

UNIVERSIDAD NACIONAL PEDRO RUIZ GALLO
FACULTAD DE CIENCIAS FÍSICAS Y MATEMÁTICAS
ESCUELA DE FÍSICA



Título

“Construcción y validación de un sistema electromecánico para regular el flujo de oxígeno suministrado a pacientes con covid-19”

PARA OBTENER EL TÍTULO PROFESIONAL DE LICENCIADO EN FÍSICA

AUTOR

- Bach. Fis. Chapia Calderón Cliton Leyser

ASESOR DE ESPECIALIDAD

MSc. Saba Effio Augusto

LINEA DE INVESTIGACIÓN

Ciencias Naturales y del Ambiente

Lambayeque, Perú

2023

**UNIVERSIDAD NACIONAL PEDRO RUIZ GALLO
FACULTAD DE CIENCIAS FÍSICAS Y MATEMÁTICAS
ESCUELA DE FÍSICA**



Tesis

Título

“Construcción y validación de un sistema electromecánico para regular el flujo de oxígeno suministrado a pacientes con covid-19”

PARA OBTENER EL TÍTULO PROFESIONAL DE LICENCIADO EN FÍSICA

Aprobada por el siguiente jurado:



MSc. La Torre Alarcón, César Raúl

PRESIDENTE



Mg. Montalvo Soberón, Gustavo Víctor

SECRETARIO



Lic. Lozano Alvarado, Jesús

VOCAL



MSc. Saba Effio Augusto

ASESOR



Bach. Chapia Calderón Cliton Leyser

TESISTA

DECLARACIÓN JURADA

Yo, Cliton Leyser Chapia Calderón, investigador principal y el MSc. Fis. Saba Effio Augusto, asesor del proyecto de investigación “Construcción y validación de un sistema electromecánico para regular el flujo de oxígeno suministrado a pacientes con covid-19” declaro bajo juramento que el presente informe de investigación no es plagio, ni contiene datos engañosos. Caso contrario asumiré responsablemente la anulación de este informe y el proceso administrativo a que hubiera lugar. Que puede conducir a la anulación del título emitido como consecuencia de este informe.

Lambayeque, febrero setiembre del 2023

Investigador:

Bach. Chapia Calderón Cliton Leyser.

Asesor:

MSc. Saba Effio Augusto

DEDICATORIA

Con mucho afecto a mis padres Braulio Chapia Sarmiento y Vicenta Calderón León, por hacer de mí una persona íntegra. Y estar presente durante toda mi carrera profesional. También de manera especial a mi madre por ser un ejemplo de superación, ante la complejidad de la vida. Y a mi hermano Emerson en cualquier parte del cosmos con mucho amor i gratitud.

Chapia Calderón Cliton Leyser

AGRADECIMIENTO

Quiero agradecer a mis padres por haberme apoyado incondicionalmente y brindarme las herramientas necesarias para lograr mis objetivos.

También agradecer a todos(as) los docentes que formaron parte de mi formación académica con su sabiduría, conocimiento; a la universidad que ha marcado un antes y un después de nuestras vidas.

Un reconocimiento especial e imperecedero al MSc. Augusto Saba Effio y comprometido con esta tesis, por su apoyo para poder culminar este proyecto.

ÍNDICE

DECLARACIÓN JURADA	iii
DEDICATORIA	iv
AGRADECIMIENTO.....	v
TABLAS	ix
FIGURAS.....	x
RESUMEN	xiii
ABSTRACT	xiv
INTRODUCCIÓN.....	1
CAPÍTULO I: DISEÑO TEÓRICO:.....	3
1.1 Antecedentes del problema	4
1.2 Base Teórica.....	6
1.2.1 Mecánica de Fluidos.....	6
2.2.1 Propiedades de los fluidos.....	8
3.2.1 Ecuación de continuidad	9
4.2.1 Ecuación de Bernoulli	12
5.2.1 Ecuación de Van der Waals	16
6.2.1 Definición de Términos.....	18
7.2.1 Fuentes de Suministro de O ₂	23
8.2.1 Accesorios para acoplar al cilindro de presión.....	25
9.2.1 Elementos de un sistema de control	28

10.2.1	Sistema de control	39
CAPÍTULO II: MÉTOS Y MATERIALES		42
1.3	Diseño de contrastación de hipótesis	43
1.4	Población, muestra y muestreo.....	44
1.5	Técnicas e instrumentos de recolección de datos.....	44
1.6	Componentes del equipo	45
1.7	Diseño del regulador de flujo de oxígeno	56
1.8	Método de procesamiento de la información	60
1.9	Principios éticos	60
CAPÍTULO III: RESULTADOS Y DISCUSIÓN.....		61
1.10	Resultados	62
11.2.1	Descripción del equipo.....	62
12.2.1	Elaboración de modelos	65
1.11	Experimentación	65
13.2.1	Calibración del regulador de flujo de oxígeno	65
14.2.1	Procedimiento para la validación del prototipo automatizado	65
15.2.1	Demostración de la Hipótesis.....	67
1.12	Discusión.....	72
CONCLUSIONES		73
RECOMENDACIONES		74
REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS		75
ANEXOS		79

Anexo N° 1.- Videos del funcionamiento del prototipo	79
Anexo N° 2.- Componentes del diseño para el prototipo con el I-XR2206.	80
Anexo N° 3.- Conexión del Circuito.	86
Anexo N° 4.- Prototipo en Funcionamiento	87
Anexo N° 5.- Componentes del diseño para el prototipo con PLC.	88
Anexo N° 6.- Constantes determinadas para cada tipo de balones de oxígeno a utilizar.	92
Anexo N° 7.- Ficha técnica de un balón de oxígeno	95
Anexo N° 8.- Código para generar gráfico y observar el ahorro del oxígeno.	96
Anexo N° 9.- Programación en PLC	99

TABLAS

Tabla 1 Valores de los parámetros a y b	18
Tabla 2 Clasificación de los cilindros de oxígeno medicinal.....	25
Tabla 3 Información técnica de la válvula solenoidal.....	30
Tabla 4 Ficha técnica de la válvula de control direccional.	49
Tabla 5 Gastos generados al construir el regulador de oxígeno.	64
Tabla 6 Inhalación y exhalación de una persona por minuto.....	66
Tabla 7 Factor de un cilindro	92
Tabla 8 Fracción de inspiración de oxígeno con respecto al flujo de oxígeno administrado.....	93
Tabla 9 Saturación de oxígeno de una persona sana.....	94

FIGURAS

Figura 1 Diferencia entre la reacción de un líquido y un sólido ante una fuerza.	7
Figura 2 Porción de una tubería y sus parámetros dinámicos.....	10
Figura 3 Flujo invariable a través de un conducto de corriente.....	11
Figura 4 Elemento de fluido en una tubería el cual está a cierta elevación “ z ”, tiene velocidad “ v ” y presión “ p ”.....	13
Figura 5 Elemento de fluido	14
Figura 6 El diámetro molecular d es igual al radio de la esfera de exclusión.	16
Figura 7 Músculos de la inspiración. Los productores y facilitadores actúan en condiciones fisiológicas	19
Figura 8 Resumen de los músculos de la espiración	21
Figura 9 Curva presión tiempo durante el ciclo ventilatorio.	22
Figura 10 Vía aérea durante la espiración	22
Figura 11 Modelos de cilindro de presión	24
Figura 12 Regulador de presión (manómetro)	26
Figura 13 Regulador de flujo	26
Figura 14 Partes de un tanque de oxígeno	27
Figura 15 Controlador lógico programable(PLC)	28
Figura 16 Válvula Solenoide eléctrica neumática, Control de 5 vías y 2 posiciones	29
Figura 17 Generador de Funciones.....	31
Figura 18 En (a) se muestra un condensador básico, y en la parte (b) su símbolo	32
Figura 19 Capacitores de cerámica	33

Figura 20 Resistores fijos	34
Figura 21 Código de color de los resistores.....	35
Figura 22 Descripción de un potenciómetro.....	36
Figura 23 Cables jumper's.....	37
Figura 24 Diagrama de bloques interno del circuito I-XR2206	38
Figura 25 Elementos de un sistema de control	39
Figura 26 Esquema general de un sistema de control.....	39
Figura 27 Elementos de un sistema a lazo abierto.....	40
Figura 28 Sistema de control a lazo cerrado.....	41
Figura 29 Partes externas del regulador de oxígeno con el XR-2206(A) y el PLC(B) ...	45
Figura 30 PLC.....	46
Figura 31 Generador de funciones(I-XR2206)	47
Figura 32 Control de velocidad de flujo de aire.....	47
Figura 33 Válvula solenoide de aire.....	48
Figura 34 Manguera neumática.....	50
Figura 35 Acrílico transparente.....	51
Figura 36 Balón de oxígeno medicinal.....	52
Figura 37 Regulador de presión	53
Figura 38 Humificador.....	54
Figura 39 Módulo relé.....	54
Figura 40 Adaptador de corriente.....	55
Figura 41 Conector de metal.....	56
Figura 42 Acople para el I-XR2206	57

Figura 43 Base para la válvula solenoide.....	57
Figura 44 Plano frontal de la estructura exterior del regulador de O ₂	58
Figura 45 Acople metálico para mantener fijo el generador de funciones.....	59
Figura 46 Equipo en funcionamiento.....	59
Figura 47 Regulador de flujo de oxígeno en su forma completa.....	60
Figura 48 Caudal vs tiempo.....	70
Figura 49 Plano del equipo(I-XR2206).....	80
Figura 50 Conexión del circuito del I- XR2206.....	86
Figura 51 Equipo en su forma completa	87
Figura 52 Plano del equipo(PLC).....	93
Figura 53 Ficha técnica de un balón de oxígeno	95
Figura 54 Programación en PLC	99
Figura 55 Regulador de flujo de oxígeno en su forma completa (PLC).....	100

RESUMEN

Se ha diseñado, construido y validado un prototipo de sistema electromecánico para regular el flujo de oxígeno suministrado con balón a pacientes con covid-19. El sistema es un aditamento que se le añade al balón de oxígeno para interrumpir y dejar pasar periódicamente el oxígeno que viene del balón medicinal hacia el paciente. El prototipo interrumpe el flujo de oxígeno durante la exhalación y lo deja pasar durante la inhalación con el propósito de extender el tiempo de duración de un balón de oxígeno con el consiguiente ahorro monetario. Inicialmente el sistema utilizaba un PLC programado en lenguaje de bloques. Posteriormente se sustituyó por un generador de funciones con un integrado(XR2206), para variar mediante un potenciómetro el tipo de frecuencia de cierre de una electroválvula acoplada, cumpliendo los mismos estándares de un PLC. Este cambio se hizo debido al bajo costo de los componentes.

Las pruebas realizadas con el prototipo indicaron un ahorro máximo de 40% de oxígeno medicinal.

Palabras clave: Regulador de oxígeno, PLC, I-XR2206, regulador de funciones, electroválvula, covid -19

ABSTRACT

A prototype of an electromechanical system has been designed, built and validated to regulate the flow of oxygen supplied with a balloon to patients with covid-19. The system is an accessory that is added to the oxygen balloon to periodically interrupt and pass the oxygen coming from the medicine balloon to the patient. The prototype interrupts the flow of oxygen during exhalation and lets it pass during inhalation in order to extend the duration of an oxygen balloon with the consequent monetary savings. Initially the system used a PLC programmed in block language. Later it was replaced by a function generator with an integrated (XR2206), to vary the type of closing frequency of a coupled solenoid valve by means of a potentiometer, complying with the same standards of a PLC. This change was made due to the low cost of the components.

The tests carried out with the prototype indicated a maximum saving of 40% of medicinal oxygen.

Keywords: Oxygen regulator, PLC, I-XR2206, function regulator, solenoid valve, covid - 19.

INTRODUCCIÓN

La ciencia es sublime en lo simple y lo complejo, mejorando la calidad de vida.

El presente trabajo de tesis representa una aplicación de nuestros conocimientos obtenidos durante nuestra formación profesional en ciencias Físicas. Hemos diseñado, construido y evaluado un aditamento a los balones de oxígeno para que inyecte este fluido a una frecuencia determinada, interrumpa la inyección durante la exhalación del paciente y la proporcione durante la inhalación, ahorrando teóricamente el 40% de oxígeno y no perjudicando al paciente durante su exhalación. Este aditamento reúne las condiciones de economía, durabilidad, portabilidad, entre otras cualidades.

Con este trabajo se pretende implementar un sistema automatizado de control digital, que proporcione el suministro de oxígeno a los pacientes con covid-19 a una frecuencia determinada, ya que en la actualidad para administrar O_2 , se realiza mediante un flujómetro, de manera directa a las vías respiratorias.

En este informe se da cuenta las investigaciones realizadas, el proceso de diseño, construcción y validación realizado para construir el prototipo. Se divide en tres capítulos que a continuación detallaremos.

En el **capítulo I** se presenta el fundamento teórico, de la investigación, el cual comprende una breve síntesis de la mecánica de fluidos y neumostática. Posteriormente se expone sobre las distintas fuentes de O_2 y accesorios, que se utilizan tanto en hospitales como en domicilios. También se explican los diferentes sistemas para suministrar O_2 y las más importantes teorías que sustentan la propuesta.

El **capítulo II** aborda el diseño de la contrastación de hipótesis, población, muestra, técnicas e instrumentos de recolección de datos y finalmente el método del procesamiento de la información y principios éticos.

El **capítulo III** contiene los análisis recolectados de las diversas pruebas efectuadas con el prototipo para comprobar su correcto funcionamiento. Y la propuesta en función a las teorías expuestas en el capítulo II. Al finalizar el capítulo se detalla la descripción del equipo, elaboración de modelos, experimentación (calibración, procedimiento y demostración de la hipótesis), discusión.

Finalmente, conclusiones, recomendaciones, referencias bibliográficas y anexos.

CAPÍTULO I:
DISEÑO TEÓRICO

1.1 Antecedentes del problema

No se encuentran evidencias de construcción de un prototipo similar al que deseamos fabricar, sin embargo, se conoce que los respiradores artificiales poseen un mecanismo regulador tal como el planteado en esta tesis de tal forma que los siguientes antecedentes son relacionados a los respiradores artificiales.

El año 175 d.c. Galeno realizó un estudio acerca de la respiración, dándole un impulso importante. Observó la importancia de implementar una respiración artificial para evitar el deterioro de los pulmones en los animales, plasmándola en su libro “Procedimientos de anatomía”. (Duckworth, 2010, p. 1).

Paracelso (1493-1541): Dedicó parte de su vida a sus trabajos de experimentación. Realizando varias pruebas al reanimar a un paciente colocando un tubo en la boca e insuflándole aire a través de un fuelle”. (Casabona & Santos, 2017, p. 4).

Andreas Vesalius (1514-1564). “Explicó lo que actualmente se conoce cómo ventilación mecánica. Dichos conceptos fueron definidos en su famoso libro *De humani corporis fabrica libri septem*: Efectuando una apertura en el tronco de la tráquea, colocando un tubo de junco o mimbre, para insuflar, y los pulmones puedan levantarse nuevamente y tomar aire; todos sus trabajos fueron desarrollados en cerdos.

Éste fue el primer intento de ventilación con presión positiva intermitente (IPPV, *intermittent positive pressure ventilation*). La observación directa para vesalius era la única fuente fiable, lo que suponía una importante ruptura con la práctica medieval”. (Casabona & Santos, 2017, p. 4).

Highmore, Hooke y Lower (10/10/1667): “Suministraron un flujo continuo de aire, manteniéndole con vida a un perro, (Philosophical transactions)”. (Casabona & Santos, 2017, p. 4).

Black, Priestley, Lavoisier y Scheele ((1776). “Proporcionaron información sobre el dióxido de carbono y el oxígeno. Sentando las bases para empezar a pensar en la construcción de los primeros ventiladores mecánicos, reflejándolo en su libro (xperiments and observations on different kinds of air). Fue el primero en ingerir el oxígeno medicinal sintiendo una sensación peculiar en sus pulmones durante un intervalo de tiempo.

Suscribió hasta ahora sólo dos ratones y yo hemos tenido el privilegio de respirarlo”. (Priestley, 1776, p. 1).

Heinrich Dräger (1911). “fabricó un dispositivo de ventilación a presión positiva, conocido como el Pulmotor. Éste sistema utilizaba un cilindro de oxígeno o aire comprimido como fuente de energía para su funcionamiento y entregaba una mezcla de estos gases y de aire ambiente al paciente, a través de una mascarilla nasobucal”. (Drager & Bahns, 1907, p. 12).

Ray Bennett (1950). “Creó una válvula de oxígeno capaz de elevar presión durante la inspiración y bajar a cero durante la espiración. Convirtiéndose como (IPPV).

En la actualidad con los avances tecnológicos y la incorporación de microprocesadores más modernos, los cuales brindan un abanico de opciones cada vez mayor para poder adaptar el modo ventilatorio a las necesidades del paciente. A lo largo del tiempo, de acuerdo a las diversas emergencias médicas suscitadas, se han desarrollado proyectos y estándares de calidad básicos para que empresas no biomédicas se sumen a la implementación de respiradores artificiales automáticos, en respuesta a las necesidades de emergencias. Es debida a esta demanda, que dio

acceso a estándares básicos de calidad (Social, 2020) que, si bien es cierto, no son requisitos reglamentarios formales, están armonizados con éstos; por lo que pueden considerarse como estándares de asesoramiento útiles”. (Urrutia & C, 2006, p. 11).

1.2 Base Teórica

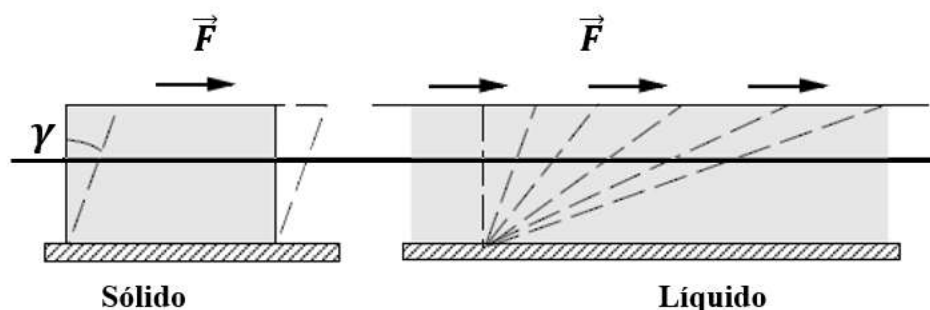
1.2.1 Mecánica de Fluidos.

“Estudia el movimiento de los fluidos y sus procesos de interacción con los cuerpos sólidos. La Mecánica de Fluidos es una mezcla de teoría y experimento que proviene por un lado de los trabajos iniciales de los matemáticos, que abordaban el problema desde un enfoque analítico, y por el otro lado de los ingenieros hidráulicos, de carácter fundamentalmente empírico. La característica principal de los fluidos es la denominada fluidez”. (Domingo, 2011, p. 5).

“Un fluido se deforma continuamente, cuando éste se somete a un esfuerzo cortante, sin importar cuan pequeño sea ese esfuerzo. Una fuerza cortante es el componente de fuerza tangente a una superficie, y esta fuerza dividida por el área de la superficie es el esfuerzo cortante promedio sobre el área”. (Streeter & Wylie, 1988, p. 3).

Figura 1

Diferencia entre la reacción de un líquido y un sólido ante una fuerza.



Fuente: Apuntes de la mecánica de fluidos (1997-2011)

La principal diferencia entre los líquidos y gases, radican en las diferentes compresibilidades en la parte interior del fluido.

“Los **gases**, presentan una gran compresibilidad, que influyen sobre las características del flujo, ya que tanto el volumen como la densidad varían con facilidad. En el caso de los gases el movimiento térmico vence a las fuerzas atractivas y, por tanto, tienden a ocupar todo el volumen del recipiente que los contiene”. (Domingo, 2011, p. 6).

Los **líquidos**, su compresibilidad es muy poca. Debido a que las fuerzas de atracción entre sus moléculas, vencen al movimiento térmico de estas, haciendo colapsar a las moléculas y formando el líquido. (Domingo, 2011, pp. 6-7).

2.2.1 Propiedades de los fluidos

La **densidad**(ρ), se define como la razón entre la masa y el volumen. Su unidad en el S.I. es (kg/m^3). En un fluido homogéneo, la densidad es una constante. (Domingo, 2011, p. 7)

$$\rho = \frac{m}{V}$$

El **volumen específico** (v), se define como el cociente entre el volumen del cuerpo y su masa. Si el fluido es homogéneo será:

$$v = \frac{1}{\rho}$$

Su unidad en el S.I. es (m^3/kg). (Domingo, 2011, p. 8).

