



Universidad Nacional Mayor de San Marcos

Universidad del Perú. Decana de América

Facultad de Ingeniería Electrónica y Eléctrica

Escuela Profesional de Ingeniería Electrónica

**Implementación de torre de laparoscopia de uso
veterinario en el servicio de cirugía experimental del
INSN-Breña**

TRABAJO DE SUFICIENCIA PROFESIONAL

Para optar el Título Profesional de Ingeniero Electrónico

AUTOR

Johan Mihael Belisario VERGARA CORPUS

ASESOR

Mg. Teófilo Matías HUABLOCHO PÉREZ

Lima, Perú

2024



Reconocimiento - No Comercial - Compartir Igual - Sin restricciones adicionales

<https://creativecommons.org/licenses/by-nc-sa/4.0/>

Usted puede distribuir, remezclar, retocar, y crear a partir del documento original de modo no comercial, siempre y cuando se dé crédito al autor del documento y se licencien las nuevas creaciones bajo las mismas condiciones. No se permite aplicar términos legales o medidas tecnológicas que restrinjan legalmente a otros a hacer cualquier cosa que permita esta licencia.

Referencia bibliográfica

Vergara, J. (2024). *Implementación de torre de laparoscopia de uso veterinario en el servicio de cirugía experimental del INSN-Breña*. [Trabajo de suficiencia profesional de pregrado, Universidad Nacional Mayor de San Marcos, Facultad de Ingeniería Electrónica y Eléctrica, Escuela Profesional de Ingeniería Electrónica]. Repositorio institucional Cybertesis UNMSM.

Metadatos complementarios

Datos de autor	
Nombres y apellidos	Johan Mihael Belisario Vergara Corpus
Tipo de documento de identidad	DNI
Número de documento de identidad	70610329
URL de ORCID	orcid.org/ 0009-0000-4880-5308
Datos de asesor	
Nombres y apellidos	Teófilo Matías Huablocho Pérez
Tipo de documento de identidad	DNI
Número de documento de identidad	25420840
URL de ORCID	https://orcid.org/0000-0003-3357-8055
Datos del jurado	
Presidente del jurado	
Nombres y apellidos	Nicanor Raúl Benites Saravia
Tipo de documento	DNI
Número de documento de identidad	10189914
Miembro del jurado 1	
Nombres y apellidos	Jorge Elías Moscoso Sánchez
Tipo de documento	DNI
Número de documento de identidad	07206008
Miembro del jurado 2	
Nombres y apellidos	Luis Ernesto Cruzado Montañez
Tipo de documento	DNI
Número de documento de identidad	32920395
Datos de investigación	
Línea de investigación	C.0.6.1. Biotecnología
Grupo de investigación	No aplica
Agencia de financiamiento	No aplica

Ubicación geográfica de la investigación	Edificio: Instituto Nacional De Salud Del Niño-breña País: Perú Departamento: Lima Provincia: Lima Distrito: Breña Latitud: -12.0650 Longitud: -77.0460
Año o rango de años en que se realizó la investigación	Abril 2024 - Junio 2024
URL de disciplinas OCDE	Ingeniería eléctrica, Ingeniería electrónica https://purl.org/pe-repo/ocde/ford#2.02.01 Ingeniería médica https://purl.org/pe-repo/ocde/ford#2.06.01



ACTA DE SUSTENTACIÓN TRABAJO DE SUFICIENCIA PROFESIONAL

ACTA N°073/FIEE-CTGT/2024

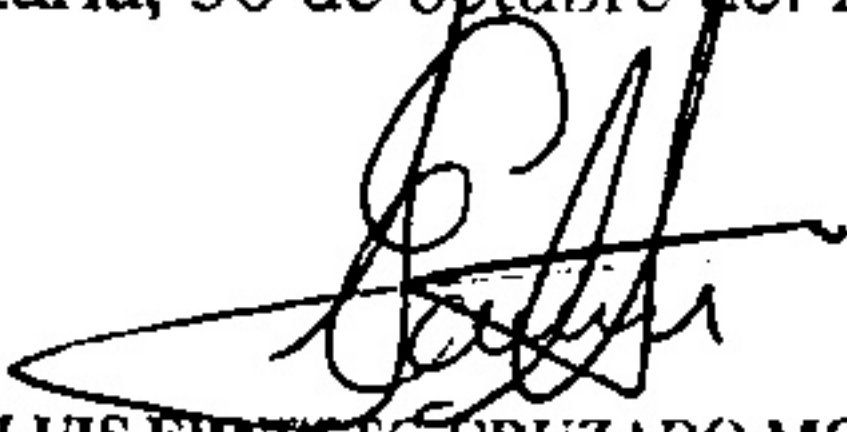
Los suscritos Miembros del Jurado, docentes permanentes de las Escuelas Profesionales de la Facultad de Ingeniería Electrónica y Eléctrica, reunidos en la fecha 30 de octubre del 2024, como presidente de Jurado el **DR. NICANOR RAÚL BENITES SARA VIA**, integrado por el Miembro de Jurado el **MG. LUIS ERNESTO CRUZADO MONTAÑEZ**, el Miembro de Jurado **MG. JORGE ELÍAS MOSCOSO SÁNCHEZ** y Miembro Asesor el **ING. TEOFILO MATÍAS HUABLOCHO PÉREZ**.

Después de escuchar la Sustentación Presencial del Trabajo de Suficiencia Profesional del Bachiller **JOHAN MIHAEL BELISARIO VERGARA CORPUS** código N° 14190111 que para optar el Título Profesional de Ingeniero Electrónico sustentó el Trabajo de Suficiencia Profesional titulado **IMPLEMENTACIÓN DE TORRE DE LAPAROSCOPIA DE USO VETERINARIO EN EL SERVICIO DE CIRUGÍA EXPERIMENTAL DEL INSN-BREÑA**.

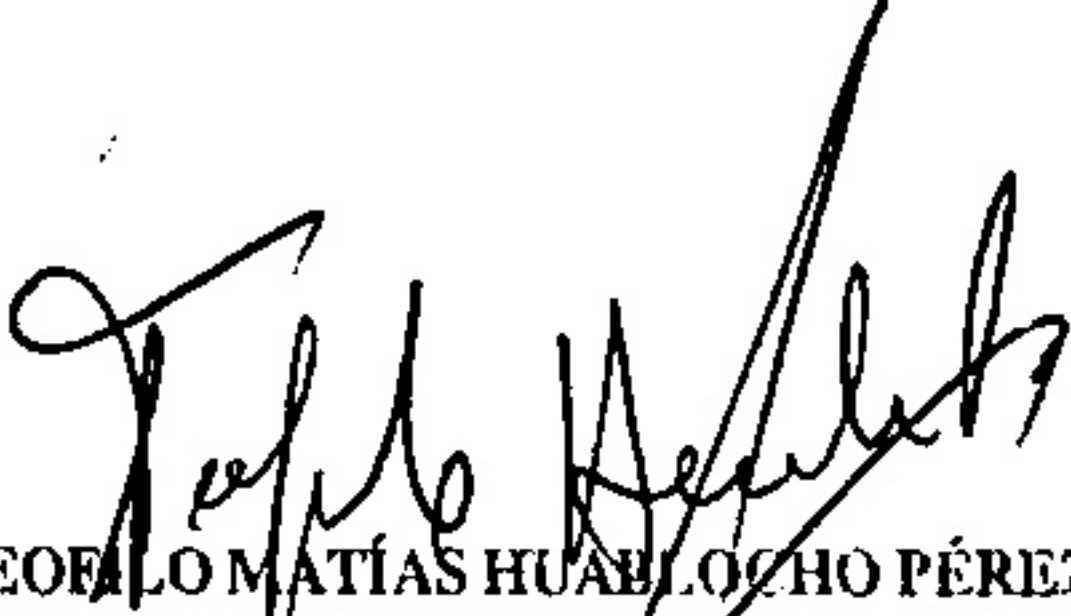
El jurado examinador procedió a formular las preguntas reglamentarias y, luego de una deliberación en privado, decidió otorgarle el calificativo de **DIECISIETE..(1.7.).....**

Ciudad Universitaria, 30 de octubre del 2024


DR. NICANOR RAÚL BENITES SARA VIA
Presidente Jurado


MG. LUIS ERNESTO CRUZADO MONTAÑEZ
Miembro Jurado


MG. JORGE ELÍAS MOSCOSO SÁNCHEZ
Miembro Jurado

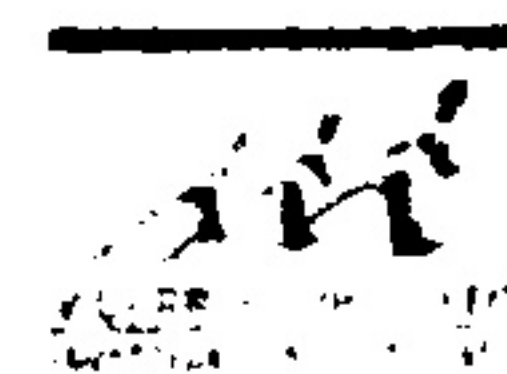

ING. TEOFILO MATÍAS HUABLOCHO PÉREZ
Miembro Asesor



Universidad Nacional Mayor de San Marcos

Universidad del Perú - Universidad de América

Vicerrectorado de Investigación y Posgrado



CERTIFICADO DE SIMILITUD

Yo **TEOFILO MATÍAS HUABLOCHO PÉREZ** mi condición de asesor acreditado con el Acta de Sustentación de Trabajo de Suficiencia Profesional **IMPLEMENTACIÓN DE TORRE DE LAPAROSCOPIA DE USO VETERINARIO EN EL SERVICIO DE CIRUGÍA EXPERIMENTAL DEL INSN-BREÑA**, presentado por el bachiller **JOHAN MIHAEL BELISARIO VERGARA CORPUS**, para optar al título profesional de Ingeniero Electrónico. CERTIFICO que se ha cumplido con lo establecido en la Directiva de Originalidad y de Similitud de Trabajos Académicos, de Investigación y Producción Intelectual. Según la revisión, análisis y evaluación mediante el software de similitud textual, el documento evaluado cuenta con el porcentaje de 11% de similitud, nivel **PERMITIDO** para continuar con los trámites correspondientes y para su **publicación en el repositorio institucional**. Se emite el presente certificado en cumplimiento de lo establecido en las normas vigentes, como uno de los requisitos para la obtención del grado correspondiente.

Firma del Asesor

DNI: 25420840

Nombres y apellidos del asesor:

Ing. Teófilo Matías Huablocho Pérez

DEDICATORIA

Este trabajo está dedicado a mi madre Isabel Corpus, mi padre Belisario Vergara y mi hermano Jamir Vergara, por su apoyo y comprensión incondicional.

AGRADECIMIENTOS

En primer lugar, deseo expresar mi agradecimiento a mi asesor por la comprensión y apoyo que ha brindado a este trabajo, y a las oportunidades que me otorgo para mi crecimiento profesional.

