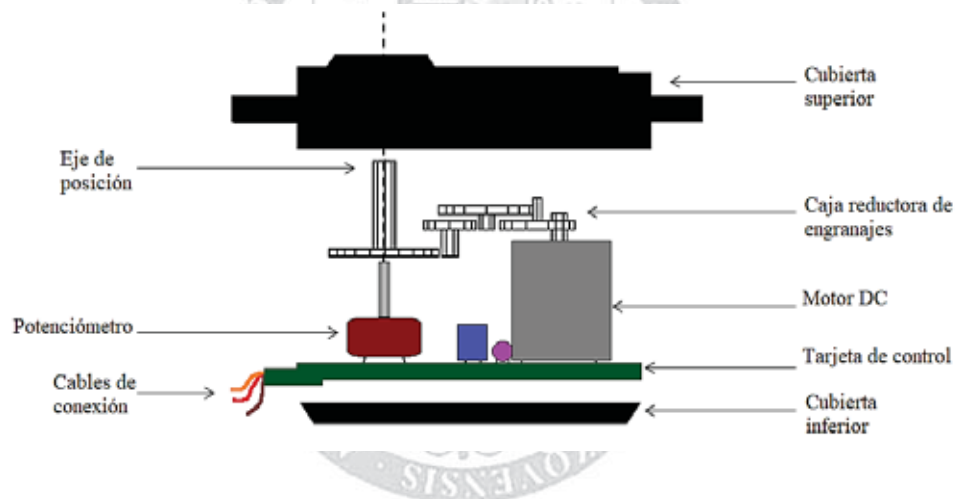


Figura 16: Partes de un servomotor [27]

La señal de control de entrada del servomotor es de tipo PWM, y la variación del ancho de pulso determina la posición del eje del motor. El eje del servomotor tiene la capacidad de desplazarse angularmente dentro de un rango de 0° a 180°.

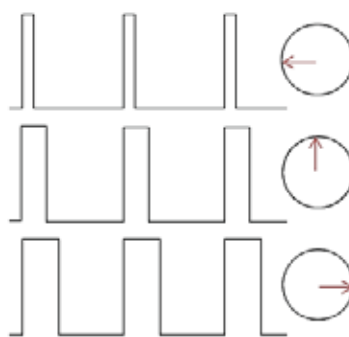


Figura 17: Posición del eje del servomotor para distintas señales de entrada PWM

La tarjeta electrónica actúa como controlador del sistema, procesando la señal de entrada PWM y generando la acción de control. El potenciómetro está acoplado al eje del motor para identificar su posición mediante un divisor de tensión y generar el lazo de realimentación. Por su parte la caja de engranajes permite el control mecánico de torque y velocidad del motor eléctrico.

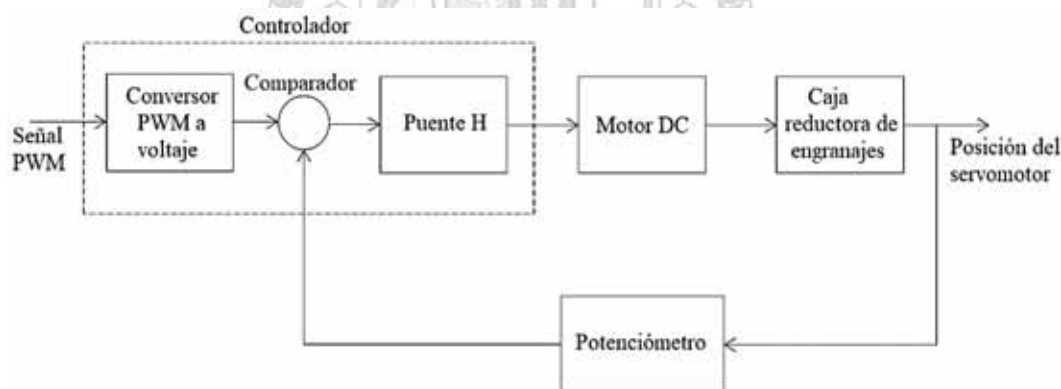


Figura 18: Diagrama de bloques del control de posición de un servomotor

2.16. HMI (Human Machine Interface)

Es una plataforma que permite la comunicación entre el usuario y el proceso. Es utilizada para fijar una señal de entrada, modificar parámetros de control y/o visualizar el estado del proceso. Usualmente el controlador gestiona los periféricos de la HMI, la visualización se realiza por medio de una pantalla y un teclado que permite el ingreso de datos y acceso a la interfaz.

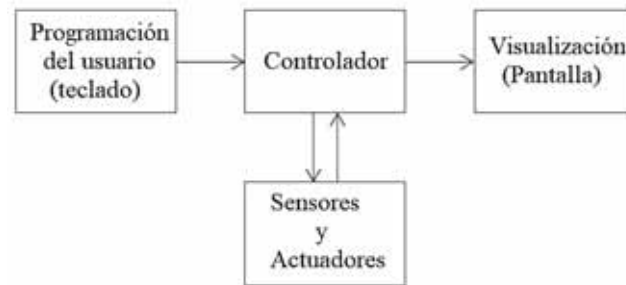


Figura 19: Diagrama básico de un sistema HMI

2.16.1. TECLADO MATRICIAL.

Es un arreglo de pulsadores organizado en “C” columnas verticales y “F” filas horizontales. La configuración más utilizada es el teclado 4x4, que posee 16 pulsadores y 8 pines de entrada.

El teclado matricial es gestionado mediante un microcontrolador o un circuito programable. Para un teclado 4x4 el controlador se asignan una serie de 8 bits para la configuración y habilitación de sus entradas, donde las columnas del teclado ocupan los bits más significativos (MSB), mientras las filas utilizan los bits menos significativos (LSB).

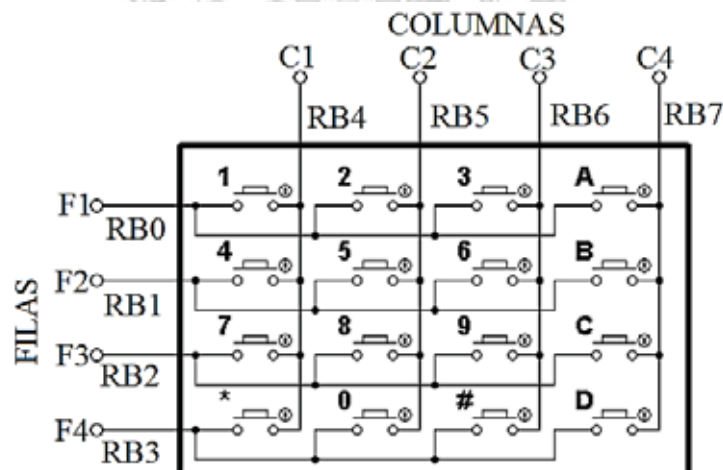


Figura 20: Configuración del teclado matricial 4x4

El controlador asigna un nivel lógico a cada entrada y realiza de forma constante la lectura de los bits, cuando uno de los pulsadores es accionado inmediatamente reconoce el cambio de nivel lógico en los bits relacionados al pulsador.

La configuración más utilizada es con resistencias pull up, donde se asigna el nivel de “1” lógico a todas las entradas (11111111), y cuando un pulsador es accionado la entrada relacionada cambia al nivel a “0” lógico.

Tabla 9: Asignación de entradas con resistencias pull up para un teclado matricial 4x4

RB7,RB6,RB5,RB4,RB3,RB2,RB1,RB0	TECLA	Entradas relacionadas
11010111	“0”	(C2,F4)
11101110	“1”	(C1,F1)
11011110	“2”	(C2,F1)
10111110	“3”	(C3,F1)
11101101	“4”	(C1,F2)
11011101	“5”	(C2,F2)
10111101	“6”	(C3,F2)
11101011	“7”	(C1,F3)
11011011	“8”	(C2,F3)
10111011	“9”	(C3,F3)
01111110	“A”	(C4,F1)
01111101	“B”	(C4,F2)
01111011	“C”	(C4,F3)
01110111	“D”	(C4,F4)
11100111	“*”	(C1,F4)
10110111	“#”	(C3,F4)

2.16.2. DISPLAY LCD.

Es una pantalla de cristal líquido utilizada para visualizar información de manera gráfica a través de letras, números y símbolos. Posee un microcontrolador interno que gestiona la memoria, funciones de brillo/contraste y establece la comunicación con el controlador principal.

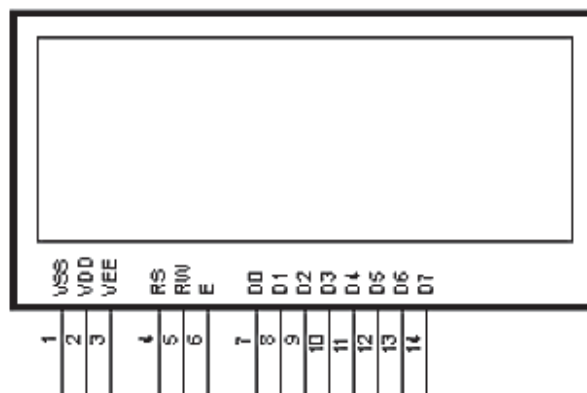


Figura 21: Pantalla LCD 16X4 (16 Columnas y 4 Filas)

Los pines de conexión de la pantalla LCD son los pines de alimentación, control y de bus de datos.

Tabla 10: Pines de conexión de la pantalla LCD

Pin de conexión	Función
Pines de Alimentación	Vss: señal a tierra
	Vdd: señal de alimentación (5 V)
	Vee: configuración del contraste.
Pines de control	RS: Selección de control de registro de datos.
	RW: Selección de modo de escritura y lectura de datos.
	E: Habilidad de escritura de datos.
Pines de bus de datos	D7...D0: establece la comunicación con el bus de datos de 8 bits.

2.17. MICROCONTROLADOR PIC16F887.

Pertenece a la familia 16F88x con una arquitectura RISC de 8 bits y 35 instrucciones.

Tabla 11: Características principales del microcontrolador PIC16F887 [29]

Frecuencia de operación	0 a 20MHz.
Oscilador interno	Frecuencia de 31 KHz a 8MHz.
Voltaje de alimentación	2V a 5.5 V.
Pines de E/S	35 pines configurables.
Memoria	ROM: 8Kb.
	EEPROM: 256 bytes.
	RAM: 368 bytes.
Conversor A/D	14 canales y 10 bits de resolución.

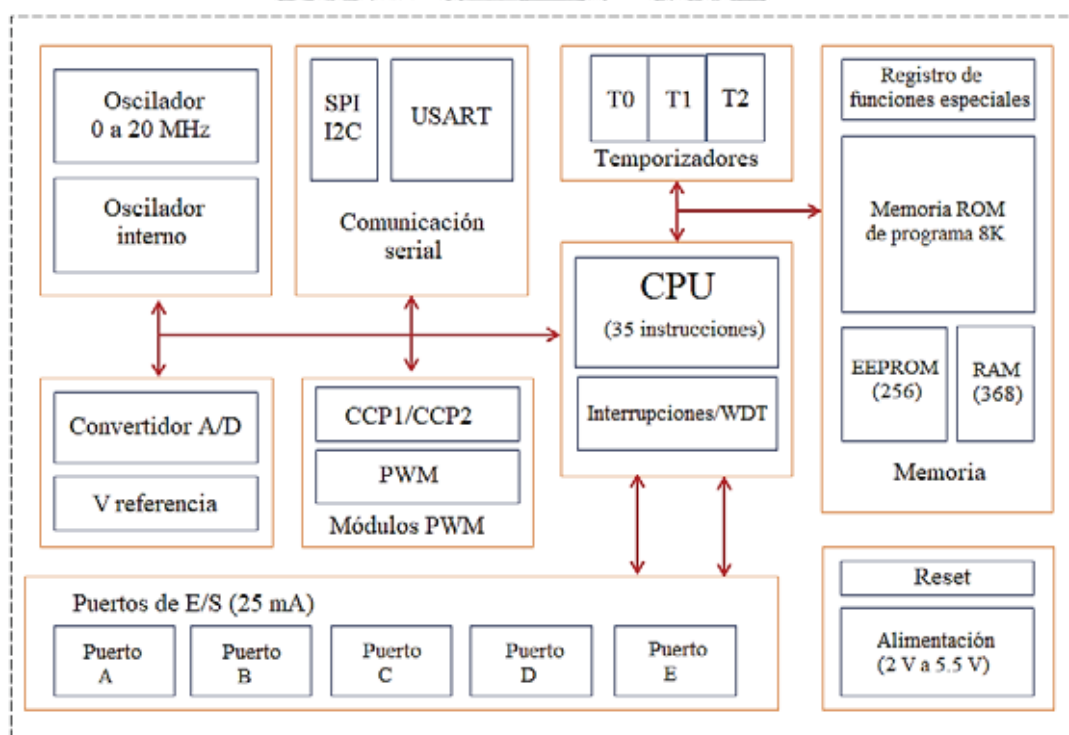


Figura 22: Estructura básica del microcontrolador PIC16F887 [30]

CAPÍTULO 3

ANÁLISIS, DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DEL SISTEMA

3.1. DEFINICIÓN DEL SISTEMA DE CONTROL.

El proceso identificado es el suministro de oxígeno en la cabina de la incubadora y la planta es el espacio físico dentro de la cabina. Para realizar el control automatizado del proceso el sistema debe poseer un control en lazo cerrado, y esta realimentación debe incluir un sensor para determinar la cantidad de oxígeno. De esta manera, la variable controlada es la señal medida por el sensor de oxígeno, que representa la concentración del gas existente dentro de la cabina.

Asimismo, el actuador debe ser capaz de regular el flujo de oxígeno suministrado por la fuente. En consecuencia, la variable manipulada es la señal eléctrica de control del actuador, que permite controlar la cantidad de oxígeno suministrado.

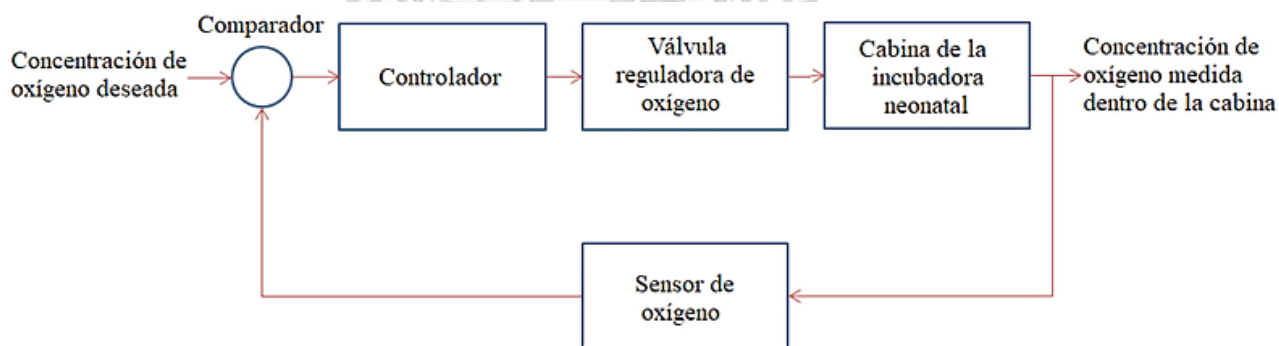


Figura 23: Diagrama de bloques del sistema de control de lazo cerrado de concentración de oxígeno

En consecuencia, la señal de entrada del sistema identificada es la concentración de oxígeno deseada y la señal de salida es la concentración de oxígeno existente dentro de la cabina.

El mecanismo de control elegido para el sistema es un controlador PID digital, por su flexibilidad y sencillez de diseño. Para realizar la implementación del sistema, se utiliza un microcontrolador PIC16F887, que posee características adecuadas para la gestión de todas las etapas del sistema control. Por último, también se implementa una plataforma HMI, que permite la visualización de la concentración de oxígeno existente mediante una pantalla LCD y la configuración de los valores principales a través de un teclado matricial 4x4.

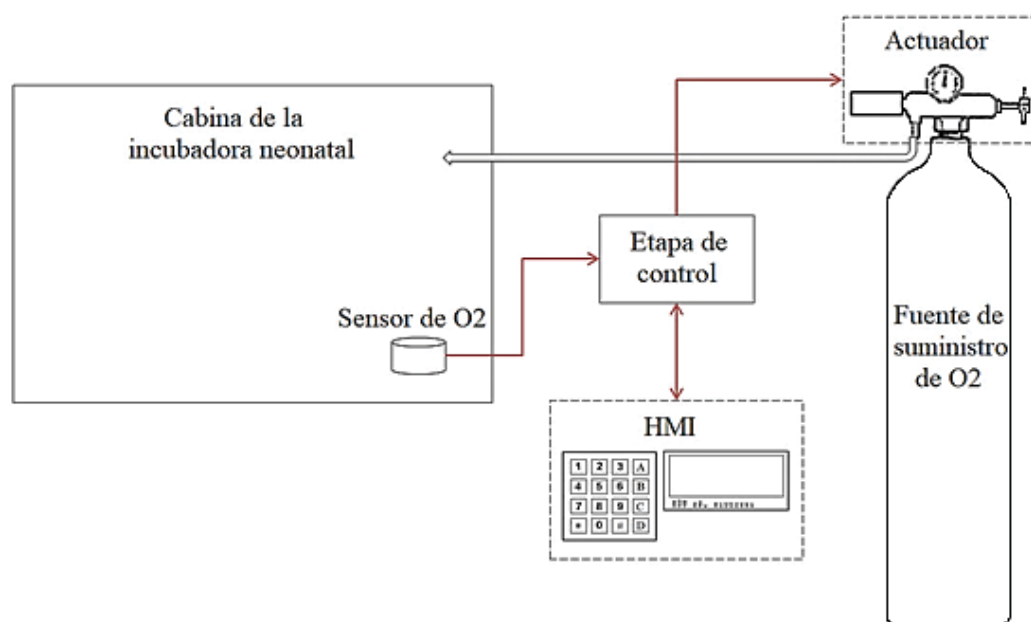


Figura 24: Esquema del sistema de control de concentración de oxígeno para una incubadora neonatal

3.2. IDENTIFICACIÓN DE LA FUNCIÓN DE TRANSFERENCIA DEL PROCESO

Para identificar la función de transferencia del proceso de suministro de oxígeno a la cabina de la incubadora, es necesario hallar la curva característica de respuesta del proceso. Es posible obtener la curva característica mediante un suministro de oxígeno en lazo abierto y un sistema de adquisición de datos para medir la concentración de oxígeno dentro de la cabina.

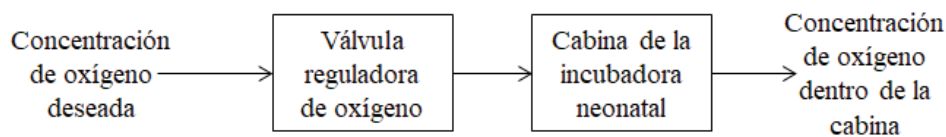


Figura 25: Diagrama de bloques del proceso de suministro de oxígeno en lazo abierto

3.2.1. ANÁLISIS Y DEFINICIÓN DE LA INCUBADORA NEONATAL

La incubadora neonatal utilizada para implementar el sistema es de la empresa Olidef modelo SCTI Line 4 [ANEXO 1]. Este equipo posee una toma de oxígeno exterior que permite el suministro del gas de manera directa al interior de la cabina.

Asimismo, el fabricante proporciona una tabla referencial de suministro de oxígeno, donde la entrada es la cantidad de flujo suministrado y la salida es la concentración de oxígeno aproximada existente dentro de la cabina.

Tabla 12: Guía referencial de suministro de oxígeno para la incubadora Olidef SCTI Line 4

Entrada de oxígeno	Alcance normal de % de O ₂
0 lpm	21
2 lpm	21 – 28
4 lpm	22 – 32
6 lpm	24 – 34
8 lpm	27 – 40
10 lpm	30 – 42
12 lpm	32 – 44
15 lpm	35 - 50

Esta incubadora alcanza un límite máximo de 50%, por este motivo solo puede ser utilizada para el tratamiento de oxigenoterapia de bajo flujo.

3.2.2. DISEÑO DEL ACTUADOR

Para suministrar oxígeno de manera controlada a la cabina es necesario utilizar una válvula reguladora de flujo. En tal sentido, se optó por un regulador variable tipo yugo fabricado por Western Scott Inc. modelo CGA870 [ANEXO 5], que permite controlar el flujo dentro de un rango de 0 a 15 l/min de forma manual, por medio de un selector rotativo tipo perilla.

Tabla 13: Niveles de flujo del Regulador tipo Yugo Western Scott Inc. CGA870

Nivel	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
l/min	0	0.5	1	1.5	2	3	4	5	6	8	10	15

Para incluir este regulador como actuador del sistema de control, es necesario controlar eléctricamente la selección de niveles de flujo. Por esta razón, se acopló el eje de un servomotor al selector del regulador, y mediante el movimiento angular del eje se acciona la selección de los niveles de flujo. El servomotor elegido es de la empresa TowerPro modelo MG995 [ANEXO 6], que posee un torque máximo de 10 kgf.cm capaz de mover sin esfuerzo el selector del regulador.