La **presión**, en un punto se define como el módulo de la fuerza por unidad de área. Su unidad en el S.I. es el Pascal ($1\text{Pa} = 1\text{N}/\text{m}^2$). En un fluido en reposo la única presión existente es la presión hidrostática, caso contrario el fluido fluiría debido a una componente tangencial. (Domingo, 2011, p. 8).

Neumostática. - Caracteres generales de los cuerpos en estado gaseoso. Y su generalización a los gases de algunos principios de Hidrostática. (Alcobe, 1902, p. 12).

3.2.1 Ecuación de continuidad

La Forma integral de considerar una tubería de corriente estrecha, de manera que se puede considerar constante a la velocidad en cualquier sección transversal. Dentro del fluido la velocidad es paralela a las líneas de corriente en cada lugar. Dado que puede haber velocidades diferentes en cada punto. Consideremos v_1 la velocidad del fluido del punto 1, y v_2 velocidad en el punto 2, con secciones transversales A_1 y A_2 . Si el tubo tiene poco diámetro v_1 y v_2 son constantes en A_1 y A_2 . (Domingo, 2011, p. 28).

En un dt , un elemento diferencial del fluido recorrerá la distancia vdt , luego en un dt fluirá por A_1 , la masa:

$$dm_1 = \rho_1 \cdot A_1 \cdot v_1 dt$$

El caudal se expresa como la masa que pasa por una sección por unidad de tiempo.

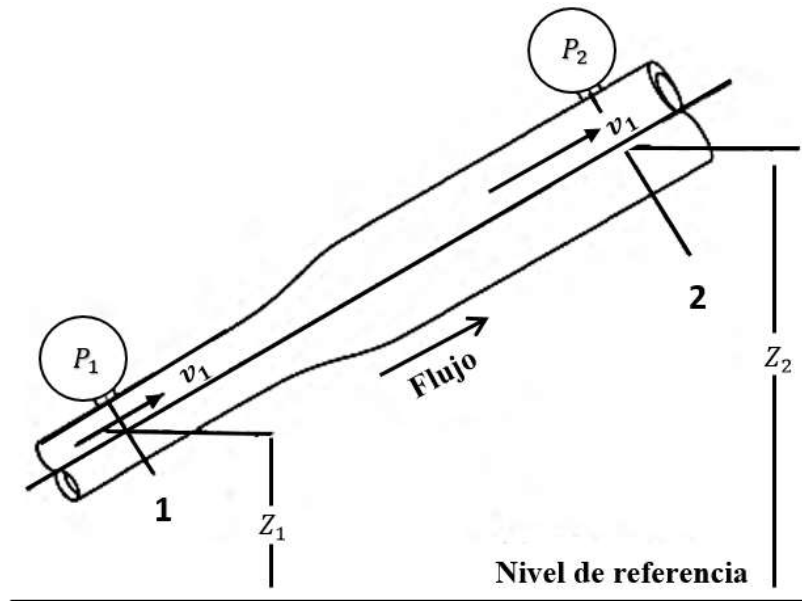
$$Q_m = \frac{dm}{dt} = \rho_1 A_1 v_1$$

Donde el caudal por la sección A_1 es $\rho_1 A_1 v_1$ y por la sección A_2 es $\rho_2 A_2 v_2$

$$\rho_1 v_1 dA_1 = \rho_2 v_2 dA_2$$

Figura 2

Porción de una tubería y sus parámetros dinámicos.



Fuente: Robert-Mott. (6ta edición)- Mecánica de fluidos.

- Esta ecuación aplicada a dos secciones a lo largo de un conducto de corriente, para un flujo a régimen invariable. Descrito en la figura 2, si ρ_1 , en la sección 1 es la densidad promedio y ρ_2 , en la sección 2 es la densidad promedio, entonces la ecuación toma la siguiente forma: (Domingo, 2011, p. 28).

$$\dot{m} = \rho_1 v_1 A_1 = \rho_2 v_2 A_2$$

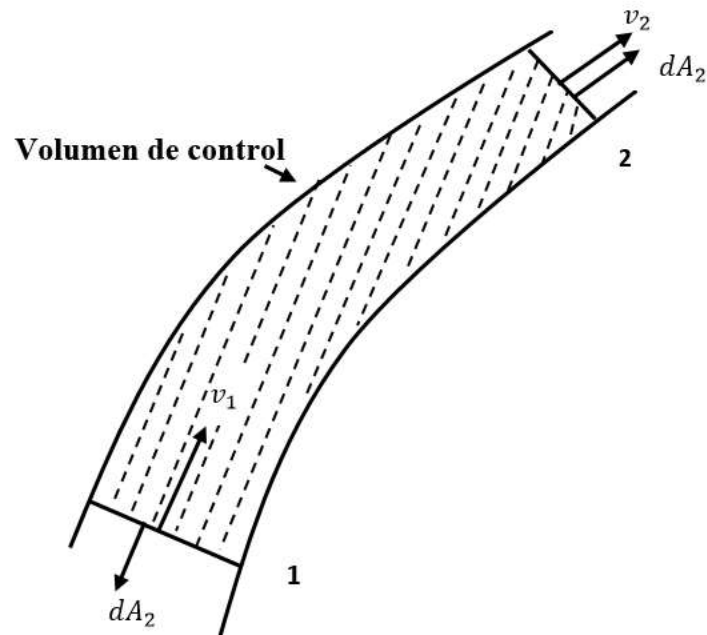
- Donde \dot{m} será la rapidez de flujo de masa.

Si v_1, v_2 son velocidades promedio sobre las secciones transversales, la expresión será:

$$V = \frac{1}{A} \int v \, dA$$

Figura 3

Flujo invariable a través de un conducto de corriente.



Fuente: Mecánica de Fluidos - Víctor Streeter (8va Edición)

Si la descarga Q (llamada también gasto volumétrico o flujo) se define como

$$Q = A \cdot v$$

la ecuación de continuidad puede tomar la forma

$$\dot{m} = \rho_1 Q_1 = \rho_2 Q_2$$

para flujo incompresible a régimen permanente

$$Q = A_1 v_1 = A_2 v_2$$

Dicha expresión será la ecuación de continuidad para un fluido perfecto.

Donde Q es el caudal promedio que representa el dV de un fluido que transita por un punto en el tubo por un dt . (Streeter & Wylie, 1988, p. 96).

$$Q = \frac{dV}{dt} : \text{constante}$$

4.2.1 Ecuación de Bernoulli

Daniel Bernoulli en el año 1700 estudió el comportamiento de un fluido en movimiento y las fuerzas presentes en ellas. Estableciendo que la presión estática más la presión dinámica es constante en un flujo. (F. A, 2016, p. 2).

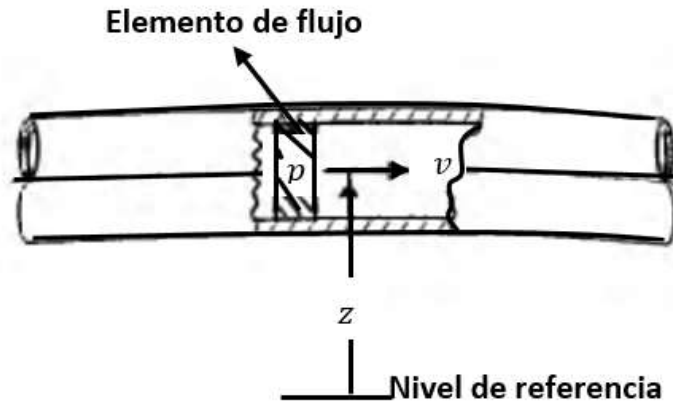
Esta ecuación relaciona la velocidad, presión y la altura en flujos constantes, incomprensibles donde la fuerza de fricción es cero. Se aplicada sólo en aquellos flujos donde la viscosidad del fluido sea despreciable en comparación con los efectos de inercia y gravitación. Se aplica en regiones donde la fuerza de fricción interna es neta, fluido incomprensible y el caudal constante (densidad constante). (F. A, 2016, p. 2).

“En la ecuación de Bernoulli hay tres formas de energía que se toman siempre en consideración cuando se analiza un problema de flujo en tuberías.

Los términos descritos en la ecuación de Bernoulli es una forma de la energía que posee el fluido por unidad de peso del fluido, que se mueve en el sistema”. (L . Mott, 2006, p. 165).

Figura 4

Elemento de fluido en una tubería



Fuente: Mecánica de fluidos –Robert-Mott 6ta edición.

En la figura 4 se observa las formas de energías presentes:

1. La energía potencial (E_p), que tiene el fluido debido a su altura "z" en relación a un nivel de referencia es: (L . Mott, 2006, p. 166).

$$E_p = wz$$

donde w es el peso del elemento.

2. La energía cinética (E_c), que posee el fluido debido a su velocidad es: (L . Mott, 2006, p. 166).

$$E_c = \frac{wv^2}{2g}$$

3. La energía de flujo (E_F), llamada también trabajo de flujo. Expresa la cantidad de trabajo preciso, para mover un elemento de fluido a través de cierta sección contra la presión p . Se denota de la siguiente manera: (L . Mott, 2006, p. 166).

$$E_F = \frac{wp}{\gamma}$$

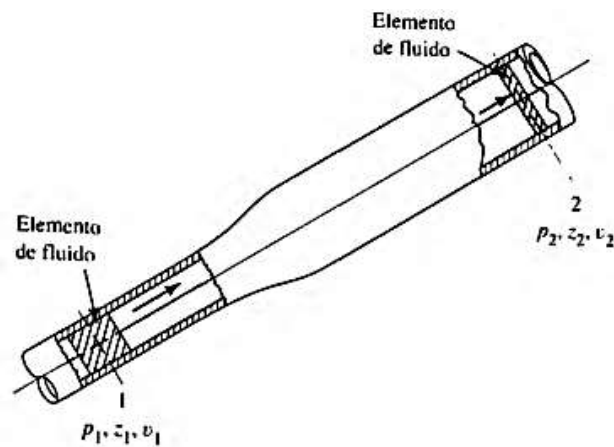
La energía total (E) que posee el elemento de fluido, será la suma de estas tres formas de energías.

$$E = E_F + E_C + E_P$$

$$E = \frac{wp}{\gamma} + wz + \frac{wv^2}{2g}$$

Figura 5

Elemento de fluido.



Fuente: Mecánica de fluidos –Robert-Mott 6ta edición

Considerando el elemento de fluido de la figura 5, moviéndose de la sección 1 a la 2. La “ p ”, “ z ” y “ v ” son muy diferentes en las dos secciones.

La energía en la sección 1 es total:

$$E_1 = \frac{wp_1}{\gamma} + wz_1 + \frac{wv_1^2}{2g}$$

La energía en la sección 2 es total:

$$E_2 = \frac{wp_2}{\gamma} + wz_2 + \frac{wv_2^2}{2g}$$

Si no se agrega ni se pierde energía en el fluido, entre las secciones 1 y 2, se establece el principio de conservación de la energía:

$$\text{Donde } E_1 = E_2$$

$$\frac{wp_1}{\gamma} + wz_1 + \frac{wv_1^2}{2g} = \frac{wp_2}{\gamma} + wz_2 + \frac{wv_2^2}{2g}$$

Al dividir el peso w entre todos los términos de la expresión se elimina, convirtiéndose en la ecuación de Bernoulli: (L . Mott, 2006, p. 167).

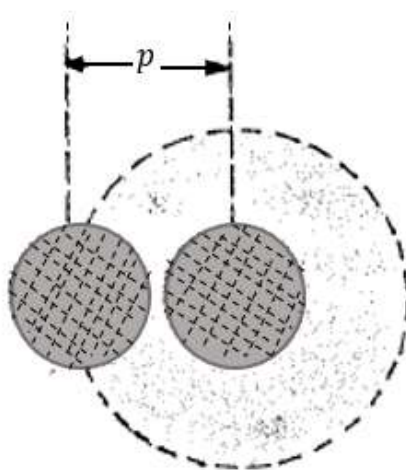
$$\frac{p_1}{\gamma} + z_1 + \frac{v_1^2}{2g} = \frac{p_2}{\gamma} + z_2 + \frac{v_2^2}{2g} = cte$$

5.2.1 Ecuación de Van der Waals

Johannes D. Van der Waals propuso para su tesis doctoral una ecuación de estado, dichos trabajos forman parte de los primeros aportes al estudio de sistemas no ideales. Van der Waals asumió que las moléculas de un gas no son puntuales ocupando un volumen propio, es decir presentan un volumen que no se puede ocupar en el recipiente. (Méndez Álvarez , 2015, p. 13).

Figura 6

El diámetro molecular d es igual al radio de la esfera de exclusión.



Fuente: Francis W. Sears-Termodinámica, teórica cinética y termodinámica estadística

Si consideramos las moléculas como esferas rígidas de diámetro d , la distancia mínima entre los centros de dos moléculas, es igual a d . el centro de cada molécula viene excluido del de otra por una esfera de radio d llamada “esfera de exclusión”. El volumen de esta esfera es $4\pi d^3 / 3$. Tomaremos como valor total inasequible para un sistema de N moléculas. (Sears & L, 1978, p. 319).

$$\frac{1}{2} N \times \frac{4}{3} \pi d^3$$

Dicho valor será cuatro veces superior al volumen real molecular por mol:

$$\frac{1}{6} N_A \pi d^3$$

La ecuación de Van Der Waals es una modificación de la ley de los gases ideales, aproximada de manera precisa al comportamiento de los gases reales. Expresada de la siguiente manera: (Sears & L, 1978, p. 319).

$$\left(P + \frac{a}{V^2}\right)(V - b) = RT$$

dónde:

P : Presión del fluido(atm)

V : Volumen total (m^3)

a : Atracción entre las partículas ($N \cdot m^4/mol^2$)

b : Volumen disponible de un mol de partículas (m^3/mol)

R : Constante universal ($J/mol \cdot K$)

T : Temperatura, en kelvin(K)

Debemos notar que los parámetros a y b son característicos de cada sistema, obteniéndose una ecuación diferente para cada sistema con cada valor trabajado. En la tabla 1 se muestran algunos valores de a y b . (Sears & L, 1978, p. 319).

Tabla 1

Valores de los parámetros a y b .

Material	a ($\text{Pa} \cdot \text{m}^6 \cdot \text{mol}^{-2}$)	b ($10^{-3} \cdot \text{m}^3 \cdot \text{mol}^{-1}$)
H_2	0.01945	0,022
O_2	0.13983	0,032
CO_2	0.37186	0,043
H_2O	0.56539	0,031
N_2	0.13882	0,039

Fuente: Francis W. Sears-Termodinámica, teórica cinética y termodinámica estadística.

Cuando a y b se aproximan a cero, la ecuación de Van Der Waals se transforma en la ecuación de los gases ideales. (Sears & L, 1978, pp. 319-320).

6.2.1 Definición de Términos

El oxígeno medicinal, debido a su pureza puede prolongar la vida humana. La terapia con O_2 se puede realizar a presión normal y a presión elevada. La OMS ha establecido como oxígeno

medicinal $\geq 93\%$ de pureza”, en todo el mundo. (Agencia Nacional Española de Medicamentos., 2022, pp. 1-14).

6.2.1.1 Fisiología

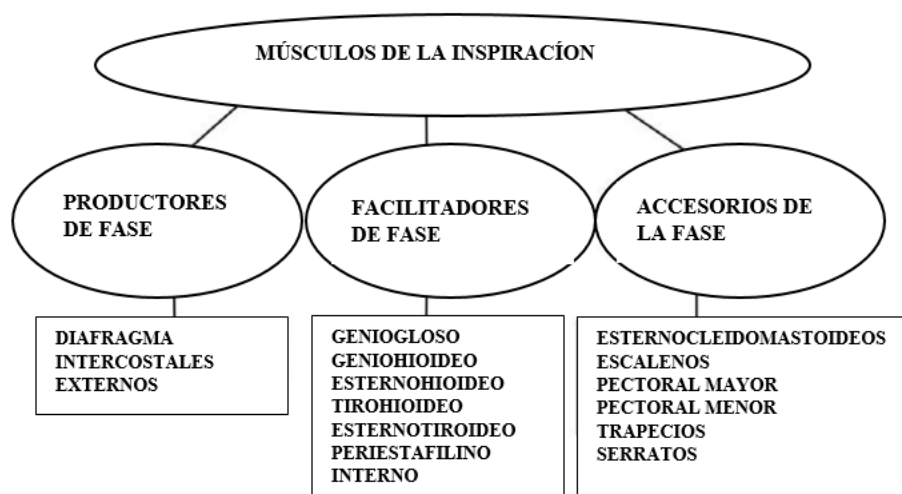
La principal función de la respiración es suministrar O_2 a las células del organismo y liberar el exceso de CO_2 ; ayudando a mantener el pH normal de los líquidos corporales. (Cristancho Gómez, 2012, p. 22).

6.2.2.1 Respiración

En la fase inspiratoria el diafragma se contrae, así mismo los músculos de la inspiración (músculos productores de la fase, los facilitadores de la fase, y los accesorios de la fase) se contraen, aumentando el tamaño de la caja torácica y reduciendo la presión interna. (Cristancho Gómez, 2012, p. 23).

Figura 7

Músculos de la inspiración. Los productores y facilitadores actúan en condiciones fisiológicas.



Fuente: Willian Cristancho Gómez. (2012): Fisiología Respiratoria. 3ra edición.

“El diafragma es el principal musculo productor de la fase inspiratoria, generando el 80% del trabajo requerido para que ésta se produzca. El aire ingresa a los pulmones debido al aumento del volumen que experimenta la caja torácica. Esto da lugar al intercambio de gases en los alveolos pulmonares. La sangre que llega desde la arteria pulmonar hacia las redes capilares, lugar donde se realiza el intercambio de oxígeno y dióxido de carbono. Durante éste proceso la sangre pierde dióxido de carbono y humedad para ganar O_2 que se combina con la hemoglobina (Hb) de los glóbulos rojos, formando la oxihemoglobina. En este proceso la sangre cambia de color, de rojo oscuro ha rojo brillante y la temperatura de la sangre desciende”. (Cristancho Gómez, 2012, p. 23).

La **fase espiratoria** el diafragma se relaja y el volumen de la caja torácica disminuye. Para que se produzca la fase debe cumplir con tres condiciones iniciales:

- 1) El gradiente de presión debe haber desaparecido de la fase inspiratoria.
- 2) El volumen intrapulmonar debe ser superior al volumen de reposo.
- 3) todos los músculos deben relajarse (inspiración).

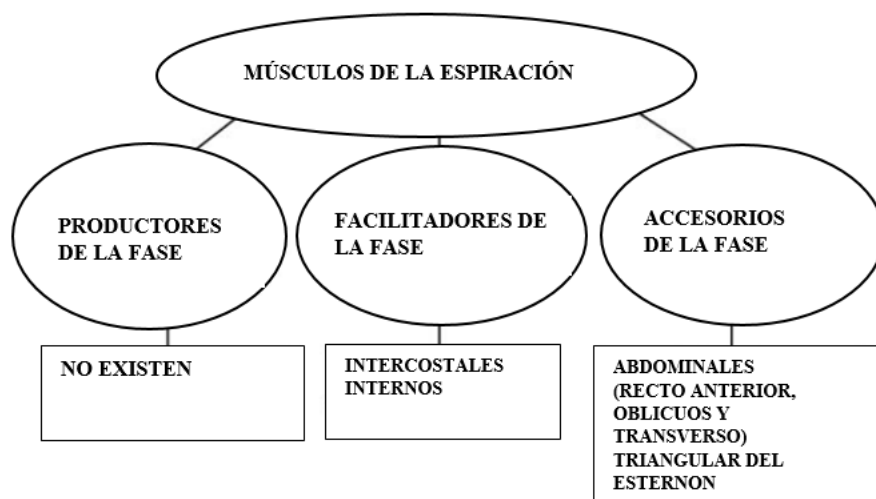
En una espiración normal sólo existen músculos facilitadores y accesorios.
(Cristancho Gómez, 2012, p. 32).

Al relajarse los músculos inspiratorios contraídos cesa la contracción debido:

- ❖ Elasticidad de la caja torácica
- ❖ Retractilidad del tejido pulmonar
- ❖ Presión abdominal

Figura 8

Resumen de los músculos de la espiración



Fuente: William Cristancho Gómez. (2012): Fisiología Respiratoria. 3ra edición.