Agradezco mucho a mis maestros de las diferentes facultades de la UNMSM, que se tomaron el tiempo para aconsejaron y obtener mi grado de Ing.

RESUMEN

Este trabajo de suficiencia profesional aborda la implementación de una torre de laparoscopia de grado veterinario y bajo costo en la sala de operaciones del servicio de cirugía experimental del Instituto Nacional De Salud Del Niño INSN, para la enseñanza cirugía laparoscópica a los médicos cirujanos. Este equipo está compuesto por el insuflador, la fuente de luz y el procesador de vídeo con monitor-tv, se utilizaron componentes electrónicos y mecánicos que se pueden comprar en el mercado local garantizando que es su fabricación y mantenimientos sean de bajo costo, siendo el microcontrolador ESP 32 el más importante por sus grandes bondades de programación. De esa manera podemos demostrar que se puede implementar distintos equipos médicos de experimentación.

Palabras clave: torre de laparoscopia, insuflador, fuente de luz, procesador de video, ESP 32.

ABSTRACT

This professional competency work addresses the implementation of a veterinary-grade, low-cost laparoscopic tower in the operating room of the experimental surgery service at the Instituto Nacional De Salud Del Niño (INSN) for teaching laparoscopic surgery to surgeons. This equipment consists of an insufflator, a light source, and a video processor with a TV monitor. Electronic and mechanical components that can be purchased in the local market were used, ensuring that its manufacturing and maintenance are low-cost. The ESP 32 microcontroller is the most important component due to its excellent programmability. This demonstrates the feasibility of implementing various experimental medical devices..

Keywords: Laparoscopy tower, insufflator, light source, video processor, ESP 32.

TABLA DE CONTENIDO

DEDICATORIA	ii
AGRADECIMIENTOS.....	iii
RESUMEN	iv
ABSTRACT	v
TABLA DE CONTENIDO	vi
LISTA DE FIGURAS	viii
LISTA DE TABLAS	x
CAPITULO I: INTRODUCCIÓN.....	11
CAPITULO II: INFORMACIÓN DEL LUGAR DONDE SE DESARROLLÓ LA ACTIVIDAD	12
2.1 Institución donde se desarrolló la actividad	12
2.2 Periodo de duración de la actividad.....	12
2.3 Finalidad y objetivos de la entidad.....	12
2.4 Razón social	13
2.5 Dirección postal	13
2.6 Correo electrónico del profesional a cargo.	13
CAPITULO III: DESCRIPCIÓN DE LA ACTIVIDAD	14
3.1 Organización de la actividad.....	14
3.2 Finalidad y objetivos de la Actividad	14
3.2.1 Finalidad	14
3.2.2 Objetivos.....	14
3.3 Problemática.....	15
3.3.1 Problema General.....	15
3.3.2 Problemas Específicos	16
3.4 justificación	16
3.4.1 Justificación práctica:.....	16
3.4.2 Justificación económica	16
3.5 Metodología.....	17

3.5.1 Bases teóricas	17
3.5.2 Marco conceptual.....	18
3.6 Procedimiento.....	24
3.6.1 Componentes empleados en la implementación.	26
3.6.2. Implementación del proyecto.	37
3.6.3. Desarrollo del código del proyecto.....	54
3.7 Resultado de la actividad.....	63
CAPITULO IV: CONCLUSIONES	72
4.1 Justificación	72
4.2 Evaluación económica.....	72
4.3 Conclusiones	73
CAPITULO V: RECOMENDACIONES	74
CAPITULO VI: BIBLIOGRAFIA	75
CAPITULO VII: ANEXOS	77

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 <i>Torre de Laparoscopia Stryker</i>	19
Figura 2 <i>Insuflador de gas CO₂</i>	20
Figura 3 <i>Fuente de luz</i>	21
Figura 4 <i>Procesador de vídeo</i>	22
Figura 5 <i>Microcontrolador ESP 32</i>	23
Figura 6 <i>Sistema de control</i>	24
Figura 7 <i>Convertor Lógico</i>	27
Figura 8 <i>Pantalla LCD</i>	27
Figura 9 <i>Módulo I2C</i>	28
Figura 10 <i>Módulo relay 2ch 5vdc</i>	29
Figura 11 <i>Sensor de flujo de aire</i>	30
Figura 12 <i>Sensores de presión</i>	31
Figura 13 <i>Electroválvula</i>	31
Figura 14 <i>Regulador de flujo</i>	32
Figura 15 <i>Regulador de presión</i>	33
Figura 16 <i>Driver L298N – Puente H.</i>	34
Figura 17 <i>Foco LED</i>	34
Figura 18 <i>Fuentes de alimentación</i>	35
Figura 19 <i>Cámara de video CMOS</i>	36
Figura 20 <i>Monitor-Tv con pedestal</i>	37
Figura 21 <i>Diagrama de bloque del insuflador de gas CO₂</i>	38
Figura 22 <i>Implementación del circuito de gases de CO₂</i>	39
Figura 23 <i>Diagrama de conexiones de componentes electrónicos para insuflador</i>	40
Figura 24 <i>Implementación del circuito de electrónico para insuflador de CO₂</i>	41
Figura 25 <i>Conexiones del microcontrolador ESP32</i>	42
Figura 26 <i>Acondicionamiento de la pantalla LCD</i>	43
Figura 27 <i>Acondicionamiento del botón Pull Up</i>	44
Figura 28 <i>Acondicionamiento de la fuente de alimentación</i>	46

Figura 29	<i>Diagrama de bloques de fuente de luz</i>	47
Figura 30	<i>Diagrama de conexiones de componentes electrónicos para la fuente de luz</i>	47
Figura 31	<i>Implementación del circuito de electrónico para fuente de luz</i>	48
Figura 32	<i>Conexiones al microcontrolador ESP32 para la fuente de luz ...</i>	49
Figura 33	<i>Acondicionamiento de led de alta intensidad</i>	51
Figura 34	<i>diagrama de funcionamiento para la obtención de imágenes intrabdominales.....</i>	51
Figura 35	<i>Conexión HDMI y cargador a la cámara CMOS.....</i>	52
Figura 36	<i>cámara CMOS, adaptador de óptica laparoscópica y óptica laparoscópica.....</i>	53
Figura 37	<i>Conexiones de HDMI al monitor</i>	53
Figura 38	<i>Pantalla De Bienvenida.....</i>	64
Figura 39	<i>Diagrama de flujo de funcionamiento del insuflador.....</i>	65
Figura 40	<i>Interfaz antes de comenzar la insuflación</i>	66
Figura 41	<i>Interfaz inicio de insuflación</i>	66
Figura 42	<i>Interfaz de insuflación de 1L/min.....</i>	67
Figura 43	<i>Interfaz suspensión de insuflación por superar la presión</i>	68
Figura 44	<i>Interfaz Pantalla De Bienvenida</i>	69
Figura 45	<i>Interfaz luminosidad 100%.....</i>	69
Figura 46	<i>Interfaz variación de luminosidad.....</i>	70
Figura 47	<i>torre de laparoscopia veterinario.....</i>	71

LISTA DE TABLAS

Tabla 1 <i>Conexiones entre el microcontrolador ESP 32 y los sensores y actuadores.</i>	41
Tabla 2 <i>Conexiones de pines entre el microcontrolador ESP 32 y el módulo I2C.</i>	43
Tabla 3 <i>conexiones del botón y el ESP 32</i>	44
Tabla 4 <i>conexiones del módulo relay y los pines del ESP32</i>	44
Tabla 5 <i>conexiones entre el relay y las electroválvula</i>	45
Tabla 6 <i>las conexione del sensor de presión y el ESP 32.</i>	45
Tabla 7 <i>las conexione del sensor de flujo y el ESP 32</i>	45
Tabla 8 <i>las conexione de los pines del microcontrolador ESP 32 y los componentes periféricos</i>	49
Tabla 9 <i>Conexión del pueste H con el ESP32, fuente de poder, y LED de alta intensidad</i>	50
Tabla 10 <i>Funcionamiento del equipo insuflador de gas de CO2.</i>	68
Tabla 11 <i>Costos de implementación de la torre de laparoscopia de grado veterinario.</i>	72

CAPITULO I: INTRODUCCIÓN

En este documento se describe la experiencia profesional forjada en las distintas empresas y hospitales, realizando mantenimiento preventivo, correctivo e ingeniería inversa a los distintos equipos médicos utilizados en sala de operaciones cómo la torre de laparoscopia.

El Instituto nacional de salud del niño está reglamentado por ley, brindar enseñanzas y practicas a los médicos cirujanos para realizar diversos tipos de procedimientos quirúrgicos y mejorar sus habilidades en sala de operaciones, por ese motivo cuenta con un servicio de cirugía experimental, donde realiza prácticas en pacientes veterinarios, y tiene con una sala de operaciones totalmente equipada para este propósito.

En este servicio se llegó a implementar una torre de laparoscopia de grado veterinario de bajo costo, cumpliendo con las normas básicas para la fabricación de un equipo de grado médico. Esta torre de laparoscopia está conformada por sus 3 partes principales qué son el insuflador, generador de luz y procesador de vídeo con monitor-tv.

El objetivo primordial de este documento es demostrar los conocimientos técnicos, adquiridos en las distintas empresas, para la fabricación de dispositivos médicos de grado experimental y promover la enseñanza a los médicos y futuros ingenieros interesados en los equipos médicos de sala de operaciones.

CAPITULO II: INFORMACIÓN DEL LUGAR DONDE SE DESARROLLÓ LA ACTIVIDAD

2.1 Institución donde se desarrolló la actividad

La institución donde se desarrolló la actividad es el Instituto Nacional De Salud del Niño Breña. (INSN)

2.2 Periodo de duración de la actividad.

La actividad se desarrolló durante el periodo 1 de abril de 2024 hasta el 5 de junio del 2024.

2.3 Finalidad y objetivos de la entidad

El Instituto Nacional de Salud del Niño Breña (INSN) es un órgano descentralizado del ministerio de salud (MINSA) Teniendo como funciones y objetivos, lo siguiente:

- La innovación constante de normas, métodos y técnicas para la salud de los niños de adolescentes de nuestro país.
- Incrementar constantemente la calidad y productividad de la investigación especializada en la medicina pediátrica.
- Mantener un nivel alto en la eficiencia, calidad y eficacia al prestar servicio de salud personalizada en la pediatría
- Adquirir y aplicar nuevos conocimientos científicos y tecnológicos de la investigación y atención especializada en la pediatría

- Establecer relaciones científicas y tecnológicas con la comunidad científica, nacional e internacional en el Marco de sus objetivos a través de la dirección del Ministerio de salud
- Capacitar a los profesionales de la salud y técnicos del sector médico con nuevos conocimientos científicos tecnológicos adquiridos a través de la investigación y atención especializado en la salud de la pediatría

2.4 Razón social

La razón social de la empresa es INSTITUTO NACIONAL DE SALUD DEL NIÑO (INSN) con RUC: 20131368403

2.5 Dirección postal

Dirección Legal: Av. Brasil 600

Distrito: Breña

Provincia: Lima.