Figura 26: Actuador del sistema de control (Servomotor acoplado al regulador tipo Yugo)

3.2.2.1. IMPLEMENTACIÓN DEL ACTUADOR

La variación del ancho de pulso de una señal PWM permite el control de la posición del eje del servomotor para la selección de nivel del regulador. En tal sentido, se utilizó uno de los módulos CPP del microcontrolador PIC16F887 para generar la señal PWM y modificar el ancho de pulso mediante instrucciones de programación.

Para empezar, se utilizó un transportador para identificar la variación angular entre cada nivel de flujo del regulador, donde se definió que el servomotor debe girar en pasos de 30°. Debido a esto por las limitaciones de movimiento del servomotor, solo es posible seleccionar siete niveles de flujo del regulador. Por otra parte, se identificó que entre cada nivel de selección del regulador la válvula se cierra, por lo tanto es posible suministrar 0 lpm en la posición media entre cada nivel de selección. En tal sentido, se define a partir de la Tabla 12 y la Tabla 13, la siguiente relación para el control del actuador:

Tabla 14: Relación del servomotor y el regulador para el control del actuador

Ángulo	15°	30°	60°	90°	120°	150°	180°
l/min	0	4	5	6	8	10	15

La instrucción en lenguaje C para controlar el ancho de pulso de la señal PWM generada por el PIC es la siguiente:

$$\text{set_pwm_duty(valor)} \quad (3.1)$$

Donde “valor” es la resolución. En tal sentido, se utiliza la siguiente fórmula para obtener el valor de resolución máxima (PWM todo en alto):

$$Valormax = 2^n \quad (3.2)$$

Donde n es el número de bits de resolución de la señal PWM.

$$n = \frac{\log\left(\frac{\text{Frecuencia de cristal}}{\text{FrecuenciaPWM} * \text{PreescalerDelTimer}}\right)}{\log(2)} \quad (3.3)$$

Donde:

- Frecuencia de cristal: Frecuencia seleccionada del oscilador interno del PIC.
- Frecuencia PWM: Frecuencia de la señal PWM generada.
- Preescaler del Timer: Tiempo de interrupción del PIC (2, 4, 8 y 16).

La frecuencia del oscilador interno del controlador seleccionada es 500 KHz y un Preescaler del Timer de 16. Además, la hoja de especificaciones técnicas del servomotor TowerPro MG995 [ANEXO 6] indica que posee un periodo de trabajo de 20 ms, por este motivo la frecuencia de la señal PWM generada por el PIC debe ser de 50 Hz. Reemplazando estos valores en la Ecuación (3.3) se obtiene que el número de bits de resolución de la señal PWM es:

$$n = \frac{\log\left(\frac{500000}{50 * 16}\right)}{\log(2)} = 9.287 \quad (3.4)$$

Reemplazando este resultado en la Ecuación 3.2:

$$Valormax = 2^{9.287} = 624.69 \approx 625 \quad (3.5)$$

Entonces, el rango del valor de resolución es de 0 a 625. Se realizaron pruebas de laboratorio utilizando un osciloscopio, para determinar los valores de resolución dentro de este rango equivalentes a los ángulos de control de la Tabla 14 y los valores de concentración de oxígeno aproximada para la incubadora Olidef SCTI Line 4 utilizando la Tabla 12.

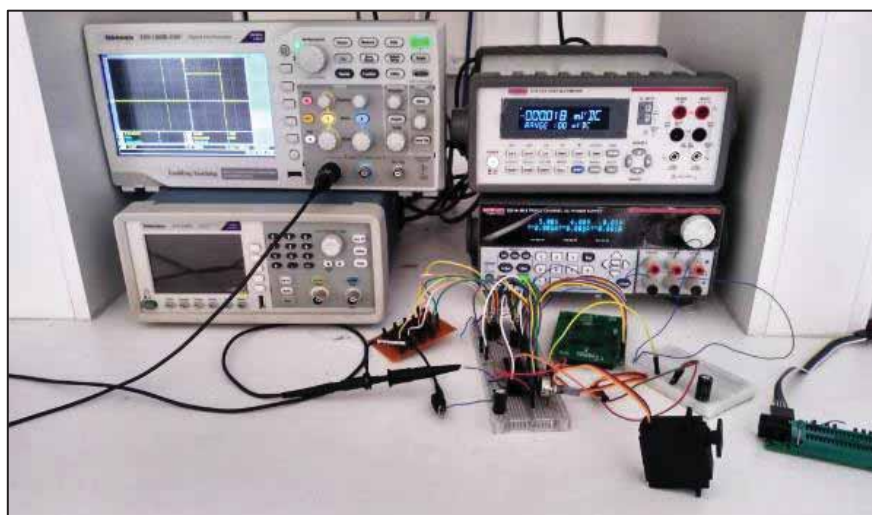


Figura 27 : Identificación de valores de control de posición del eje del servomotor TowerPro MG995

Tabla 15: Valores de control hallados en laboratorio del servomotor TowerPro MG995

Ángulo	Ancho de pulso (s)	valor (0 – 625)	l/min	ConcO2
15°	540 us	17	0	21
30°	700 us	22	4	27
60°	1.020 ms	32	5	28.4606
90°	1.340 ms	42	6	29
120°	1.660 ms	52	8	33.5
150°	1.980 ms	62	10	36
180°	2.360 ms	72	15	42.5

Como resultado, es posible controlar al actuador diseñado reemplazando los valores hallados de la Tabla 15 en la Ecuación (3.1). Entonces, el valor de resolución PWM representa la variable manipulada del sistema de control de concentración de oxígeno.

3.2.3. DISEÑO DEL SISTEMA DAQ DE CONCENTRACIÓN DE OXÍGENO

Para obtener la curva característica del proceso de suministro de oxígeno, es necesario implementar un sistema de adquisición de datos que mida la concentración dentro de la cabina de la incubadora.

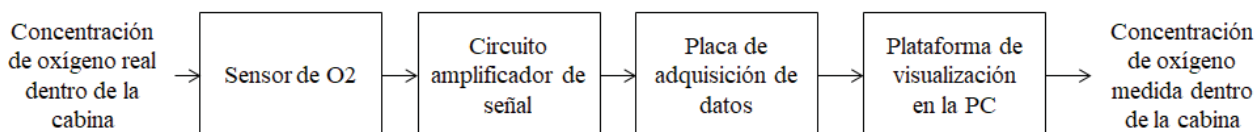


Figura 28: Diagrama de bloques del sistema de adquisición de datos de concentración de oxígeno

La señal de entrada del sistema de adquisición de datos es el valor de la concentración de oxígeno existente dentro de la cabina de la incubadora neonatal. El sistema cuenta con cuatro etapas: sensor, circuito de acondicionamiento de señal, placa de adquisición de datos y el ordenador para visualizar y almacenar la información.

El sistema DAQ elegido es la interfaz “Arduino 3.0” [ANEXO 3], que permite realizar el almacenamiento de datos de forma continua y en tiempo real, mediante las plataformas Arduino y MS Excel utilizando librerías y extensiones que establecen la comunicación entre los dos programas.

3.2.3.1. ANÁLISIS DEL SENSOR DE ÓXIGENO

El tratamiento de oxigenoterapia neonatal demanda un suministro de oxígeno constante dentro de un rango de 0 al 100% de concentración del gas en el aire. Por esta razón, el sensor de oxígeno utilizado debe poseer una capacidad dentro del rango de medición completo, y una respuesta rápida y constante en el tiempo.

El dispositivo de medición elegido es el sensor de oxígeno médico de la empresa Draeger modelo 6850645 [ANEXO 2], que consiste en una cápsula electroquímica que produce una señal eléctrica de corriente proporcional a la concentración de oxígeno existente en el medio que lo rodea. Asimismo, este sensor cumple con los requisitos para la implementación del sistema, es económico y de fácil adquisición en el mercado.

El conector del sensor de oxígeno seleccionado está compuesto por tres anillos deslizantes, el primer anillo interior representa la señal a tierra y los dos anillos exteriores siguientes corresponden a la señal de corriente generada por el sensor.

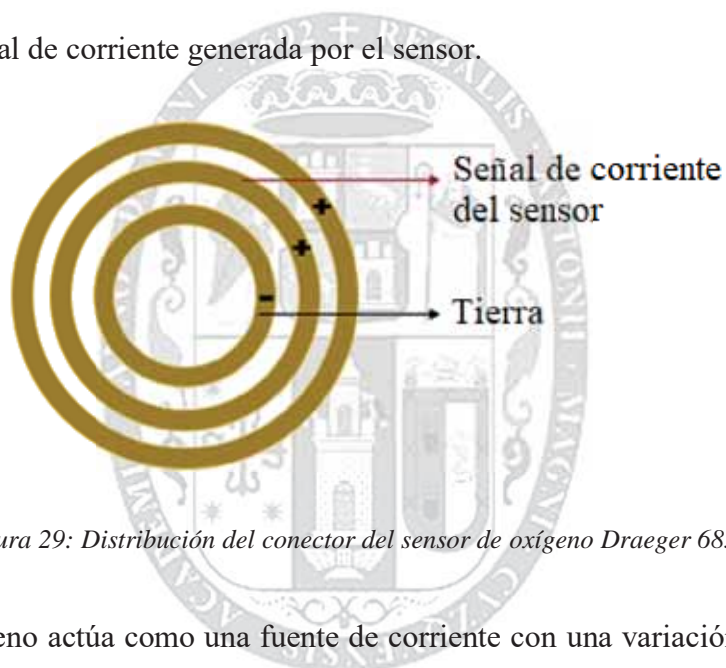


Figura 29: Distribución del conector del sensor de oxígeno Draeger 6850645

El sensor de oxígeno actúa como una fuente de corriente con una variación proporcional a la cantidad de oxígeno existente en el medio que lo rodea. Por tal motivo, se realiza una operación de transformación de fuente de corriente a fuente de voltaje conectando una resistencia en paralelo a las salidas del sensor para obtener la tensión equivalente de la señal de medición.

El fabricante en las especificaciones técnicas [ANEXO 2], recomienda usar una resistencia de 600Ω . Por este motivo, se utiliza un valor comercial cercano al recomendado $R_i = 620 \Omega$, y es conectado entre el anillo de tierra y los anillos de señal de corriente.

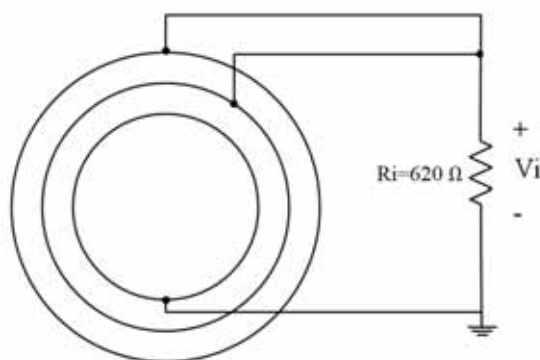


Figura 30: Conexión del sensor de oxígeno Draeger 6850645

Primero, se midió la tensión de salida del sensor al aire libre en condiciones ambientales normales donde la concentración de oxígeno es aproximadamente 21%. Mediante el uso de un voltímetro, se determinó que el valor de V_i para una concentración de oxígeno de 21% es:

$$V_i(21\% O_2) = 20.7 \text{ mV} \quad (3.6)$$

3.2.3.2. DISEÑO DEL CIRCUITO AMPLIFICADOR PARA EL SENSOR DE O₂

La señal de tensión de salida del sensor debe poseer una amplitud considerable para un procesamiento adecuado. Por esta razón, se implementa un amplificador de tensión conectado a la resistencia de salida del sensor de O₂. Se utiliza un OpAmp en la configuración “amplificador no inversor”, que amplifica la señal de tensión de entrada sin invertir la fase o polaridad.

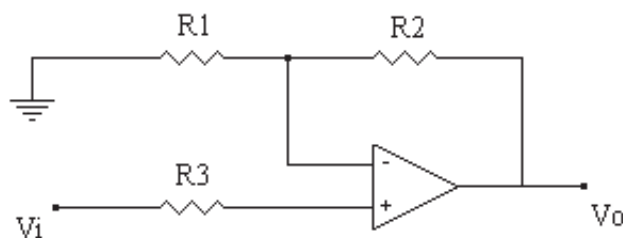


Figura 31: Amplificador operacional en configuración amplificador no inversor [33]

$$\frac{R2}{R1} = \frac{Vo}{Vi} - 1 \quad (3.7)$$

$$R3 = R1 // R2 \quad (3.8)$$

De la misma manera, para facilitar el procesamiento de la señal se utiliza una proporción de 20:1 entre la señal de salida amplificada y la concentración de oxígeno equivalente. Entonces, cuando la concentración de oxígeno es 21%, la señal amplificada de salida deberá tener un valor de $V_o=420$ mV. Asimismo, se elige un valor de resistencia comercial $R1=100 \Omega$. Reemplazando estos valores en las Ecuaciones (3.7) y (3.8), se obtiene:

$$R2 = 100 \left(\frac{420}{20.7} - 1 \right) = 1.928 \text{ k}\Omega \approx 2 \text{ k}\Omega \quad (3.8)$$

$$R3 = \frac{1929 * 100}{1929 + 100} = 95.06 \Omega \approx 100 \Omega \quad (3.9)$$

Para facilitar la implementación del circuito se utilizan valores comerciales de resistencia $R2= 2 \text{ k}\Omega$ y $R3= 100 \Omega$. El OpAmp elegido es el integrado LM324 tipo “Norton”, que requiere una sola fuente de alimentación positiva para su funcionamiento.

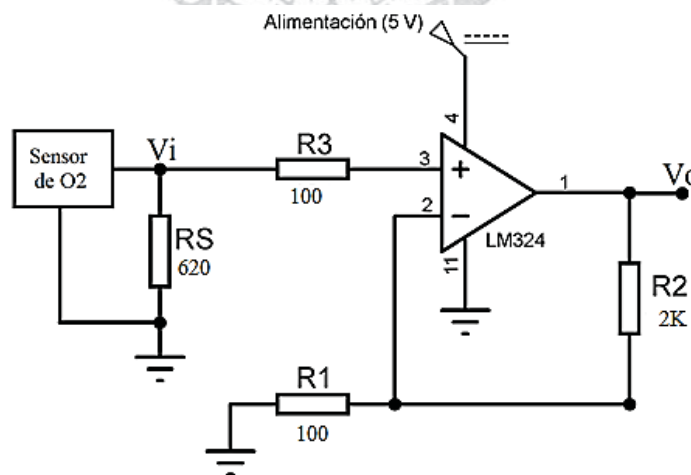


Figura 32: Etapa de amplificación de la señal del sensor de oxígeno Draeger 6850645

Al implementar el circuito con los valores comerciales de resistencias, se obtuvo mediante un voltímetro que el valor de voltaje de salida en la etapa de medición para una concentración de oxígeno de 21%:

$$V_o (21\% O_2) = 425 \text{ mV} \quad (3.10)$$

3.2.3.3. DEFINICION DE LA FUENTE DE ALIMENTACIÓN DEL SISTEMA

Para la implementación de la etapa de amplificación y funcionamiento del sistema es necesario utilizar una fuente de alimentación que posea parámetros eléctricos adecuados que no interfieran con el correcto desempeño de los circuitos del sistema.

Es así como, se realizó la instalación de una fuente conmutada de tensión (ANEXO 8) en la base inferior de la Incubadora Neonatal Olidef SCTI Line 4 y se ubicaron los terminales de alimentación en los puertos de conexión del equipo.



Figura 33: Ubicación de la fuente de voltaje del sistema y sus terminales de alimentación

3.2.3.4. ESCALAMIENTO DE LA SEÑAL DEL SENSOR DE OXÍGENO

Para procesar la señal amplificada del sensor de oxígeno, es necesario realizar un escalamiento equivalente en valores de resolución. El conversor ADC tiene una resolución de 10 bits con valores de 0 a 1023 para un rango de voltaje de entrada analógico de 0 a 5 V. Mediante una regla de tres simple es posible determinar el valor de resolución correspondiente al voltaje de salida hallado en la Ecuación (3.10).

$$ValDigital(21\%) = \frac{0.425 * 1023}{5} = 86.955 \approx 87 \quad (3.11)$$

Entonces, considerando el resultado de la Ecuación (3.11), se genera la instrucción de lectura, que relaciona el valor de resolución leído y la concentración de oxígeno equivalente:

$$\text{Valor de concentración medido} = \frac{\text{Valor digital leído}}{87} * 21 \quad (3.12)$$

3.2.3.5. IMPLEMENTACIÓN DEL SISTEMA DAQ

La escritura y almacenamiento de la información procesada en MS Excel es ejecutada por medio de la interfaz “Arduino 3.0”, que utiliza la tarjeta Arduino UNO como placa de adquisición de datos.

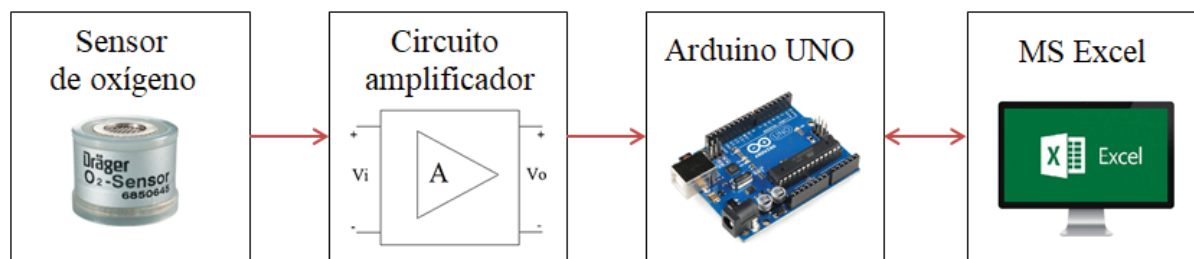


Figura 34: Diagrama del sistema de adquisición de datos de concentración de oxígeno

La salida de la señal amplificada del sensor es conectada al pin “a0” de la placa Arduino, que actúa como una entrada analógica, y la lectura de la información es efectuada mediante la siguiente instrucción:

$$\text{myExcel.writeIndexed}(\text{"Concentración"}, \text{idx} + 11, 4, \text{a0}, 2) \quad (3.13)$$

Donde:

- `myExcel.writeIndexed`: Instrucción que permite la escritura de datos en MS Excel.
- `"Concentración"`: Hoja de datos en MS Excel.
- `Idx+11`: Indica la fila de escritura.
- `4`: Es el nro de columna para la escritura de datos.
- `a0`: Valor de concentración de oxígeno.
- `2`: Número de decimales para la escritura de `a0`.

Para definir el periodo de muestreo del sistema DAQ, se utiliza la hoja de especificaciones técnicas del sensor Draeger 6850645 [ANEXO 2], que indica un tiempo de respuesta menor a 12 s para alcanzar el 90% de su valor final. En este sentido, por medio del teorema de muestreo de Nyquist, se establece:

$$T(\text{muestreosensor}) = 1 \text{ s} \quad (3.14)$$

Finalmente, la placa Arduino fue conectada a la PC a través de un puerto COM, que define la interfaz de procesamiento y comunicación de información.

La pantalla de visualización posee tres columnas de almacenamiento de datos que indican el tiempo de medición, número de muestra y el valor de concentración medida. Además, se añadió una gráfica para visualizar la variación de la concentración de oxígeno en tiempo real.

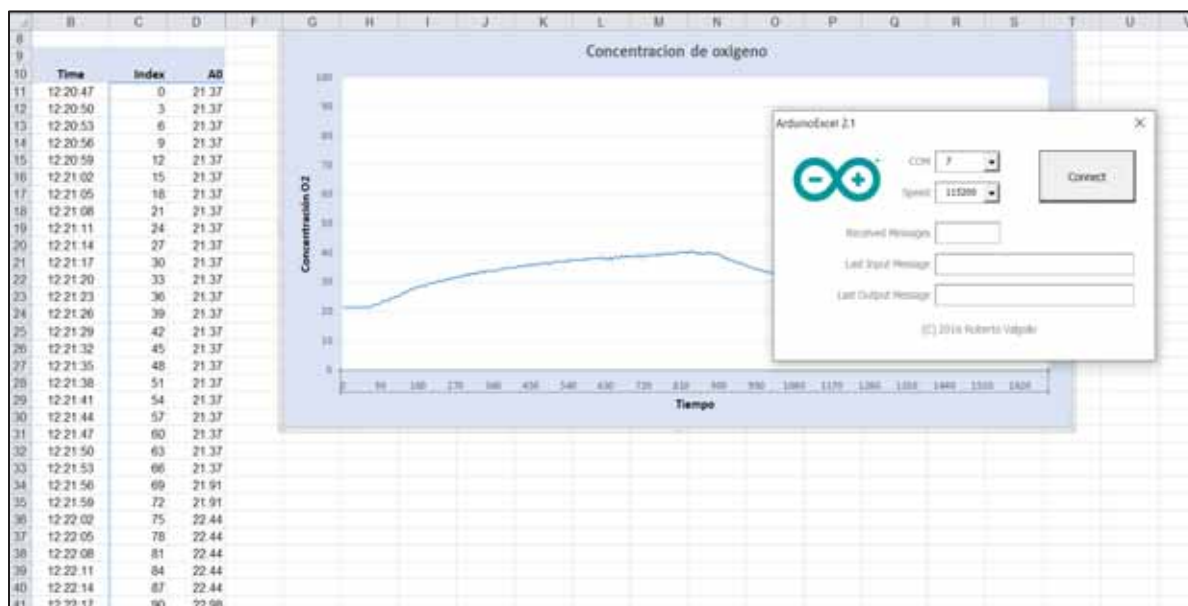


Figura 35: Pantalla de visualización de información del sistema DAQ de concentración de oxígeno.