“Ley de Hooke señala que cuando un cuerpo es sometido a una unidad de fuerza ésta se estirará una unidad de longitud, y así sucesivamente hasta alcanzar un límite. El pulmón obedece a dicha ley ya que posee fibras elásticas que permiten su estiramiento en fase inspiratoria, pero una vez cesa la fuerza de los músculos inspiratorios, el pulmón recupera su posición de reposo debido al rebote o retroceso elástico, fenómeno que genera el gradiente de presión para la producción de la espiración. Sin embargo, durante su transcurso, actúan los músculos facilitadores (intercostales internos), los cuales fijan la jaula torácica para posibilitar la espiración”. (Cristancho Gómez, 2012, p. 32).

Figura 9

Curva presión tiempo durante el ciclo ventilatorio.



Fuente: William Cristancho Gómez. (2012): Fisiología Respiratoria. 3^{ra} Edición.

Figura 10

Vía aérea durante la espiración.



Fuente: William Cristancho Gómez. (2012): Fisiología Respiratoria. 3ra edición.

6.2.3.1 Dosificación

- Si el oxígeno en la sangre es bajo, el médico indicará la cantidad necesaria de oxígeno medicinal que se debe administrar al paciente. La concentración de oxígeno para la inhalación no

debe ser inferior al 21% y puede aumentarse hasta el 100%. (Agencia Nacional Española de Medicamentos., 2022, pp. 3-14).

6.2.4.1 Oxígeno a presión normal

- Se administra con un catéter nasal o una máscara aprovechándose durante la inhalación. Posteriormente el oxígeno sobrante sale del cuerpo durante la exhalación al medio ambiente. (Agencia Nacional Española de Medicamentos., 2022, pp. 3-14)

- Si el paciente se encuentra en un estado crítico y no puede respirar, es necesario un respirador mecánico. Durante el proceso de la anestesia se utiliza un equipo especial con sistemas de reinspiración.

- El oxígeno también se puede administrar directamente en el torrente sanguíneo mediante el “oxigenador”, en caso de cirugías. (Cristancho Gómez, 2012, p. 24).

7.2.1 Fuentes de Suministro de O₂

Se distribuyen a hospitales, desde un almacenamiento a una presión determinada. Para administrar a un paciente se debe disminuir la presión, caso contrario provocaría daños al aparato respiratorio. (Quintero Pichardo, 2010, p. 39).

6.2.5.1 Cilindro de presión o balón.

Empleados comúnmente en domicilios, hospitales y lugares donde no existe toma de O₂.

La forma que adopta es cilíndrica, compuesto de material metálico de mayor o menor capacidad en su parte interna, llenados de gas con presión superior a 2000 libras por pulgada cuadrada (PSI). Estos cilindros se identifican por un factor matemático establecido para cada letra,

que permite calcular el tiempo disponible de O_2 , mediante la siguiente ecuación: (Quintero Pichardo, 2010, pp. 70-80).

Figura 11

Modelos de cilindro de presión.



Fuente: Google fotos

$$\text{Tiempo disponible } O_2 = \frac{\text{PSI.Factor}}{\text{Flujo deseado}}$$

Donde:

PSI: Libra por pulgada cuadrada.

Flujo deseado: litros/ minuto

Ventajas:

- Nunca presenta pérdidas de oxígeno.
- Manipulable.

Desventajas:

- Deben ser llenados constantemente.
- Ocupan espacio debido a su volumen.
- Si no se emplea adecuadamente, puede ser peligroso.
- No debe permanecer en lugares muy cálidos o muy fríos. (Quintero Pichardo, 2010, pp. 78-80).

Tabla 2

Clasificación de los cilindros de oxígeno medicinal.

Tipo	Clasificación	Capacidad	Factor	Presión
portátil	D	350Lts	0.16	2000PSI
portátil	E	625Lts	0.28	
Instalación semipermanente (ambulancias)	M	3000Lts	1.56	

Fuente: <https://dspace.ups.edu.ec/bitstream/123456789/2205/15/UPS-CT001954.pdf>

8.2.1 Accesorios para acoplar al cilindro de presión

6.2.6.1 Regulador de Presión:

Generalmente utilizado para determinar la presión a la que se encuentra el oxígeno dentro del cilindro.

Figura 12

Regulador de presión(manómetro)

*Fuente:* Google fotos**6.2.7.1 Regulador de flujo**

Permite controlar el caudal de O_2 que se está administrando al paciente (litros/minuto). (Quintero Pichardo, 2010)

Figura 13

Regulador de flujo

*Fuente:* Google fotos**6.2.8.1 Suministro de O_2**

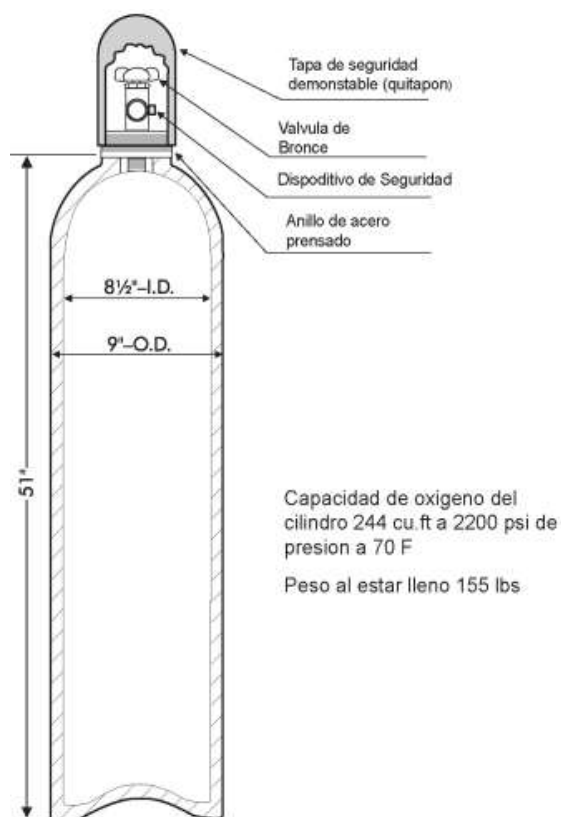
Mediante un manómetro se mide la presión a la que se encuentra el oxígeno. Luego el O_2 pasa por el flujómetro permitiendo regular el caudal que se desea suministrar (litros/minuto) al paciente. Finalmente el gas pasa por el humificador para licuarlo, enfriarlo, secarlo y no resecar

las vías aéreas durante la inhalación del paciente (FiO_2). El oxígeno se puede administrar a través de dos sistemas:

- **El sistema de bajo flujo**, entrega una parte del caudal volumétrico inspirado y, la otra parte la toma del medio ambiente el paciente.
- **El sistema de alto flujo**, entrega todo el caudal volumétrico inspirado (volumen total entregado). (Quintero Pichardo, 2010)

Figura 14

Partes de un tanque de oxígeno



Fuente: Google foto

9.2.1 Elementos de un sistema de control

6.2.9.1 Sensores

Permiten conocer los valores de las variables medidas del sistema.

6.2.10.1 Controlador

Calcula la acción que debe aplicarse para modificar las variables de control en base a cierta estrategia. (C.P, 2011, p. 12).

6.2.11.1 PLC (Control lógico programable)

Utilizados para el control en la automatización industrial (fábricas, etc.). Comúnmente es una computadora que se encuentran inmersos en la sociedad de distintas formas. (M.P & Jorge, 2009, p. 103).

Figura 15

Controlador lógico programable (PLC).



Fuente: Google fotos

6.2.12.1 Electroválvula neumática o válvula solenoide

Control de 5 vías y 2 posiciones monoestable. Cambia la dirección del gas con solo mandar una señal a la bobina. Se puede utilizar con 3 vías, 2 posiciones normalmente abierta o normalmente cerrada solo agregando un tapón en alguno de sus puertos de salida. (Airtac Pneumatic Equipment, 2015)

Figura 16

Válvula solenoide eléctrica neumática, control de 5 vías y 2 posiciones



Fuente: Google fotos

Tabla 3

Información técnica de la válvula solenoidal.

INFORMACIÓN TÉCNICA
Tipo de fluido: Aire, Gas
Modo de funcionamiento: NO + NC (piloto interno)
Entrada = puerto de salida
Tamaño: 4mm,6mm,8mm 10mm,12mm
Voltaje de la bobina: CC: 12V,24V,36V CA: 110V,220V
Tipo de válvula solenoide: 5 puertos y 2 posiciones (5 vías y 2 posiciones).
Presión de funcionamiento: 1,5kgf/cm ² -8kgf/cm ²
Presión de prueba: 1.5Mpa protección: IP65
Temperatura: 5°C - 50°C
Material: aleación de aluminio

Fuente: <https://dspace.ups.edu.ec/bitstream/123456789/2205/15/UPS-CT001954.pdf>

6.2.13.1 Circuitos eléctricos.

Un circuito es una interconexión de elementos. Analizar el circuito significa determinar las tensiones (o corrientes) en diferentes partes del circuito. Los elementos de un circuito se clasifican en pasivos y activos. Un elemento activo es aquel que genera energía, pero un elemento pasivo no. Algunos elementos pasivos son las resistencias, condensadores y los inductores. Mientras que los elementos activos son los generadores, baterías y amplificadores operacionales. Dentro de los elementos activos más importantes tenemos a la fuente de tensión o de corriente. Existen dos tipos de fuentes: fuentes independientes y fuentes dependientes. (Charles. K, 2004, p. 155).

6.2.14.1 Generador de funciones

Es un sistema electrónico que produce ondas cuadradas, triangulares y senoidales, crea también señales TTL. Entre sus aplicaciones están las pruebas y calibración de aparatos de audio. El generador de funciones puede trabajar entre las frecuencias de 1Hz hasta 1MHz. El rango de amplitud y ancho de banda pueden ser controladas con un potenciómetro. (Sandoval, 2019, p. 1).

Figura 17

Generador de funciones.



Fuente: Google fotos

Características básicas:

- Circuito base XR2206
- Señal senoidal, triangular y cuadrada.
- Salida TTL
- Frecuencia en un rango de 1 Hz a 1 MHz
- Impedancia de salida 50 ohmios
- Voltaje de alimentación entre 12V a 20 V
- Longitudes 65mm x 45 mm

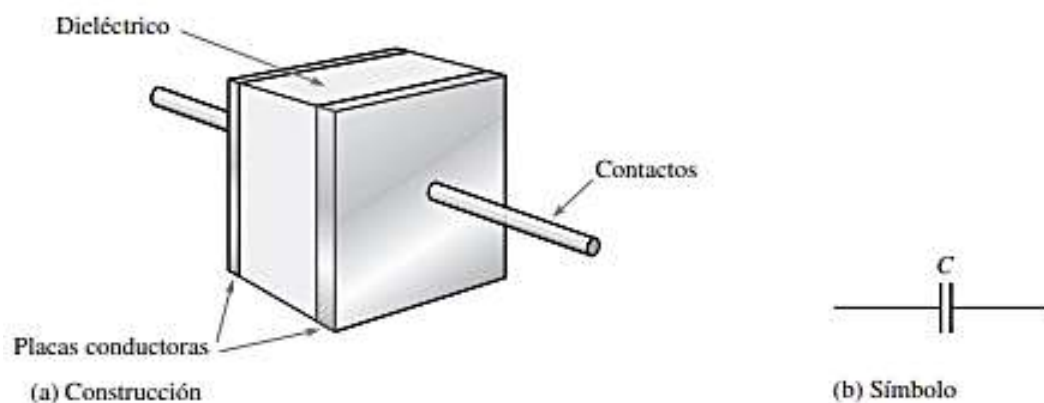
6.2.15.1 Componentes del generador de funciones

El **condensador** es un elemento pasivo que almacena energía eléctrica. (Floyd T. L., 2007, p. 467).

En su forma más simple un condensador consiste en dos placas conductoras paralelas separadas por un material dieléctrico. (Floyd T. L., 2007, p. 467).

Figura 18

En (a) se muestra un condensador básico, y en la parte (b) su símbolo.



Fuente: (Thomas L. Floyd, 2007- p. 467).

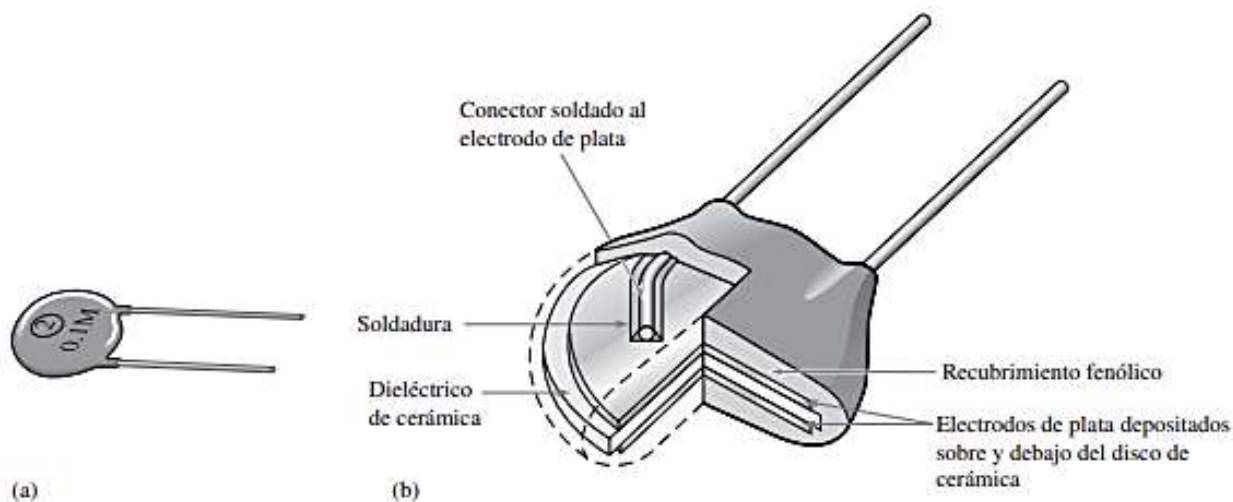
La **capacitancia** es la cantidad de carga por unidad de voltaje que un capacitor puede almacenar. Se le representa mediante C . mientras más carga eléctrica por unidad de diferencia de potencial puede tener un condensador, mayor será su capacidad.

La unidad de la capacidad es el farad (F). La mayoría de condensadores que se utilizan tienen valores de capacidad en microfarads (mF) y picofarads (pF). (Floyd T. L., 2007, p. 468).

Los **condensadores de cerámica** tienen dieléctricos cerámicos con constantes dieléctricas altas (1200). Pueden alcanzar valores de capacidad relativamente altos con respecto a su pequeño tamaño. Los condensadores de cerámica tienen forma de disco, tal como se observa en la figura 19. (Floyd T. L., 2007, p. 475).

Figura 19

Capacitores de cerámica.



Fuente: (Thomas L. Floyd, 2007. pp. 468-475)

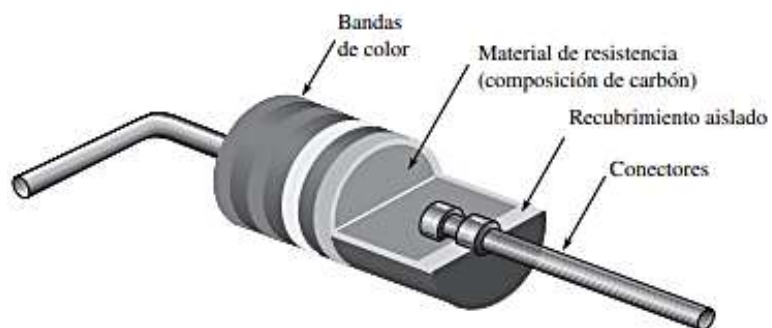
Los **resistores** son componentes eléctricos que específicamente han sido diseñados para que tengan cierta resistencia. Su utilidad principal es limitar la corriente por un conductor, en algunos casos generar calor.

Resistores fijos. -Existen varios tipos de resistores fijos, por ejemplo: Resistores fabricados con carbón con diferentes potencias, resistencia con película metálica, resistor en red, conectores radiales para insertarlos en tarjetas PC.

El tipo de resistor fijo usado en este trabajo está fabricado con una mezcla de carbón pulverizado, con relleno aislante y resina. El relleno aislante establece el valor de la resistencia. La siguiente figura muestra la composición un resistor de carbón. (Floyd T. L., 2007, p. 32).

Figura 20

Resistores fijos.



Fuente: (Floyd, 2007, p. 32).

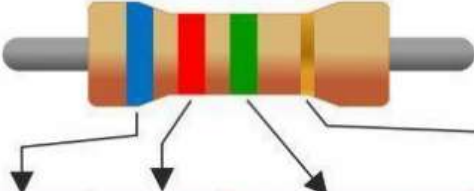
Código de color de los resistores. -Los resistores son elementos pequeños, y no se puede escribir el valor de las resistencias sobre ellas, por lo que se opta por un código de colores que indican su valor y su error.

Los resistores se fabrican en valores determinados. Si se requiere un cierto valor, se elegirá un valor preferido lo más cercano posible al deseado. Si se requiere una resistencia exacta es posible combinar varias resistencias para obtener el valor deseado. (Charles. K, 2004, p. 25).

Los resistores pueden tener 5 o 4 bandas de colores. La última indica la tolerancia.

Figura 21

Código de color de los resistores.



COLOR	BANDA 1	BANDA 2	MULTIPLICADOR	TOLERANCIA
NEGRO	0	0	x 1 Ω	
MARRÓN	1	1	x 10 Ω	+ / - 1%
ROJO	2	2	x 100 Ω	+ / - 2%
NARANJA	3	3	x 1000 Ω	
AMARILLO	4	4	x 10,000 Ω	
VERDE	5	5	x 100,000 Ω	
AZUL	6	6	x 1,000,000 Ω	
VIOLETA	7	7	x 10,000,000 Ω	
GRIS	8	8	x 100,000,000 Ω	
BLANCO	9	9	x 1,000,000,000 Ω	
DORADO			x 0,1 Ω	+ / - 5%
PLATEADO			x 0,01 Ω	+ / - 10%

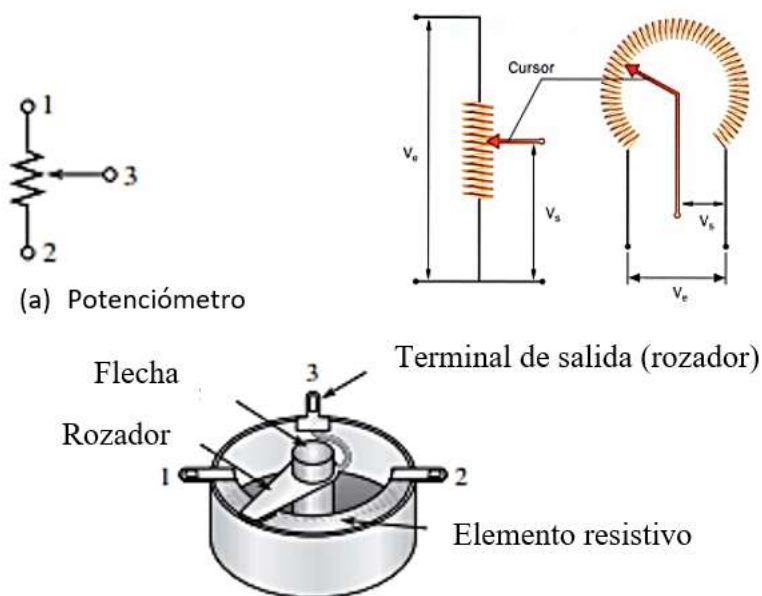
Fuente: Google fotos

Las resistencias **variables** se diseñan de tal forma que sus valores sean fáciles de cambiar ajustándolo manualmente o automáticamente. Las utilidades comunes de las resistencias variables son dividir el voltaje y regular la corriente. El potenciómetro es un elemento que regula el voltaje y el reóstato es un elemento que regula la corriente. (Floyd T. L., 2007, p. 38).

El **potenciómetro** es un sistema con 3 terminales (figura 22- a). Las terminales 2 y 1 presentan resistencia fija. La terminal 3 permite variar la resistencia entre 1 y 3 o entre 2 y 3 subiendo o bajando el contacto. (Floyd T. L., 2007, p. 38).

Figura 22

Descripción de un potenciómetro.



Fuente: (T. L. Floyd, 2007, p. 38)

Los **cables** son utilizados para conducir la electricidad. Estos varían en su radio y son clasificados de acuerdo a un número de calibre. Conforme el número de calibre se hace mayor, el radio del alambre disminuye. (Floyd T. L., 2007, p. 45).