Departamento: Lima.

2.6 Correo electrónico del profesional a cargo.

Jefe del Servicio de Cirugía Experimental – INSN: Dr. Jagdev Harry Suárez Anco

Correo electrónico: jaghanco@outlook.com

CAPITULO III: DESCRIPCIÓN DE LA ACTIVIDAD

3.1 Organización de la actividad

Se desarrollará a lo largo de este trabajo, realizando un recorrido desde la definición de los objetivos hasta la obtención de los resultados, también se realizó la identificación de la problemática y sus respectivos procedimientos.

3.2 Finalidad y objetivos de la Actividad

3.2.1 Finalidad

La finalidad del presente trabajo de suficiencia profesional es la implementación de una torre de laparoscopia de uso veterinario de bajo costo, en la sala de operaciones (SOP) del servicio de cirugía experimental del Instituto nacional de salud del niño, que permitirá al personal de salud realizar prácticas, cursos e investigación.

3.2.2 Objetivos

3.2.2.1 Objetivo General

Implementar una torre de laparoscopia de uso veterinario de bajo costo en la sala de operaciones del servicio de cirugía experimental del Instituto nacional de salud del niño para mejorar el servicio de salud.

3.2.2.1 Objetivo Especifico

Implementar un insuflador de gas CO₂ de grado veterinario y de bajo costo en la sala de operaciones del servicio de cirugía experimental del Instituto Nacional de Salud del Niño para mejorar el servicio de salud.

Implementar una fuente de luz de bajo costo en la sala de operaciones del servicio de cirugía experimental del Instituto Nacional de Salud del Niño para mejorar el servicio de salud.

Implementar un procesador de vídeo con monitor – tv de bajo costo en la sala de operaciones del servicio de cirugía experimental del Instituto Nacional de Salud del Niño para mejorar el servicio de salud.

3.3 Problemática

El INSN tiene la obligación de formar nuevos profesionales de la salud en pediatría. Por ese motivo tiene un servicio de cirugía experimental, donde se lleva a cabo prácticas, cursos e investigación.

Este servicio de cirugía experimental tiene una sala de operaciones implementada adecuadamente donde podemos encontrar máquina de anestesia, cama de operación, ciática, bomba de succión, torre de laparoscopia y otros equipos médicos.

La gran mayoría de estos equipos se encuentran inoperativo por diversos motivos, como falta de mantenimiento, como es el caso de la torre de laparoscopia, que actualmente se encuentra inoperativo por falta de repuestos.

3.3.1 Problema General

¿Cómo se puede implementar una torre de laparoscopia de uso veterinario de bajo costo en la sala de operaciones del servicio de cirugía experimental del Instituto nacional de salud del niño?

3.3.2 Problemas Específicos

¿Cómo se puede implementar un insuflador de gas CO₂ de grado veterinario y de bajo costo en la sala de operaciones del servicio de cirugía experimental del Instituto nacional de salud del niño?

¿Cómo se puede implementar una fuente de luz de bajo costo en la sala de operaciones del servicio de cirugía experimental del Instituto nacional de salud del niño?

¿Cómo se puede implementar un procesador de vídeo con monitor – tv de bajo costo en la sala de operaciones del servicio de cirugía experimental del Instituto nacional de salud del niño?

3.4 justificación

3.4.1 Justificación práctica:

La actividad de implementación de una torre de laparoscopia de uso veterinario en el servicio de cirugía experimental ha logrado resolver el problema de falta de equipos operativos en sala de operaciones para poder realizar los cursos y proyectos programados de prácticas en cirugía laparoscópica.

3.4.2 Justificación económica

Al lograr implementar una torre de laparoscopia de uso veterinario, se logró reducir significativamente el costo del equipo, dado que los equipos de uso humanos tienen un precio muy elevado al igual que sus repuestos. El servicio de cirugía experimental no podía solventar la compra o reparación del equipo torre de laparoscopia que tiene en su sala de operaciones.

3.5 Metodología

Para la implementación de una torre de laparoscopia de grado veterinario de bajo costo, se consideraron las siguientes etapas.

La fabricación de un insuflador de gas CO₂ de grado veterinario, utilizando componentes electrónicos como sensores, actuadores y microcontroladores, componentes mecánicos como reguladores de presión, reguladores de flujo y derivación en T, que se puede conseguir en el mercado local

La implementación de una fuente de luz regulable de bajo costo, se implementó utilizando componentes electrónicos que se puede conseguir en el mercado local.

Se realizó la adaptación de un sistema de vídeo con cámara de alta resolución para cumplir el propósito de transmitir la imagen del abdomen interno hacia un monitor tv en tiempo real.

3.5.1 Bases teóricas

La cirugía laparoscópica es un procedimiento mínimamente invasivo, quiere decir que los cirujanos realizan pequeñas incisiones en el abdomen por donde introducen pinzas y gas co₂ para insuflar la región intrabdominal para tener un mayor espacio de trabajo. esta cirugía tiene como ventaja la rápida recuperación del paciente, las cicatrices son menores, el riesgo de infección es mínimo. su desventaja se encuentra en el aprendizaje de técnicas, métodos y habilidades por parte de los médicos y su curva de aprendizaje es muy largo. (Ramos & Salinas, 2016)

Estas enseñanzas se vienen impartiendo, por cirujanos más expertos a los menos expertos en las salas de operaciones, pero esto ocasiona un conflicto ético, por ese motivo los estudiantes no tienen muchas oportunidades de aprender. (Ramos & Salinas, 2016)

Para poder realizar la cirugía laparoscópica, se necesita la interconexión de varios equipos independientes puestos en un carro con ruedas, que permita su rápido traslado, llegando a conformar un equipo denominado torre de laparoscopia, los equipos son los siguientes. Monitores los cuales se colocan frente a los cirujanos, procesador de vídeo, procesa la imagen de la cámara y lo proyecta en el monitor en tiempo real, la cámara es de poco peso y pequeños que captan la imagen a través de la óptica laparoscópica y lo envían al procesador de vídeo. Unidad de fuente de luz quien genera la iluminación necesaria y lo transmite por medio de una fibra óptica hasta a la óptica laparoscópica. Insuflación de gas CO₂ dispositivo que controla y regula el gas CO₂ que ingresa al paciente a la región intraabdominal creando el neumoperitoneo. Telescopio o óptica laparoscópica, pieza ocular que se introduce al paciente para poder tener una visión de la región intra abdominal (Tapia Araya, 2023).

Las ISO son normas mundiales que certifican el correcto uso y fabricación de equipos médicos, de ese modo poder garantizar su fiabilidad y confianza al momento de ser usado en los pacientes. En la ISO 13485 se establece los requisitos mínimos para la fabricación de los dispositivos médicos veterinarios. (nqa, s.f.)

Debido a que estos dispositivos médicos serán utilizados en animales su costo es inferior por eso también los requisitos de certificación son menores. En su gran mayoría se utiliza dispositivos médicos con una tecnología básica, que cumplan con lo necesario para una cirugía de grado veterinaria. (Alonso, 2018)

3.5.2 Marco conceptual

3.5.2.1 Cirugía laparoscópica. Es un procedimiento mínimamente invasivo, quiere decir que los cirujanos realizan pequeñas incisiones en el abdomen por dónde introducen los trocares facilitando la manipulación de pinzas, los

trocars también permiten el ingreso del gas CO₂ para insuflar la región intrabdominal y poder tener un mayor espacio de trabajo. esta cirugía tiene como ventaja la rápida recuperación del paciente, las cicatrices son menores, el riesgo de infección es mínimo. Las operaciones por laparoscopia más realizadas son apendicitis, hernias, mangas gástricas, etc. (Ramos & Salinas, 2016) (Ferrero Herrero, Eduardo, 2019).

3.5.2.2 Torre de laparoscopia. Es un equipo médico compuesto por varias partes, principalmente insuflador de gas CO₂, fuente de luz y procesador de video con un monitor para visualizar la imagen, que son utilizado para realizar procedimientos quirúrgicos mínimamente invasivos. (Stryker, s.f.)

Figura 1

Torre de Laparoscopia Stryker.



Nota: Tomado de <https://advancemedical.com.mx/productos/torre-de-laparoscopia-stryker-1488-hd/>

3.5.2.3 Insuflador de gas CO₂. Es un equipo médico que controla el flujo de gas CO₂ a la cavidad abdominal del paciente a una presión y flujo determinado por el médico, debe estar conectado a un cilindro de CO₂ de uso medicinal, que se unen mediante una manguera de alta presión. Entre sus funciones principales tenemos, poder controlar el flujo del gas CO₂ entre 0 a 30 lit/min, con una capacidad máxima de 40 lit/min. Establecer una presión intrabdominal predeterminada gracias a los sensores de presión que posee. Mantener la presión intrabdominal constante durante todo el procedimiento quirúrgico, compensando las fugas que se ocasiona en el paciente a través de los trocares.

Monitorear de forma constante y dinámica los rangos de flujo y presión que suministra al paciente de esa manera, se puede establecer una confianza para no superarlos las presiones de la cavidad intrabdominal del paciente. Internamente está compuesto por válvulas de control de flujo, sensores de flujo, sensores de presión, reguladores eléctricos de flujo, calentador, placa electrónica que controla el circuito de gases y fuente de alimentación. (Stryker, s.f.)

Figura 2

Insuflador de gas CO₂



Nota: Tomado de <https://www.stryker.com/es/es/endoscopy/products/pneumoclear/index-eu.html>

3.5.2.4 Fuente de luz. Es un equipo médico encargado de generar luz para poder visualizar la cavidad intrabdominal del paciente con más claridad. Existen varios tipos de fuentes de luz halógena, Zenón y luz LED (light-emitting diode). Actualmente los más utilizada son la fuente de luz LED pues proporciona una luz blanca de alta intensidad, que no genera calor que pueda ocasionar daño de quemaduras al paciente, y no distorsiona el color natural de los órganos internos de los pacientes. Este equipo es capaz de regular, la intensidad luminosa, tiene una capacidad desde los 0 lúmenes hasta los 100.000 lúmenes. Entre sus principales ventajas, larga duración de vida útil y el poco consumo de energía, variando entre los 150 y 300 watts. Este equipo tiene una función de balance de blancos, permitiendo de esa manera restaurar los colores para tener una imagen más realista. Esta luz es transportada al paciente a través de la fibra óptica hasta la óptica laparoscópica. (Stryker, s.f.)

Figura 3

Fuente de luz.