3.2.4. OBTENCIÓN DE LA FUNCIÓN DE TRANSFERENCIA DEL PROCESO

El sistema de adquisición de datos diseñado fue instalado en la incubadora neonatal. Asimismo, la fuente utilizada es un cilindro de oxígeno clase E y el actuador es la válvula reguladora diseñada que es controlada por el microcontrolador PIC16F887.

Para hallar la curva característica de respuesta del proceso, se suministró un flujo constante tipo escalón de 6 lpm. Además, se utiliza la Tabla 12, que indica una concentración de oxígeno promedio aproximada de 29% para este nivel de flujo.



Figura 36: Instalación del sistema DAQ en la incubadora neonatal

El sistema DAQ registra en tiempo real en MS Excel la concentración dentro de la cabina.

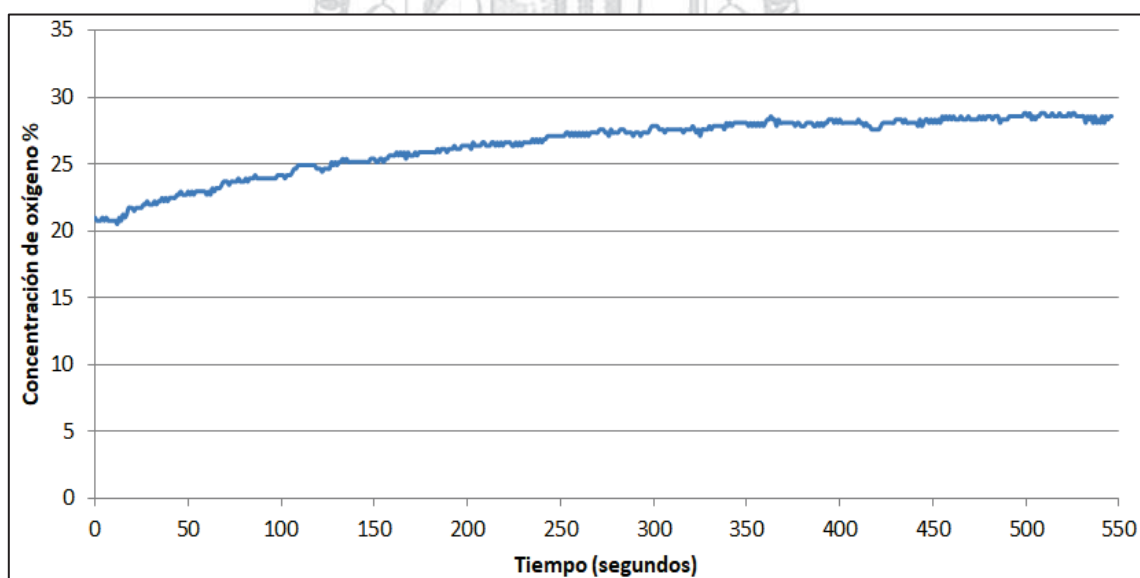


Figura 37: Respuesta del proceso frente a un escalón de 6 l/min (29% de concentración de oxígeno deseada)

El valor final de concentración de oxígeno identificado es 28.81% y el tiempo de establecimiento es aproximadamente 450 segundos. Con los datos registrados, se halla la función

de transferencia del proceso mediante el Software “MatLab”. El análisis se realiza mediante el comando “ident”, que aproxima la forma de la curva y entrega la función de transferencia correspondiente.

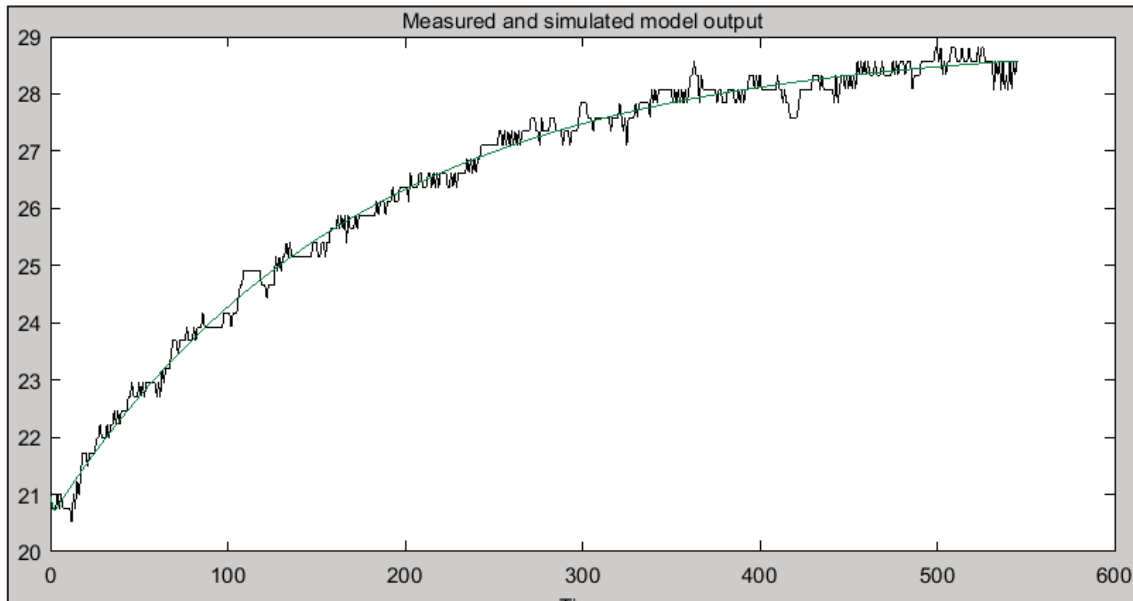


Figura 38: Estimación proporcionada por MatLab de la respuesta del proceso

Se obtiene que la herramienta de identificación estima una coincidencia de semejanza aceptable de 90.86% entre la curva original y la curva hallada por MatLab. la función de transferencia del proceso hallada por MatLab es:

$$G(s) = \frac{0.99736e^{-2.162s}}{1 + 171.3368s} \quad (3.15)$$

La función de transferencia es de primer orden; el valor de la ganancia es $k=0.99736$, la constante de tiempo $T = 171.3368$ s y el tiempo de retardo $L=2.162$ s.

3.3. DISEÑO DE LA ETAPA DE CONTROL

El controlador del sistema elegido es de tipo PID digital, que está compuesto por la etapa de control PID y un conversor análogo digital (ADC) encargado de digitalizar la señal amplificada del sensor de oxígeno para su procesamiento.

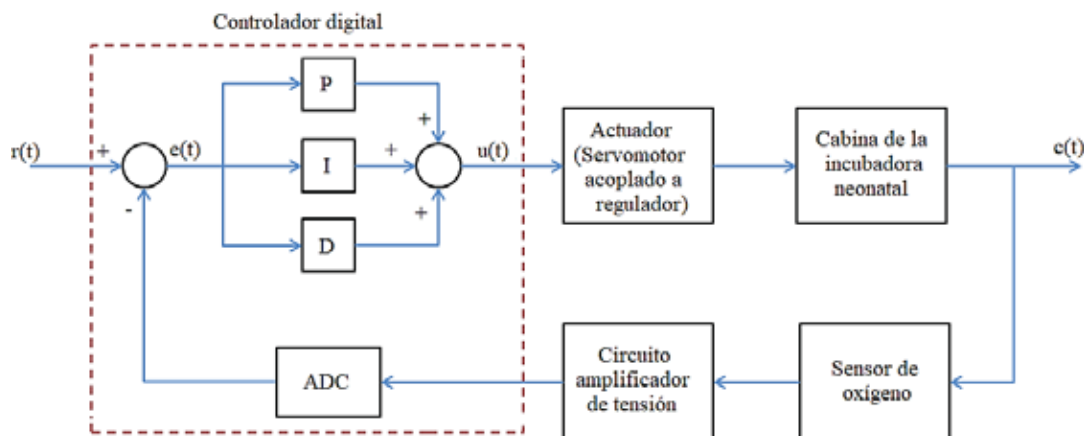


Figura 39: Diagrama de bloques del sistema de control digital de concentración de O_2 para una incubadora neonatal

Donde:

- $r(t)$: Señal de entrada, concentración de oxígeno deseada.
- $c(t)$: Señal de salida, concentración de oxígeno existente dentro de la cabina.
- $e(t)$: Señal de error, diferencia entre la señal de entrada y salida.
- $u(t)$: Señal de control.

El controlador debe brindar una respuesta transitoria sin oscilaciones ni sobreimpulsos y una respuesta estacionaria estable. Asimismo, el tiempo de establecimiento debe ser menor a un minuto para evitar complicaciones en el paciente neonato durante el tratamiento de oxigenoterapia.

3.3.1. SINTONIZACIÓN DEL CONTROLADOR PID POR EL MÉTODO DE ZIEGLER-NICHOLS

Este método permite hallar gráficamente los parámetros del controlador PID, mediante el punto de inflexión y la recta tangente a la curva de respuesta del proceso. Para facilitar este cálculo se utiliza herramientas de análisis diferencial. La segunda derivada de la función permite hallar el punto de inflexión en una curva. En tal sentido, se generó un fichero en el software “MatLab” [ANEXO 4] y se utilizó la función de transferencia del proceso hallada en la Ecuación (3.15):

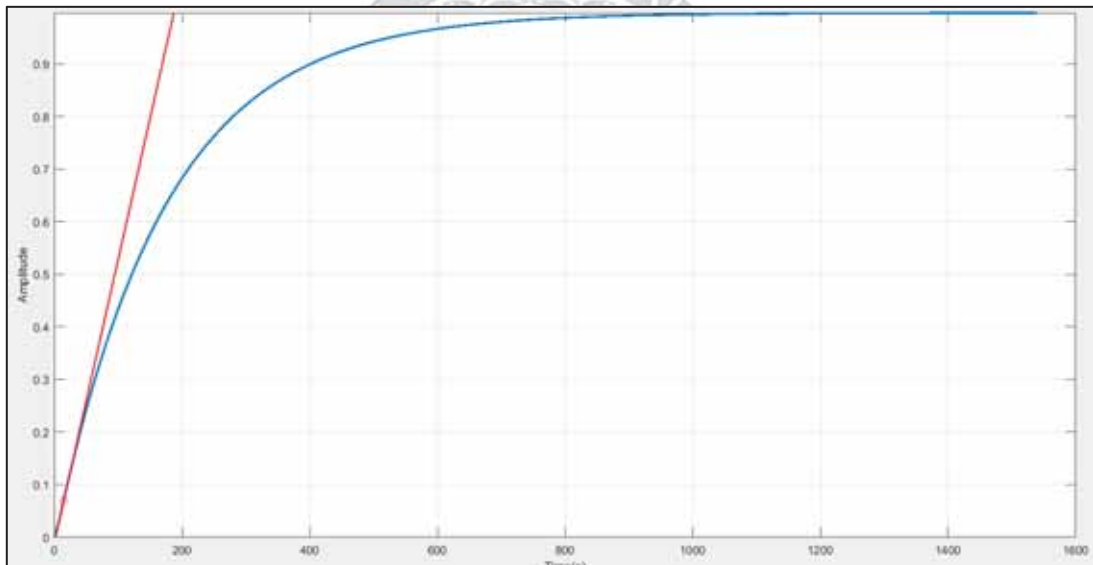


Figura 40: Identificación del punto de inflexión y la recta tangente de la curva del proceso

Como resultado, el fichero de MatLab determinó los valores del tiempo de retardo y la constante de tiempo:

$$L = 1.7928 \text{ s} \quad (3.16)$$

$$T = 185.4222 \text{ s} \quad (3.17)$$

Asimismo, se obtuvo que los parámetros del controlador PID son:

Tabla 16: Parámetros de control de la respuesta hallada por sintonización de Ziegler-Nichols

Ganancia proporcional (Kp)	124.1121
Tiempo integral (Ti)	3.5856 s
Tiempo derivativo (Td)	0.8964 s

Finalmente, se implementaron los parámetros de control en simulación y se obtuvo que la respuesta del sistema es:

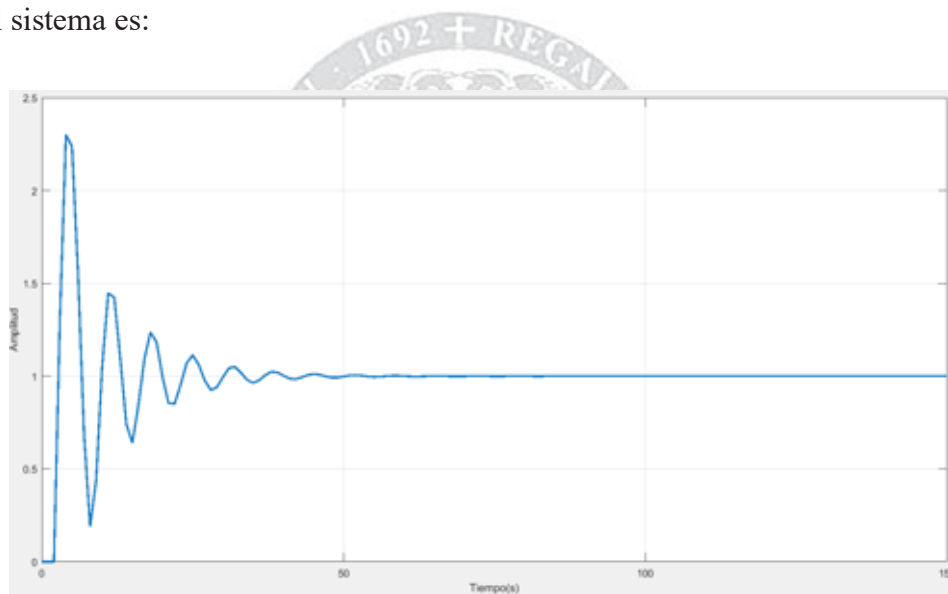


Figura 41: Respuesta del sistema utilizando un controlador PID por sintonización de Ziegler-Nichols

La respuesta es de tipo subamortiguada y posee un tiempo de establecimiento de aproximadamente 50 segundos. Además, las oscilaciones son muy bruscas y el valor de sobrepico es demasiado elevado. Por este motivo, el controlador hallado por Ziegler-Nichols no puede ser implementado para la aplicación de suministro de oxígeno en una incubadora para pacientes recién nacidos.

3.5.2. IDENTIFICACIÓN DE LOS PARÁMETROS DE CONTROL CON PIDTOOL DE MATLAB

La sintonización gráfica de Ziegler-Nichols hallada brinda una respuesta agresiva e inadecuada del sistema para la aplicación. Por este motivo, se optó por utilizar la herramienta “pidtool”, que permite una sintonización automática y una selección de distintos valores de parámetros de control. Primero, se realiza la sintonización para el controlador tipo P:

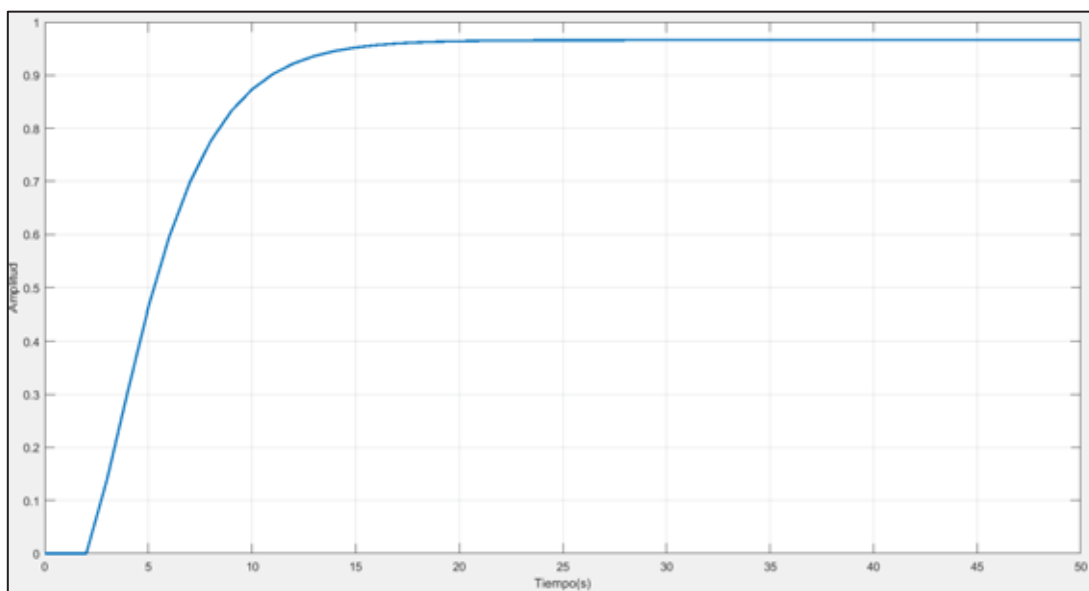


Figura 42: Respuesta del sistema con un controlador tipo P hallado mediante sintonización con “pidtool”

Tabla 17: Parámetros de control del controlador tipo P

Ganancia proporcional (Kp)	28.701
Sobreimpulso (Mp)	0.000404%
Pico	0.966

El controlador tipo P brinda una respuesta estable y rápida, sin embargo no alcanza al valor máximo del escalón.

Para continuar, se sintonizó el controlador tipo PI:

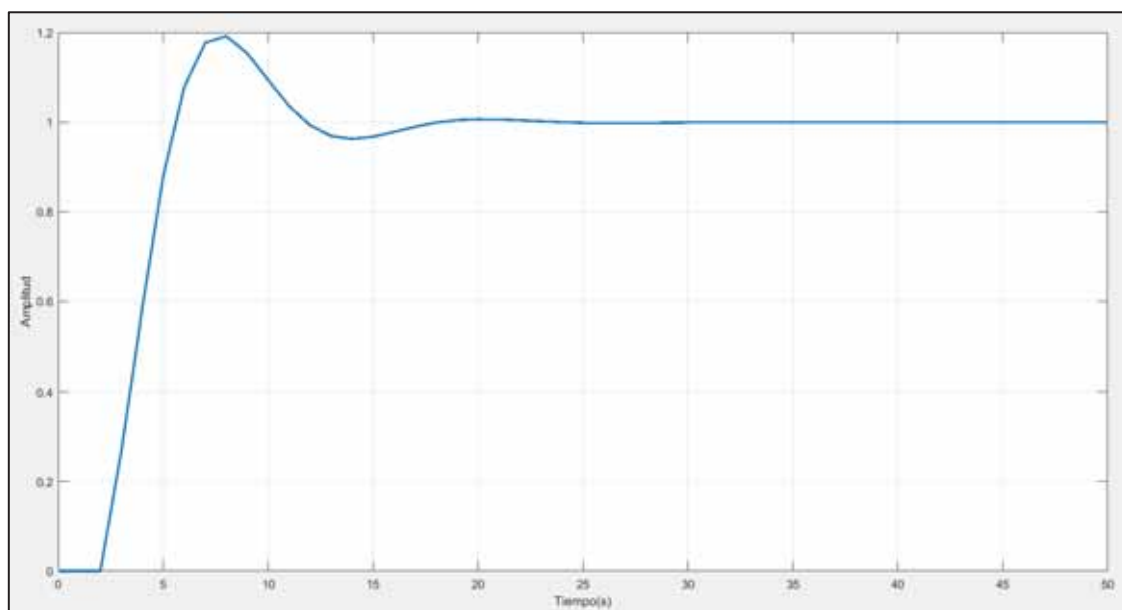


Figura 43: Respuesta del sistema con el controlador tipo "PI" hallado mediante sintonización con "pidtool"

Tabla 18: Parámetros de control del controlador tipo PI

Ganancia proporcional (Kp)	54.6561
Constante de acción integral (Ki)	0.30434
Sobreimpulso (Mp)	19.4%
Pico	1.19

El controlador tipo PI, proporciona una respuesta rápida. Pero, presenta sobreimpulso y oscilaciones en el estado transitorio.