Los cables **DuPont o jumper's** son prácticos y útiles para realizar conexiones en una placa de pruebas (protoboard), realizar conexiones entre módulos y tarjetas de desarrollo.

Figura 23

Cables jumper's



Fuente: Google fotos

El circuito **XR2206** es generador de funciones monolítico, lo que asegura una alta calidad de la señal generada. A partir de la onda senoidal básica puede generar una onda cuadrada, de diente de sierra, triangular y la señal de pulso con alta precisión y estabilidad. La onda de salida puede ser de frecuencia o amplitud modulada. El intervalo de frecuencia es ajustable por componentes externos en el intervalo de 0,01 Hz a 1 mHz. (Generador de funciones, 2019)

Características

- Tensión de operación: 10Vdc a 26Vdc.
- Rango de frecuencia: 0.01Hz a 1mHz.

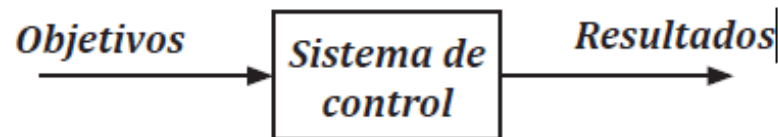
10.2.1 Sistema de control

La finalidad del sistema es conseguir, mediante la manipulación de las variables de control, un dominio en las variables de salida, de forma que alcancen valores determinados. Un sistema de control para alcanzar su objetivo debe cumplir lo siguiente. (Carrillo.P, 2011, p. 20).

- Ser resistente frente a perturbaciones y errores en los modelos, garantizando una estabilidad.
- Ser eficiente y evitar comportamientos bruscos e irreales.

Figura 25

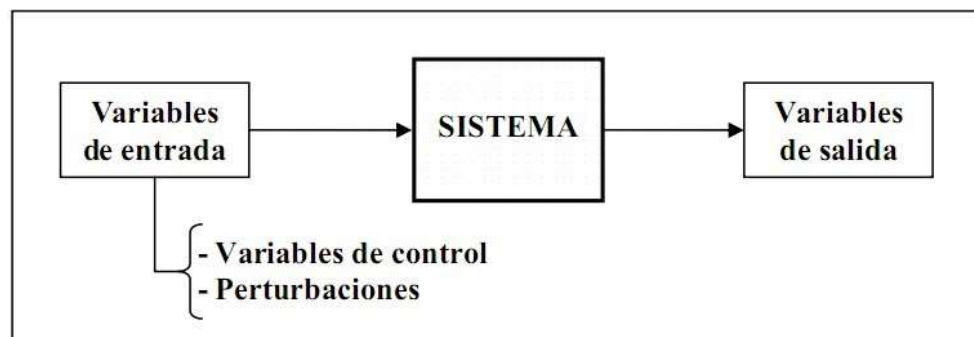
Elementos de un sistema de control.



Fuente: (fundamentos básicos de análisis y modelado)

Figura 26

Esquema general de un sistema de control.



Fuente: (Fundamentos básicos de análisis y modelado)

6.2.16.1 clases de sistemas de control

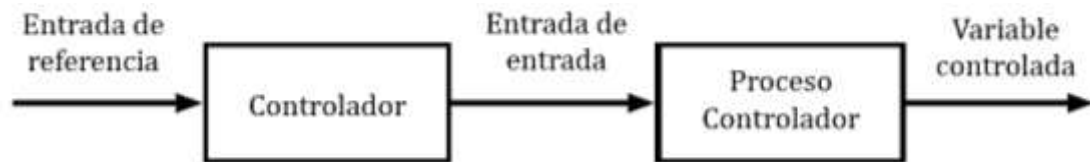
hay dos clases de sistemas de control, las cuales son a lazo abierto y a lazo cerrado.

6.2.17.1 Sistema de control a lazo abierto

Es un sistema de control la salida no es afectada por una señal de entrada. Dichos elementos están divididos en dos partes: el proceso controlado y el controlador. (Carrillo.P, 2011, p. 24).

Figura 27

Elementos de un sistema a lazo abierto.



Fuente: (Fundamentos básicos de análisis y modelado)

6.2.18.1 Sistema de control a lazo cerrado

Un sistema a lazo cerrado indica una acción de control realimentado para reducir el error del sistema. El controlador representa la diferencia entre la señal de entrada y la señal de realimentación a fin de reducir el error y llevar la salida del sistema a un valor deseado. (Carrillo.P, 2011, p. 24).

Figura 28

Sistema de control a lazo cerrado.



Fuente: (sistemas automáticos de control- fundamentos básicos de análisis y modelado)

CAPÍTULO II:

MÉTODOS Y MATERIALES

1.3 Diseño de contrastación de hipótesis

En el presente trabajo se hará un análisis bibliográfico con respecto a los conceptos de neumostática, relacionados con la mecánica de fluidos, las distintas fuentes de oxígeno, circuitos eléctricos y el generador de funciones I-XR2206. Dicho componente remplazara al PLC, debido al bajo costo y cumpliendo con los mismos estándares de calidad. Cada concepto plasmado se vuelve necesario, para analizar los parámetros pre-establecidos por cada paciente y definir el método empleado y la calibración del prototipo. Así mismo se ha empleado un generador de funciones con I-XR2206, generando tres tipos de funciones onda (senoidales, cuadrada y triangular). Los parámetros fundamentales de estas señales se modificarán libremente siempre y cuando respetando los límites establecidos por el generador de funciones. La modificación de sus parámetros (amplitud, frecuencia, fase, pulsos y el ancho de pulso) se da mediante un potenciómetro. La función básica a utilizar será una onda cuadrada, encargada de efectuar el ciclo de trabajo en las entradas analógicas o digitales y activar las correspondientes salidas analógicas o digitales. Estas frecuencias deseadas serán variables determinadas por el paciente con covid-19. Por ello podremos interrumpir el paso de oxígeno durante la exhalación y activar el paso de oxígeno durante la inhalación, ahorrando el 40%.

Teniendo en cuenta su edad, peso y enfermedades asociadas. Así mismo, para la elaboración del diseño se empleó el método de selección básico de segmentos, desarrollado mediante el software autodesk inventor; en donde este será el encargado de diseñar el plano del prototipo, en 3D. Su buena geometría nos permitirá ajustar la ubicación del circuito en la parte interna.

Para el proceso de la elaboración del prototipo, en su parte externa, se ha determinado que el material empleado esté hecho a base de acrílico, del cual se dispone en cualquier tienda

comercial a un bajo costo. Este material tiende a ser flexible, mucho más que un plástico y ofrece resistencia a los diversos eventos climáticos y de radiación. Se dispone de este material ya que se estará trabajando con 220 voltios de corriente alterna, y evitar posibles cortos circuitos, dado que el acrílico funciona como un dieléctrico.

Concluida la fabricación del prototipo, se ha procedido a su análisis, donde el método utilizado ha sido explicado de manera concisa, siendo eficiente para cada paciente.

1.4 Población, muestra y muestreo

No hay población, muestra y muestreo por no ser un trabajo estadístico.

1.5 Técnicas e instrumentos de recolección de datos

Técnica

La construcción del prototipo para regular el flujo de oxígeno suministrado a pacientes con covid-19, ha sido una técnica de diseño experimental, (planos, AUTOCAD 3D, etc.)

Instrumentos

Computadora, generador de funciones, PLC, válvula solenoide, osciloscopio.

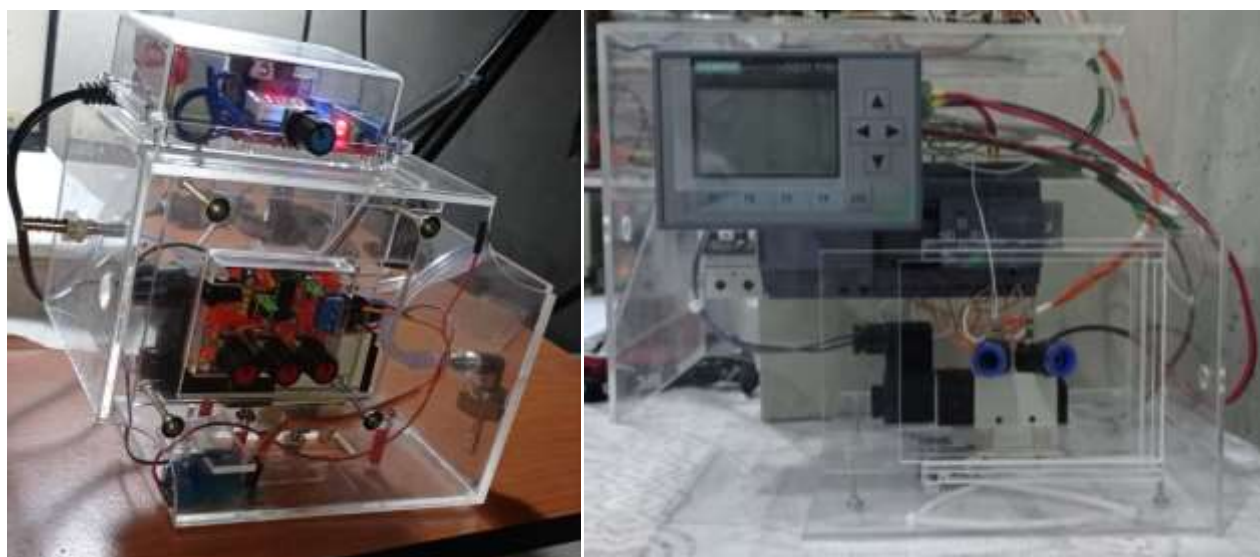
Materiales: Controlador lógico programable (PLC), generador de funciones(I-XR2206), válvula SA-6mm (control de velocidades de flujo de aire), válvula solenoide de aire BSP 4V110-06 (6mm), manguera de aire neumática de 6mm, balón de oxígeno, módulo relé de 12 voltios, transformador de corriente de 220 voltios a 12 voltios, conector de ½ pulgada con salida a 6mm, manómetro, humificador, acrílico transparente de 6mm.

1.6 Componentes del equipo

Un regulador de flujo de oxígeno es un equipo con componentes industriales muy eficientes, cada uno de ellos cumplen una función específica, para su correcto funcionamiento.

Figura 29

Partes externas del regulador de oxígeno con el XR-2206(A) y el PLC(B)



A

B

Fuente: Elaboración propia

Los siguientes componentes del regulador de oxígeno serán detallados a continuación.

a) Controlador lógico programables(PLC)

Permite controlar la válvula solenoide mediante una programación de bloques, emitiendo señales eléctricas, para activar y desactivar la válvula de control direccional durante la inhalación y exhalación. Teniendo en cuenta los parámetros establecidos de cada paciente.

Figura 30

Controlador lógico programable(PLC)



Fuente: Propia del autor

b) generador de funciones(I-XR2206)

Normalmente utilizados para el análisis de circuitos lógicos, distorsiones en amplificadores, inyección de señales en radio, etc. El I-XR2206 nos permite controlar la válvula solenoide, generando una onda cuadrada, dicha onda se puede ajustar mediante un potenciómetro, modificando la banda de frecuencia deseada. Emitiendo pulsos eléctricos (0 y 1), para activar y desactivar la válvula solenoide durante la inhalación y exhalación.

Figura 31

Generador de funciones(I-XR2206)



Fuente: Propia del autor

c) Control de velocidad de flujo de aire(6mm)

No requiere demasiado esfuerzo para regular las válvulas. Tiene una buena impermeabilidad al aire para garantizar la estabilidad de uso. Se utiliza en la junta de admisión de herramientas neumáticas para regular el flujo de oxígeno durante el proceso.

Figura 32

Control de velocidad de flujo de aire



Fuente: Propia del autor.

d) Válvula solenoide de aire Bsp 4V110-06 (6mm).

Permite cambiar de dirección mediante un pulso eléctrico, donde esta llega a la bobina del solenoide, y crea un campo magnético que atrae hacia él un embolo, permitiendo cambiar de dirección durante un pulso eléctrico emitido, luego que el generador de funciones I-XR2206 deja de emitir una señal eléctrica, el campo magnético desaparece y mediante un resorte el embolo regresa a su estado original, donde este ciclo se ira repitiendo durante la inhalación y exhalación del paciente.

Se puede usar en diferentes voltajes tanto en opciones de corriente directa como alterna.

Figura 33

Válvula solenoide de aire.



Fuente: Propia del autor

Tabla 4

Ficha técnica de la válvula de control direccional.

INFORMACIÓN TÉCNICA
Tipo de fluido: Aire, Gas
Modo de funcionamiento: NO + NC (piloto interno)
Entrada = puerto de salida
Tamaño: 4mm,6mm,8mm 10mm,12mm
Voltaje de la bobina: CC: 12V,24V,36V CA: 110V,220V
Tipo de válvula solenoide: 5 puertos y 2 posiciones (5 vías y 2 posiciones).
Presión de funcionamiento: 1,5kgf/cm ² - 8kgf/cm ²
Presión de prueba: 1.5Mpa protección: IP65
Temperatura: 5°C – 50°C
Material: aleación de aluminio

Fuente: google

e) Manguera de aire neumática de 6mm.

Se utiliza principalmente por su flexibilidad, para la conexión rápida entre el balón de oxígeno y la válvula solenoide. Dichos objetos neumáticos, se pueden lograr la conexión o desconexión de ellas, sin necesidad de una herramienta.

Figura 34

Manguera neumática



Fuente: Propia del autor

f) Acrílico transparente de 6mm.

Material utilizado para construir la parte exterior del equipo, debido a sus propiedades físicas o químicas y su fácil manipulación a la hora de trabajar (Resistencia a la intemperie).

Figura 35

Acrílico transparente.



Fuente: Propia del autor

g) Balón de oxígeno.

Empleados en hospitales, domicilios y en zonas donde no existe una central de oxígeno. Son recipientes metálicos de forma cilíndrica en diferentes presentaciones, Están llenos de gas a una presión superior a 2000 (PSI). Durante el proceso de funcionamiento del equipo el balón de oxígeno medicinal se utilizar como fuente de alimentación de O₂ al equipo diseñado.

Los cilindros de acuerdo a su capacidad, se identifican por una letra del abecedario y un factor matemático que permite calcular el tiempo disponible de O₂ a flujo constante. Mediante la siguiente ecuación:

$$\text{Tiempo disponible O}_2 = \frac{\text{PSI} \cdot \text{Factor}}{\text{Flujo deseado}}$$

Figura 36

Balón de oxígeno medicinal.



Fuente: Propia del autor

h) Manómetro.

Mide la presión a la que se encuentra el oxígeno dentro del recipiente.

Figura 37

Regulador de presión (manómetro)



Fuente: Propia del autor

i) Humificador.

Cumple una función muy importante, a la hora de suministrar oxígeno al paciente, debido a que dicho oxígeno medicinal viene comprimido. Por lo que hay que licuarlo, enfriarlo y secarlo antes de administrar al paciente para no reseca las vías aéreas. Donde dicho recipiente se debe introducir agua destilada estéril 2/3 de su capacidad.

Figura 38

Humificador



Fuente: Propia del autor.

j) Módulo relé de 12 voltios

Sera el encargado de permitir el paso de corriente a la válvula solenoide, cuando el generador de funciones emita pulsos eléctricos permitiendo el paso de corriente por el circuito.

Figura 39

Módulo relé.



Fuente: Propia del autor

k) Adaptador de corriente (220 voltios a 12 voltios)

El adaptador AC/DC con salida a 12voltios, se utilizará como fuente de alimentación para la válvula solenoide.

Figura 40

Adaptador de corriente.



Fuente: Propia del autor

l) Conector de ½ pulgada con salida a 6mm

Conector de metal que se utilizara para unir fácilmente el humificador con la válvula solenoide y el manómetro.

Figura 41

Conector de metal.



Fuente: Propia del autor

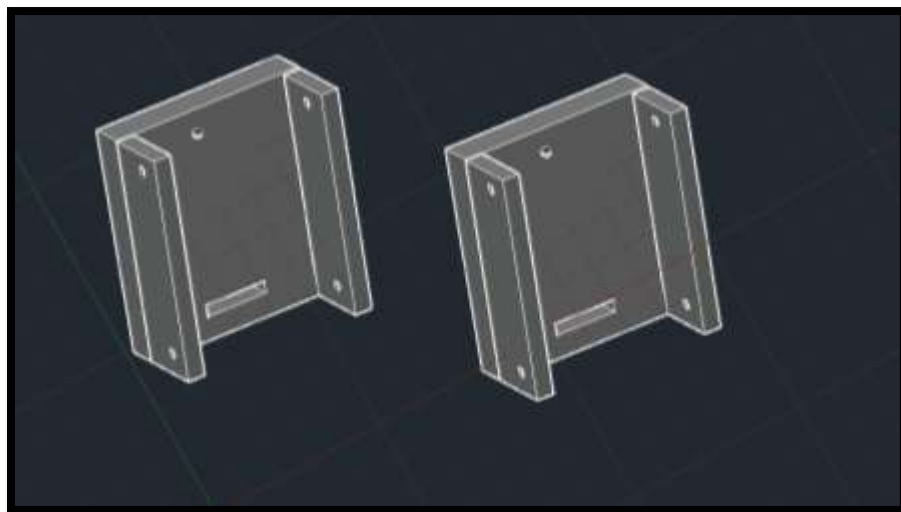
1.7 Diseño del regulador de flujo de oxígeno

Para que el generador de funciones I-XR2206, no presente ningún inconveniente a la hora de emitir señales eléctricas y pueda activar a la válvula solenoide, se diseñaron acoples para cada objeto utilizado en su parte interior del equipo. Dicho software nos permitió desarrollar una buena geometría de acuerdo a las necesidades buscadas.

A partir de lo suscrito se muestran los ajustes realizados.

Figura 42

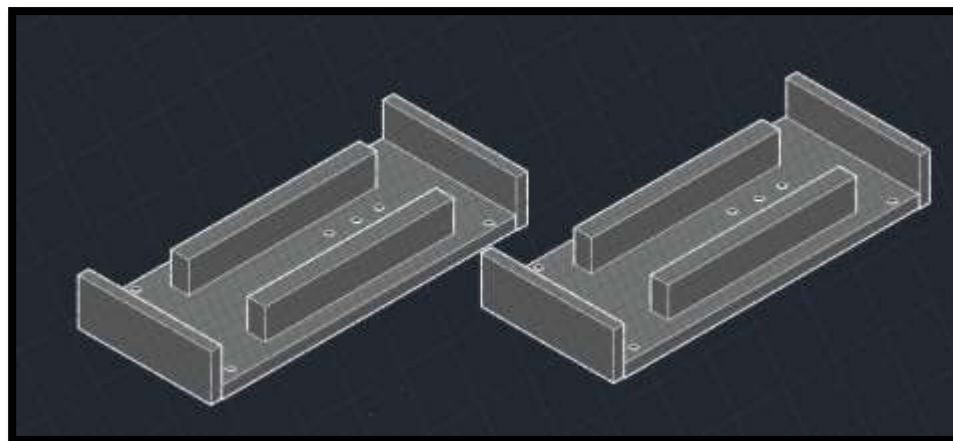
Acople para el I-XR2206.



Fuente: Propia del autor

Figura 43

Base para la válvula solenoide.



Fuente: Propia del autor

Todo el acople desarrollado en la parte interior se realizó en acrílico, debido a las propiedades del material (aislamiento eléctrico, peso específico ligero, propiedades térmicas, etc.)