Nota: Tomado de <https://www.stryker.com/es/es/endoscopy/products/precision-light-source/index-eu.html>

3.5.2.5 Procesador de vídeo. Es el equipo que consta de una cámara, un procesador de vídeo y una pantalla. Su función principal es captar la imagen intraabdominal del paciente en tiempo real, sin distorsión de color y proyectarlo en la pantalla. Las resoluciones varían de acuerdo al modelo del equipo, en el mercado podemos encontrar resoluciones de vídeo en HD y en 4K. El tamaño de la pantalla varía entre 15 y 24 pulgadas. Algunos

procesadores de vídeo permiten realizar la grabación de la cirugía o transmitir en vivo para que puedan realizar, cursos de cirugías a distancia. La cámara tiene una extensión de aproximadamente 3 m para poder colocarlo a través de una óptica laparoscópica y poder ingresar a través de un trocar al paciente. (Stryker, s.f.)

Figura 4

Procesador de vídeo



Nota: Tomado de <https://www.medicalexpo.es/prod/stryker/product-70192-912567.html>

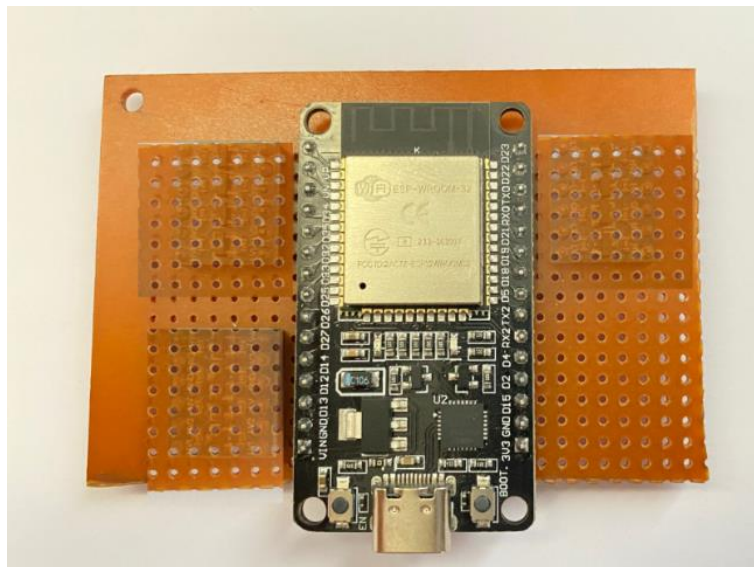
3.5.2.6 ESP 32. Es un microcontrolador fabricado por la empresa china Espressif Systems, también se le conoce como SoC (en inglés: System On a Chip) Súper versatilidad y de tamaño pequeño, son ideales para diversos proyectos que necesiten un proceso de control. Este pequeño microcontrolador, tiene comunicaciones inalámbricas de Wi-Fi y Bluetooth, dos núcleos de procesador, bajo consumo de energía, amplificador de potencia, filtros, etc. lo que le convierte en un módulo ideal para múltiples aplicaciones. Este microcontrolador es presentado en un módulo que incorpora varios periféricos lo que otorga fácil manipulación con el usuario. Otra de sus principales ventajas de este microcontrolador es su interfaz de programación, ya que utiliza lenguaje C++ y el programador Arduino ID, siendo muy fácil su interacción con el usuario. (Ikiss, 2020) (Benito, 2019).

Entre las características más importantes de este micro controlador ESP 32,

- Posee un procesador de 32 bits a una velocidad máxima de 260 MHz.
- Dos núcleos que pueden trabajar independientemente, es decir, puede realizar dos procesos al mismo tiempo.
- 4 comunicaciones SPI.
- 2 protocolos de comunicación i2c y i2s.
- 3 protocolo de comunicación URT.
- Bus CAM 2.0
- Tiene 36 pines GPIO.
- 16 salidas PWM.
- 18 entradas analógicas.
- 2 entradas ADC de entrada múltiple con un conversor de 12 bits, otorgando una característica de mayor resolución de conversión analógica.

Figura 5

Microcontrolador ESP 32

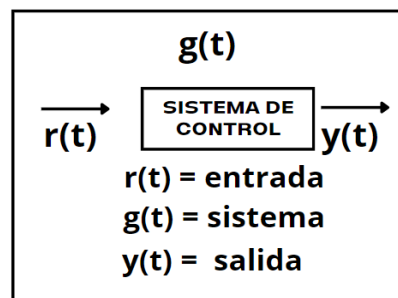


3.5.2.7 sistema de control. También le podemos llamar regulación automática o ingeniería de control, a la aplicación de varios procesos automáticos que realiza una máquina gobernada por una serie de planteamientos matemáticos, llamados algoritmos de control. (García , 2005)

Es la capacidad de las máquinas de tomar decisiones, por sí solas, de acuerdo a unas instrucciones predeterminadas, estas máquinas reciben señales a partir de los sensores y de acuerdo a la programación o algoritmo realiza una serie de Control sobre los actuales. (García , 2005)

Figura 6

Sistema de control



3.5.2.8 Gas CO₂. El dióxido de carbono (CO₂) de grado medicinal es el gas más utilizado para formar el neumoperitoneo por sus propiedades químicas, dado que este gas es compatible con muchas anestесias, tiene baja toxicidad, bajo costo, no genera combustión, se metaboliza en el cuerpo del paciente eliminándose rápidamente convirtiéndolo en un elemento ideal para la cirugía laparoscópica. (Nano, 2013)

3.6 Procedimiento

El proyecto torre de laparoscopia de uso veterinario está dividido en tres equipos independientes en su funcionamiento. Dado que uno está encargado de insuflar con el gas CO₂, al paciente, al inicio y mantener la región intrabdominal a una presión constante durante toda la cirugía, es el caso del insuflador. El otro equipo se encarga de generar la luz que permite visualizar el interior del abdomen, estamos hablando de la fuente de luz. Y por último el procesador de vídeo con la cámara y monitor, nos muestra las imágenes intraabdominales en tiempo real. Es importante el funcionamiento de los tres equipos para tener éxitos en la cirugía.

Para el diseño del sistema de insuflador de gas CO₂ se hace uso de reguladores de flujo, cuyo trabajo principal es regular la cantidad de CO₂ que se le va suministrar al paciente. Reguladores de presión, su trabajo es regular la presión que se está entregando al paciente, esta presión tiene que estar comprendida entre 12 y 14 mmHg para no causar daños y lesiones en el paciente. (Ortiz, 2014)

También se hace uso de electroválvulas quienes se encargan abrir y cerrar válvulas permitiendo de esa forma qué haya flujo o se corte el flujo de gas CO₂ hacia el paciente. (Ortiz, 2014)

El sensor de presión que está implementado en este equipo es muy importante pues nos permite conocer en tiempo real la presión intrabdominal del paciente. Estos datos permiten tomar una decisión al microcontrolador ESP 32 para monitorear el flujo del gas CO₂ hacia el paciente. El sensor de flujo que incorpora este equipo, nos brinda información de la cantidad de caudal que está fluyendo hacia el paciente en tiempo real. Estos sensores y actuadores están siendo controlados por el microcontrolador ESP 32, quién toma la decisión del buen funcionamiento del equipo de insuflación de gas CO₂ y muestra los datos en una pantalla LCD.

Para el diseño de sistema de fuente de luz o generador de luz, se utiliza una luz LED blanca de 100.000 lm considerada alta intensidad. Para incrementar y disminuir la intensidad luminosa regulamos el ancho de pulso de una onda cuadrada y se usa un puente H o driver **L298N** para amplificar el PWM (Pulse Width Modulated). Utilizamos una fuente conmutada tipo switch de 12 V 10 A que nos permite tener la potencia suficiente para poder generar la luz. Utilizamos un microcontrolador ESP 32 para generar el PWM y controlar el puente H. Estos datos nos muestran en la pantalla LCD que incorporamos al proyecto de fuente de luz.

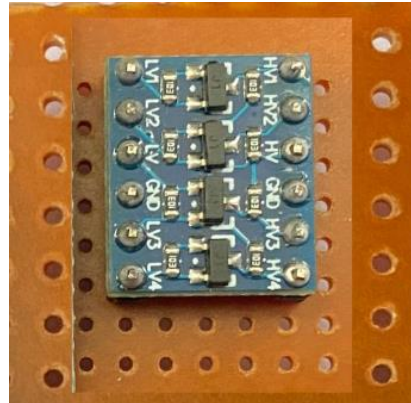
Por último, tenemos al procesador de vídeo, cámara y televisión este equipo es un poco más complejo para poder diseñarlo, ya que realiza un

procesamiento de imágenes en tiempo real y los muestra en una pantalla. Por ese motivo se ha optado por adquirir una cámara de microscopio y adaptarlo a la óptica laparoscópica. El procesador de vídeo nos permite grabar las cirugías que se realizará y por último utilizamos una televisión de la marca LG para mostrar el vídeo en tiempo real.

3.6.1 Componentes empleados en la implementación.

3.6.1.1 ESP32 Dev Kit v1. se va a utilizar esta versión de micro controlador por su gran capacidad de procesamiento de datos, fácil programación y compatible con lenguaje de programación C++, posee protocolo de comunicación i2c, conexiones inalámbricas como Wi-Fi y Bluetooth, posee 28 entradas y salidas analógicas y digitales lo que nos permite poder controlar los actuadores y sensores que vamos a utilizar durante el proyecto. (sdindustrial, s.f.)

3.6.1.2 Conversor Lógico. es un módulo adaptador de niveles lógicos de 3.3v a 5v o viceversa, permite adaptar señales digitales, i2c, etc. Este pequeño módulo no sirve para poder conectar diferentes sensores o actuales que trabajen a 5v. El microcontrolador ESP 32 trabaja con 3.3 voltios, por ese motivo el uso de este conversor lógico es importante para asegurar el buen funcionamiento del circuito sin presentar fallas de sobrecarga eléctrica. El módulo que utilizaremos tiene cuatro entradas y cuatro salidas. Entre su desventaja es que no se puede utilizar con señales analógicas (sdindustrial, s.f.)

Figura 7*Conversor Lógico*

3.6.1.3 Pantalla LCD (Liquid Crystal Display) 16x4. Es un dispositivo electrónico que muestra la información alfa numérica, quiere decir que solo puede mostrar letras, números y algunos símbolos específicos, esta pantalla LCD tiene 16 columnas y 4 filas, es monocromático de color blanco con una retroalimentación de color azul, posee ocho pines de datos, de los cuales tres son de control, tres de alimentación y dos de retro iluminación, su voltaje de funcionamiento normal es de 5v. (sdindustrial, s.f.)

Figura 8*Pantalla LCD*

3.6.1.4 Módulo I2C para LCD. Este módulo permite la comunicación entre el microcontrolador ESP 32 con un LCD 16 × 4 por medio del protocolo i2c, lo cual nos permite una conexión más simple a la hora de la aplicación, dado que solo utiliza dos pines (SDA y SCL) de conexión con el microcontrolador ESP 32. Este módulo también tiene un potenciómetro que nos permite regular el brillo de la pantalla LCD. El protocolo i2c también nos permite conectar más módulos periféricos, sin necesidad de utilizar más pines de entrada y salida del microcontrolador ESP32, convirtiéndose en un componente electrónico muy valioso a la hora de la implementación de muchos proyectos (sdindustrial, s.f.)