Finalmente, se sintonizó un controlador tipo PID:

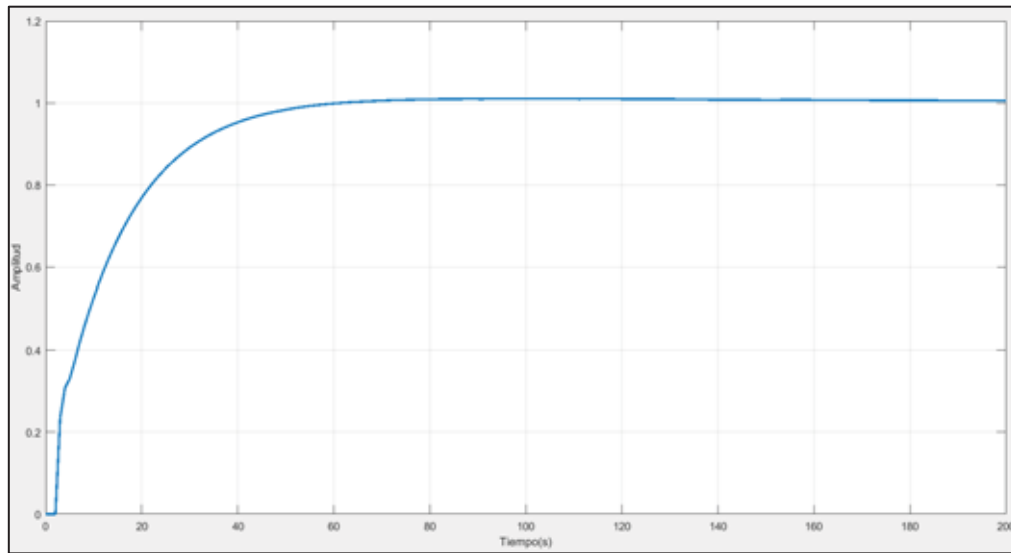


Figura 44: Respuesta del sistema con un controlador tipo PID hallado mediante sintonización con “pidtool”

Tabla 19: Parámetros de control del controlador tipo PID

Ganancia proporcional (Kp)	12.523
Constante de acción integral (Ki)	0.088643
Constante de acción derivativa (Kd)	30.0587
Sobreimpulso (Mp)	1.05 %
Pico	1.01

La respuesta no presenta oscilaciones ni un sobreimpulso elevado en el estado transitorio. Además, el tiempo de establecimiento es aceptable para la aplicación. Para hallar el tiempo de muestreo del controlador PID digital, se utiliza la Ecuación (1.21) y el tiempo de subida hallado en la Figura 44:

$$T = 2 s \quad (3.18)$$

Por lo tanto, los valores óptimos de control hallados en simulación que cumplen con los requisitos del sistema son:

Tabla 20: Parámetros del controlador PID digital

Ganancia proporcional (Kp)	12.523
Tiempo integral (Ti)	141.2745
Tiempo derivativo (Td)	2.4
Tiempo de muestreo del controlador (T)	2 s
Tiempo de muestreo del sensor (Ts)	1 s

3.5.3. IMPLEMENTACIÓN DEL CONTROLADOR

El microcontrolador PIC16F887 es el dispositivo encargado de gestionar todo el sistema de control. Asimismo, se identificó que la variable controlada es el valor digital leído por el microcontrolador de la señal del sensor de oxígeno y la variable manipulada es el valor digital que genera la señal PWM para controlar la posición del eje del servomotor, por lo tanto la señal de error del sistema de control está determinada por la siguiente ecuación:

$$e = R_t - C_t \quad (3.19)$$

Donde:

- R_t : Valor de concentración de oxígeno de referencia.
- C_t : Valor de concentración leído por el microcontrolador “Ecuación 48”

Se implementa las instrucciones de la acción de control:

$$k1 = kp * (1 + T/(2 * ti) + td/T) \quad (3.20)$$

$$k2 = -kp * (1 - T/(2 * ti) + (2 * td)/T) \quad (3.21)$$

$$k3 = (kp * td)/T \quad (3.22)$$

Donde:

- k_p : Ganancia proporcional del sistema.
- t_i : Tiempo integral del sistema.
- T : Tiempo de muestreo del controlador.
- t_d : Tiempo derivativo del sistema.

Asimismo, la ley de control es:

$$u = u_{-1} + k1 * e + k2 * e_{-1} + k3 * e_{-2} \quad (3.23)$$

Donde:

- u : Valor de la señal de control.
- u_{-1} : Valor de la señal de control un tiempo de muestreo pasado.
- k_1, k_2 y k_3 : Constantes del controlador PID digital.
- e : Error del controlador PID digital.
- e_{-1} y e_{-2} : Error uno y dos tiempos de muestreo pasados.

De la misma manera, para asegurar el proceso cíclico y constante se generaron instrucciones para actualizar los valores de la señal de control y la señal de error:

$$e_2 = e_1 \quad (3.24)$$

$$e_1 = e \quad (3.25)$$

$$u_1 = u \quad (3.26)$$

Además, el valor de la señal de control “u” debe estar limitado entre el valor máximo y mínimo de concentración existente de oxígeno (efecto Anti Windup), para la incubadora Olidef SCTI Line4 el valor máximo de concentración es de 50%:

$$\text{if } (u \geq 500) \quad u = 500 \quad (3.27)$$

$$\text{if } (u \leq 0) \quad u = 0 \quad (3.28)$$

Todo el ciclo de instrucciones se repite indefinidamente cada “T” segundos (tiempo de muestreo), durante el funcionamiento del controlador.

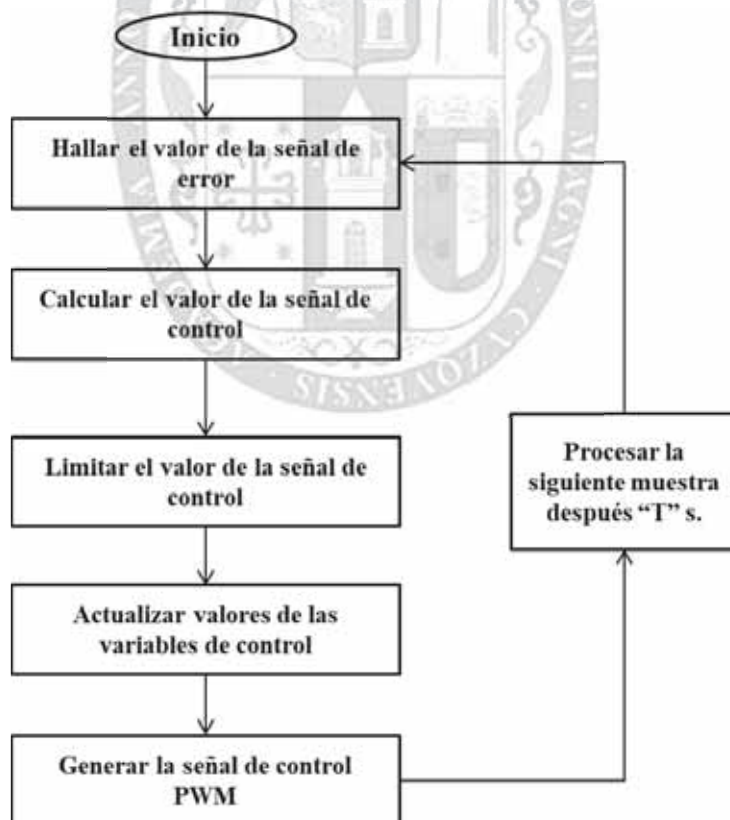


Figura 45: Flujograma del controlador PID digital del sistema de control

3.6. DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE LA INTERFAZ DE USUARIO (HMI)

El sistema de control requiere una plataforma de usuario, que facilite la programación y visualización de las variables del sistema. Por tal motivo, se utilizó un teclado matricial para modificar el valor de concentración de oxígeno deseada (set-point), y una pantalla LCD para visualizar la concentración de oxígeno medida en tiempo real.

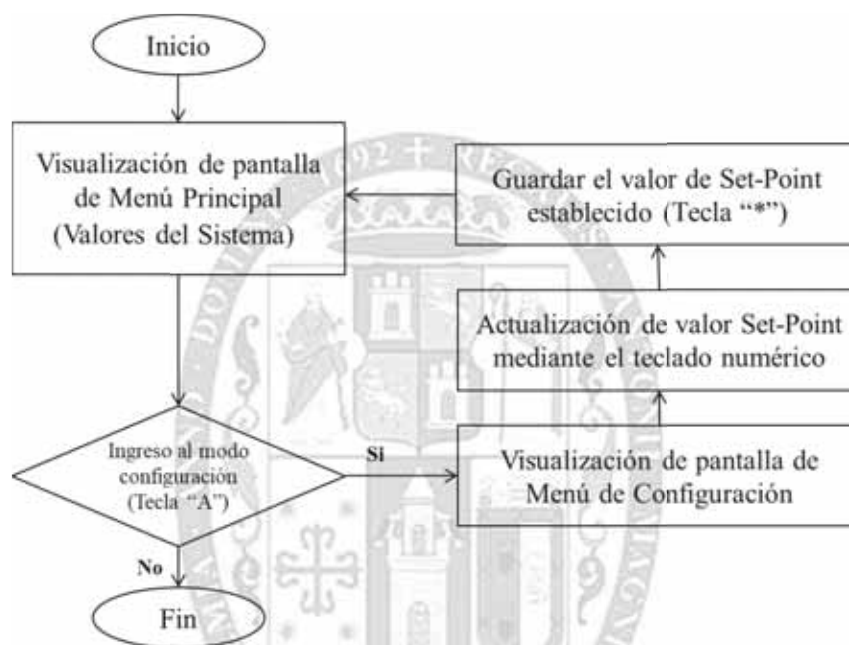


Figura 46: Flujograma del proceso de la Interfaz de Usuario (HMI)

El teclado matricial elegido es de tipo 4x4, mediante el carácter alfabético “A” se ingresa al menú de configuración de la HMI, los caracteres numéricos son utilizados para ingresar el valor de la concentración de oxígeno deseada y el carácter “*” registra el valor ingresado. No obstante, se generó una instrucción de límite de ingreso de datos, para evitar el registro de valores fuera del rango real de concentración de oxígeno (0 -100%).

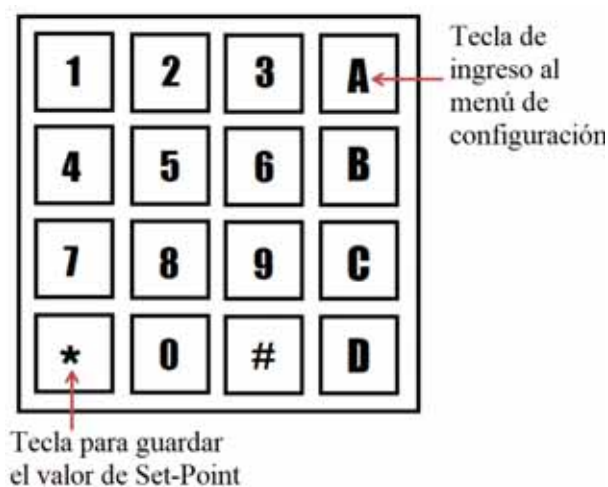


Figura 47: Teclado de la HMI del sistema de control de concentración de O₂ para una incubadora neonatal

La pantalla LCD utilizada es del tamaño 16x4 (16 columnas y 4 filas), y posee dos modos de pantalla programadas. El primero proporciona información acerca de la concentración de oxígeno medida en tiempo real, el valor de set-point y el valor de la señal de error. Y el segundo modo es para la configuración del valor de set-point o concentración de oxígeno deseada.

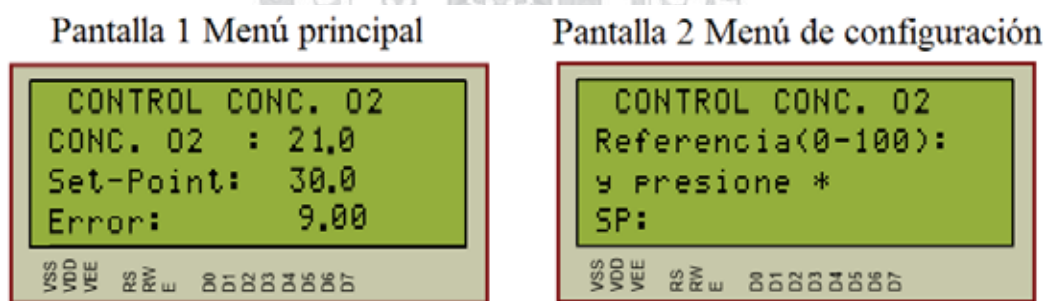


Figura 48: Pantallas de configuración HMI del sistema de control de concentración de O₂ para una incubadora neonatal

3.7. IMPLEMENTACIÓN DEL SISTEMA DE CONTROL

Todas las etapas del sistema son administradas por el controlador PIC16F887, a través de un programa con instrucciones en lenguaje de programación C [ANEXO 7].

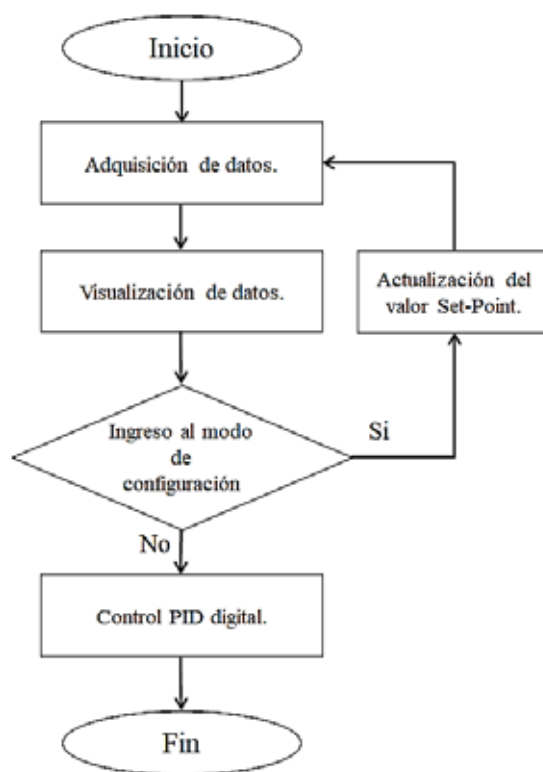


Figura 49: Flujograma del sistema de control de concentración de O₂ para una incubadora neonatal

El bloque “Control PID digital” abarca todas las etapas detalladas en el flujograma de la Figura 45. Los circuitos del controlador y sensor son construidos en placas impresas, que necesitan estar protegidas por cajas que faciliten su manipulación. Adicionalmente, se diseñó y construyó el acoplamiento mecánico para el actuador que permite la transmisión de energía mecánica entre el servomotor y el regulador de oxígeno.

4.1.2. DISEÑO E IMPRESIÓN DE LAS TARJETAS DE CIRCUITO IMPRESO DEL SISTEMA DE CONTROL

Se utilizó el software “Eagle 7.6” para el diseño de las tarjetas del controlador y del sensor de oxígeno, ambas estarán ubicadas dentro de la cabina de la incubadora neonatal. La tarjeta del controlador incluye zócalos de conexión para el PIC y el integrado OpAmp LM324, pines de

conexión para el servomotor, pines para la plataforma HMI y bloques terminales de conexión para el sensor y la alimentación del circuito.

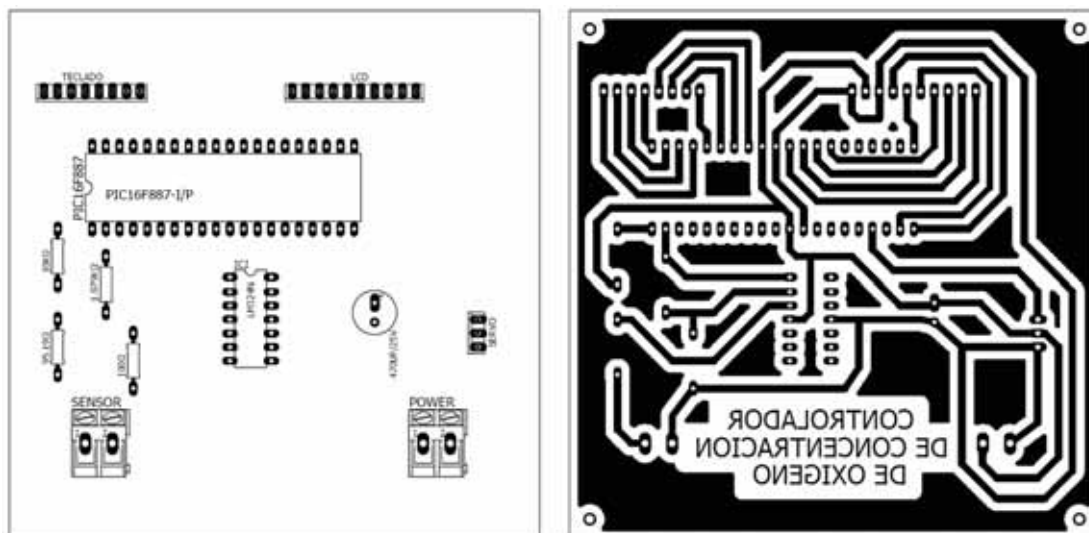


Figura 50: Diseño de la tarjeta de circuito impreso del controlador de concentración de oxígeno

La tarjeta del sensor es un circuito sencillo, para la conexión del sensor con la resistencia de 620Ω . Además, incluye dos bloques terminales para la conexión del sensor y su salida.

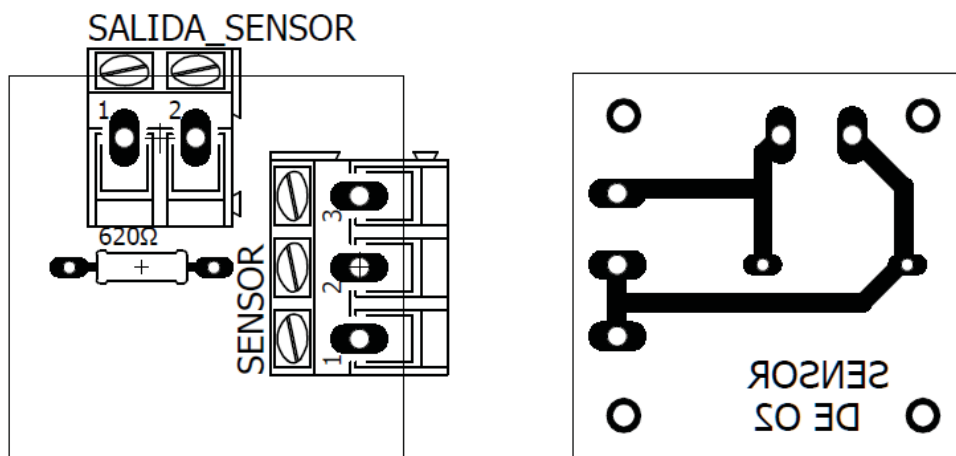


Figura 51: Diseño de la tarjeta de circuito impreso del sensor de oxígeno

Ambas tarjetas fueron impresas y fabricadas manualmente, y todos los componentes ubicados en las placas PCB.

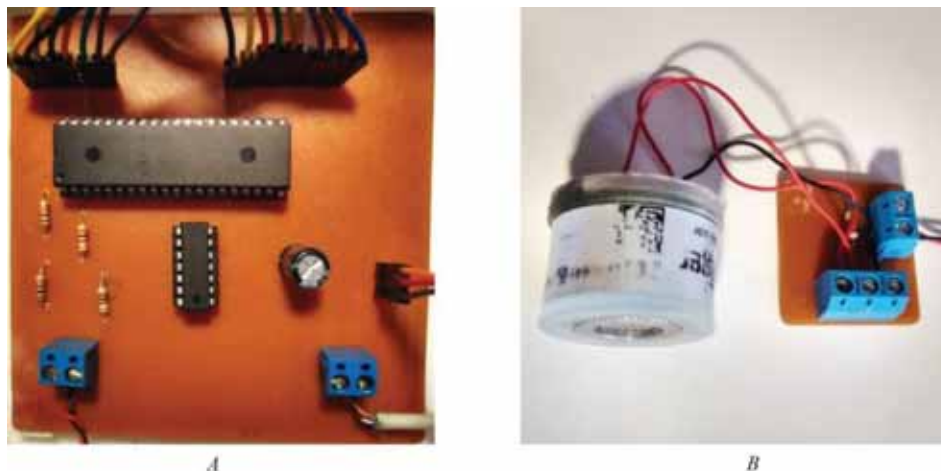


Figura 52: Implementación de las tarjetas impresas de circuitos

A) Tarjeta impresa del circuito del controlador del sistema de concentración de oxígeno

B) Tarjeta impresa del sensor de oxígeno

4.1.3. DISEÑO Y FABRICACIÓN DE LAS CAJAS DE CIRCUITOS Y EL ACOPLAMIENTO MECÁNICO DEL ACTUADOR

Las tarjetas impresas de los circuitos del sistema de control requieren estar ubicadas en cajas que faciliten su manejo y almacenamiento seguro. Además, el actuador necesita un acoplamiento mecánico para la transmisión adecuada del movimiento del servomotor al regulador de oxígeno. Por esta razón, utilizando un calibrador Vernier se obtuvo las medidas del regulador de oxígeno, servomotor, pantalla LCD, teclado matricial y del sensor de oxígeno, para finalmente mediante el software “Solidworks” de modelamiento mecánico diseñar las piezas requeridas (ANEXO 9).

La caja del circuito de controlador posee dos compartimientos para colocar la plataforma HMI y la caja del sensor un compartimiento para la membrana de medición del sensor de oxígeno.