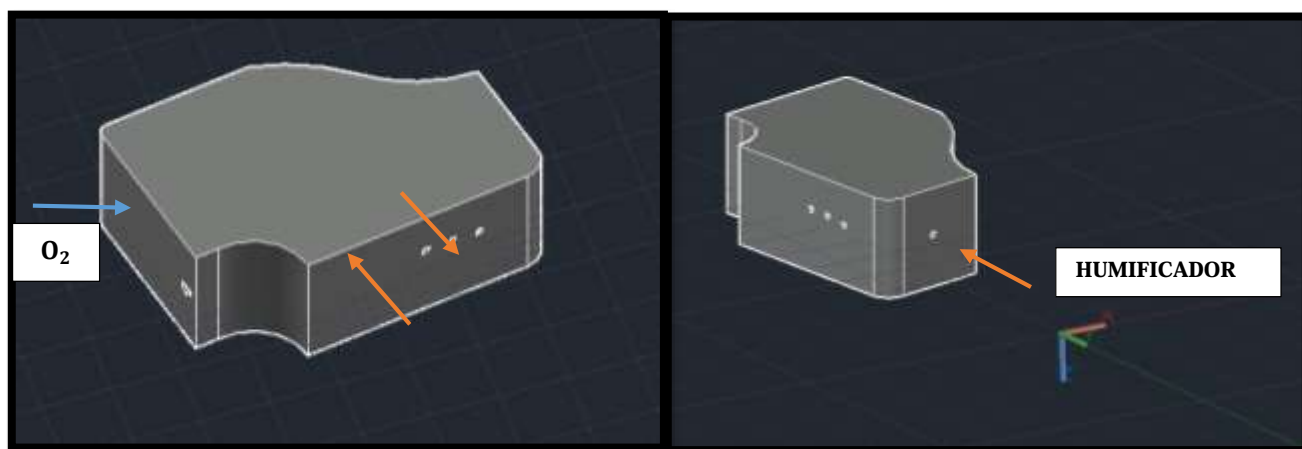
Plano exterior del prototipo.

El diseño fue desarrollado por el software autodesk inventor, la misma que fue trabajado en acrílico de 6mm de espesor. Debido a su facilidad de poder trabajarlo.

Para mayor detalle se adjunta el plano.

Figura 44

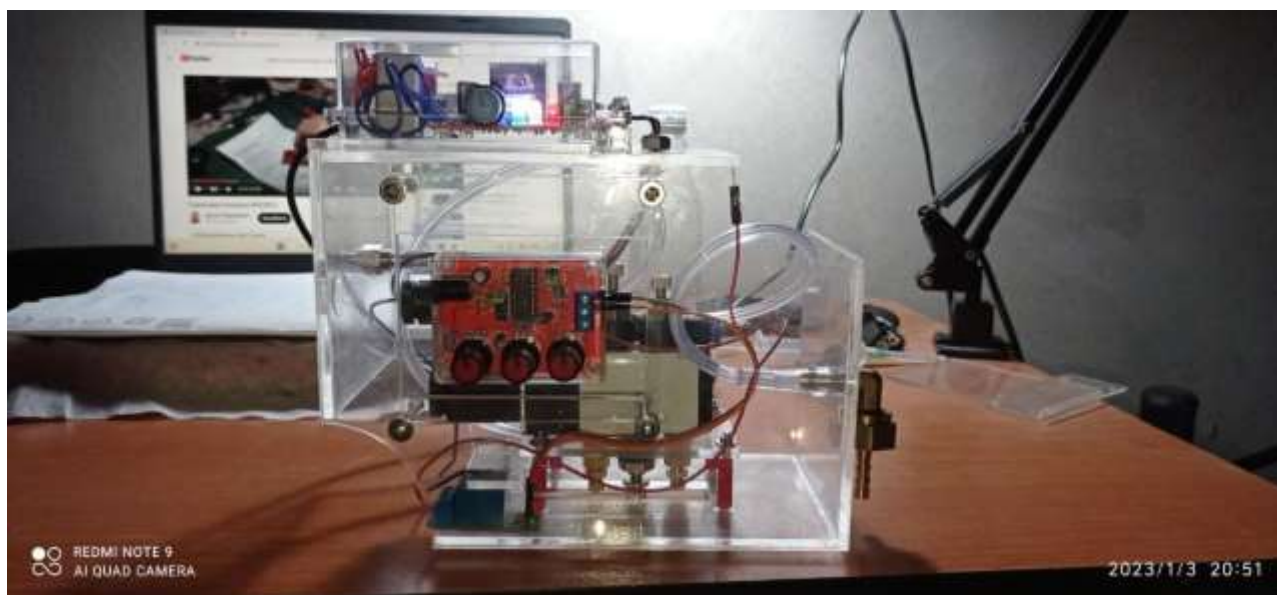
Plano frontal de la estructura exterior del regulador de O_2



Fuente: Propia del autor

Figura 45

Acople metálico para mantener fijo al generador de funciones.



Fuente: Propia del autor

Figura 46

Equipo en funcionamiento.



Fuente: Propia del autor

Figura 47

Regulador de flujo de oxígeno en su forma completa



Fuente: Propia del autor.

1.8 Método de procesamiento de la información

El método utilizado es analítico, donde se a hecho un análisis exhaustivo; así como, la evaluación de los resultados obtenidos, en base a lo teórico y experimental. Pudiendo comprobar el ahorro de oxígeno en un 40% de un balón medicinal.

También nos permite conocer su margen de error y su eficiencia del equipo construido.

1.9 Principios éticos

Con respecto a los principios éticos, seremos muy enfáticos, y suscribiremos el no plagio de dicho documento. Todos los conceptos utilizados en este proyecto de tesis están citados correctamente de las fuentes a las que se ha incurrido, donde todo puede ser totalmente comprobado.

CAPÍTULO III:
RESULTADOS Y DISCUSIÓN

1.10 Resultados

- Los parámetros establecidos para cada paciente según la cantidad de litros/minuto requeridos, nos ha permitido la determinación para el uso del método analítico.
- La calibración del equipo es sencilla, debido a que se puede manipular manualmente, sin necesidad de un programa.
- Al cambiar el PLC por el circuito I-XR2206. Hemos logrado minimizar gastos.

11.2.1 Descripción del equipo

En ninguna de sus facultades la Universidad Nacional Pedro Ruiz Gallo cuenta con un equipo que pueda prolongar la durabilidad del oxígeno medicinal de un balón, cuando un paciente con covid-19 lo requiere, ya que, en tiempos de pandemia, cada año nos acechan nuevas variantes, y la economía cada día es más inestable. Razón por la cual hemos construido dicho equipo, a fin de salvaguardar la economía y la vida. Dicho objetivo es el ahorro mínimo del 40 %, y la implementación para futuras investigaciones.

Donde el diseño se desarrolló mediante el software autodesk inventor, para que el generador de funciones no presente ningún inconveniente a la hora de emitir pulsaciones eléctricas y pueda activar la válvula solenoide. Se diseñaron acoples para cada componente utilizado en su parte interior del equipo. Dicho software nos permitió desarrollar una buena geometría de acuerdo a las necesidades buscadas. En su parte interior el generador de funciones estará alimentado con 12 voltios en la salida y 220 voltios en la entrada, y una fuente externa de 12 voltios que alimentará a la válvula solenoide para su correcto funcionamiento. Donde esta válvula de control direccional nos ayudara con esta tarea, para crear movimiento de oxígeno.

Para cambiar la dirección del oxígeno a la salida deseada la válvula debe estar accionada, donde el generador de funciones será el encargado de dar la orden para cambiar de dirección

mediante un pulso eléctrico, donde esta llega a la bobina del solenoide, y crea un campo magnético que atrae hacia él un embolo, permitiendo cambiar de dirección durante la señal eléctrica emitida, luego que el generador de funciones deja de emitir una señal eléctrica, el campo magnético desaparece y mediante un resorte el embolo regresa a su estado original, donde este ciclo se ira repitiendo durante la inhalación y exhalación del paciente.

La manipulación del equipo es práctico y sencillo, por medio de tres potenciómetros modifica la banda de frecuencia deseada. Teniendo en cuenta los parámetros.

Algunas de las ventajas de utilizar el equipo son las siguientes:

- El costo de fabricación del equipo es económico.
- Es eficiente, y presenta un margen de error mínimo.
- El material utilizado es duradero y fácil de transportar, debido a sus dimensiones reducidas, y a la buena distribución de los accesorios internamente.
- Se puede observar cómodamente la parte interna ya que está fabricado a base de acrílico, para posibles y futuras fallas.
- Mayor durabilidad de un balón de oxígeno medicinal

A continuación, se muestra una tabla con los gastos generados en la construcción del regulador de flujo de oxígeno con el I-XR2206.

Tabla 5

Gastos generados al construir el regulador de oxígeno.

COMPONENTES DEL EQUIPO	COSTO UNITARIO
Generador de funciones I-XR2206	19,10
Control de velocidad de flujo de aire(6mm)	10
Válvula solenoide de aire Bsp 4V110-06 (6mm)	50,30
Manguera de aire neumática de 6mm	7,60
Acrílico transparente de 6mm	100
Módulo relé de 12 voltios	9,30
Adaptador de corriente (220 voltios a 12 voltios)	17
Conector de ½ pulgada con salida a 6mm	6,70
Total	220 soles
Gastos adicionales para las pruebas correspondientes del regulador de oxígeno	
Balón de oxígeno, humificador y manómetro.	1500
Cánula nasal	14
Total	1514

Fuente: Propia del autor

12.2.1 Elaboración de modelos

Actualmente, el más utilizado es el corte por láser. Donde dicho proyecto de tesis se utilizó el corte por láser debido al grosor del material y complejidad del diseño. Los cuales son expuestos en anexos.

1.11 Experimentación

13.2.1 Calibración del regulador de flujo de oxígeno

La calibración del regulador de flujo de oxígeno se lleva a cabo mediante un osciloscopio modificando el tipo de frecuencia deseada de una función de onda cuadrada.

El proceso consiste en hacer girar cada uno de los potenciómetros y buscar un ajuste fino, grueso y una amplitud deseada para poder suministrar el oxígeno y la cantidad de litros/minuto que se va administrar al paciente. Dicha calibración nos permitirá determinar el tiempo que demora en inhalar y exhalar un paciente con covid.

14.2.1 Procedimiento para la validación del prototipo automatizado

- I. Conectar el prototipo automatizado de control digital en la parte superior del balón de oxígeno.
- II. El prototipo durante su funcionamiento debe permanecer conectado a 220 voltios para ejercer su ciclo de trabajo durante su uso.
- III. Una vez encendido el equipo se procederá a calibrar, de acuerdo a las necesidades requeridas en litros/ minuto por el paciente.
- IV. Procederemos a establecer los parámetros encontrados para cada paciente con covid-19. Y poder suministrar el oxígeno medicinal adecuado durante la inhalación, y cortar el paso de oxígeno, durante la exhalación. Teniendo en cuenta el flujo de oxígeno requerido.

En la siguiente tabla se muestra el tiempo promedio de duración en una inhalación y exhalación de una persona con respecto a su edad.

Tabla 6

Inhalación y exhalación de una persona por minuto

inhalación y exhalación de una persona por minuto				
Edad(años)	Inh y Exh /min	T(minutos)	Promedio(minutos)	T(segundos)
0	50	40 a 60	50	1,2
1 a 7	27,5	25 a 30	27,5	2.18
P-	25	20 a 30	25	2,4
Adolecente				
Adolecente	22	18 a 26	22	2,72
Adulto	16	12 a 20	16	3.75
65 a más	20	12 a 28	20	3
80 a más	20	10 a 30	20	3

Fuente: Datos obtenidos por el autor y la fuente.

<https://www.healthline.com/health/es/frecuencia-respiratoria-normal>

En la tabla se muestra que una inhalación dura aproximadamente entre 1 segundo y 3 segundos. Determinando que para administrar oxígeno a un paciente con covid 19, el tiempo requerido para modificar la amplitud se debe encontrar en un rango menor a 3 segundos.

No requiere demasiado esfuerzo para regular las válvulas. Tiene una buena impermeabilidad al aire para garantizar la estabilidad de uso. Se utiliza en la junta de admisión de herramientas neumáticas para regular el flujo de oxígeno durante el proceso.

15.2.1 Demostración de la Hipótesis

Para demostrar la hipótesis planteada utilizaremos la siguiente ecuación para dos casos:

Tiempo disponible de un balón de oxígeno lleno.

$$\text{Tiempo disponible O}_2 = \frac{\text{PSI.Factor}}{\text{Flujo deseado}}$$

Donde:

PSI: Libra por pulgada cuadrada

Flujo deseado: litros/ minuto

Datos del balón de oxígeno comprado

$$10m^3 = 10,000 \text{ litros}$$

$$\text{Factor del cilindro} = k = 3,14$$

Primer caso:

Uso de un balón de oxígeno medicinal a (10 litros/ minuto) sin el regulador de flujo.

$$\text{Tiempo disponible O}_2 = \frac{(2000 - 200)(3,14)}{(10 \frac{\text{litros}}{\text{minuto}})}$$

$$\text{Tiempo disponible O}_2 = \frac{5652 \text{ litros}}{(10 \frac{\text{litros}}{\text{minuto}})}$$

Tiempo disponible $O_2 = 565.2 \text{ minutos}$

Conversión a horas:

$$\text{Tiempo disponible } O_2 = \frac{565,2 \text{ h}}{60}$$

Tiempo disponible $O_2 = 9 \text{ horas y } 45 \text{ minutos}$

Segundo caso:

Uso de un balón de oxígeno medicinal a 10lts/min asociado el regulador de flujo

Consumo de oxígeno = 10 litros/minuto

Tiempo de inhalación = 2 segundos

Tiempo de exhalación (tiempo muerto) = 2 segundos

$$\frac{10 \text{ litros}}{1 \text{ minuto}} = \frac{10 \text{ litros}}{60 \text{ s}} = \frac{0,16 \text{ litros}}{1 \text{ s}}$$

Cantidad de litros consumidos cada segundo: 0,16 lts/ s

1min = 60 s

$$\frac{60 \text{ s}}{\text{tiempo de inhalacion}} = \frac{60 \text{ s}}{2} = 30$$

El tiempo que estará inyectando oxígeno al paciente será de 30 segundos, los 30 restantes será de tiempo muerto durante la exhalación.

$$0,16 \text{ litros/s (30 s)} = 4,8 \text{ litros}$$

Se determina que el paciente ya no consumirá 10 litros/minuto, debido al tiempo muerto durante la exhalación. Consumiendo 4,8 litros/minuto.

Remplazando en mi ecuación:

$$\text{Tiempo disponible } O_2 = \frac{(2000 - 200)(3,14)}{4,8 \text{ litros/minuto}}$$

$$\text{Tiempo disponible } O_2 = \frac{5652 \text{ litros}}{4,8 \text{ litros/minuto}}$$

$$\text{Tiempo disponible } O_2 = 1177,5 \text{ minutos}$$

Conversión a horas:

$$\text{Tiempo disponible } O_2 = \frac{1177,5 \text{ h}}{60}$$

$$\text{Tiempo disponible } O_2 = 19 \text{ horas y } 10 \text{ minutos}$$

Relacionamos los dos valores encontrados

Tiempo disponible $O_2 = 9 \text{ horas y } 45 \text{ minutos}$sin equipo

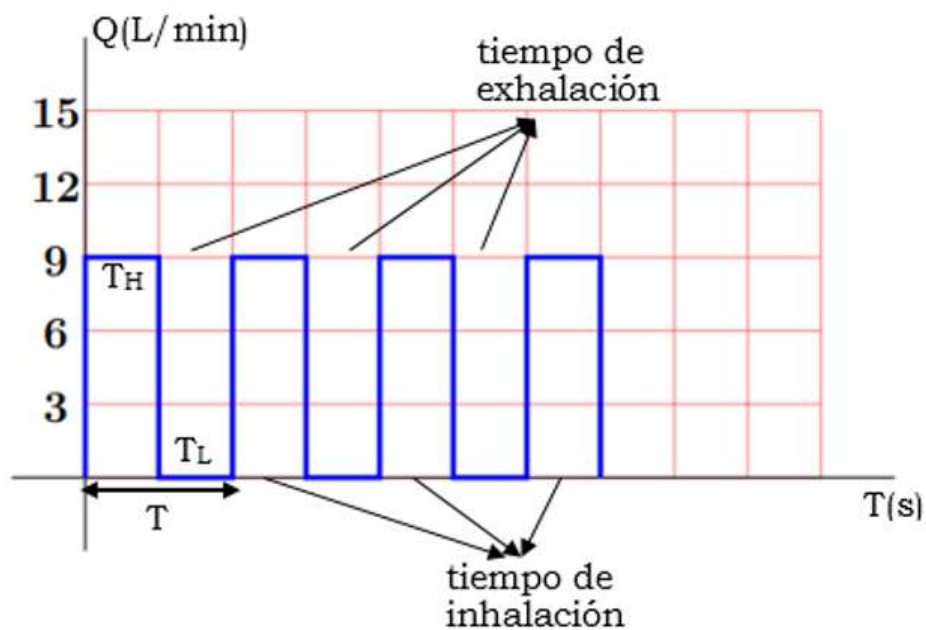
Tiempo disponible $O_2 = 19 \text{ horas y } 10 \text{ minutos}$ con equipo

Determinamos que la hipótesis es aceptada ya que se ha logrado el ahorro de oxígeno, superior al 40%.

En las siguientes graficas se muestra la simulación mediante un programa.

Figura 48

Caudal vs tiempo (gráfico de ahorro de oxígeno)



Fuente: propia del autor

T_H : Time High (tiempo de inhalación)

T_L : Time Low (tiempo de exhalación)

Periodo (T):

$$T = T_H + \textcircled{T_L}$$

← Tiempo para el ahorro de oxígeno (depende del paciente)

Formulación del consumo de oxígeno con PLC:

$$V_{con\ PLC} = Q \cdot T_H$$

Formulación del consumo de oxígeno sin PLC:

$$V_{sin\ PLC} = Q(T_H + T_L)$$

$$V_{sin\ PLC} = Q \cdot T_H + Q \cdot T_L , \quad Q \cdot T_L = V_{Ahorrado}$$

$$V_{sin\ PLC} = V_{con\ PLC} + V_{Ahorrado}$$

1.12 Discusión

Se puede afirmar que el mejor funcionamiento del equipo sucede con el PLC, porque permite entre otras cosas mayor duración(industrial), cuenta con un panel de control, que no tiene el generador de funciones I-XR2206, sin embargo, en costos es mejor el que tiene integrado. Con un costo de 10% del costo con un PLC, por ejemplo.

CONCLUSIONES

- El equipo construido, ha permitido obtener resultados mayores al 40% en el ahorro de un balón de oxígeno medicinal, contrastándose la hipótesis planteada.
- Se logró construir un prototipo de sistema regulador de oxígeno que cumple con las características de eficiencia, portabilidad, económica.