Figura 9

Módulo I2C



3.6.1.5 Módulo relay 2ch 5vdc. Este módulo nos permite controlar el encendido y apagado de otros componentes electrónicos de alta potencia que necesiten alto voltaje o corriente para su funcionamiento como motores, luces, electroválvulas, etc. Es compatible con muchos microcontroladores que trabajan a bajo voltaje y bajo consumo de corriente como el ESP 32, Arduino, PIC, etc. Este módulo posee un opto acoplador, asegurando el aislamiento entre la parte de control y la parte de fuerza. para su funcionamiento, necesita recibir un 0 lógico o 0 V para pasar de un estado normalmente abierto a conmutarse, y cuando recibe 1 lógico o 5v, vuelve al Estado normalmente abierto. El módulo

que nosotros estamos utilizando para este proyecto es uno de doble Relay, quiere decir que el mismo módulo puede controlar dos electro válvulas al mismo tiempo y se conecta al micro controlador ESP 32 mediante dos pines. (sdindustrial, s.f.)

Figura 10

Módulo relay 2ch 5vdc



3.6.1.6 Sensor de flujo de aire. O sensores de flujo de masa de aire, tiene la función de medir el flujo volumétrico del aire que atraviesa su ducto en un determinado tiempo, su módulo electrónico convierte la cantidad de aire que fluye a través de él en una señal de pulsos cuadrados, a ese trabajo se le conoce como efecto Hall, y es esos pulsos cuadrados son interpretados por un microcontrolador y su medida es interpretada en litros por minuto. Existen varios modelos de sensores de flujo, El modelo que se utilizó es el sensor de flujo YFS 201 las características de este sensor de flujo es que trabaja con 5v y el consumo de corriente es de 15 mA, genera 450 pulsos por cada litro de aire que fluye, realizamos la siguiente fórmula para obtener el caudal en L/min. (HETPRO, 2014)

$$Caudal \left(\frac{L}{min} \right) = \frac{Frecuencia\ de\ pulso\ (Hz)}{7.5}$$

Figura 11

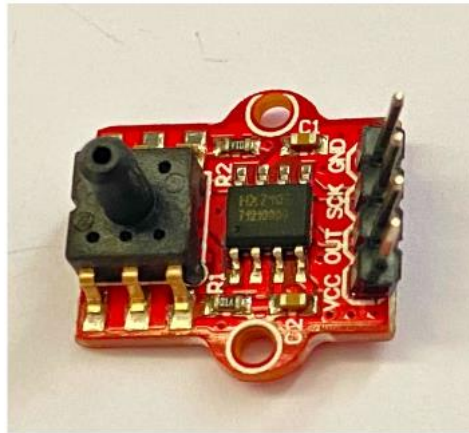
Sensor de flujo de aire



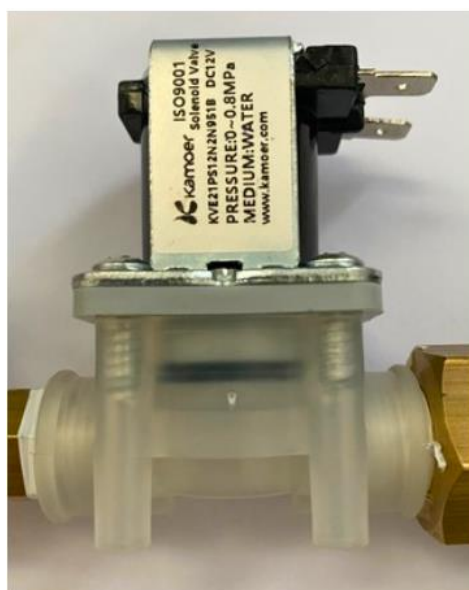
3.6.1.7 Sensores de presión. también conocidos como transductores de presión, estos sensores son elementos que transforman una magnitud física de presión o fuerza por unidad de una superficie en otra unidad de magnitud eléctrica, que posteriormente serán utilizados por un microcontrolador para poder utilizarlos en diferentes proyectos. Los rangos de medida van desde los mili bares hasta los mega bares para cubrir todos los rangos de presión, fabricados con diferentes tipos de tecnología permitiendo cubrir todo tipo de necesidades. (sdindustrial, s.f.) (HETPRO, 2014)

Para la implementación de este proyecto, se utilizó el módulo sensor de presión de aire que tiene las siguientes características rango de medición de presión de los cero a los 5.8 psi o 40 KPa y su consumo de voltaje es de 5V convirtiéndolo en un módulo ideal para nuestro proyecto.

Este módulo posee un chip HX710B de conversión ADC de 24 bits de resolución.

Figura 12*Sensores de presión*

3.6.1.8 Electroválvula. Es un dispositivo eléctrico diseñado para controlar el caudal de los líquidos o gases que circula por un circuito de tuberías, transforma la energía eléctrica en energía mecánica, es controlado por medio de un microcontrolador quién le ordena para abrir y cerrar su válvula. Las características de la electroválvula utilizadas en este proyecto son 12 V y 500 mA. (sdindustrial, s.f.)

Figura 13*Electroválvula*

3.6.1. 9 regulador de flujo de gases. Es un componente mecánico, que nos permite controlar el flujo de gas o flujo másico, su sistema neumático regula el caudal mediante la apertura o cierre de un orificio. Este regulador, también tiene una válvula anti retorno, lo que permite que el gas no regrese al sistema y solo pueda fluir hacia una dirección, en este proyecto solo fluye hacia el paciente. (emerson, s.f.)

Figura 14

Regulador de flujo



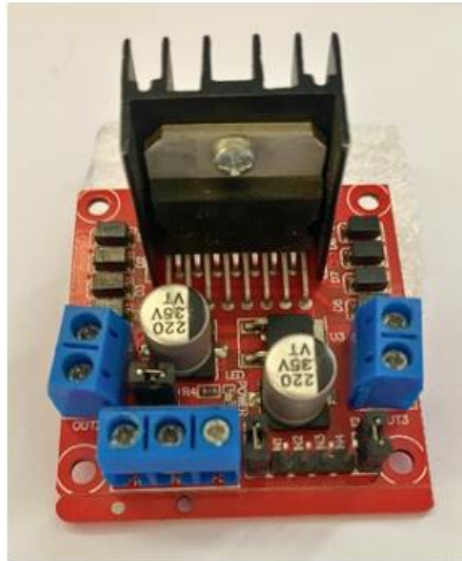
3.6.1.10 regulador de presión de gases. es un componente neumático que nos permite regular la presión en un determinado punto de sistema de gases. El regulador de presión que utilizamos tiene un pequeño indicador de aguja, que no permite saber cuánto presión se está trabajando en ese momento. Este regulador es muy importante al inicio del circuito, dado que la presión del cilindro de CO2 es de 68 bares o 1000 psi, siendo demasiado alto la presión para el funcionamiento del equipo, por eso, con este regulador reducimos a 40 mmHg para poder trabajar con mayor seguridad y sin poner en riesgo la vida o generar complicaciones en el paciente. (emerson, s.f.)

Figura 15*Regulador de presión*

3.6.1.11 Driver L298N – Puente H. Es un componente electrónico mayormente utilizado para controlar la velocidad y giro de motores, pero también es ideal para controlar la intensidad luminosa de los LED's de alta potencia. su funcionamiento de este circuito es a través de PWM al modular los anchos de pulso cuadrado permite regular el brillo. cuando el pulso cuadrado es 100 % la intensidad de brillo es máximo, cuando el pulso cuadrado es del 90 % la intensidad de brillo también es del 90 % y así sucesivamente. El pulso cuadrado, Permite, controlar la luminosidad del LED, manteniendo su voltaje constante (sdindustrial, s.f.)

Figura 16

Driver L298N – Puente H.



3.6.1.12 LED (LIGHT EMITTING DIODE). Diodo emisor de luz blanca. Internamente tiene un semiconductor que cuándo es energizado por una tensión continua, emite luz, conocida también como electroluminiscencia. Existen diferentes modelos, el que vamos a utilizar nosotros es de alta potencia luminosa, ya que necesitamos llegar a 10 000 lm. su característica es 12 V 2 A (sdindustrial, s.f.)

Figura 17

Foco LED



3.6.1.13 Fuentes de alimentación conmutadas tipo switch. su función principal es convertir la corriente alterna en corriente continua. La diferencia con las fuentes de alimentación lineales que posee un transformador diodo, rectificadores y reguladores de voltaje para convertir la corriente alterna en corriente continua, las fuentes de alimentación conmutadas ya no utilizan un transformador y es mucho más ligero, más preciso y no genera muchas pérdidas de calor, y es una fuente ideal para muchos proyectos electrónicos. Su funcionamiento se da al aumenta la frecuencia de 60 Hz a 100 KHz luego pasa por un puente rectificador convirtiéndolo en un voltaje continuo y luego se utiliza un circuito para reducir a 12 V y 10 A, el cual vamos a utilizar para nuestro proyecto de la fuente de luz. (sdindustrial, s.f.)

Figura 18

Fuentes de alimentación



3.6.1.14 Cámara de video CMOS. Es un sensor de luz que nos permite captar imágenes, por ese motivo es utilizado como una videocámara para nuestro proyecto. Sus principales características, su fabricación está basada en semiconductores, Son mucho más económicas, menor consumo energético, tiene conversor análogo digital incorporado. Entre sus ventajas tenemos a que es menos sensible a la luz. (armotec, s.f.)

Figura 19*Cámara de video CMOS*

El módulo de cámara que vamos a utilizar en este proyecto, ya viene integrado el microprocesador de vídeo, lo que permite que tenga salida HDMI para poder conectar al monitor, también cuenta con entrada para memoria SD, lo que nos permite grabar nuestros vídeos para futuras referencias. Su consumo es de 5v 0.5A. Estas características son las que se vuelven ideales para este proyecto. (armotec, s.f.)

3.6.1.15 Tv o monitor. Es un dispositivo electrónico diseñado para mostrar gráficamente la información que envía una computadora o un microprocesador de vídeo, es decir, muestra las imágenes que un microprocesador de vídeo los está enviando. Permitiendo al usuario visualizar en tiempo real, lo que está grabando con la cámara.

En este proyecto hemos utilizado un televisor monitor de la marca LG que se conecta directamente al tomacorriente tiene entradas HDMI siendo óptimos para este proyecto. (lg, s.f.)