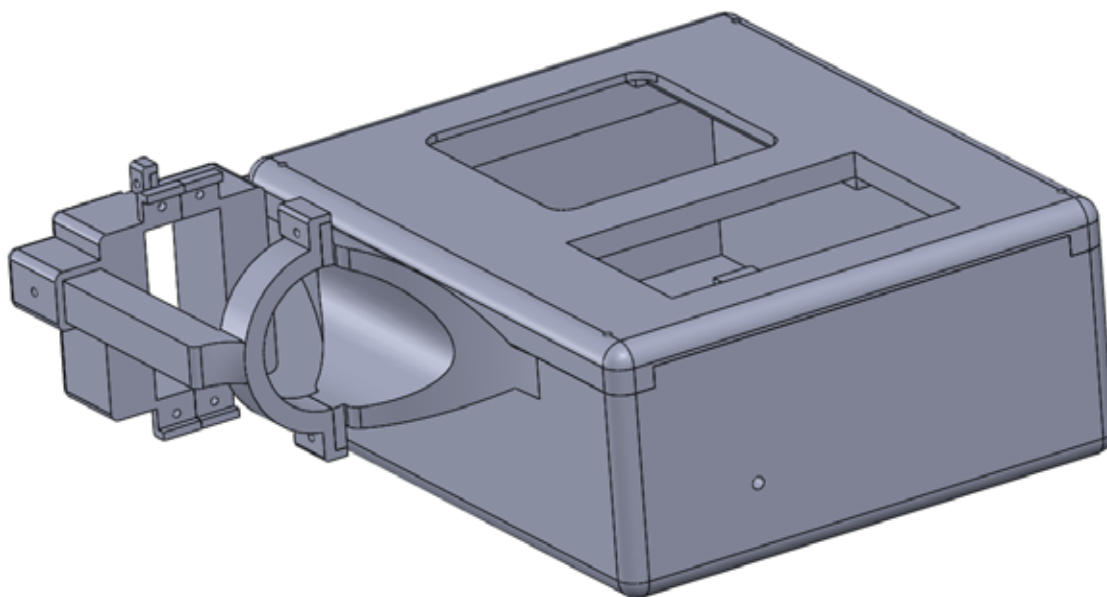


Figura 53: Diseño de la caja del circuito de controlador y el acoplamiento mecánico del actuador del sistema

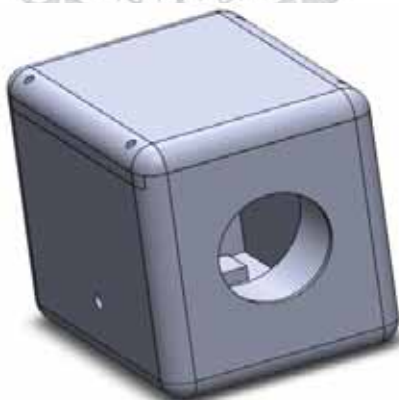


Figura 54: Diseño de la caja del circuito de sensor de oxígeno

Ambos diseños están compuestos por 7 piezas tridimensionales, que fueron fabricadas por una impresora 3D. Finalmente las piezas fueron ensambladas y los componentes ubicados y asegurados.

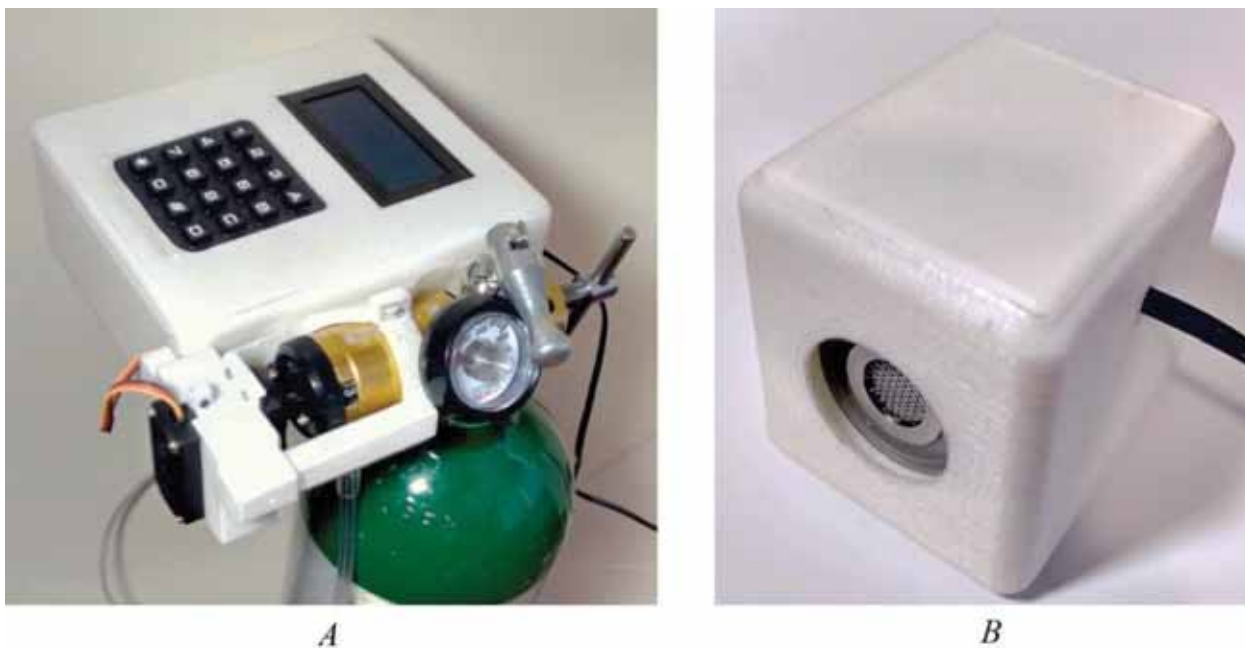


Figura 55: Implementación del acoplamiento y las cajas de circuitos

A) Caja del circuito del controlador y acoplamiento mecánico del actuador del sistema

B) Caja del sensor de oxígeno

CAPÍTULO 4

PRUEBAS Y RESULTADOS

4.1. PRUEBAS DEL SISTEMA DE CONCENTRACIÓN DE OXÍGENO

El sistema construido es implementado en la incubadora de la empresa Olidef modelo SCTI Line 4 donada por el Hospital Regional del Cusco al laboratorio de biomédica de la UNSAAC.



A



B

Figura 56: Pruebas en laboratorio del prototipo del sistema de control

A) Sistema de control de concentración de oxígeno implementado en la incubadora neonatal

B) Ubicación e instalación del sensor de oxígeno dentro de la cabina de la incubadora

Inicialmente se utilizaron los valores de simulación hallados mediante “pidtool” “Tabla 20: Parámetros del controlador PID digital” en las instrucciones de programación del sistema de control [ANEXO 7]. Seguidamente, se fijó un valor de set point de 40% de concentración de oxígeno, y se midió en tiempo real la respuesta del sistema. Además, a los 380 segundos aproximadamente se abrieron las seis ventanillas de la incubadora para generar una perturbación externa:

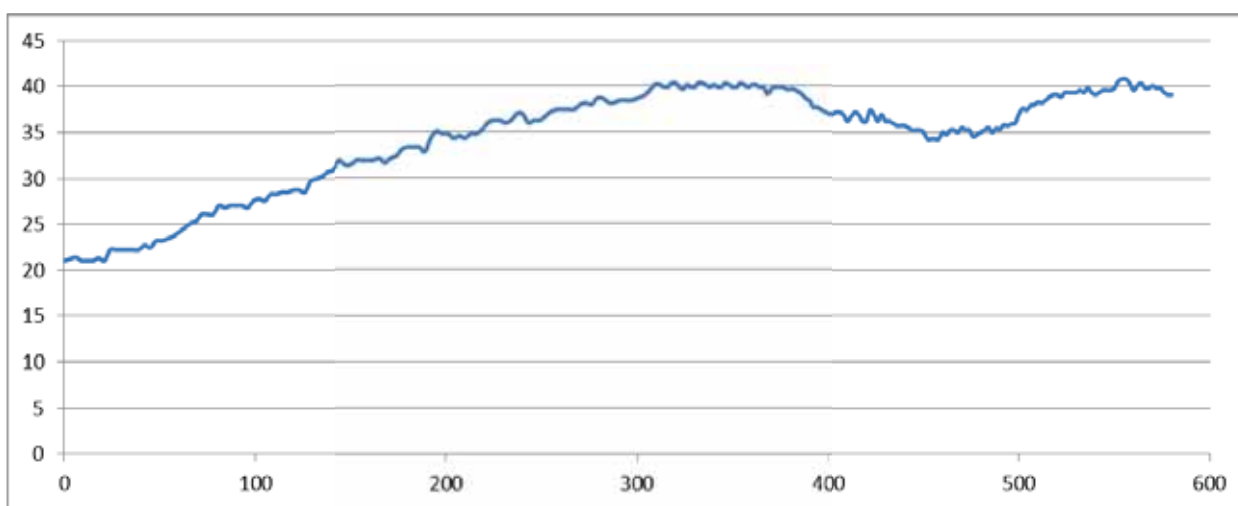


Figura 57: Respuesta experimental del sistema utilizando los valores hallados por pidtool

Se observa que el sistema tarda aproximadamente 300 segundos en alcanzar el valor de set point desde el 21% de concentración de oxígeno inicial. Además, la respuesta transitoria no presenta oscilaciones ni sobrepicos considerables, y la respuesta estacionaria es estable. Sin embargo, el sistema tarda 160 segundos en estabilizarse frente a la perturbación externa inducida, considerando que la disminución o ausencia de oxígeno suministrado no debe ser mayor a 60 segundos para no generar daños en el paciente, es necesario incrementar la velocidad de respuesta del controlador PID digital.

La teoría del controlador PID indica que el incremento del tiempo derivativo (T_d) y la disminución del tiempo integral (T_i), permiten aumentar la velocidad de respuesta del sistema. Por este motivo, mediante sintonización manual se realizaron múltiples pruebas variando los valores de la Tabla 20, para hallar las constantes apropiadas del controlador que permitan tener una respuesta menor a 60 segundos frente a una perturbación. Los valores óptimos finales de sintonización manual hallados son:

Tabla 21: Parámetros del controlador PID digital hallados mediante sintonización manual

Ganancia proporcional (K_p)	10.5
Tiempo integral (T_i)	120
Tiempo derivativo (T_d)	7

Se implementan los valores de la Tabla 21 y se estableció un valor de set point de 40%, además aproximadamente a los 310 segundos se generó una perturbación abriendo las seis ventanillas de la incubadora. Como resultado se obtuvo la siguiente respuesta del sistema:

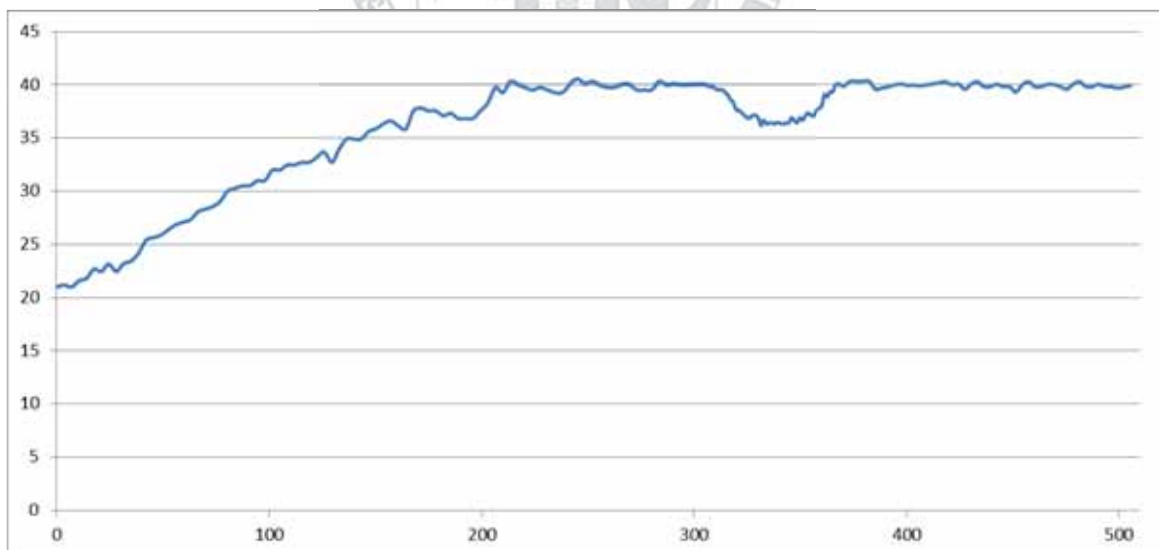


Figura 58: Respuesta experimental del sistema utilizando sintonización manual

Se observa que el sistema tarda aproximadamente 240 segundos para alcanzar el valor de set point. Además, es estable durante el estado transitorio, y no posee sobrepicos considerables. Por otro lado, la respuesta del sistema frente a la perturbación inducida es más rápida, tarda aproximadamente 51 segundos para volver al valor de set point.

4.2. RESULTADOS DE LAS PRUEBAS DEL SISTEMA DE CONTROL

El sistema de control desarrollado cumple con los requisitos de suministro de oxígeno para pacientes recién nacidos. La respuesta del sistema frente a una perturbación es menor a un minuto y no presenta sobrepicos durante el estado transitorio. Asimismo, se mantiene dentro del rango de $\pm 2\%$ del valor de setpoint en el estado estacionario.

Por las características constructivas y físicas de la incubadora utilizada Olidef modelo SCTI Line 4, el sistema de control sólo puede suministrar una concentración máxima de 50%. Por lo tanto, es un sistema de bajo flujo y pertenece a la Fase I de la oxigenoterapia neonatal. Además, cumple con los requerimientos de la norma UNE-EN 60601-2-19 para incubadoras neonatales.

Por otro lado, el sistema desarrollado es un prototipo de prueba implementado en el laboratorio de biomédica de la Universidad Nacional San Antonio Abad del Cusco, su aplicación hospitalaria con pacientes requiere pruebas más exhaustivas y validación de profesionales especialistas en neonatología.

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

CONCLUSIONES

- El prototipo del sistema de control de concentración de oxígeno para incubadoras neonatales implementado regula la concentración de oxígeno dentro de la cabina de una incubadora neonatal Olidef SCTI Line4 cumpliendo satisfactoriamente con los requisitos para la oxigenoterapia neonatal.
- El sistema de adquisición de datos implementado permite almacenar y graficar en tiempo real los datos de concentración de oxígeno del proceso de suministro manual en la cabina de la incubadora Olidef SCTI Line 4.
- El actuador controla adecuadamente la cantidad de flujo de oxígeno suministrado, mediante la manipulación de una señal eléctrica PWM, utilizando un servomecanismo que acopla mecánicamente el regulador de oxígeno tipo Yugo Western Scott CGA870 y un servomotor TowerPro MG995.
- La interfaz de usuario permite la selección del valor de concentración de oxígeno deseado mediante un teclado matricial 4x4, y la visualización de los valores principales del sistema en una pantalla LCD 16X4.
- Los parámetros PID hallados mediante sintonización por Ziegler-Nichols no cumplen con los requisitos del sistema es inestable durante el estado transitorio y presenta sobrepicos elevados. Por este motivo, se utilizó la herramienta “pidtool” del software “MatLab” para determinar los parámetros teóricos adecuados en simulación de control son $K_p=12.5$, $T_i=141.3$ y $T_d=2.4$.

- Los parámetros óptimos del controlador PID del sistema hallados experimentalmente en laboratorio mediante sintonización manual $K_p= 10.5$, $T_i= 120$ y $T_d=7$, proporcionan una respuesta estable del sistema de control durante el estado transitorio y estacionario, y el tiempo de respuesta de estabilización frente a una perturbación es menor a 60 segundos, cumpliendo satisfactoriamente con los requisitos para la oxigenoterapia neonatal.
- Las tarjetas de los circuitos diseñadas en el software “Eagle 7.6”; y las cajas de los circuitos y el acoplamiento mecánico del actuador diseñados con el software “SolidWorks”, proporcionan un Hardware del prototipo del sistema adecuado para la aplicación.

RECOMENDACIONES

- El prototipo del sistema de control debe ser evaluado por personal especializado en neonatología, para su uso hospitalario y aplicación directa con pacientes.
- El cilindro de oxígeno utilizado en las pruebas es de clase E (625 l), para mayor capacidad de suministro es necesario utilizar un cilindro portátil más grande.
- Para implementar un sistema de alarma frente a fallas se recomienda la instalación de un sistema en lazo abierto con un sensor de presión en el regulador de oxígeno para detectar fallas por disminución o caída de la presión de oxígeno suministrado.

Lista de referencias

[1]: Avila, J., Tavera, M., & Carrasco, M.. (2013). Mortalidad Neonatal en el Perú y sus departamentos. Lima-Perú: Ministerio de Salud, Dirección General de Epidemiología.

[2]: (2019). Un centenar de bebés mueren este año en Perú por falta de incubadoras. Diario Gestión

[3]: Lucile Packard Children's Hospital . (Julio 09, 2014). Evaluaciones de los recién nacidos. marzo 05, 2020, de Stanford Children's Health

Sitio web: <https://www.stanfordchildrens.org/es/topic/default?id=assessmentsfornewbornbabies-90-P05445>

[4]: Cannizzaro C., & Paladino, Miguel A. (2011). Fisiología y fisiopatología de la adaptación neonatal. Anestesia Analgesia Reanimación, 24(2), 59-74. Recuperado en 04 de junio de 2020, Sitio web: http://www.scielo.edu.uy/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1688-12732011000200004&lng=es&tlng=es.

[5]: Aguilera S., Iserson K. . NEONATOLOGÍA. febrero 25, 2020, de Recursos Educativos en Español para la Medicina de Emergencia

Sitio web: <https://www.reeme.arizona.edu/materials/Neonatologia.pdf>

[6]:Burguener E.. (setiembre 13, 2014). ABORDAJE RESPIRATORIO DEL RECIÉN NACIDO. febrero 17, 2020, de CONGRESO ARGENTINO DE EMERGENCIAS Y CUIDADOS CRITICOS EN PEDIATRIA

Sitio web:

https://www.sap.org.ar/docs/congresos_2014/Emergencias%20y%20Cuidados%20Criticos/PDFs/burguener_abordaje_kin%C3%A9tico.pdf

[7]:Lucile Packard Children's Hospital . (Agosto 12, 2014). Problemas respiratorios 05, 2020, de Stanford Children's Health

Sitio web: <https://www.stanfordchildrens.org/es/topic/default?id=breathingproblems-90-P05777>

[8]:Ibarra A.. (enero 29, 2007). Monitorización y Signos de Alarma en Niños. marzo 13, 2020, de Hospital Torrecárdenas

Sitio web: <https://slideplayer.es/slide/3956076/>

[9]:Vento M.. (marzo, 2014). Oxigenoterapia en el recién nacido. febrero 12, 2020, de Servicio de Neonatología. Hospital Universitario y Politécnico La Fe. Valencia, España

Sitio web: <https://www.elsevier.es/es-revista-anales-pediatria-continuada-51-articulo-oxigenoterapia-el-recien-nacido-S1696281814701714>

[10]:Rodríguez B.,Reyes M., & Jorquera R.. (2017). OXIGENOTERAPIA EN PEDIATRIA.
Revista Pediatría Electrónica, Vol 14, p. 14.

[11]:Kacmarek R.,Stoller J,& Heuer A.. (abril 11, 2012). VII Acute and critical care. Egan's
Fundamentals of Respiratory Care(p. 1239). Editorial Elsevier.

[12]:Arraiza N.. (2014). Guía rápida y póster de dispositivos de oxigenoterapia para enfermería.
febrero 10, 2020, de Universidad Pública de Navarra

Sitio web: <https://pdfs.semanticscholar.org/8833/9cced8ef971f6b1d09cc153e8cdb5c94cf4a.pdf>

[13]:Hansmann A., May B., & Lang H.. (2017). Review of supplemental oxygen and respiratory
support for paediatric emergency care in sub-Saharan Africa. 20 abril, 2020, de African
Journal of Emergency Medicine

Sitio web: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S2211419X17301751>

[14]:Pilar O., & López Y.. (junio, 2018). OXIGENOTERAPIA DE ALTO FLUJO. abril 23,
2020, de Sociedad y Fundación Española de Cuidados Intensivos Pediátricos

Sitio web: <https://secip.com/wp-content/uploads/2019/03/Protocolo-Oxigenoterapia-de-Alto-Flujo-2018.pdf>

[15]:Ramos J. (2017). Fases de la Oxigenoterapia Neonatal, de Universidad Nacional de Cajamarca

Sitio web: <https://es.slideshare.net/JonathanRamosPizarro/fases-de-la-oxigenoterapia-neonatal>

[16]:Paredes Y., et al. (octubre 16, 2015). Oxigenoterapia. abril 22, 2020, de Unidad de Cuidados Intensivos del Hospital Regional de Cajamarca

Sitio web: <http://www.hrc.gob.pe/sites/default/files/OXIGENOTERAPIA.pdf>

[17]:Domínguez F.. (2010). VENTILACIÓN NEONATAL HOY: ¿A QUIÉNES Y CÓMO VENTILAMOS?. febrero 10, 2020, de Universidad de Ciencias Médicas de La Habana

Sitio web: <https://files.sld.cu/urgencia/files/2010/10/ventilacion-neonatal-hoy-dr-fernando-dominguez.pdf>

[18]:Intermountain HEALTHCARE. (marzo, 2016). Cilindros de oxígeno portátiles Lineamientos de preparación y seguridad. marzo 16, 2020, de ntermountain HEALTHCARE

Sitio web: <https://intermountainhealthcare.org/ckr-ext/Dcmnt?ncid=528397363>

[19]:Julian I., Montero E.,Manero M., Galarreta S.,& López B.. (setiembre 13, 2016).