RECOMENDACIONES

- Se recomienda la fabricación del diseño, de la parte externa del regulador en placas de acrílico, mediante el programa autodesk. Dado que es más económico y de fácil manipulación.
- Para futuras investigaciones se recomienda la adaptación de una válvula solenoide en las salidas, con un diámetro menor a 12mm.
- Para este proyecto se decidió cambiar al PLC por un generador de funciones debido al bajo costo y a su buena eficiencia de trabajo. Dado que se recomienda trabajar con circuitos similares a ello.
- Se recomienda su mejora y consiguiente uso en los centros médicos incluso en tiempos donde no hay pandemia. Por ejemplo, durante las nebulizaciones en los pacientes asmáticos y otros.
- El equipo puede mejorarse para producción en masa y su comercialización. La compra de los componentes al por mayor, bajarían los costos.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- (1) Roberth L. Mott (2006) “mecánica de fluidos” sexta edición. 644 Pags. Recuperado de
https://www.academia.edu/31396567/Mec%C3%A1nica_de_Fluidos_6ta_Edici%C3%B3n_Robert_L_Mott_pdf
- (2) Victor L. Streeter & E. Benjamin Wylie (1988) “Mecánica de los Fluidos”; 8va Edición. 305 Pags. Recuperado de
https://www.academia.edu/27837885/Mec%C3%A1nica_de_los_Fluidos_8va_Edici%C3%B3n_Victor_L_Streeter_and_E_Benjamin_Wylie
- (3) “Principios de la ecuación de Bernoulli, aplicaciones y esquema del montaje experimental”-2016 pag. 1. Recuperado de
https://www.academia.edu/34673817/Principios_de_la_ecuaci%C3%B3n_de_Bernoulli_aplicaciones_y_esquema_del_montaje_experimental
- (4) Ricardo Antonio Méndez Álvarez (2015) “Ecuaciones cubicas de estado”; página 11. Recuperado de <https://repositorioinstitucional.buap.mx/handle/20.500.12371/8385>
- (5) Francis W .Sears & Gerhard L. Salinger (1978) Termodinámica, teoría cinética y termodinámica estadística. Recuperado de
https://www.academia.edu/33407630/Termodin%C3%A1mica_Teor%C3%ADa_Cin%C3%A9tica_y_Termodin%C3%A1mica_Estad%C3%ADstica
- (6) Alí José C. P. (2011). Sistemas automáticos de control- fundamentos básicos de análisis y modelado. Recuperado de
https://www.academia.edu/38613942/Sistemas_Autom%C3%A1ticos_de_Control_Fundamentos_B%C3%A1sicos_de_An%C3%A1lisis_y_Modelado
- (7) Enrique M. P, Jorge M. A, Celso F. José I. E.Q, (2009), “Autómatas programables y sistemas de automatización- 2da Edición. 937 Pags. Recuperado de
<https://es.scribd.com/document/524861566/Step-7-Una-Manera-Facil-de-Programar-PLC-de-Siemens-Pilar-Mengual>
- (8) María Fernanda Montalvo López (Tesis -2010); “Diseño y construcción de un sistema automatizado de control digital de oxigenoterapia para enfermedades respiratorias”. Universidad Politécnica Salesiana. (Ecuador). Recuperado de
<https://www.coursehero.com/file/47192440/UPS-CT001954pdf/>
- (9) E. Quintero Pichardo (Junio-2010) “Gestión de gases medicinales- SAFH”; 348 Págs. Recuperado de <https://safh.org/wp-content/uploads/2018/09/Gestion-gases-medicinales.pdf>

- (10) Pilar Mengual “STEP7 una manera fácil de programar PLC de siemens”; 305 Pags. Recuperado de <https://es.scribd.com/document/524861566/Step-7-Una-Manera-Facil-de-Programar-PLC-de-Siemens-Pilar-Mengual>
- (11) Reitz, Frederick J. Milford y Robert W. Christy, (1993) “fundamentos de la teoría electromagnética” 4ta Edición. 322 Pags. Recuperado de <https://idoc.pub/documents/idocpub-jlk9090y0045>
- (12) I. Casabona, R. Santos y M. Lillo (2017): Historia y evolución de la ventilación mecánica. Recuperado de <https://fcsalud.ua.es/es/portal-de-investigacion/documentos/monografias-libros-y-capitulos-2016/historia-y-evolucion-de-la-ventilacion-mecanica.pdf>
- (13) Alexander Charles, Sadiku Mattheew (2001): Circuitos Eléctricos; Editorial McGraw HILL; México; 937 Págs. Recuperado de https://www.academia.edu/38965303/Fundamentos_de_Circuitos_Electricos_Sadiku_3ra
- (14) Boylestad Robert (2003): Teoría de circuitos y dispositivos electrónicos; Octava Edición; 1006 Págs. Recuperado de https://www.academia.edu/45044503/ELECTRONICA_TEORIA_DE_CIRCUITOS_Y_DISPOSITIVOS_ELECTRONICOS_OCTAVA_EDICION
- (15) Houssay A. Bernardo, Caldeyro-Barcia Roberto, Covian R. Miguel, Fasciolo C. Juan, Foglia G. Virgilio, Houssay B. Alberto, Hug Enrique, Leloir F. Luis, Lewis T. Juan, De Soldati Leon: (1969); Fisiología Humana; Cuarta Edición; 1301 Págs.
- (16) Ibrahim Dogan (2006-Inglaterra): Microcontroller Based Applied Digital Control; 305 Págs. Recuperado de https://www.academia.edu/9752924/Microcontroller_Based_Applied_Digital_Control
- (17) Alcibey Alvarado González (2008): “VENTILACIÓN MECÁNICA”; Revista Médica de Costa Rica y Centroamérica- LXV (584) 181-209. Recuperado de <https://www.binasss.sa.cr/revistas/rmcc/584/art2.pdf>
- (18) Galeno. (2010). Introducción. En M. Lyons & B. Towers (Eds.) & W. Duckworth (Trans.), Galen on Anatomical Procedures: The Later Books (Colección de la Biblioteca de Cambridge - Clásicos, págs. Xi-Xviii). Cambridge: Prensa de la Universidad de Cambridge. doi:10.1017/CBO9780511707377.001. Recuperado de: <https://www.cambridge.org/core/books/abs/galen-on-anatomical-procedures/introduction/3499E3F65E22DE1063A9B6819D40ED22>
- (19) Isabella María Urrutia vs W. C. Gómez (2006): VENTILACIÓN MECÁNICA, págs. 23. file:///C:/Users/LEYSER/Downloads/VENTILACION_MECANICA.pdf

- (20) Agustín Martín Domingo. (1997-2011): APUNTES DE MECÁNICA DE FLUIDOS. Págs. 101. Recuperado de:
[Apuntes de Mecanica de Fluidos.pdf](#)
- (21) D. Eduardo Alcobé. (1902): FÍSICA GENERAL. Págs.42. Recuperado de:
[file:///E:/TRAMITES-TESIS/TESIS/libros%20de%20tesis/NEUMOSTATICA.pdf](#)
- (22) Willian Cristancho Gómez. (2012): Fisiología Respiratoria. 3ra edición. Pags-263. Recuperado de:
[file:///C:/Users/LEYSER/Downloads/Fisiologia_Respiratoria.pdf](#)
- (23) Priestley, J. (1776). Experimentos y observación sobre diferentes tipos de aire.vol. II (Segunda edición). Londres, Impreso para J. Johnson. Obtenido de:
[https://books.google.com.pe/books?id=gB0UAAAAQAAJ&printsec=frontcover&hl=es&source=gbs_ge_summary_r&cad=0#v=onepage&q&f=false](#)
- (24) Ernst Bahns. (1907) Bernhard y Heinrich Dräger. The Development of the Pulmotor.Pag-115. Recuperado de:
[https://www.draeger.com/Library/Content/dw-fibel-bk-9051384-es.pdf](#)
- (25) Ricardo E. Sandoval. (2019) Eléctrica Electrónica Analógica – Ciclo 02/19, UCA. Recuperado de:
[Construccion de circuito generador de se.pdf](#)
- (26) Charles K. Alexander. (2004) Fundamentos de circuitos eléctricos. 3ta edición. Recuperado de:
[Libro de circuitos.pdf](#)
- (27) Thomas L. Floyd. (2007) Principios de circuitos eléctricos. 8va Generación. Pag. 968. Recuperado de:
[http://media.espora.org/mgoblin_media/media_entries/1455/Principios_de_circuitos_electricos.pdf](#)

Artículo

- (28) Murillo-Godínez G. Hipotensión arterial sistémica “esencial”. Med Int Méx. 2020; 36 (4): 550-556. Recuperado de: [https://www.medigraphic.com/pdfs/medintmex/mim-2020/mim204l.pdf](#)

Internet

- (29) Agencia Nacional Española de Medicamentos.
[https://cima.aemps.es/cima/pdfs/es/p/77041/77041_p.pdf](#)
- (30) Airtac. Pneumatic Equipment. (2015)
[http://www.airtacperu.com.pe/que-es-una-valvula-senoide-o-electrovalvula/](#)
- (31) ROMERO, R. R. Andreas Vesalius (1514-1564). Fundador de la Anatomía Humana moderna. Int. J. Morphol., 25(4):847-850, 2007.

- <https://scielo.conicyt.cl/pdf/ijmorphol/v25n4/art26.pdf>
- (32) <https://www.acomee.com.mx/clasificaciones/RESISTENCIA%20ELECTRICA.pdf>
- (33) <https://idoc.pub/documents/generador-de-funciones-con-xr2206-gen5jpg0kk4o>

ANEXOS

Anexo N° 1.- Videos del funcionamiento del prototipo

Regulador de flujo con el XR-2206

Enlace: https://drive.google.com/drive/folders/1etK5TIQCem1uHuMX1C2lpe6GN0j-fP-t?usp=share_link

Regulador de flujo con PLC

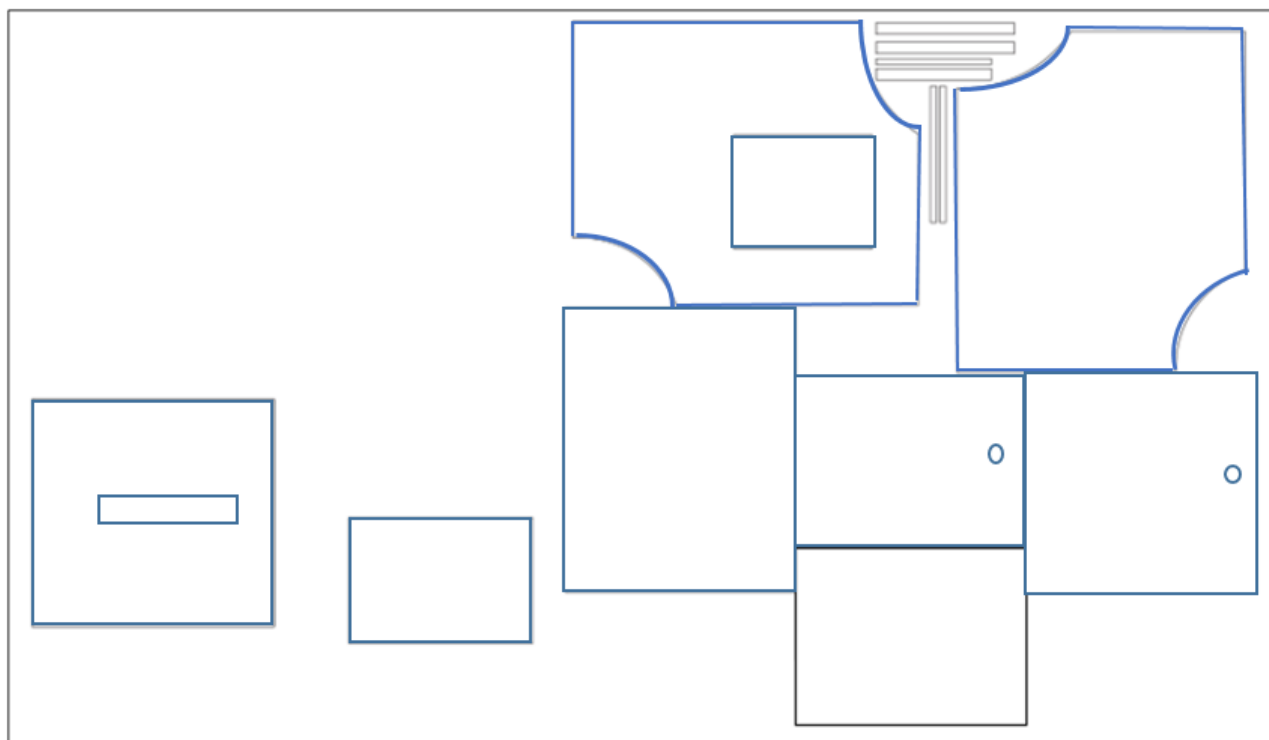
Enlace: https://drive.google.com/drive/folders/1-HJaAucQveHmeyD-oScpR7WJkA4wUMVf?usp=share_link

Anexo N° 2.- Componentes del diseño para el prototipo con el I-XR2206.

En los siguientes anexos (2 y 3), se muestra el nuevo diseño de las componentes de su parte exterior, del regulador de flujo, trabajando con el generador de señales I-XR2206, haciendo un ajuste en sus dimensiones.

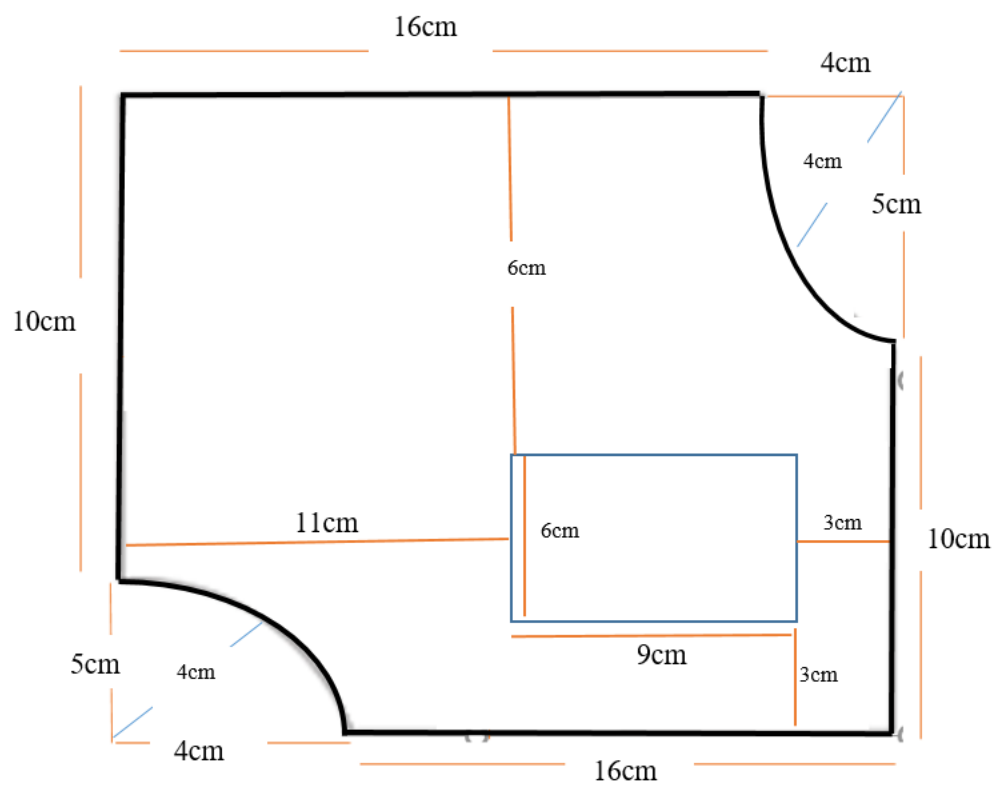
Figura 49

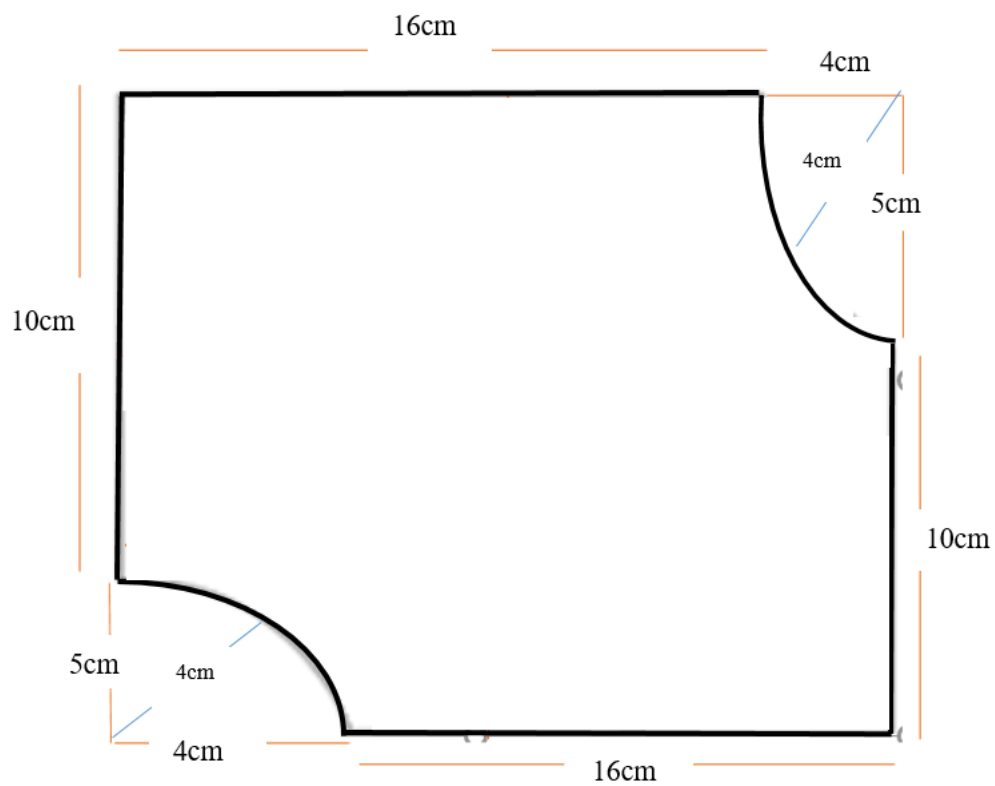
Plano del equipo



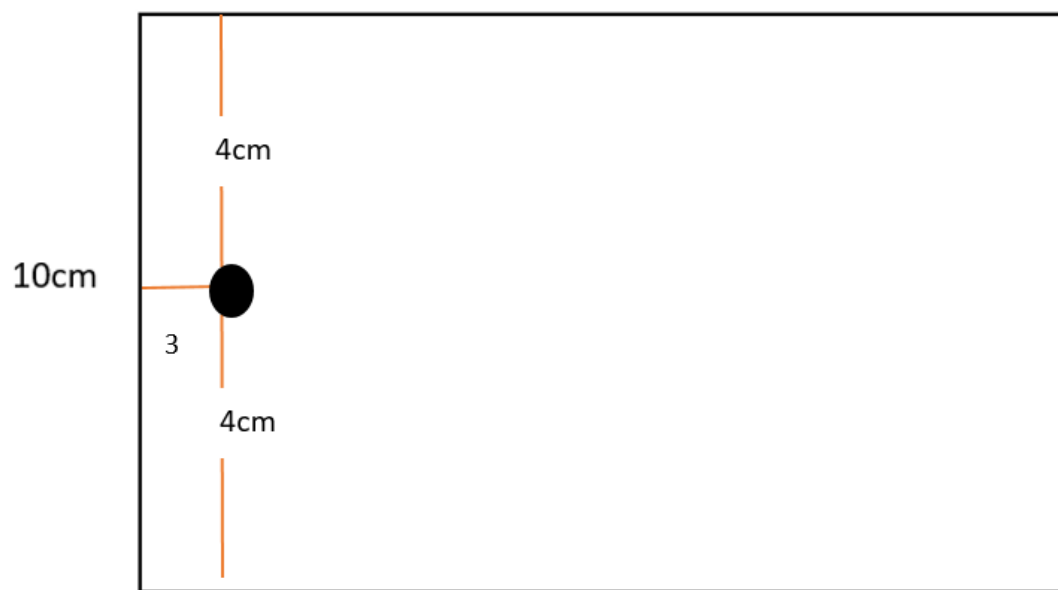
Fuente: propia del autor

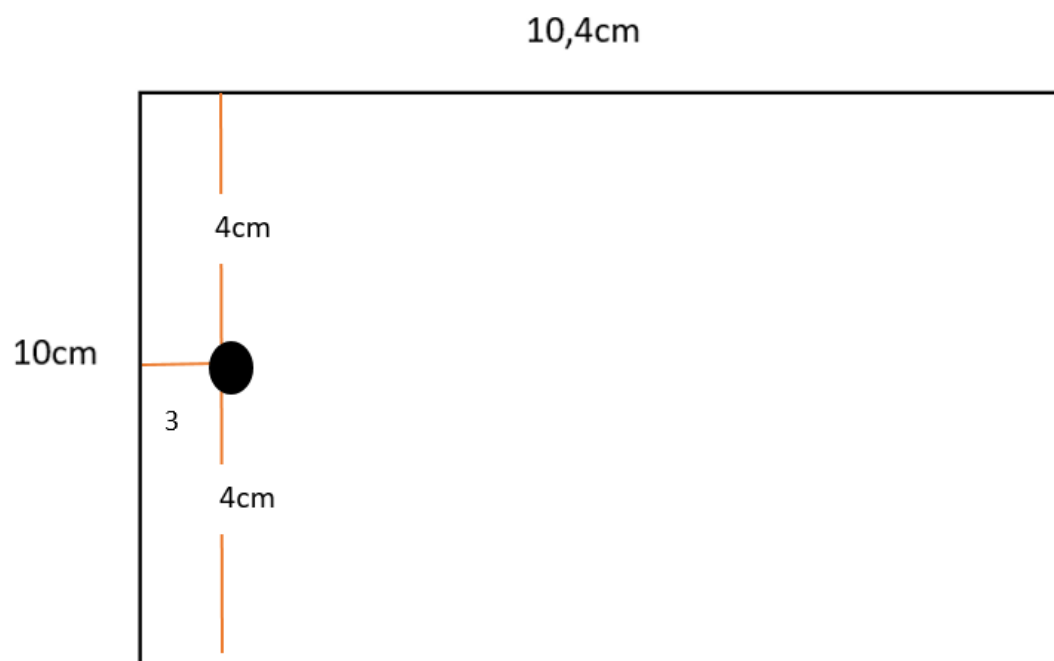
- Medidas de sus caras laterales del equipo