Figura 20

Monitor-Tv con pedestal

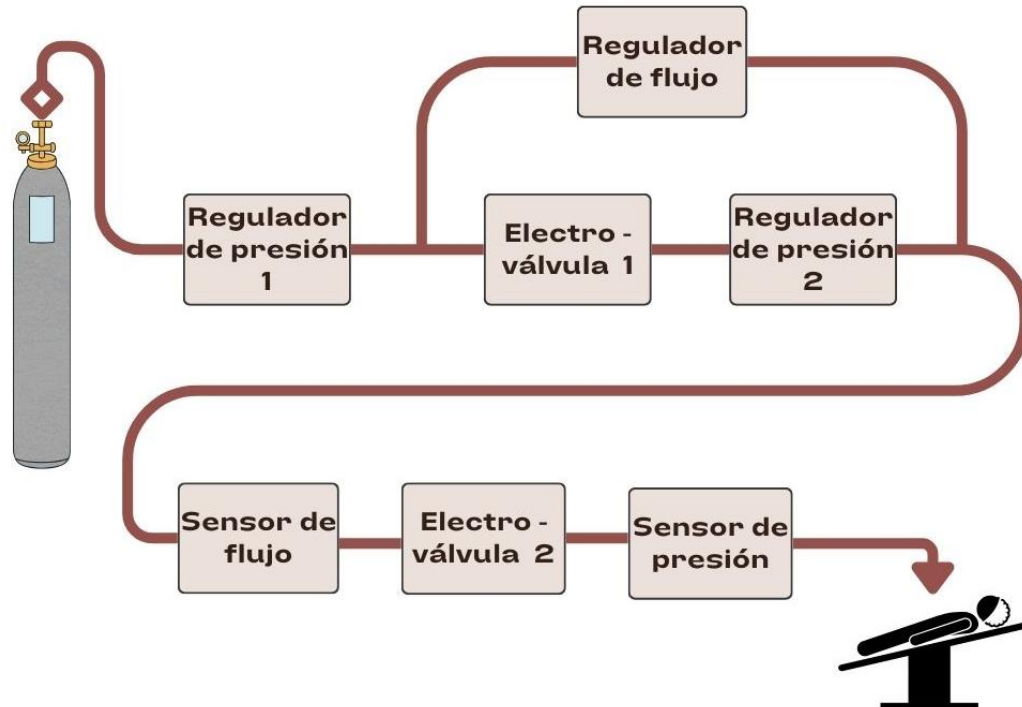


3.6.2. Implementación del proyecto.

Como nuestro proyecto se divide en tres equipos, entonces vamos a pasar a implementar individualmente.

3.6.2.1 Implementación del equipo insuflador de gas CO₂.

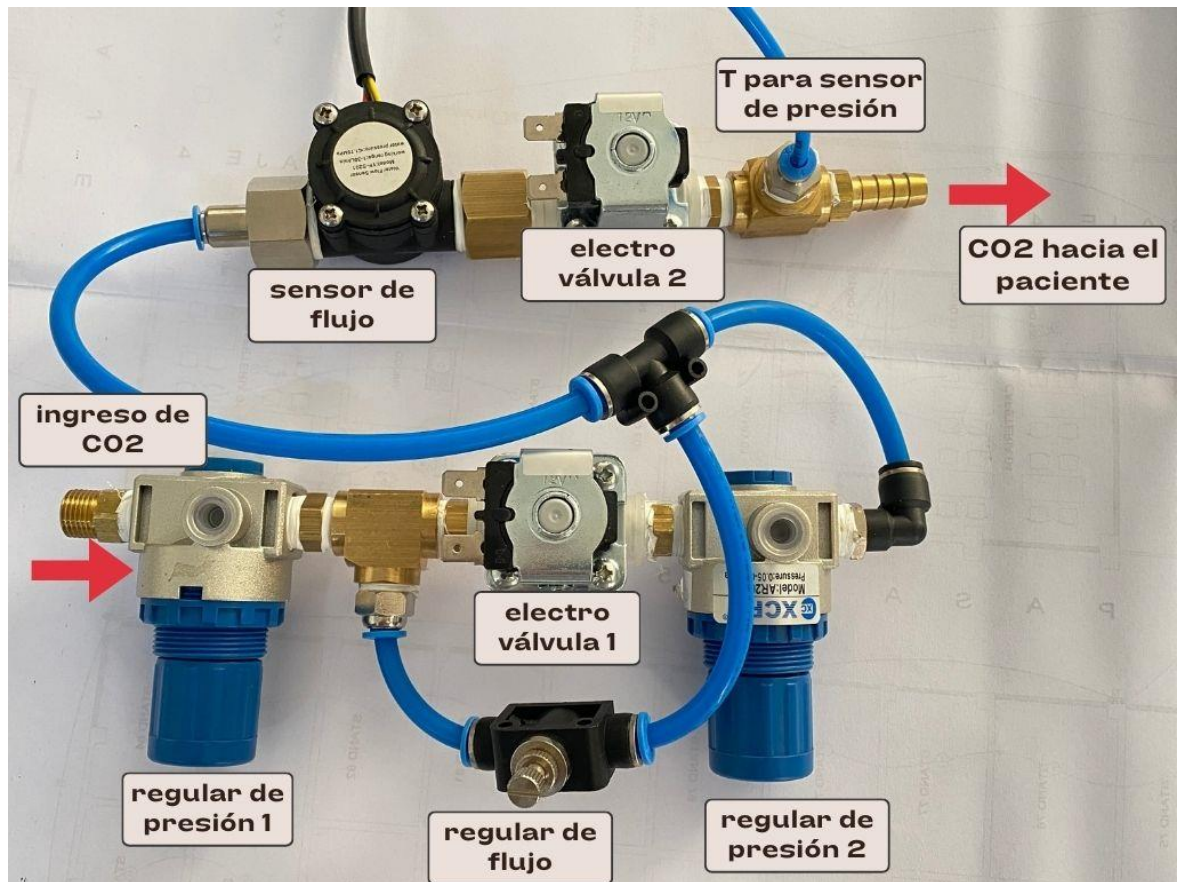
Como primer paso, realizamos un diagrama de bloque del funcionamiento de un insuflador de gas CO₂, desde el cilindro de CO₂ hasta el paciente.

Figura 21*Diagrama de bloque del insuflador de gas CO₂*

Como podemos observar en el diagrama, el insuflador de uso veterinario, tiene un circuito de gases de CO₂, cuenta con reguladores de flujo, reguladores de presión, electroválvulas, sensor de flujo y sensor de presión. A continuación, mostramos la parte mecánica ensamblada.

Figura 22

Implementación del circuito de gases de CO₂



Primero, observamos en la figura 23, que al ingreso del circuito de gases se encuentra el regulador de presión n°1, quien es el encargado de reducir la presión de gas que viene del cilindro de CO₂ a 100mmHg como máximo.

Seguidamente, tenemos una derivación en T del circuito, Por la primera parte de la derivación ensamblamos la electroválvula n°1 y regulador de presión n°2. Por la segunda parte de la derivación se coloca un regulador de flujo con válvula antirretorno. Las 2 partes de la derivación se vuelven a unir y fluyen hacia el sensor de flujo, quien está midiendo constantemente el flujo de CO₂ que se está suministrando al paciente.

Posteriormente colocamos la electroválvula n°2, quién es la encargada de iniciar y cortar el flujo de CO₂ hacia el paciente,

Al finalizar colocamos una derivación en T para poder colocar el sensor de presión, quién se encargará de medir la presión intrabdominal del paciente. A la salida del circuito de gases se coloca un adaptador para poder insertar con mayor facilidad la manguera de silicona, quien se encargará de llevar el gas CO₂ desde el equipo hasta el trocar que tiene colocado el paciente.

Ahora realizaremos la instalación eléctrica de los sensores, actuadores microcontrolador ESP32, pantalla y conversor lógico.

Figura 23

Diagrama de conexiones de componentes electrónicos para insuflador

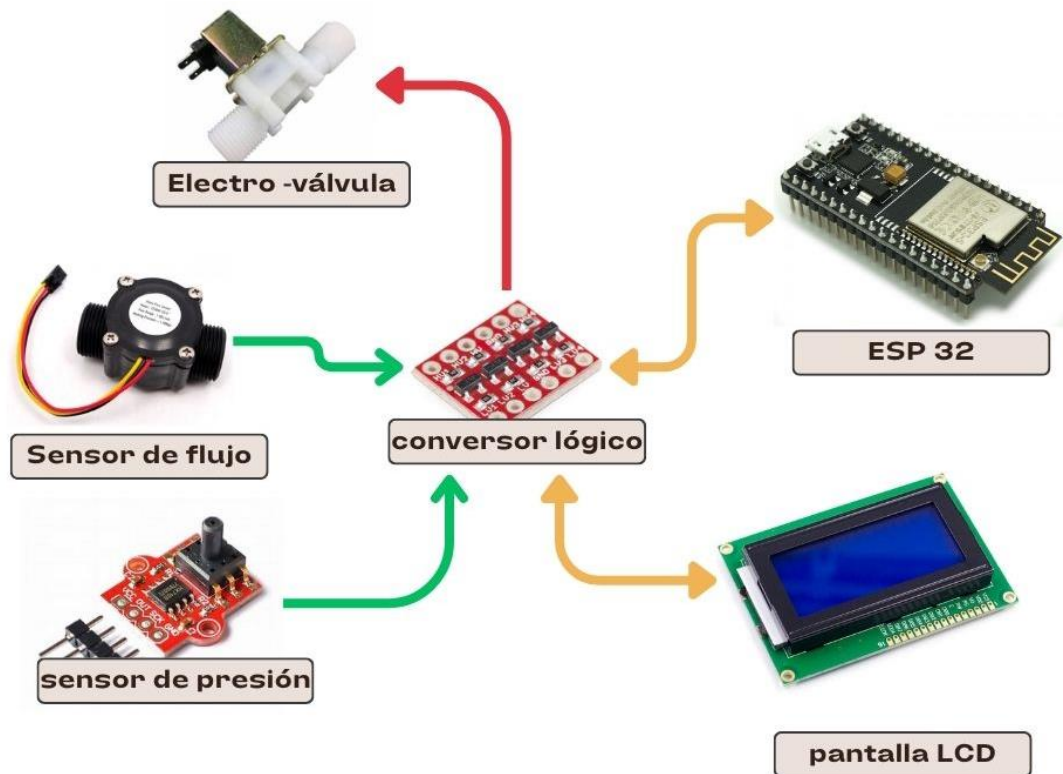
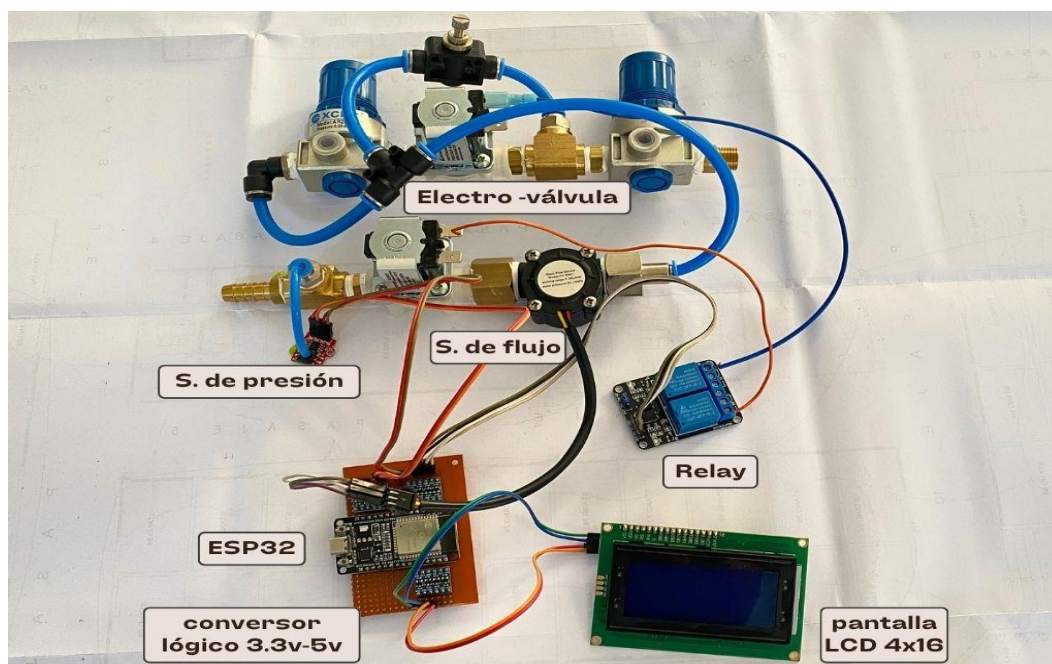