Humidificación en oxigenoterapia, cuándo sí y cuándo no. mayo 06, 2020, de Revista Médica Electrónica Portales Medicos

Sitio web: <https://www.revista-portalesmedicos.com/revista-medica/humidificacion-oxigenoterapia-si-no/>

[20]:CENETEC. (2013). Guía Tecnológica: Incubadora Neonatal., de Gobierno de México

Sitio web:

http://www.cenetec.salud.gob.mx/descargas/biomedica/guias_tecnologicas/4gt_incubadora.pdf

[21]:Pardo C.. (2013). Controlador PID. marzo 13, 2020, de PICUINO

Sitio web: <https://www.picuino.com/es/arduprog/control-pid.html>

[22]:Proakis J., & Dimitris M.. (1996). 1.1.2.Advantages of Digital over Analog Signal Processing. En Digital Signal Processing(p. 5). USA: Prentice-Hall, Inc..

[23]:Oppenheim A., Willsky A., & Hamid S.. (1998). 7. Muestreo. En Señales y Sistemas 2a Ed.(p. 514). México: PrenticeHall Hispanoamérica.

[24]:Mora, H.. (octubre 24, 2011). Sistemas de adquisición y procesamiento de datos. abril 05, 2020, de Universidad de Alicante. Departamento de Tecnología Informática y Computación

Sitio web:

<https://rua.ua.es/dspace/bitstream/10045/19119/1/Sistemas%20de%20adquisici%C3%B3n%20y%20Procesamiento%20de%20datos.pdf>

[25]:Ogata K.. (1995). Pulse Transfer Function of a Digital PID Controller. En Discrete Time Control Systems (pp. 114-117). USA: Prentice-Hall International.

[26]:Razaq M.. (setiembre 1, 2017). Measuring Oxygen Purity With A Micro-Fuel Cell Sensor. marzo 5, 2020, de FIERCE Electronics

Sitio web: <https://www.fierceelectronics.com/components/measuring-oxygen-purity-a-micro-fuel-cell-sensor>

[27]:Educational Robotics Kits. (junio 27, 2018). CONTROL THE SERVOMOTOR. marzo 10, 2020, de ATLANTIS INTERNACIONAL

Sitio web: <https://www.ebotics.com/es/actividad/proyecto-no-1-calibrar-un-servomotor-sin-tope-mecanico/>

[28]:Vysakh. (enero 03, 2011). Basics of Microcontrollers. mayo 13, 2020, de Circuits Today

Sitio web: <https://www.circuitstoday.com/basics-of-microcontrollers>

[29]:Microchip Technology Inc.. (2006). PIC16F882/883/884/886/887. junio 03, 2020, de Microchip Technology Inc.

Sitio web: <http://ww1.microchip.com/downloads/en/DeviceDoc/40001291H.pdf>

[30]:Verle M.. (2009). Microcontroladores PIC - Programación en C con ejemplos. junio 05, 2020, de Mikroelectronika

Sitio web: <https://www.mikroe.com/ebooks/microcontroladores-pic-programacion-en-c-con-ejemplos>

[31]:Aracil J., & Gómez J.. (2006). Introducción a Matlab y Simulink. abril 15, 2020, de Escuela Técnica Superior de Ingeniería de la Universidad de Sevilla

Sitio web: http://www.esi2.us.es/~fabio/apuntes_matlab.pdf

[32]: GLOBAL MEDICAL SOURCES. (s.f). MEDICAL OXYGEN SENSOR DATASHEET. mayo 14, 2020, de MedicalSolution Technology Inc.

Sitio web: <http://www.medicalsolutiontechnology.com/wp-content/uploads/2012/09/GO-02-DATA-SHEET.pdf>

[33]: Electrónica fácil. (s.f.). Amplificador no inversor. marzo 10, 2020

Sitio web: <https://www.electronicafacil.net/tutoriales/AMPLIFICADOR-NO-INVERSOR.html>



ANEXOS

ANEXO 1

INCUBADORA NEONATAL MODELO SCTI LINE 4

ESPECIFICACIONES ELÉCTRICAS		ESPECIFICACIONES ELÉCTRICAS	
Selección automática de voltaje	100 - 140V~ / 205 - 245V~	Elemento de calentamiento	Acero inoxidable blindado resistor eléctrico tubular
Fusibles de protección (F1/F2) (modulo de control)	5A tipo F 20AG	Control de la temperatura – modo AIRE (ATC)	De 20.0 a 39.0°C, con incrementos de 0.1°C
Frecuencia Network	50 / 60Hz	Control de temperatura (ITC) – modo RN	De 34.0 a 38.0°C, con incrementos de 0.1°C
Consumo de energía	830 VA	Tiempo de calentamiento para elevar a temperatura aproximada de 25°C a 36° C	28 minutos
Batería interna	Batería recargable de níquel cadmio		

MÓDULOS DE CONTROL	V1, V2 E V3	SÓLO V2 E V3		
	TEMPERATURA DEL AIRE	TEMPERATURE RN	HUMIDAD RELATIVE DEL AIRE	PESO
Intervalos indicados	10,1°C a 50,9°C	10,1°C a 50,9°C	10 a 99,9%	0 a 9,999 kg
Resolución	± 0,1°C	± 0,1°C		
Precisión	± 0,2°C	± 0,2°C	± 3%	± 0,2 g

SISTEMA DE CONTROL DEL SERVO OXÍGENO	SPO2 SISTEMA DE OXIMETRÍA		
Resolución del display	0,1 %	SPO2	BPM
O2 Rango de visualización	0 a 99,9%	Resolución del display	1 % / 1 BPM
O2 Rango de control	21 a 65%	Rango de lectura	0 a 100% / 18 a 300 BPM





Imagen meramente ilustrativa

ISO
13458



European Authorized
Representative Center
Obelis S.A.
www.obelis.net

Olidef

Incubadora neonatal modelo SCTI Line 4



Recién nacidos prematuros tienen una mayor dificultad para mantener la temperatura del cuerpo de que los bebés nacidos dentro del plazo normal de gestación, porque tienen una mayor superficie corpórea en relación a su volumen. El uso de terapia térmica demostró su utilidad en el aumento de la tasa de sobrevivencia en bebés con bajo peso. Diferentes tipos de equipos fueron desarrollados para mantener la temperatura apropiada para los recién nacidos, como las incubadoras neonatales y las cunas temperadas. Las Incubadoras Neonatales Olidef cz suministran un microambiente temperado y estable para los pequeños pacientes que necesitan una asistencia adicional en este período crítico al comienzo de sus vidas. Son equipos de alta tecnología que pueden ser dotados de sistemas de control de temperatura, oxígeno y humedad. Factores como calidad, eficacia y facilidad de uso se combinan para satisfacer al usuario, ofreciendo total confort a los pequeños pacientes.



A – Peso
B – Frecuencia cardíaca
C – SpO2
D – Concentración de Oxígeno
E – Humedad relativa
F – Gráficos de tendencias (60 h)

● Standard ● Accesorios opcionales ● Non disponible

MÓDULO DE CONTROL	V1	V2	V3	MÓDULO DE CONTROL	V1	V2	V3
TEMPERATURA				PANEL DEL MÓDULO DE CONTROL			
Manual (aire)	●	●	●	Display LED numérico	●	●	●
Servocontrolado (recién nacido)	●	●	●	Display LCD (alfanumérico)	●	●	●
HUMEDAD				Display LCD (alfanumérico / gráfico)	●	●	●
Pasivo	●	●	●	Sistema de supervisión	●	●	●
Servocontrolado	●	●	●	Sensor de temperature de la piel (central)	●	●	●
Depósito de agua removable	●	●	●	Sensor de temperature de la piel (auxiliar)	●	●	●
Depósito de agua fijo	●	●	●	Bloqueo de teclado	●	●	●
OXÍGENO				Indicador de calentamiento	●	●	●
Pasivo	●	●	●	Selección de idiomas (inglés/español/portugués)	●	●	●
Servocontrolado	●	●	●	Removable	●	●	●
OXIMETRÍA							
Sistema de oximetría de pulso	●	●	●				

COMPARTIMIENTO DEL BEBÉ			V1	V2	V3
CÚPULA					
Acrílico transparente (atóxico y auto-extinguible)			●	●	●
Puerta frontal de cuidados intensivos			●	●	●
Puerta trasera de cuidados intensivos			●	●	●
5 portezuelas ovales de policarbonato			●	●	●
5 mangas puño removibles			●	●	●
1 portezuelas redonda con manga iris			●	●	●
4 orificios para entrada de sensors y tubos			●	●	●
Opening for nebulizer			●	●	●
LECHO					
Estructura en plástico radiotransparente			●	●	●
Cajón para chasis de rayos - X			●	●	●
Displaceable: the bed may be displaced out of the dome, making it easier for access to the patient			●	●	●
Posición Trendelenburg y proclive. Horizontal alta y baja			●	●	●
ACCESSORIES					
Pantalla externa			●	●	●
Balanza integrada			●	●	●
Pared doble			●	●	●
OPTIONAL ACCESSORIES					
Nebulizador	Señalizador para uso de oxígeno	Cajonera grande			
Enchufes auxiliar	Soporte para monitores	Estanque para desinfección			
Adaptador para tubos para ventilación	Soporte de suero mayor	Sensor de temperature auxiliary			
Fototerapia halógena	Soporte de suero menor	Colchón de gel			
Cúpula con tapa de acceso frontal y trasero	Electric height adjustment system	Iluminación auxiliar			
Ranimador manual	Sistema de ajuste de altura eléctrico				
Sensor de oximetría tipo Y	Cajonera doble				
Capucha para oxigenoterapia	Armario				
ALARMAS AUDIOVISUALES			V1	V2	V3
Supervisión de operación			●	●	●
Temperatura			●	●	●
Humedad			●	●	●
Oxígeno			●	●	●
Oximetría de pulso			●	●	●
ESPECIFICACIONES MECÁNICAS			V1	V2	V3
Caja externa en acero carbono con tratamiento anti-oxidante			●	●	●
Caja interna en material no-ferruginoso			●	●	●
Caja externa en material non-ferruginoso			●	●	●
Parachoques			●	●	●
Soporte con cuatro ruedas (con frenos)			●	●	●
Dimensiones: sin accesorios (altura x anchura x longitud cm)			137 x 52 x 90		

ANEXO 2

SENSOR DATASHEET

Part Number GO-02

Product Name OXYGEN SENSOR



GMS sensor part NO.	GO-02
Compatibility	Analytical Industries(PSR-11-915-2)
	<i>Draeger Cells(6850645,6803290)</i>
	<i>Envitec Cells(OOM101)</i>
	<i>Draeger Instruments(Narkomed 1A,2,2B,3,4,6000,Babylog 8000,SA2 Anaesthesia Mach,Evita, Evita)</i>
	<i>Envitec Cells(OOM201)</i>
	<i>GE-Datex-Ohmeda Cells(6051-000-224)</i>
	<i>Hamilton Cells(HM-14,HM-13)</i>
	<i>Hudson-RCI Cells(5557, V-14)</i>
	<i>Maxtec(MAX-11)</i>
	<i>MSA Cells(655263,655264)</i>
	<i>Nuova(E-15/2)</i>
	<i>Teledyne Cells(R-23MED)</i>
	<i>Teledyne Instruments(#C-61339)</i>
	<i>Viamed(R-23V)</i>
Output signal:	14,5 - 19,5 mV at dry ambient air, 25°C, 50% RH and 1013 hPa, load 600 Ohm
Measurement range:	0 - 100 Vol.% O ₂
Electrical connector:	gold plated slip rings
Linearity error:	≤ 3 % at 100 % O ₂ , applied for 5 min
Response time:	less than 12 seconds to 90 % of final value
Operating humidity:	0 - 99 % (non-condensing)
Operating temperature:	10 °C - 40 °C
Storage temperature:	recommended: 5°C - 30°C, maximum: -20°C - 50 °C
Warranty ITG/Unimed:	12 months
Country of Origin	Made in Germany

ANEXO 3

ARDUINOEXCEL 3.0

Introduction

Arduino Excel (former Arduino Excel Commander) is a powerful interface between **Arduino** and **MS Excel** that supports **data exchanging** in both directions.

Excel can represent real time data and charts or it can be used as an extern database to overcome Arduino memory limitations. The main purposes are:

- sensors data harvesting and consolidation
- email alerts sending
- support for advanced applications (eg: 3D printers, CNC tools, robotic arms)

The tool is typically used in prototypes but even in some professional applications for scientific experiments or industrial data harvesting accomplished with cheap hardware.

The main features are:

- data writing to any worksheet / cell
- data retrieving from any worksheet / cell
- email sending for alarms or notifications
- CSV files writing

Up to four Arduino can be connected at the same time thru USB ports.

The logic is built in the Arduino sketch with simple instructions like:

```
// write the x variable value to worksheet 'Example' range 'B5' with two
// digits as decimals
myExcel.write("Example", "B5", x, 2);
or
// get the value from worksheet 'Test' range 'A3' and put it in y variable
ret = myExcel.get("Test", "A3", y);
```

Find more documentation in the sketch supplied as example.

History: the project started in 2015, at beginning 2020 about 5000 users have worked with it especially in education but even in scientific or industrial environments. Top user countries are USA, Brazil, UE.

Coming soon: a new pro version with TCP an MQTT protocols is under study as an interface to SQL databases, stay in touch.

Contacts: if you have questions or you are **interested on professional developments** please contact roberto.valgolio@gmail.com; students, makers, hobbyists are welcome and supported provided they have a basic knowledge on Arduino and C++.

Installing

First step

- download the setup procedure from <http://www.robortoalgolio.com/sistemi-programmi/arduino-excel>
- rename Arduino_Excel_Setup.eee to Arduino_Excel_Setup.exe
- **IMPORTANT: launch Arduino_Excel_Setup.exe as Administrator (click the exe with the right mouse button and choose 'Run as Administrator')**

Second step (Arduino side)

- reopen the Arduino IDE if it were already opened
- if you have Arduino Due or Intel Edison comment the line 17 in `Arduino\libraries\rExcel.h: //#define ATMEL_COMPATIBLE`
- open `Documents\Arduino\Arduino_Excel_30` and compile the sketch `Arduino_Excel_30.ino` in your Arduino projects (you can see output strings thru the serial monitor set at 115200)

Third step (Excel side)

- open `Documents\Arduino_Excel\Arduino_Excel_30.xls` (the file can be located where you like)
- allow macro execution (needed only at first run)
 - Office 2003
 - on menu Tools, Macro, Protection, select Low as protection level (this allows VBA code to work)
 - on menu Tools, Macro, Trusted Sources tab, set 'Trust access to Visual Basic Project'
 - Office 2013 or following
 - on File, Options, Trust Center, Trust Center Settings, Macro settings
 - Allow all Macro and check 'Trust access to the VBA project object model', for more details see Appendix A of this document
- close Excel app and reopen it
- now check the VBA environment
 - press the keys CTRL and 'a', if you get an error please refer to Appendix B of this document

Now you're ready to go!

The installation procedure set the following folders and contents:

<code>Documents\Arduino_Excel</code>	<code>Arduino_Excel_30.xls</code>
<code>Documents\Arduino\Arduino_Excel_30</code>	<code>Arduino_Excel_30.ino</code>
<code>Documents\Arduino\libraries\rExcel</code>	library

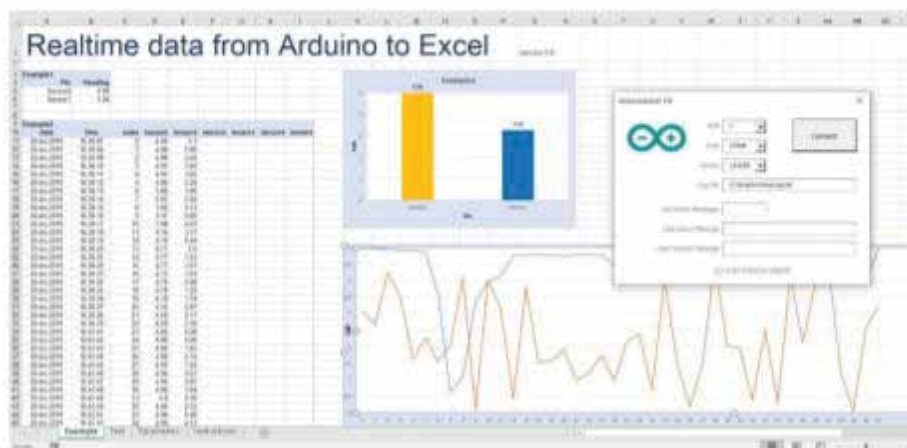
Getting started

- connect an Arduino board to a USB port of your PC (up to four Arduino can be connected at the same time)
- open `Arduino_Excel_30.xls`
- press the keys CTRL and 'a', you should see the launch form ⁽¹⁾



- select a link (a connection with an Arduino if more are present)
- select the port name
- select the port speed
- press Connect button

after some seconds you should see data from Arduino.

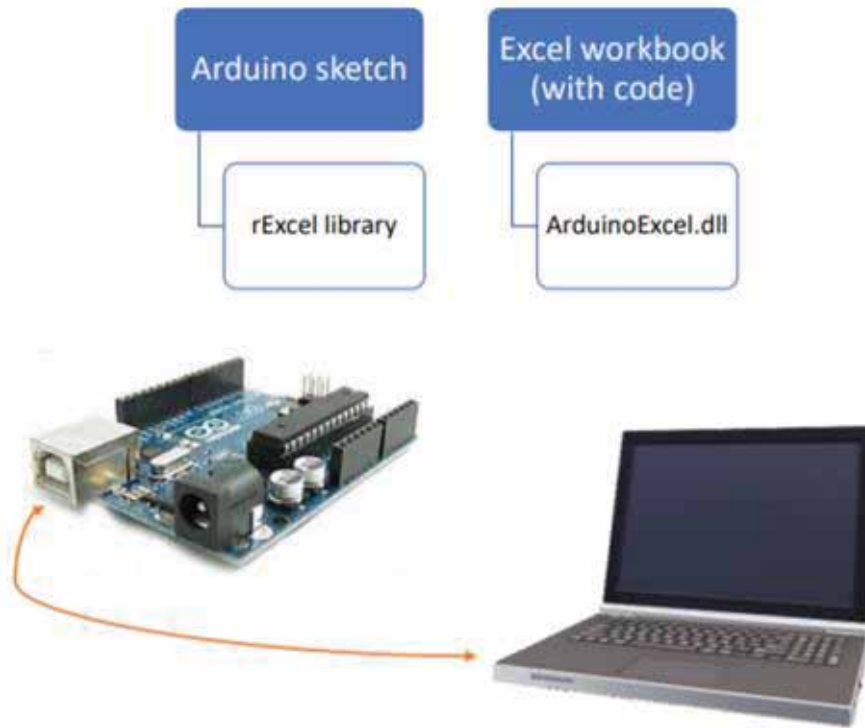


See the sketch for examples and modify them for your purposes. You can use a modified copy of `Arduino_Excel_30.xls` but note that it isn't a generic Excel file because it contains the code (macro) to interact with Arduino.

⁽¹⁾ if CTRL 'a' key pressing doesn't work open menu Show, click on Macro icon, Show macro, select `CommanderRunA` and press Run button, press Options button to define a launch key as you like

Software Architecture

The standard interaction between systems is based on Excel acting as server and Arduino as client. Note that for Excel we mean a workbook with special code (macro) running.



The rExcel library defines the API for data interchange, ArduinoExcel.dll instead is to manage COMs and message queues since Excel VBA hasn't specific instructions for them.

Protocol

When an API function is called, the rExcel library builds a specific message and send it to Excel that process the message and respond with acknowledgement or not. If not acknowledgement the function does some retries before to give up.

The data exchange is based on readable CSV strings terminated with NewLine char.

The type of messages and their formats are:

- XLS,command,[arg1],[arg2],[arg3],[arg4],[arg5]
- LOG,infoSemicolonSeparated
- EML, recipient,recipientCc,subject,body,attach

For details about the message management see rExcel library and the code in Arduino_Excel_30.xls (open the file and press ALT F11 to get the programming environment).