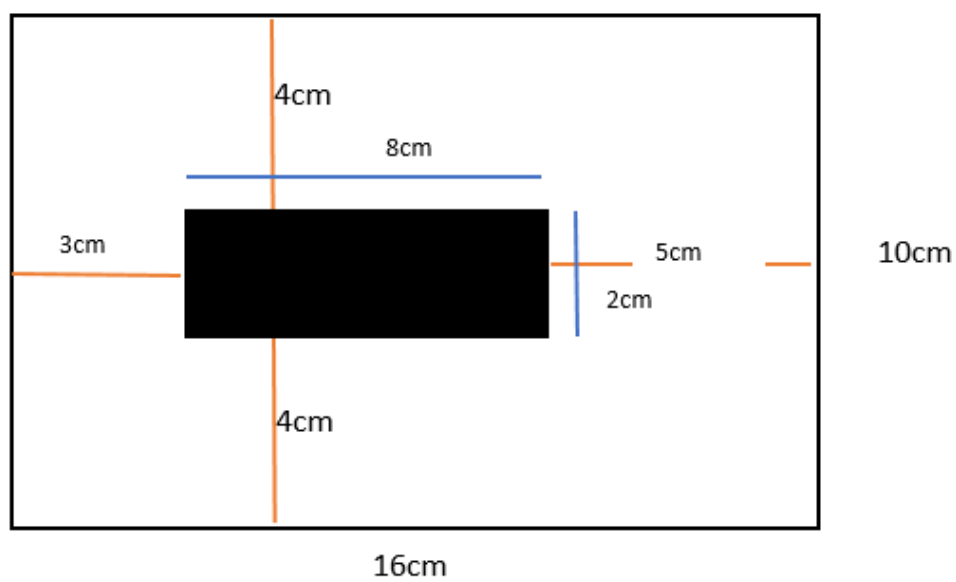
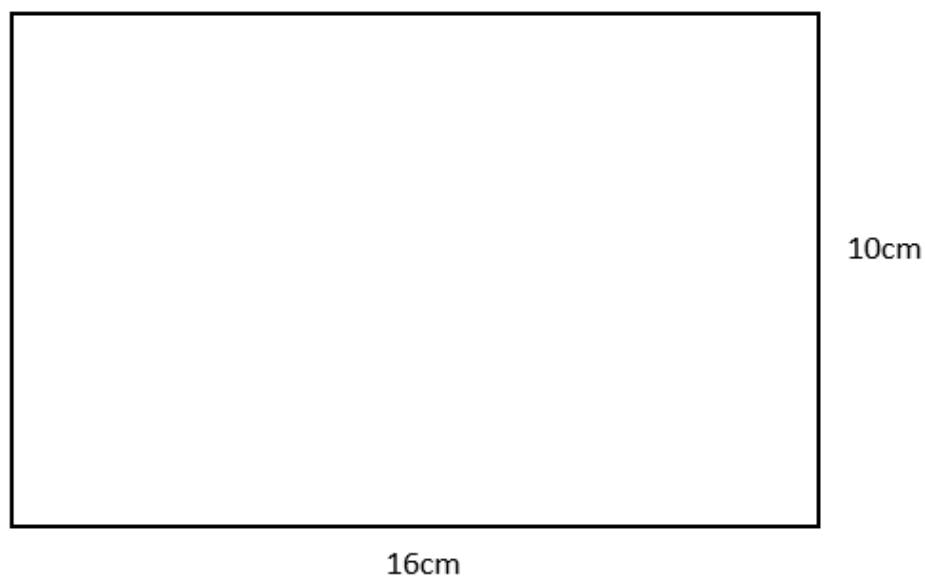


10,4cm

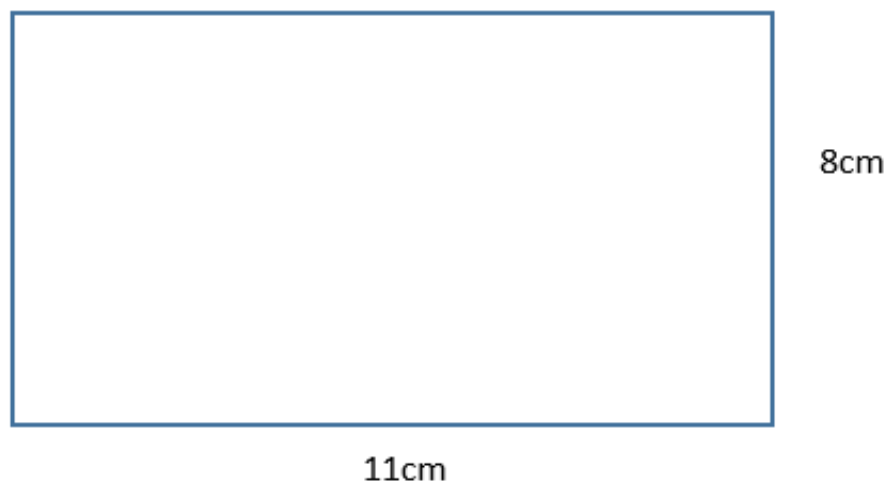
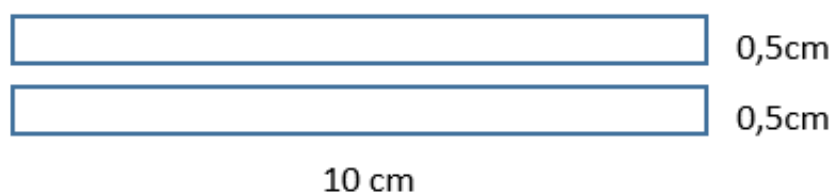




➤ Bases inferiores y superiores del equipo



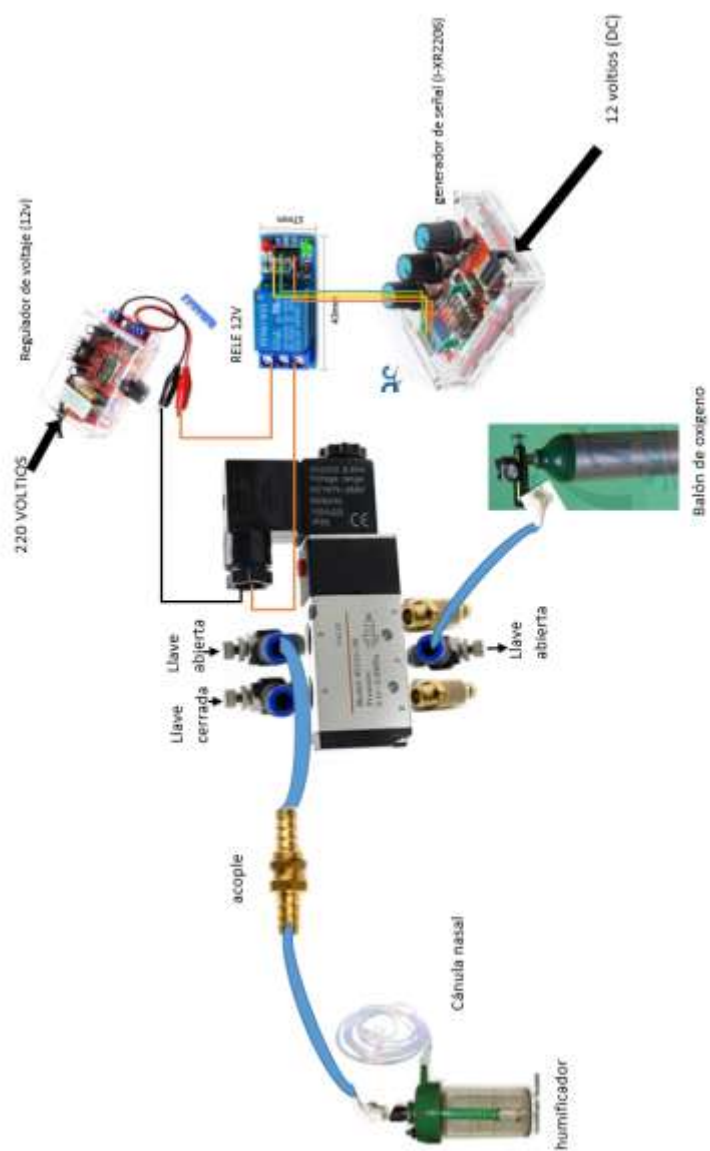
➤ Accesorios para abrir y cerrar puerta del equipo



Anexo N° 3.- Conexión del Circuito.

Figura 50

Conexión del circuito.

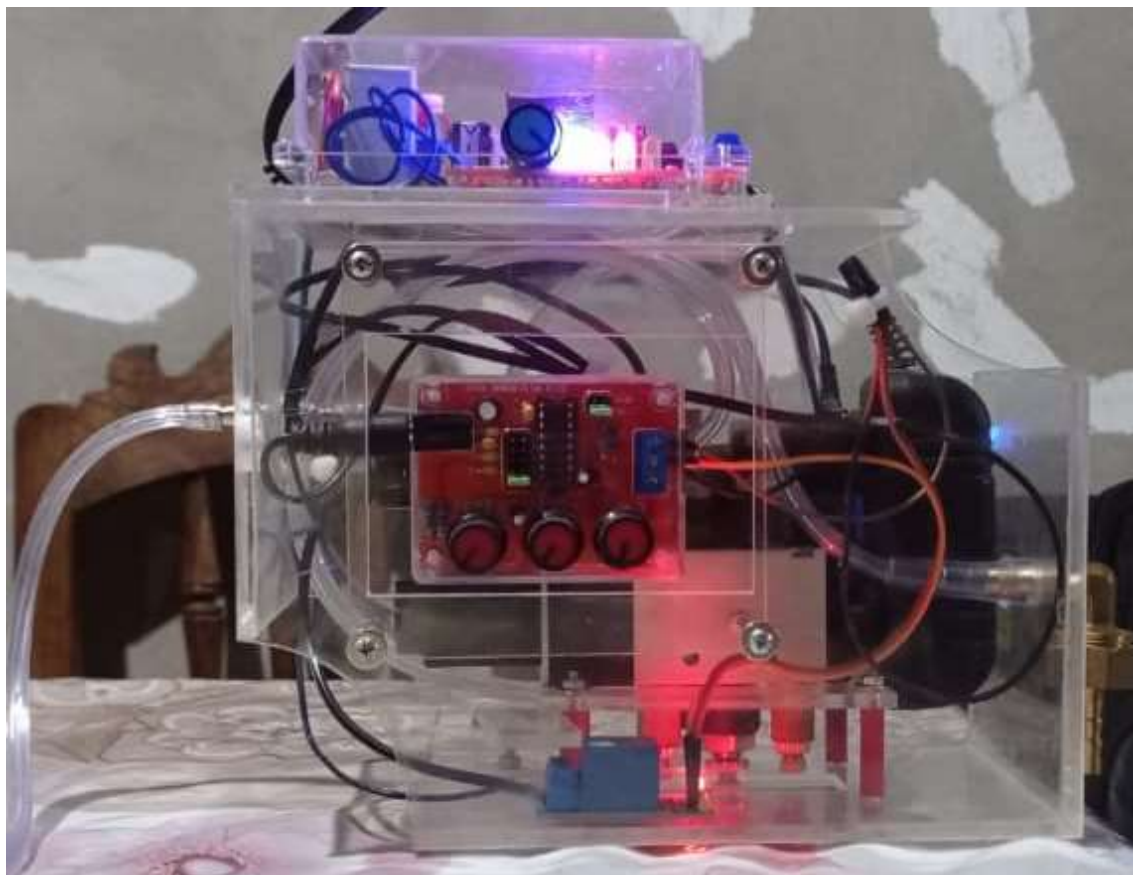


Fuente: Propia del autor

Anexo N° 4.- Prototipo en Funcionamiento

Figura 51

Equipo en su forma completa.



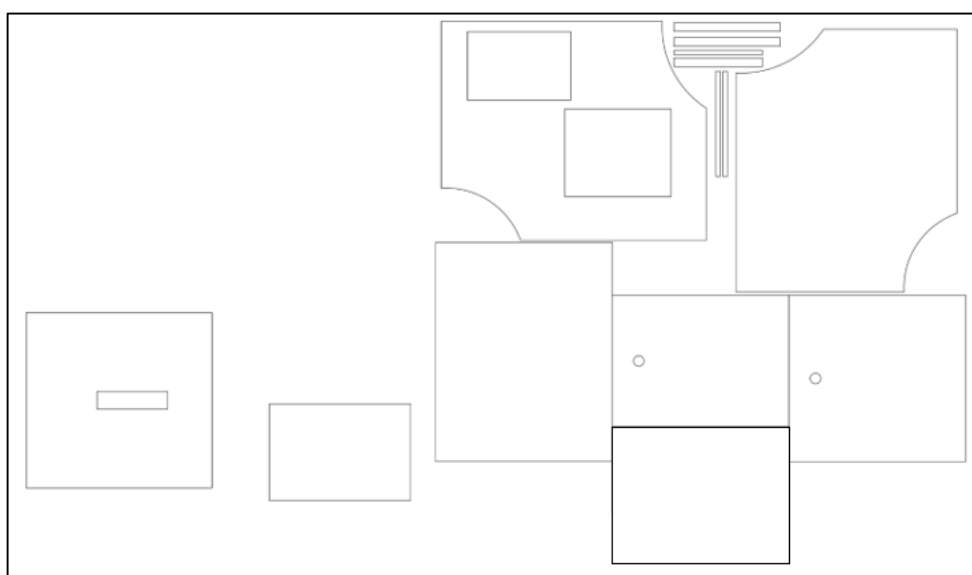
Fuente: Propia del autor

Anexo N° 5.- Componentes del diseño para el prototipo con PLC.

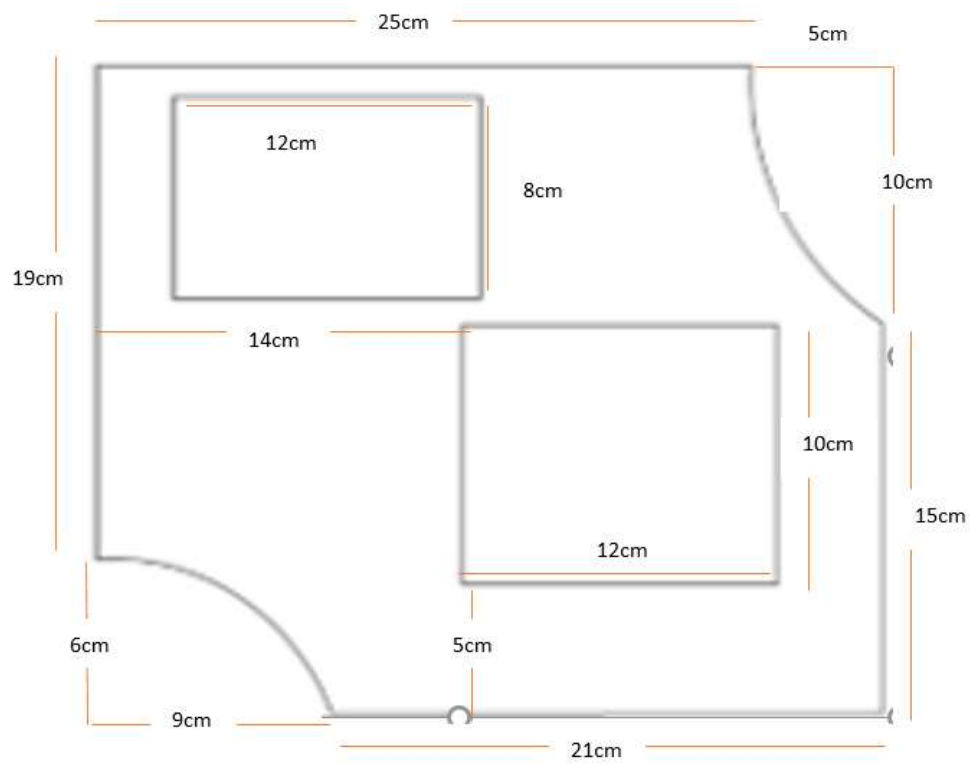
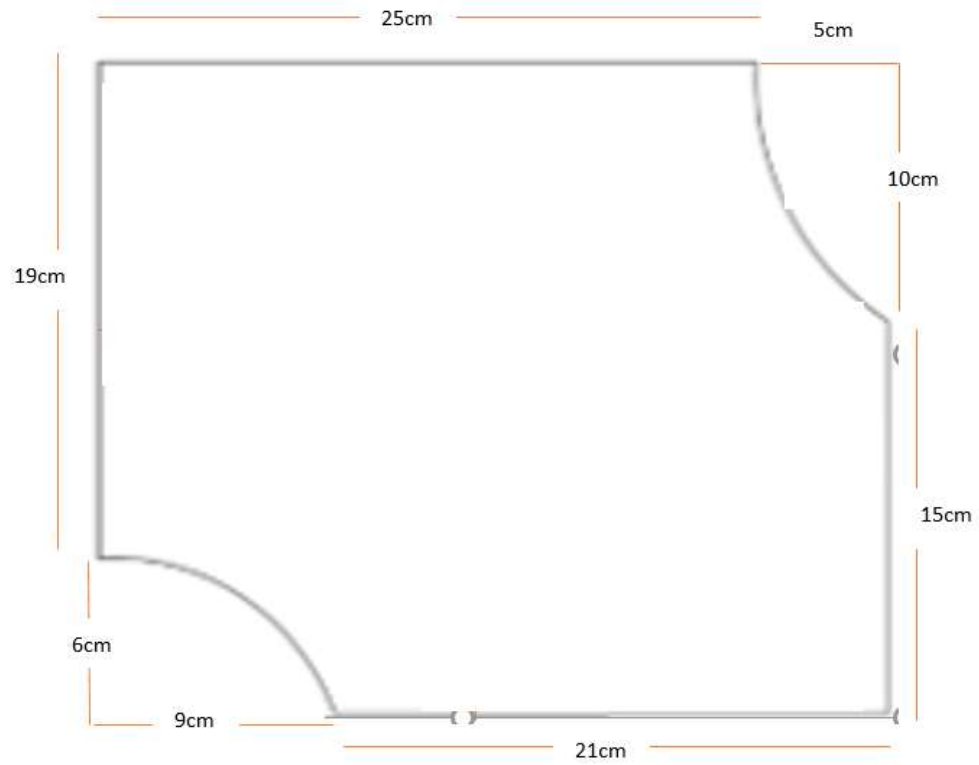
Las siguientes imágenes muestra el diseño del regulador de flujo, de su parte exterior, trabajando con un PLC. (trabajo inicial que fue cambiado y reducido en sus dimensiones por un nuevo diseño adjuntando en el anexo 1)

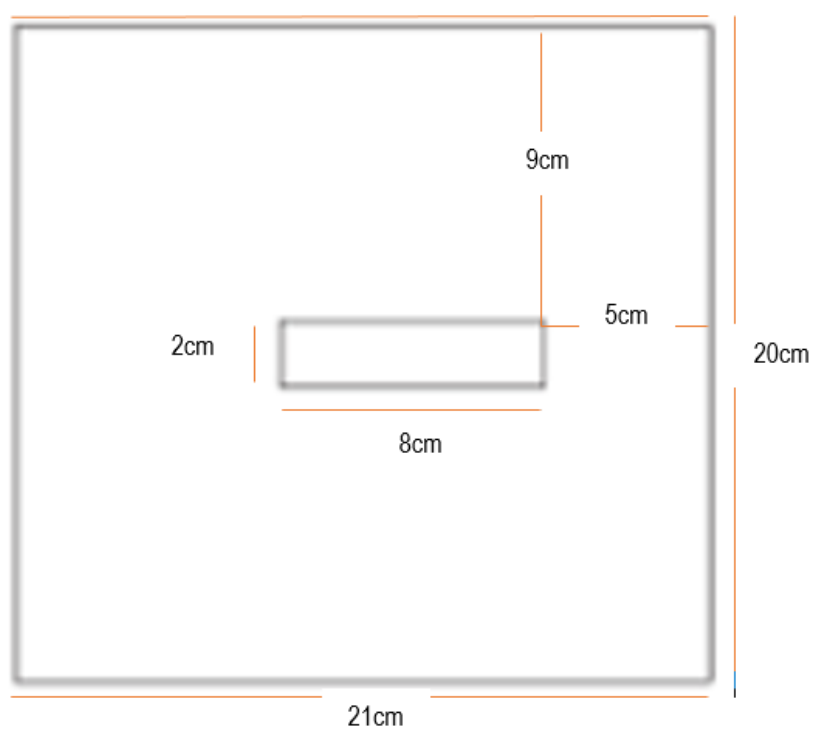
Figura 52

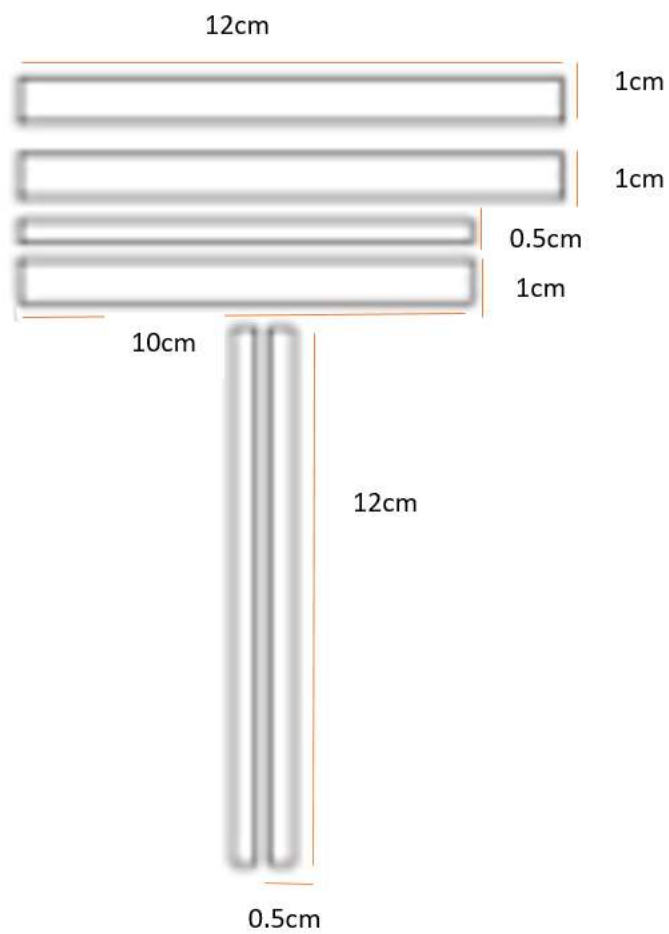
Plano del equipo



Fuente: propia del autor







Anexo N° 6.- Constantes determinadas para cada tipo de balones de oxígeno a utilizar.**Tabla 7**

Factor de un cilindro

TIPO DE CILINDRO	FACTOR DE CILINDRO
Cilindro D	0,16
Cilindro Jumbo D	0,28
Cilindro E	0,28
Cilindro G	2,41
Cilindro H/K	3,14
Cilindro M	1,56

Tabla 8

Fracción de inspiración de oxígeno con respecto al flujo de oxígeno administrado.