Figura 24

Implementación del circuito de electrónico para insuflador de CO2



Acondicionamiento del microcontrolador ESP32, es el encargado del funcionamiento correcto del equipo de insuflador CO2, realiza el procesamiento de datos de los sensores y toma la decisión de activar o desactivar las electroválvulas y esta información lo muestra en una pantalla LCD. En la siguiente tabla mostraremos las conexiones de los pines que está haciendo utilizado por el microcontrolador ESP 32 para conectarse con los distintos módulos que se utiliza.

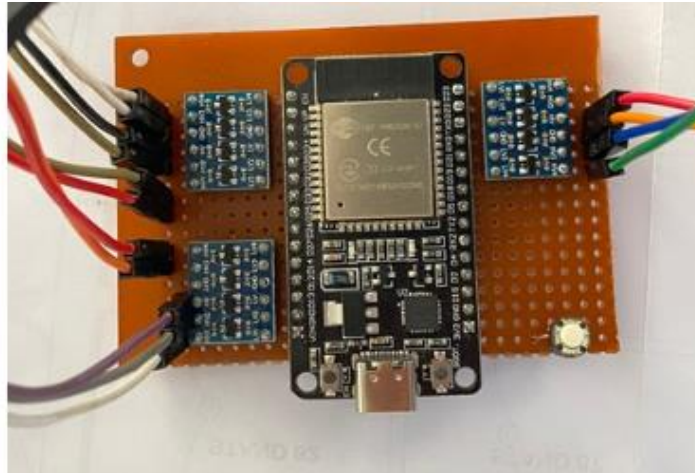
Tabla 1

Conexiones entre el microcontrolador ESP 32 y los sensores y actuadores.

Pin del microcontrolador ESP 32	Conexión
D2	Sensor de flujo
D4, D5	Sensor de presión
D21, D22	Modulo I2C, Pantalla LCD
D26	Relay n°1
D33	Relay n°2
D23	Botón de inicio
Vin	Alimentación de corriente

Figura 25

Conexiones del microcontrolador ESP32.

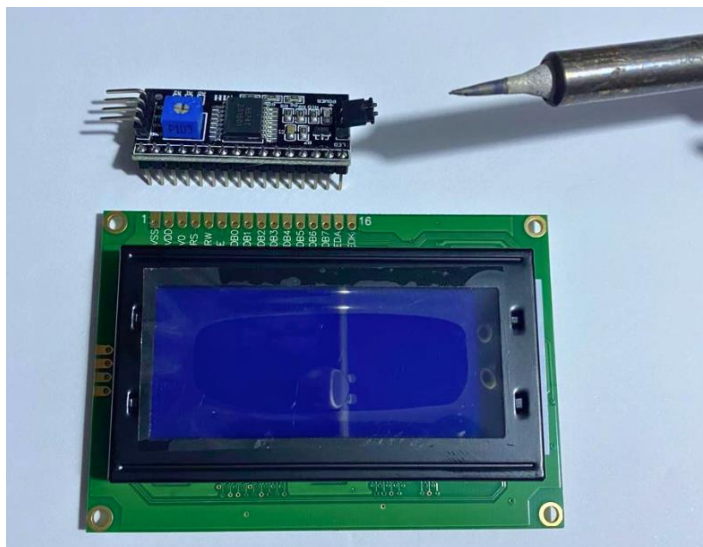


Acondicionamiento del conversor lógico 3.3 voltios a 5 voltios. Las entradas y salidas de este módulo sólo nos permiten convertir el voltaje de 3.3 voltios a 5 voltios y viceversa, y no realiza otra actividad por tal motivo las conexiones serán las mismas que tiene el microcontrolador ESP 32.

Acondicionamiento de la pantalla LCD. Para mostrar la información proveniente de microcontrolador ESP 32 tenemos que realizar el siguiente acondicionamiento a la pantalla LCD que es principalmente soldar el módulo i2c a la placa electrónica de la pantalla como se muestra en la imagen n41442.

Figura 26

Acondicionamiento de la pantalla LCD



Las conexiones que se realiza entre el Módulo i2c y el microcontrolador ESP 32 se muestra en la siguiente tabla

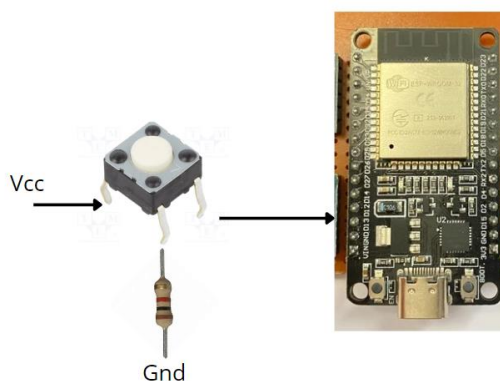
Tabla 2

Conexiones de pines entre el microcontrolador ESP 32 y el módulo I2C.

Módulo i2c	ESP 32
GND	GND
VCC	5V
SDA	D21
SCL	D22

Acondicionamiento de los botones, lo utilizamos para dar inicio a la insuflación, la conexión de estos botones es de tipo Pull Up, quiere decir que hay una resistencia de 100 ohmios conectadas a la entrada del ESP 32 y cada vez que se presione el botón hay un pulso de 3.3 voltios.

En la siguiente imagen se muestra la conexión pull up de la resistencia y el botón

Figura 27*Acondicionamiento del botón Pull Up***Tabla 3***conexiones del botón y el ESP 32*

Botones	ESP 32
Botón de inicio	D23

Acondicionamiento de las electroválvulas. Para activar y desactivar las electroválvulas es necesario utilizar el módulo de relay para poder alimentar la bobina de la electroválvula adecuadamente y pueda trabajar con normalidad. Las electroválvulas que estamos utilizando en este proyecto trabajan con 12 voltios los cuales no puede ser suministrado por el microcontrolador ni el conversor lógico.

Tabla 4*conexiones del módulo relay y los pines del ESP32*

Relay	ESP 32
IN1 de relay	D26
IN2 de relay	D33
Vcc	5V Fuente externa
GND	GND Fuente externa
V+	12V Fuente externa
V-	GND Fuente externa

Tabla**5***conexiones entre el relay y las electroválvula*

Electroválvula	Relay
L1 Electroválvula nº1	K1 relay nº1
L2 Electroválvula nº1	GND fuente externa 12v
L1 Electroválvula nº2	K2 relay nº2
L2 Electroválvula nº2	GND fuente externa 12v

Acondicionamiento de los sensores de presión. Para este circuito se utilizó del módulo sensor de presión, es un dispositivo que viene integrado con un chip ADC, por lo cual necesita una frecuencia de reloj proveniente del ESP 32 y retorna la información en pulsos cuadrados, entonces tenemos cuatro pines, dónde 2 son de dato, 1 de alimentación y 1 de tierra.

Tabla 6*las conexiones del sensor de presión y el ESP 32.*

Sensor de presión	ESP 32
Vcc	5V Fuente externa
GND	GND Fuente externa
Clk	D4
Drt	D5

Acondicionamiento de los sensores de flujo. Gracias al efecto hall podemos medir el flujo de gas en un determinado tiempo, este sensor se alimenta con 5 voltios y genera pulsos cuadrados de acuerdo a la cantidad de giros de la mariposa interna que posee y su conexión al SP 32 se muestra en la siguiente tabla.

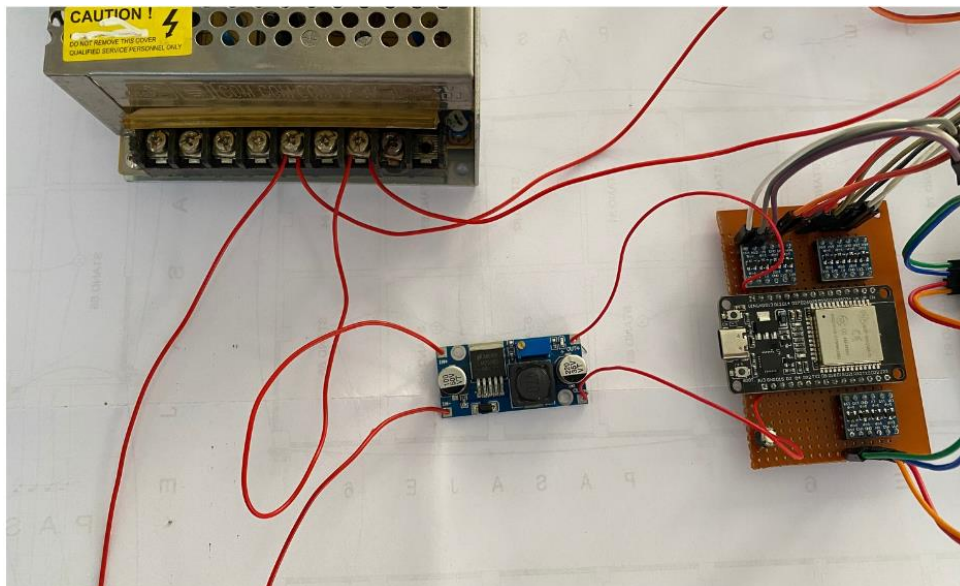
Tabla 7*las conexiones del sensor de flujo y el ESP 32*

Sensor de flujo	ESP 32
Vcc	5V Fuente externa
GND	GND Fuente externa
datos	D2

Acondicionamiento de la fuente de alimentación. Para poder alimentar de energía eléctrica a nuestro circuito necesitamos de 2 voltaje diferentes. Para la fuerza 12v qué es usado por las electroválvulas y para el circuito de control necesitamos una tensión de 5 V. El ESP 32 tiene internamente un reductor de voltaje (de 5v a 3.3v) lo que nos permite trabajar con 5 voltios sin problemas. En la figura podemos observar qué tenemos una fuente de alimentación tipo switching de 12V 10A y un reductor de voltaje qué nos entrega 5V.