ANEXO 4

```

%Definición de la Función de Transferencia
s=tf('s');
sys=(0.99736*(exp(-2.162*s))/(171.3368*s+1);
%Respuesta al escalón del sistema
[y,t]=step(sys);
%Hallando el punto de inflexión
yp=diff(y);
ypp=diff(y,2);
t_infl=fzero(@(T) interp1(t(2:end-1),ypp,T,'linear','extrap'),0);
y_infl=interp1(t,y,t_infl,'linear');
figure;
plot(t,y,'LineWidth',2); xlabel('Time(s)');ylabel('Amplitude');
grid on
hold on
plot(t_infl,y_infl,'ro')
%Dibujando la recta tangente y el punto de inflexión
h=mean(diff(t));
dy=gradient(y,h);
[~,idx]=max(dy);
b= [t([idx-1,idx+1]) ones(2,1)] \ y([idx-1,idx+1]);
%tv=[-b(2)/b(1); (1-b(2))/b(1)];
tv=[-b(2)/b(1); (max(y)-b(2))/b(1)];
f=[tv ones(2,1)]*b;
plot(tv,f,'-r','LineWidth',1.5)
ylim([0 max(y)])
%Hallando L y T
L=tv(1);
T=tv(2)-tv(1);
Kp=1.2*T/L;
Ti=2*L;
Td=0.5*L;
cont=Kp+Kp/(Ti*s)+Kp*Td*s;
%cont=Kp
cl_sys=feedback(cont*sys,1);
t=[0:1:150];
[yc,tc]=step(cl_sys,t);
Matriz=[yc,tc];
xlswrite('simulacion.xlsx',Matriz,'Hoja1','A1');
figure;
plot(tc,yc,'LineWidth',2); xlabel('Tiempo(s)');ylabel('Amplitud');
grid on

```

ANEXO 5

COMPACT CLICK-STYLE OXYGEN REGULATORS

Designed for pediatric, homecare, hospital and emergency applications

OPA SERIES FEATURES:

- Compact aluminum body
- Click-Style flow control
- Maximum inlet pressure 3000 psi
- Sintered filter for additional safety and to extend regulator life
- Internal reseating relief valve protects against over-pressurization
- 1-1/2" diameter gauge
- Tapered hose barb outlet
- 2 year limited warranty

OPA SERIES COMPACT REGULATORS

Part #	Flow Settings
CGA-870 Yoke	
OPA-810	1/64, 1/32, 1/16, 1/8, 1/4, 1/2, 3/4, 1, 1-1/2, 2 LPM
OPA-820	1/4, 1/2, 1, 2, 3, 4, 6, 8, 10, 15 LPM
OPA-840	1/2, 1, 1-1/2, 2, 2-1/2, 3, 4, 5, 6, 8 LPM
OPA-850	1/2, 1, 2, 3, 4, 6, 8, 10, 15, 25 LPM
CGA-540 Nut and Nipple - Handtight	
OPA-510	1/64, 1/32, 1/16, 1/8, 1/4, 1/2, 3/4, 1, 1-1/2, 2 LPM
OPA-520	1/4, 1/2, 1, 2, 3, 4, 6, 8, 10, 15 LPM
OPA-540	1/2, 1, 1-1/2, 2, 2-1/2, 3, 4, 5, 6, 8 LPM

OPA-840

Compact Click-Style Regulator with CGA-870 Yoke Inlet



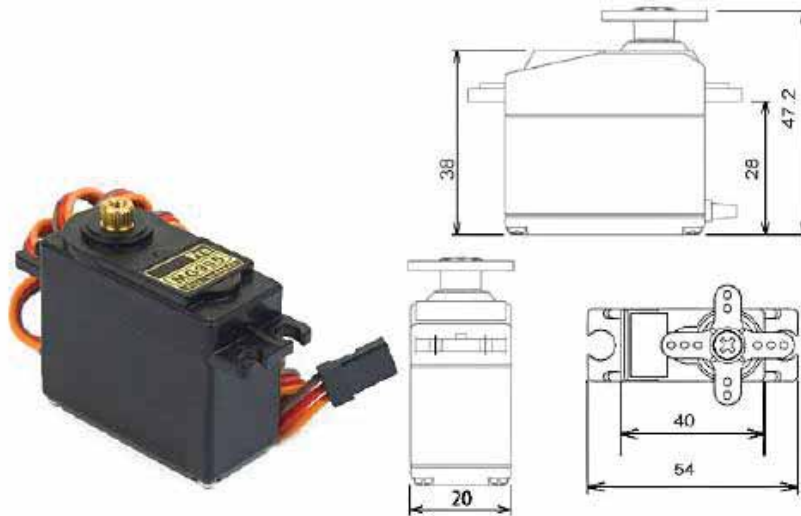
OPA-520

Compact Click-Style Regulator with handtight CGA-540 Nut and Nipple Inlet



ANEXO 6

MG995 High Speed Metal Gear Dual Ball Bearing Servo



The unit comes complete with 30cm wire and 3 pin 'S' type female header connector that fits most receivers, including Futaba, JR, GWS, Cirrus, Blue Bird, Blue Arrow, Corona, Berg, Spektrum and Hitec.

This high-speed standard servo can rotate approximately 120 degrees (60 in each direction). You can use any servo code, hardware or library to control these servos, so it's great for beginners who want to make stuff move without building a motor controller with feedback & gear box, especially since it will fit in small places. The MG995 Metal Gear Servo also comes with a selection of arms and hardware to get you set up nice and fast!

Specifications

- Weight: 55 g
- Dimension: 40.7 x 19.7 x 42.9 mm approx.
- Stall torque: 8.5 kgf-cm (4.8 V), 10 kgf-cm (6 V)
- Operating speed: 0.2 s/60° (4.8 V), 0.16 s/60° (6 V)
- Operating voltage: 4.8 V a 7.2 V
- Dead band width: 5 μs
- Stable and shock proof double ball bearing design
- Temperature range: 0 °C – 55 °C

ANEXO 7

```

#include <16F887.h>
#define ADC=10
#define USE_DELAY(internal=500000)
#define FUSES XT,NOWDT,NOPROTECT,NOLVP,PUT,BROWNOUT,INTRC_IO
#define USE_PORTB_KBD
#include <LCD420D.C>
#include <KBD4x4.C>
#include <stdlib.h>
#include <string.h>

#define use standard_io(b)
#define KEYHIT_DELAY 1
#define byte PORTB= 6
#define byte PORTC= 7
#define BYTE PORTA= 5
#define BYTE PORTD= 8

int16 adc,control;
float Rt=210;
float Ct=0,e=0.0,e_1=0.0,e_2=0.0,u=0.0,u_1=0.0,T=2;
float kp=10.5,ti=120,td=7;
float k1,k2,k3;
char c;

//TECLADO//
char tecla(void)
{
    char c;
    do{
        c=kbd_getc();
    }
    while(c=='\0');
    return(c);
}

char tecla_time(void)
{
    char c='\0';
    unsigned int16 timeout;

    timeout=0;
    c=kbd_getc();
    while(c=='\0' && (++timeout< (KEYHIT_DELAY*100)))
    {
        delay_us(10);
        c=kbd_getc();
    }
    return(c);
}

```

```

//CONTROLADOR PID//
void PID(void)
{
    e=(Rt-Ct);
    u = u_1 + k1*e + k2*e_1 + k3*e_2;

    {
    if (u >= 500.0)
        u = 500.0;
    if (u <= 0.0)
        u = 0.0;
    }

    control=u*50/500;

    e_2=e_1;
    e_1=e;
    u_1=u;

    {if (control>=43)
    control=72;}
    {if (control<43 && control>=36)
    control=62;}
    {if (control<36 && control>=34)
    control=52;}
    {if (control<34 && control>=29)
    control=42;}
    {if (control<29 && control>=28)
    control=32;}
    {if (control<28 && control>=27)
    control=22;}
    { if (control <= 21 )
    control=17;}
    set_pwm1_duty(control);
}

//FUNCION PARA CONFIGURAR SETPOINT//
long escalon(int nd)
{
    long val;
    int i;
    char str[5];

    str[0]='0';
    for(i=0;i<nd;i++)
    {

```



```

        c=tecla();
        if(c!='*'){
            lcd_gotoxy(5+i,4);
            lcd_putc(c);
            str[i]=c;
        }
        else{i=nd;}
    }
    val = atol(str);
    return(val);
}

//FUNCION PRINCIPAL//
void main()
{
    port_b_pullups (0xFF);
    set_tris_c(0b000);
    set_tris_d(0);
    //CONFIGURACION PWM//
    setup_timer_2(t2_div_by_16,155,1);
    setup_ccp1(ccp_pwm);

    //CONFIGURACION ADC//
    setup_adc_ports(sAN0);
    setup_adc(adc_clock_internal);
    set_adc_channel(0);

    //CONFIGURACION LCD//
    LCD_INIT();
    LCD_PUTC("\f");

    //DEFINICION VALORES PID DIGITAL//
    k1=kp*(1+T/(2*ti)+td/T);
    k2=-kp*(1-T/(2*ti)+(2*td)/T);
    k3=(kp*td)/T;

    while(1)
    {
        //LECTURA DE CONCENTRACION DE OXIGENO EXISTENTE//
        adc=read_adc();
        Ct=adc*210/87;

        //FUNCION PID//
        PID();
        delay_ms(1000);
    }
}

```

```

//VISUALIZACION DE VALORES EN LA PANTALLA LCD//
lcd_gotoxy(2,1);
lcd_putc("CONTROL CONC02");
lcd_gotoxy(1,2);
printf(lcd_putc,"Set-Point:%3.1f",Rt/10);
lcd_gotoxy(1,3);
printf(lcd_putc,"CONC02:%3.1f",Ct/10);
lcd_gotoxy(1,4);
printf(lcd_putc,"Error:%3.1f",e/10);

//CONFIGURACION DEL VALOR SETPOINT//
c=tecla_time();
if(c=='D')
{
  lcd_gotoxy(1,1);
  LCD_PUTC("                ");
  lcd_gotoxy(1,2);
  LCD_PUTC("Refer(0-100):");
  lcd_gotoxy(1,3);
  LCD_PUTC("y presione * ");
  lcd_gotoxy(1,4);
  LCD_PUTC("SP:                ");
  Rt=escalon(3);
  Rt =(Rt > 100) ? 1000:Rt*10;
  lcd_gotoxy(1,4);
  printf(lcd_putc,"SP: %3.1f                ",Rt/10);
  delay_ms(2000);
  LCD_PUTC("\f");
}
}
}

```

ANEXO 8



60W Single Output Switching Power Supply

S-60 series



■ Features :

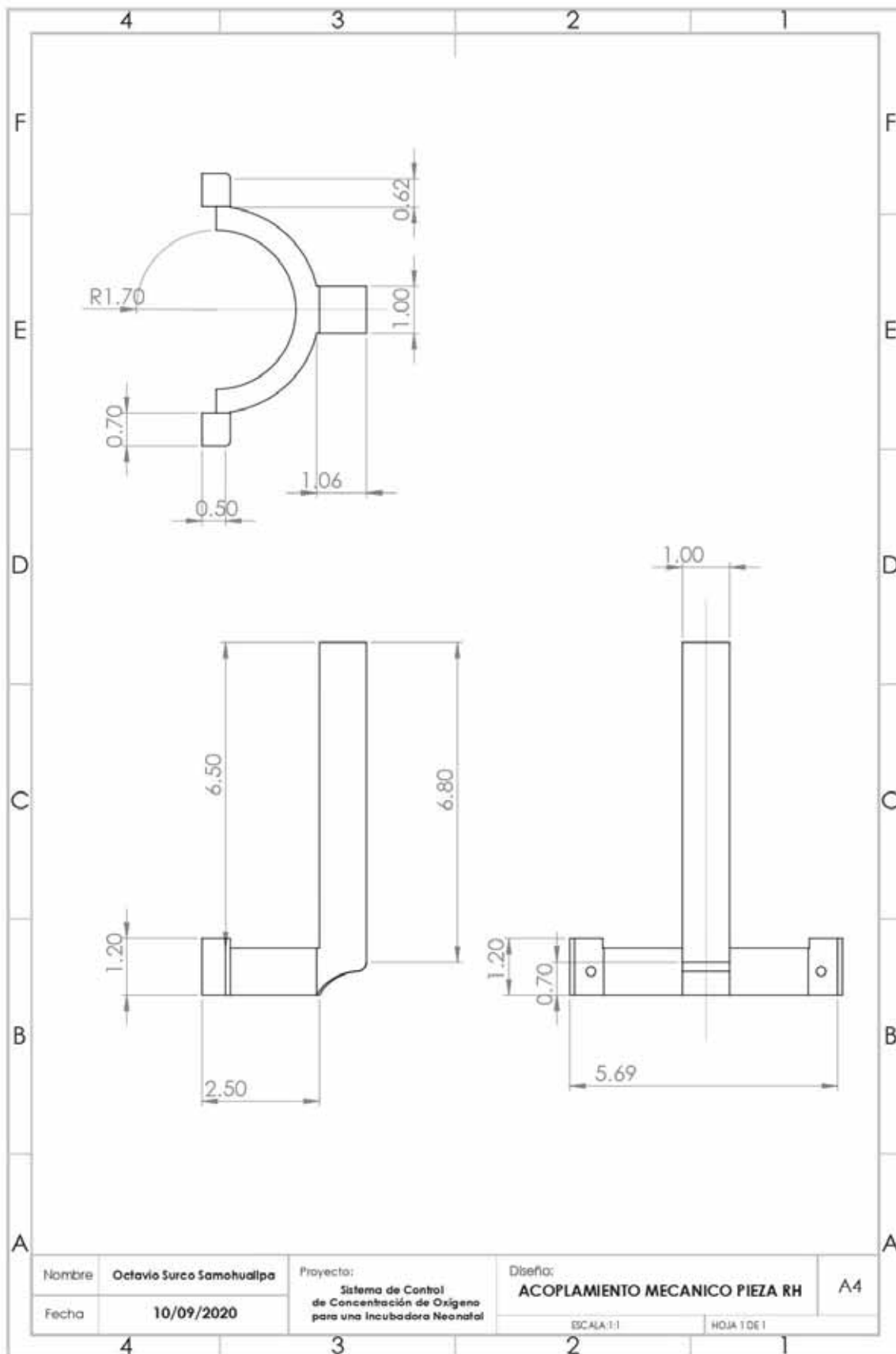
- Universal AC input / Full range
- Protections: Short circuit / Overload / Over voltage
- Cooling by free air convection
- 100% full load burn-in test
- Fixed switching frequency at 77KHz
- 2 years warranty