	FiO ₂	Flujo
Sistema de bajo flujo	Concentración	Oxígeno Administrado
Cánula Binasal	24%	1 litros/minuto
	28%	2 litros/minuto
	32%	3 litros/minuto
	36%	4 litros/minuto
	40%	5 litros/minuto
Máscara de oxígeno	40%	5-6 litros/minuto
	50%	6-7 litros/minuto
	60%	7-8 litros/minuto
Mascara de oxígeno con reservorio	60%	6 litros/minuto
	70%	7 litros/minuto
	80%	8 litros/minuto
	90%	9 litros/minuto
	99%	10 litros/minuto
Sistema de alto flujo	concentración	Oxígeno administrado
	24%	3 litros/minuto
	28%	6 litros/minuto
	35%	9 litros/minuto
	40%	12 litros/minuto
	60%	15 litros/minuto

Tabla 9

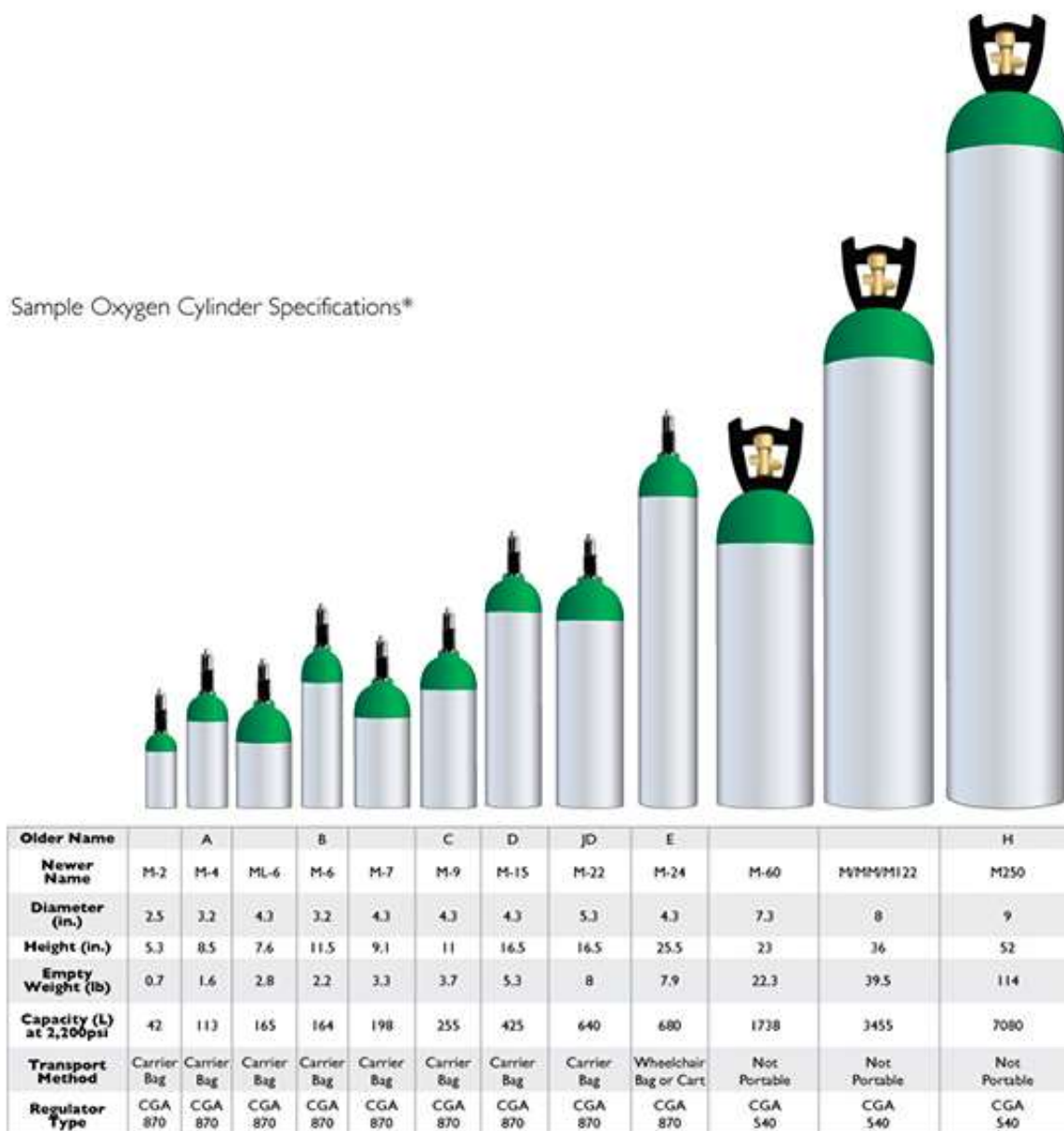
Saturación de oxígeno de una persona sana

SpO ₂ de una persona sana	
	>95
	>96
	>97
	>98
	>99
	>100
SpO ₂	con problemas respiratorias
	<95
	<94
	.
	.
	.

Anexo N° 7.- Ficha técnica de un balón de oxígeno

Figura 53

Ficha técnica de un balón de oxígeno



Anexo N° 8.- Código para generar gráfico y observar el ahorro del oxígeno.

```

\documentclass[12pt]{standalone}

\usepackage[lmargin=1.5cm,rmargin=1.5cm,top=2cm,bottom=2cm]{geometry}

\usepackage{tikz}

\usepackage{amsmath, amsthm, amsfonts}

\usetikzlibrary{backgrounds}

\usepgflibrary{shadings}

\usetikzlibrary{spy}

\usetikzlibrary{backgrounds}

\usetikzlibrary{decorations}

\pagestyle{empty}

\pgfdeclarelayer{background layer}

\pgfsetlayers{background layer,main}

\definecolor{darkgray}{rgb}{0.25,0.25,0.25}

\definecolor{lightgray}{rgb}{0.75,0.75,0.75}

\newcommand{\Q}{9/3}

\newcommand{\THigh}{1}

\newcommand{\TLow}{1}

```

```

\begin{document}

    \begin{tikzpicture}[scale=1]

\draw[step=1,color=red!50!white, very thin] (0,0)

grid (10,5);

\draw (-1,0) -- (11,0);

\draw (0,-1) -- (0,6);

%\draw[outer color=blue!30,inner color=white](0,0) circle (20);

%\fill[ color=brown](0,0) circle (13);


%\draw [domain=-2.1:2.5,samples=200,line width=1.2pt,color=blue,scale=1,rotate=0]
plot(\x,\x*\x*\x-\x*\x-4*\x+4);

%\draw [domain=0.5:2.2,samples=200,line width=1.2pt,color=orange,scale=1,rotate=0]
plot(\x,3*\x-2.25);


%\fill[ color=blue](0,0) circle (0.1);

%\fill[ color=red](-0.86,6.06) circle (0.1);

%\fill[ color=red](1.53,-0.87) circle (0.1);

```



```

\draw[color=blue,line width=2pt] (0,0) -- (0,\Q)--(\THigh,\Q)--(\THigh,0)--
(\THigh+\TLow,0)--(\THigh+\TLow,\Q)--(2*\THigh+\TLow,\Q)--(2*\THigh+\TLow,0)--
(2*\THigh+2*\TLow,0)--(2*\THigh+2*\TLow,\Q)--(3*\THigh+2*\TLow,\Q)--
(3*\THigh+2*\TLow,0)--(3*\THigh+3*\TLow,0)--(3*\THigh+3*\TLow,\Q)--
(4*\THigh+3*\TLow,\Q)--(4*\THigh+3*\TLow,0);

```

```

%\draw (2.4,2.4) node[below] {(1.5,2.25)};

```

```

\draw (-2,7) node[below] {\Large\textbf{.}};

```

```

\draw (-0.4,1.3) node[below] {\Large\textbf{3}};

```

```

\draw (-0.4,2.3) node[below] {\Large\textbf{6}};

```

```

\draw (-0.4,3.3) node[below] {\Large\textbf{9}};

```

```

\draw (-0.4,4.3) node[below] {\Large\textbf{12}};

```

```

\draw (-0.4,5.3) node[below] {\Large\textbf{15}};

```

```

\end{tikzpicture}

```

```

\end{document}

```

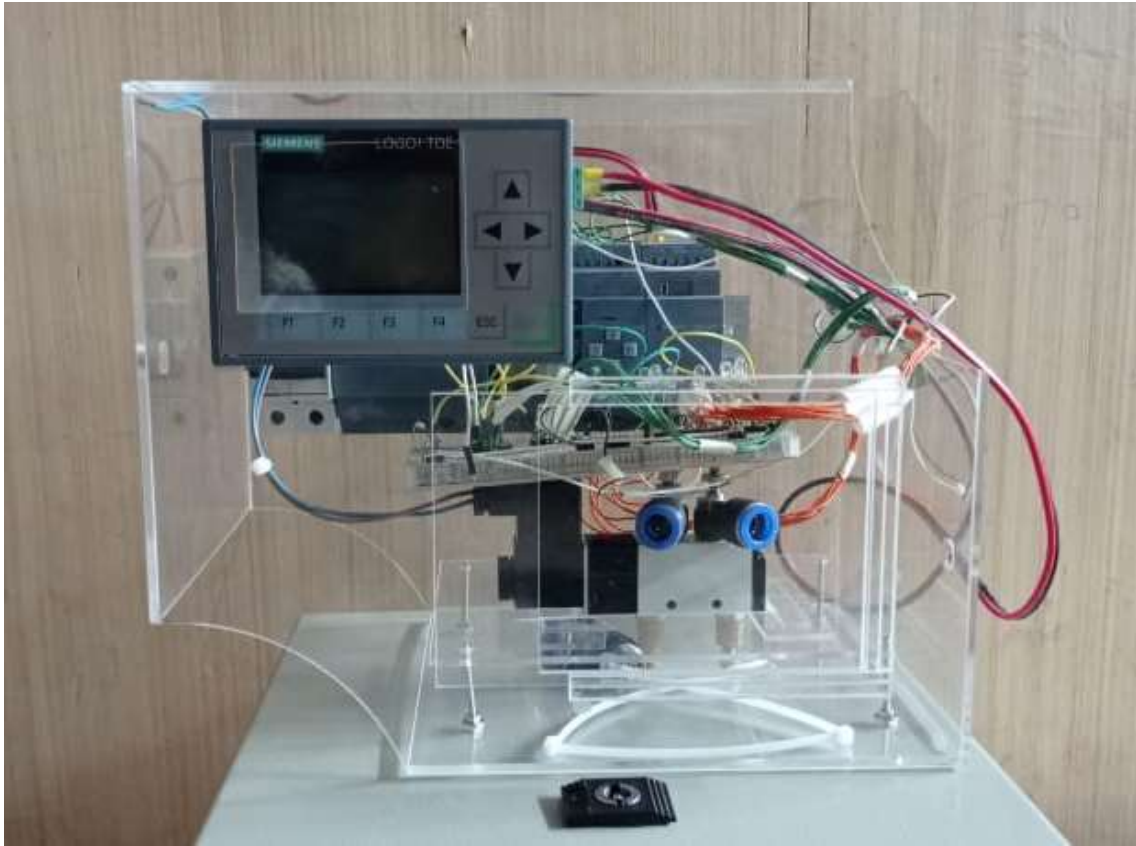
Fuente: <https://www.overleaf.com/project/6315033a8c5f148337578a4a>

Programación en PLC



Figura 55

Regulador de flujo de oxígeno en su forma completa.



Fuente: Propia del autor



UNIVERSIDAD NACIONAL PEDRO RUIZ GALLO
FACULTAD DE CIENCIAS FÍSICAS Y MATEMÁTICAS
DECANATO

Ciudad Universitaria - Lambayeque



ACTA DE SUSTENTACIÓN VIRTUAL N° 024-2023-D/FACFyM

Siendo las 11.15 am del día 9 de junio del 2023, se reunieron vía plataforma virtual, <https://meet.google.com/pdr-mhkg-bjq> los miembros del jurado evaluador de la Tesis titulada:
"CONSTRUCCIÓN Y VALIDACIÓN DE UN SISTEMA ELECTROMECAÁNICO PARA REGULAR EL FLUJO DE OXÍGENO SUMINISTRADO A PACIENTES CON COVID-19".

Designados por Resolución N°034-2022-VIRTUAL-D/FACFyM de fecha 7 de enero de 2022

Con la finalidad de evaluar y calificar la sustentación de la tesis antes mencionada, conformada por los siguientes docentes:

Dr. Lic. Fís. César Raúl La Torre Alarcón	Presidente
Mg. Lic. Fís. Gustavo Víctor Montalvo Soberón	Secretario
Lic. Fís. Jesús Luzgardo Lozano Alvarado	Vocal

La tesis fue asesorada por el M.Sc. Augusto Saba Effio, nombrado por Resolución N° 034-2022-VIRTUAL-D/FACFyM de fecha 7 de enero de 2022.

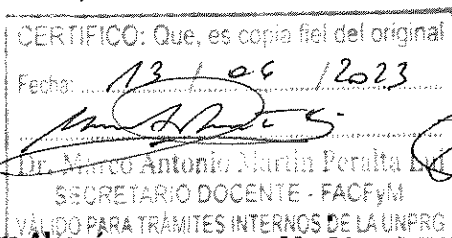
El Acto de Sustentación fue autorizado por Resolución N° 396-2023-VIRTUAL-D/FACFyM de fecha 22 de mayo de 2023.

La Tesis fue presentada y sustentada por el Bachiller: Chapia Calderón Cliton Leyser y tuvo una duración de 50 minutos.

Después de la sustentación, y absueltas las preguntas y observaciones de los miembros del jurado se procedió a la calificación respectiva, otorgándole el Calificativo de 18 (dieciocho) en la escala vigesimal, mención Muy Bueno.

Por lo que queda apto para obtener el Título Profesional de Licenciado **en Física** de acuerdo con la Ley Universitaria 30220 y la normatividad vigente de la Facultad de Ciencias Físicas y Matemáticas y la Universidad Nacional Pedro Ruiz Gallo.

Siendo las 12.20 pm se dio por concluido el presente acto académico, dándose conformidad al presente acto con la firma de los miembros del jurado.



Dr. Lic. Fís. César Raúl La Torre Alarcón
Presidente

Mg. Lic. Fís. Gustavo Víctor Montalvo Soberón
Secretario

Lic. Fís. Jesús Luzgardo Lozano Alvarado
Vocal

M.Sc. Lic. Fís. Augusto Saba Effio
Asesor



UNIVERSIDAD NACIONAL
PEDRO RUIZ GALLO

CONSTANCIA DE VERIFICACIÓN DE ORIGINALIDAD

Yo, MSc. Saba Effio Augusto, Asesor de tesis, del estudiante, Br. Chapia Calderón Cliton Leyser.

Titulada:

**Construcción y validación de un sistema electromecánico para regular el flujo de oxígeno
suministrado a pacientes con covid-19**

Luego de la revisión exhaustiva del documento constato que la misma tiene un índice de similitud de 10% verificable en el reporte de similitud del programa Turnitin.

El suscrito analizó dicho reporte y concluyó que cada una de las coincidencias detectadas no constituyen plagio. A mi leal saber y entender la tesis cumple con todas las normas para el uso de citas y referencias establecidas por la Universidad Nacional Pedro Ruíz Gallo.

Lambayeque, 11 de marzo del 2023

FIRMA DEL ASESOR

DNI: 16600649

MSc. Saba Effio Augusto

ASESOR

informe final de tesis

por Leyser Chapia Calderón



DNI: 16600649

MSc. Saba Effio Augusto
ASESOR

Fecha de entrega: 10-may-2023 12:52p.m. (UTC-0500)

Identificador de la entrega: 2089662720

Nombre del archivo: Tesis_solo_chapia.pdf (1.89M)

Total de palabras: 12100

Total de caracteres: 70293

informe final de tesis

INFORME DE ORIGINALIDAD

10%

ÍNDICE DE SIMILITUD

10%

FUENTES DE INTERNET

4%

PUBLICACIONES

4%

TRABAJOS DEL
ESTUDIANTE

FUENTES PRIMARIAS

1

dspace.ups.edu.ec

Fuente de Internet

2

www.coursehero.com

Fuente de Internet

3

vsip.info

Fuente de Internet

4

dokumen.tips

Fuente de Internet

5

vbook.pub

Fuente de Internet

6

pdfcoffee.com

Fuente de Internet

7

www.bombas-hidraulicas.com.mx

Fuente de Internet

8

1library.co

Fuente de Internet

9

docplayer.es

Fuente de Internet

DNI: 16600649

MSc. Saba Effio Augusto

ASESOR

2%

1%

1%

1%

<1%

<1%

<1%

<1%

<1%



Recibo digital

Este recibo confirma que su trabajo ha sido recibido por **Turnitin**. A continuación podrá ver la información del recibo con respecto a su entrega.

La primera página de tus entregas se muestra abajo.

Autor de la entrega: Leyser Chapia Calderón
Título del ejercicio: tesis
Título de la entrega: informe final de tesis
Nombre del archivo: Tesis._solo_chapia.pdf
Tamaño del archivo: 1.89M
Total páginas: 115
Total de palabras: 12,100
Total de caracteres: 70,293
Fecha de entrega: 10-may.-2023 12:52p. m. (UTC-0500)
Identificador de la entrega... 2089662720

DNI: 16600649
MSc. Saba Effio Augusto
ASESOR

UNIVERSIDAD NACIONAL PEDRO RUIZ GALLO
FACULTAD DE CIENCIAS FÍSICAS Y MATEMÁTICAS
ESCUELA DE FÍSICA



Título

"Construcción y validación de un sistema electromecánico para regular el flujo de oxígeno suministrado a pacientes con covid-19"

PARA OBTENER EL TÍTULO PROFESIONAL DE LICENCIADO EN FÍSICA

AUTOR

- Bach. Fis. Chapia Calderón Cliton Leyser

ASESOR DE ESPECIALIDAD

MSc. Saba Effio Augusto

ASESOR METODOLÓGICO

Bach. Ramírez Ramos Joseph Valentín

LÍNEA DE INVESTIGACIÓN

Electromagnetismo

Lambayeque, Perú

2022