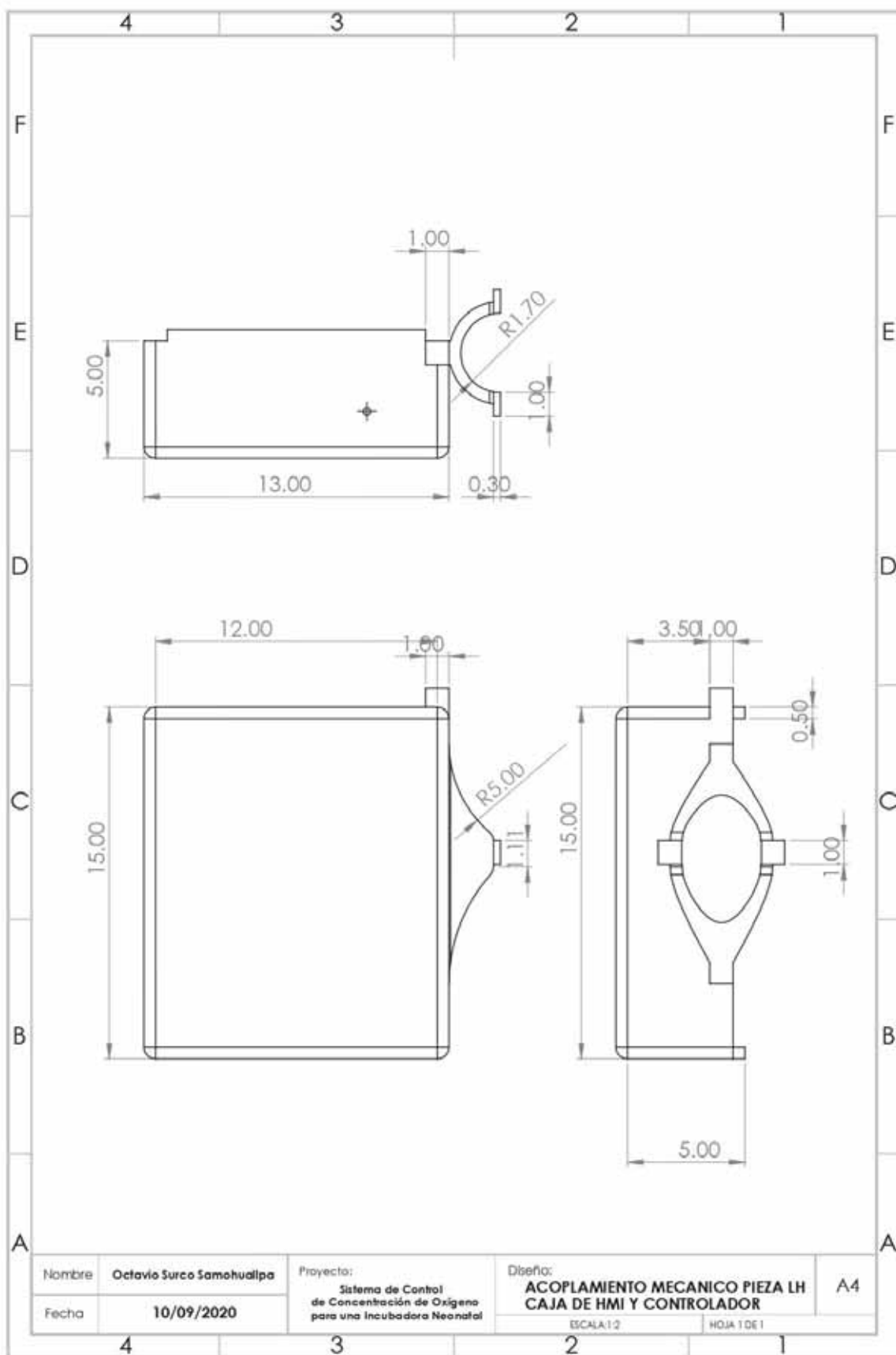


SPECIFICATION

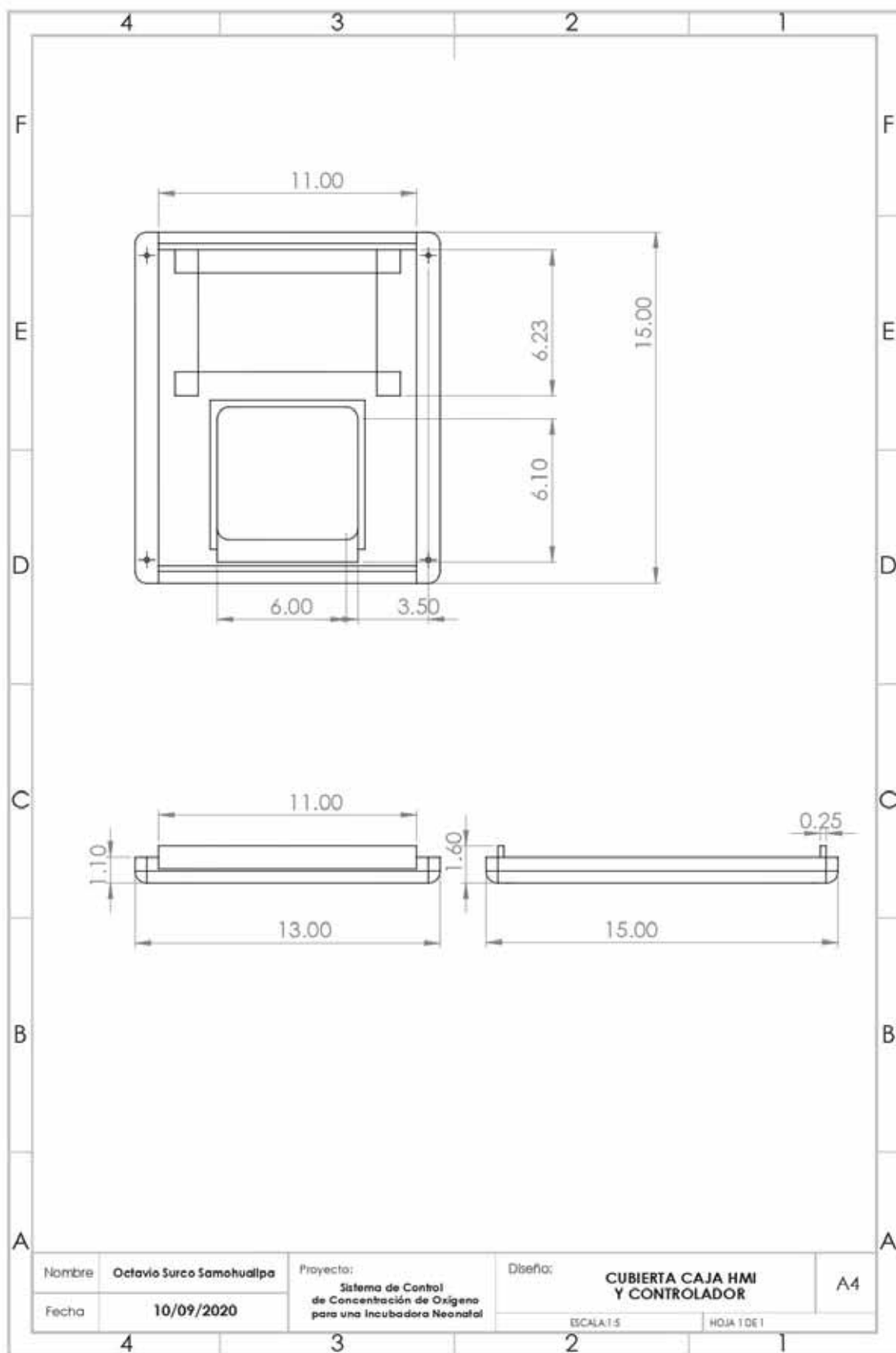
MODEL	S-60-5	S-60-12	S-60-15	S-60-24	
OUTPUT	DC VOLTAGE	5V	12V	15V	24V
	RATED CURRENT	12A	5A	4A	2.5A
	CURRENT RANGE	0 ~ 12A	0 ~ 5A	0 ~ 4A	0 ~ 2.5A
	RATED POWER	60W	60W	60W	60W
	RIPPLE & NOISE (max.) Note.2	120mVp-p	120mVp-p	150mVp-p	150mVp-p
	VOLTAGE ADJ. RANGE	4.75 ~ 5.5V	10.8 ~ 13.2V	13.5 ~ 16.5V	21.6 ~ 26.4V
	VOLTAGE TOLERANCE Note.3	±2.0%	±1.0%	±1.0%	±1.0%
	LINE REGULATION	±0.5%	±0.5%	±0.5%	±0.5%
	LOAD REGULATION	±1.0%	±0.5%	±0.5%	±0.5%
	SETUP, RISE TIME	300ms, 50ms/230VAC	800ms, 50ms/115VAC at full load		
HOLD UP TIME (Typ.)	80ms/230VAC	12ms/115VAC at full load			
INPUT	VOLTAGE RANGE	85 ~ 264VAC	120 ~ 370VDC		
	FREQUENCY RANGE	47 ~ 63Hz			
	EFFICIENCY(Typ.)	73%	76%	77%	79%
	AC CURRENT (Typ.)	2A/115VAC	1A/230VAC		
	INRUSH CURRENT (Typ.)	COLD START 20A/115VAC	40A/230VAC		
	LEAKAGE CURRENT	<3.5mA / 240VAC			
PROTECTION	OVERLOAD	105 ~ 150% rated output power Protection type : Hiccup mode, recovers automatically after fault condition is removed.			
	OVER VOLTAGE	5.75 ~ 6.75V	13.8 ~ 16.2V	17.25 ~ 20.25	27.6 ~ 32.4V
ENVIRONMENT	WORKING TEMP.	-10 ~ +60°C (Refer to output load derating curve)			
	WORKING HUMIDITY	20 ~ 90% RH non-condensing			
	STORAGE TEMP., HUMIDITY	-20 ~ +85°C, 10 ~ 95% RH			
	TEMP. COEFFICIENT	±0.03%/°C (0 ~ 50°C)			
	VIBRATION	10 ~ 500Hz, 2G 10min./1cycle, period for 60min. each along X, Y, Z axes			
SAFETY & EMC (Note 4)	SAFETY STANDARDS	UL1012, UL60950-1, TUV EN60950-1			
	WITHSTAND VOLTAGE	I/P-O/P:3KVAC	I/P-FG:2KVAC	O/P-FG:0.5KVAC	
	ISOLATION RESISTANCE	I/P-O/P, I/P-FG, O/P-FG:100M Ohms / 500VDC / 25°C / 70% RH			
	EMC EMISSION	Compliance to EN55022 (CISPR22) Class B, EN61000-3-2, -3			
	EMC IMMUNITY	Compliance to EN61000-4-2, 3, 4, 5, 6, 8, 11; ENV50204, EN55024, light industry level, criteria A.			
OTHERS	MTBF	316.2K hrs min. MIL-HDBK-217F (25°C)			
	DIMENSION	159*97*38mm (L*W*H)			
	PACKING	0.51Kg; 24pcs/13.1Kg/0.7CUFT			
NOTE	<p>1. All parameters NOT specially mentioned are measured at 230VAC input, rated load and 25°C of ambient temperature.</p> <p>2. Ripple & noise are measured at 20MHz of bandwidth by using a 12" twisted pair-wire terminated with a 0.1uF & 47uF parallel capacitor.</p> <p>3. Tolerance : includes set up tolerance, line regulation and load regulation.</p> <p>4. The power supply is considered a component which will be installed into a final equipment. The final equipment must be re-confirmed that it still meets EMC directives. For guidance on how to perform these EMC tests, please refer to "EMI testing of component power supplies." (as available on http://www.meanwell.com)</p>				

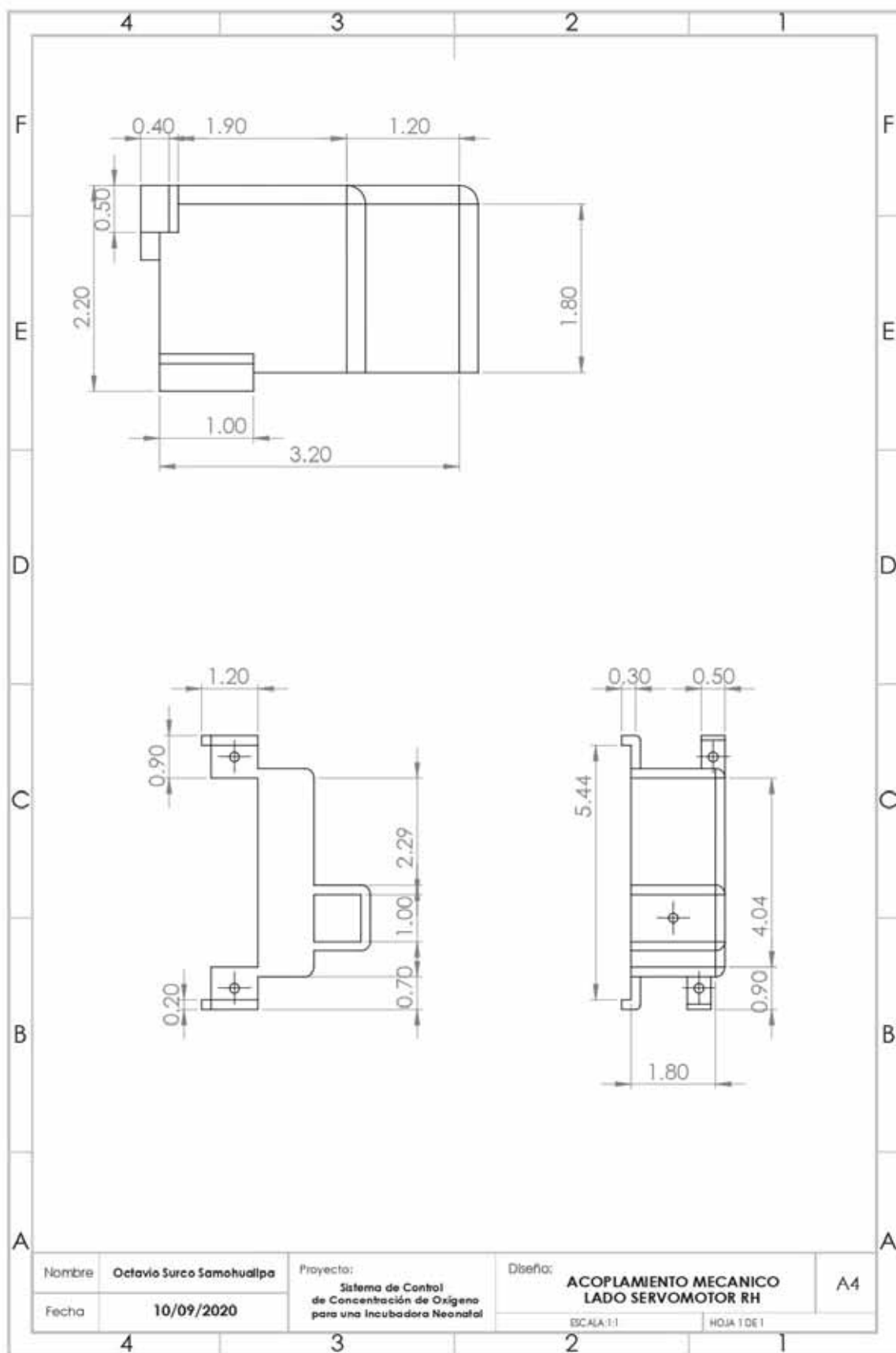
ANEXO 9

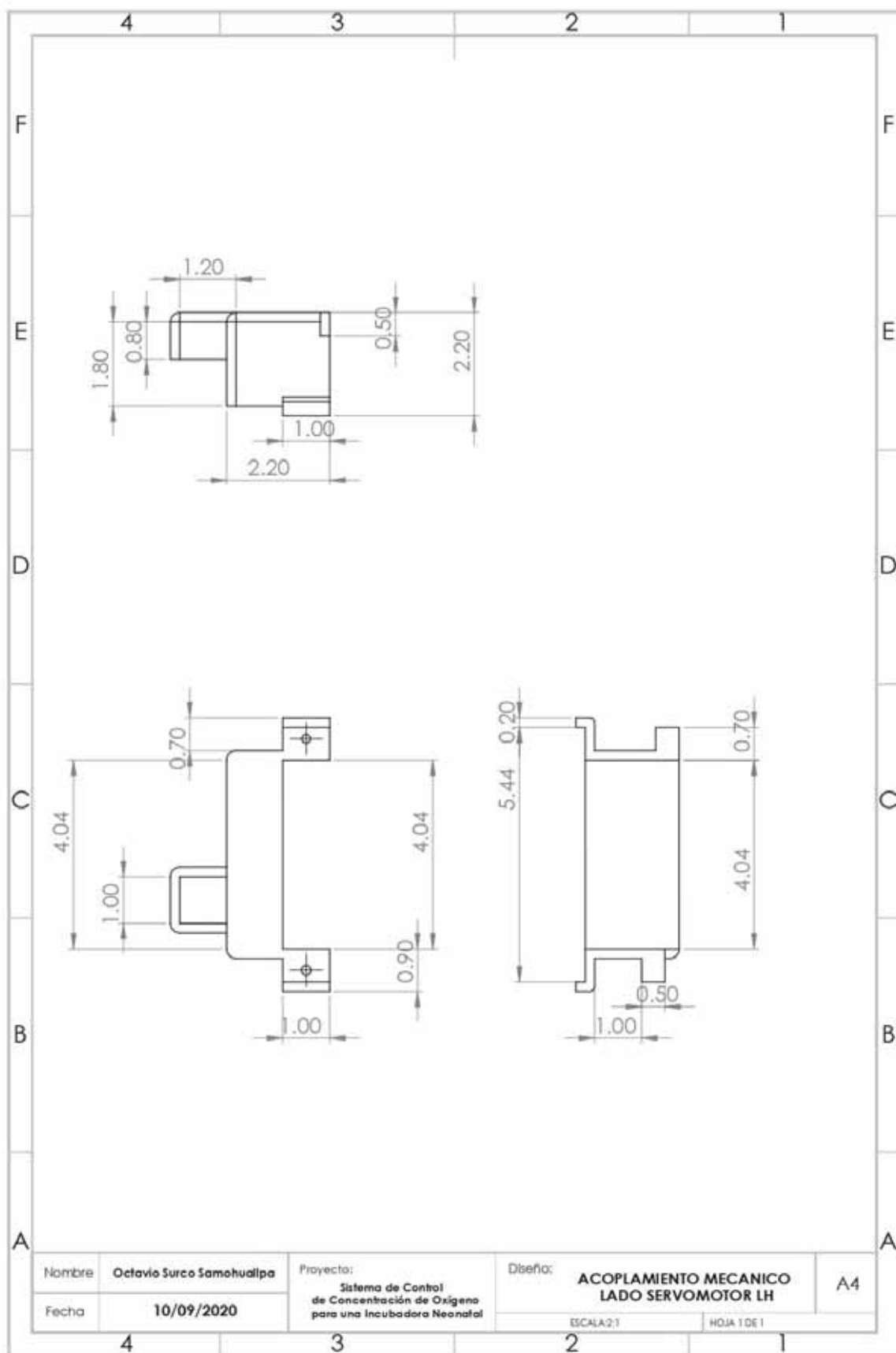


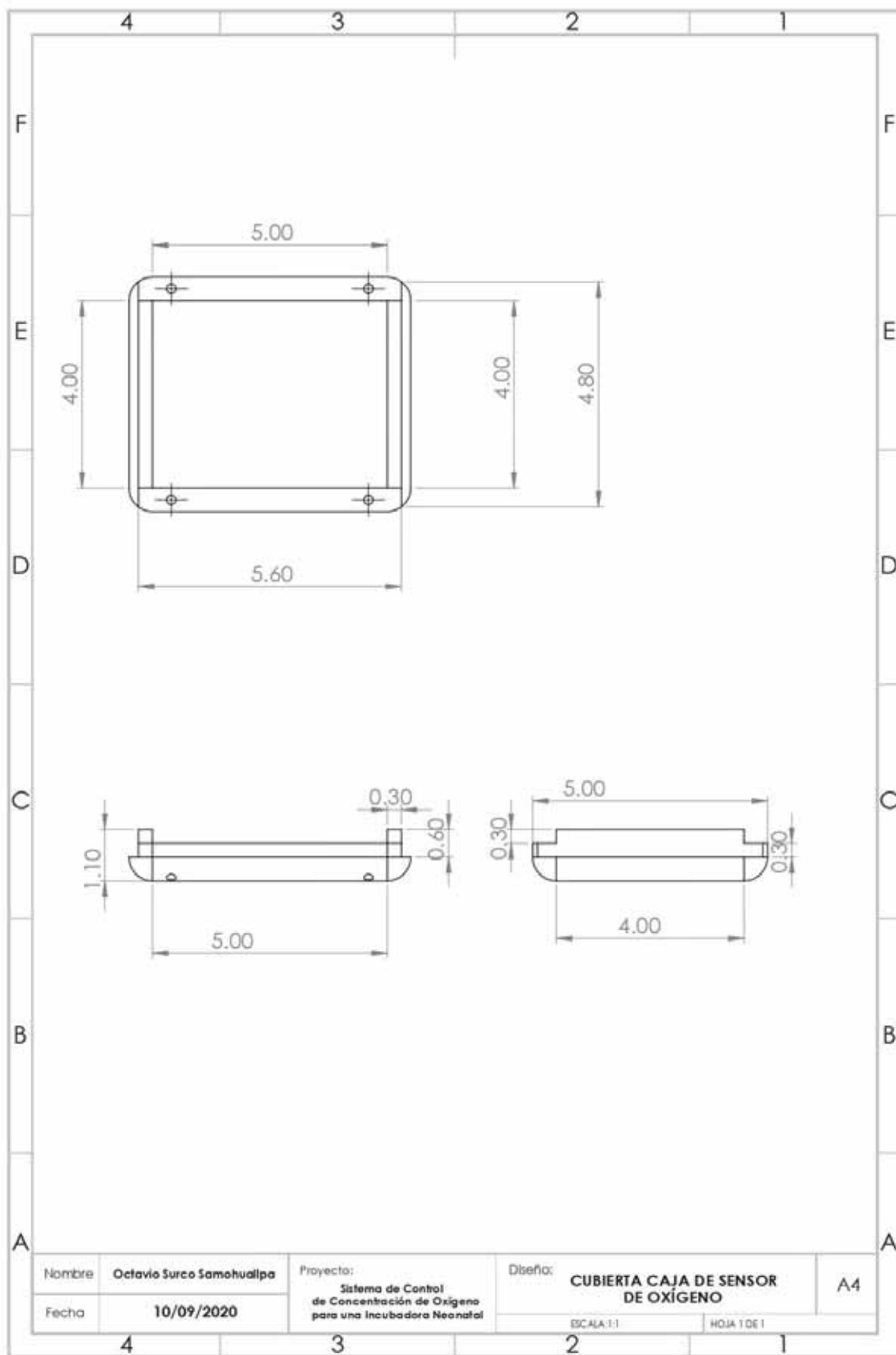


Nombre	Octavio Surco Samohualpa	Proyecto:	Sistema de Control de Concentración de Oxígeno para una Incubadora Neonatal	Diseño:	ACOPAMIENTO MECANICO PIEZA LH CAJA DE HMI Y CONTROLADOR	A4	
Fecha	10/09/2020			ESCALA:	1:2	HOJA:	1 DE 1

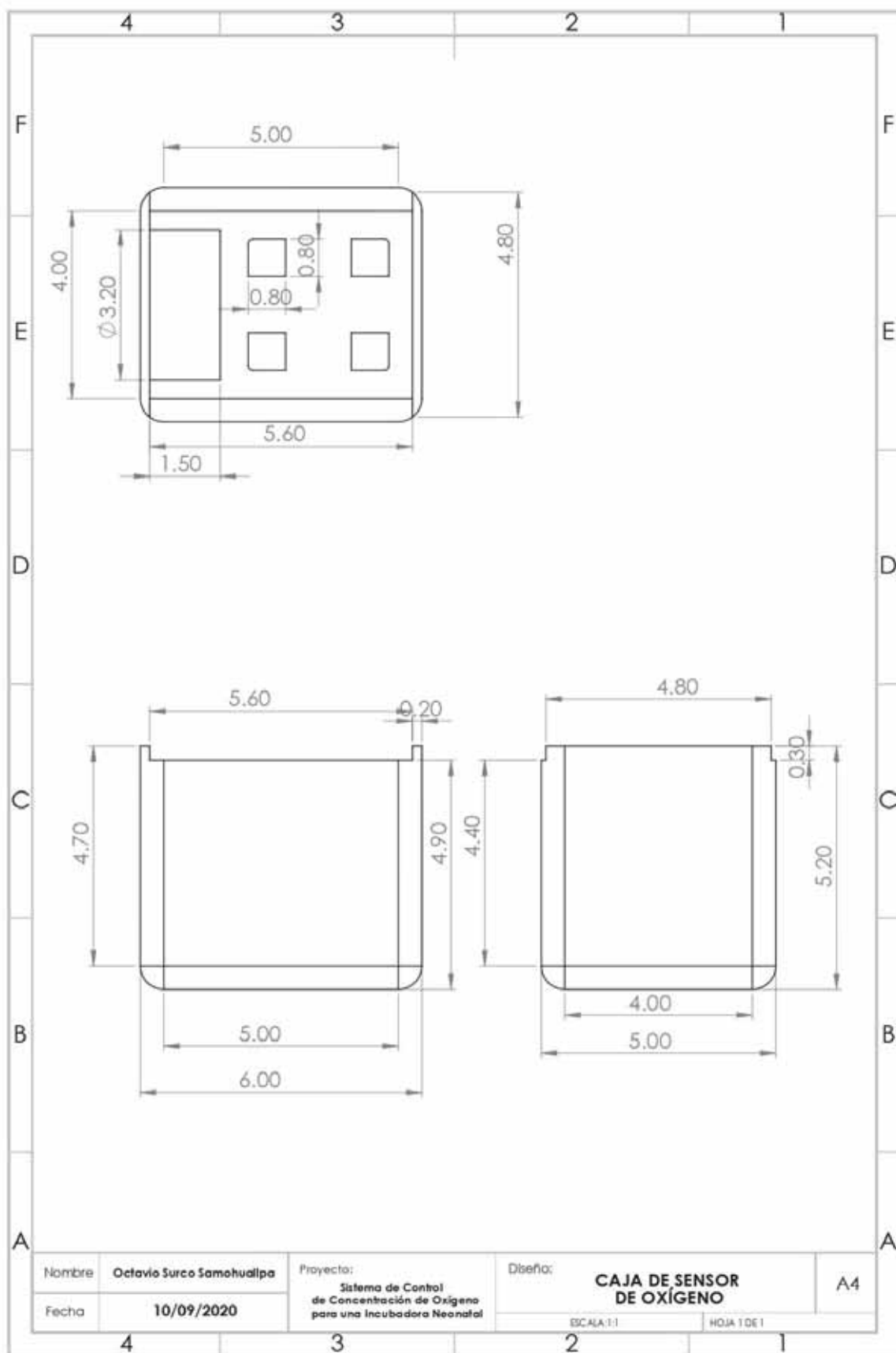








Nombre	Octavio Surco Samohualpa	Proyecto:	Sistema de Control de Concentración de Oxígeno para una Incubadora Neonatal	Diseño:	CUBIERTA CAJA DE SENSOR DE OXÍGENO	A4
Fecha	10/09/2020			ESCALA: 1:1	HOJA 1 DE 1	



Nombre	Octavio Surco Samohualpa	Proyecto:	Sistema de Control de Concentración de Oxígeno para una Incubadora Neonatal	Diseño:	CAJA DE SENSOR DE OXÍGENO	A4
Fecha	10/09/2020			ESCALA: 1:1	HOJA 1 DE 1	