Figura 28

Acondicionamiento de la fuente de alimentación

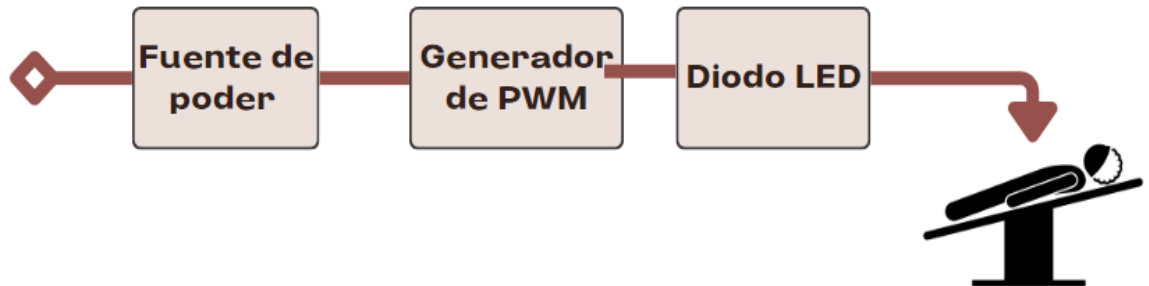


3.6.2.2 Implementación del equipo fuente de luz

Realizamos el diagrama de bloque para mostrar el funcionamiento general de la fuente de luz.

Figura 29

Diagrama de bloques de fuente de luz Fuente



Como podemos ver, este equipo tiene un circuito electrónico muy básico, solo cuenta con una fuente de alimentación, un regulador de voltaje y un LED. A continuación, en la figura 31, se muestra el diagrama de la instalación eléctrica del equipo fuente de luz

Figura 30

Diagrama de conexiones de componentes electrónicos para la fuente de luz

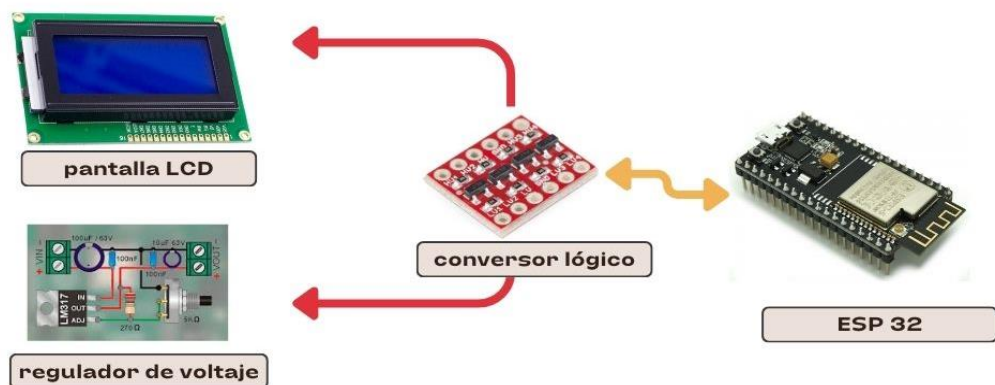
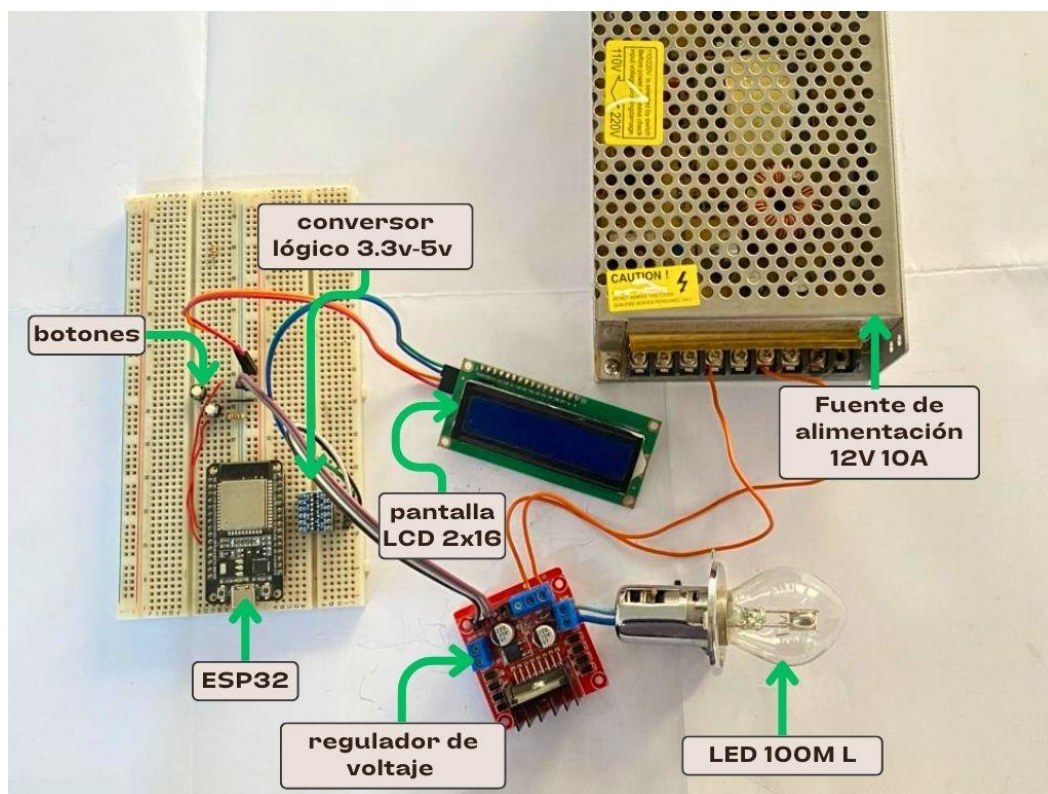


Figura 31

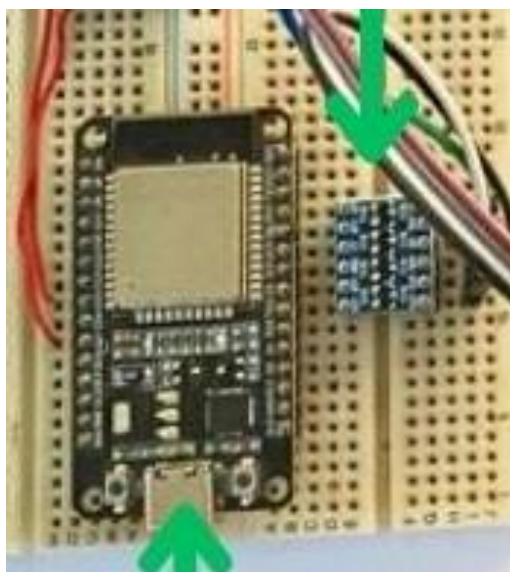
Implementación del circuito de electrónico para fuente de luz



Acondicionamiento del microcontrolador ESP32 para la fuente de luz, En la siguiente tabla mostraremos las conexiones de los pines que está usando el microcontrolador ESP 32, con los distintos módulos electrónicos, para implementar el circuito de fuente de luz.

Figura 32

Conexiones al microcontrolador ESP32 para la fuente de luz

**Tabla 8**

las conexiones de los pines del microcontrolador ESP 32 y los componentes periféricos

Pin del microcontrolador ESP 32	Conexión
D21, D22	Modulo I2C, Pantalla LCD
Vin	Fuente de poder
D25	Botón de subida
D27	Botón de bajada
D2, D4, D5	módulo puente h

Acondicionamiento del conversor lógico 3.3 voltios a 5 voltios. Al igual que el circuito anterior las entradas y salidas de este módulo sólo nos permiten convertir el voltaje de 3.3 voltios a 5 voltios y viceversa y no realiza otra actividad por tal motivo las conexiones serán las mismas que tiene el microcontrolador ESP 32.

Acondicionamiento módulo puente H. Para el funcionamiento de este módulo se tiene que conectar a una fuente 12 voltios y 10 amperios, se tiene que conectar 3 pines al SP 32 y tiene 2 salidas para conectar el led de alta intensidad. 2 de los pines que se conecta al ESP 32 son para indicar si está encendido o apagado el led y un pin es por donde se envía el PWM para variar la luminosidad del led.

Tener en cuenta que se tiene que conectar la tierra de ESP 32 y el módulo puente H para que haya un buen funcionamiento del circuito.

En la siguiente tabla se puede apreciar las conexiones que se realizó al módulo puente h.

Tabla 9

Conexión del pueste H con el ESP32, fuente de poder, y LED de alta intensidad.

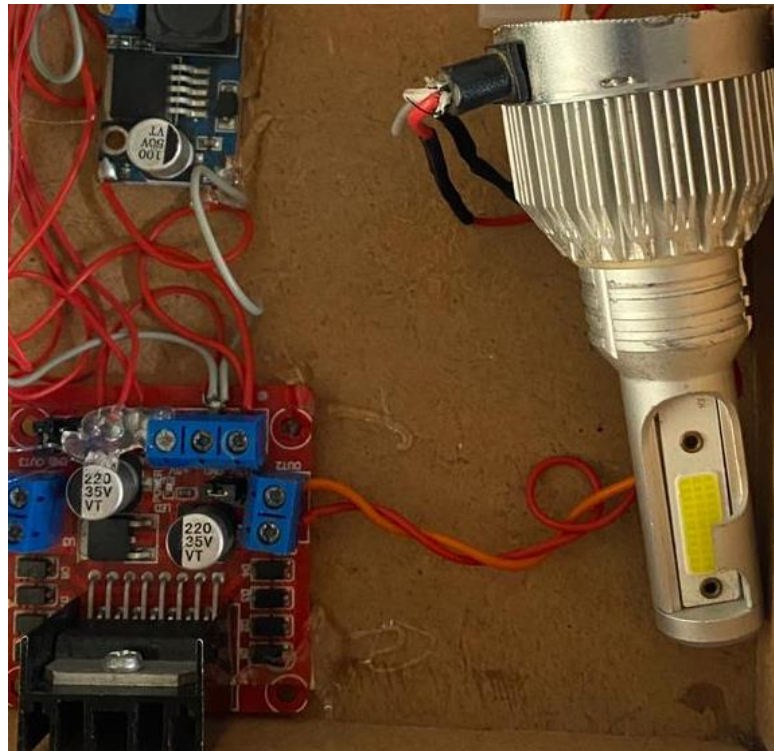
punte H	ESP 32
Vcc	5V Fuente externa
GND	GND Fuente externa
IN1	D2
IN2	D4
ENA	D5

Acondicionamiento de led de alta intensidad, este componente electrónico se conecta a la salida del puente H, quien amplifica el ancho de pulso proveniente del microcontrolador ESP 32, como se muestra en la figura, este led de alta intensidad trabaja a 12 voltios teniendo un consumo de corriente máximo de 2 amperios.

La salida de esta luz tiene un adaptador especial para colocar una fibra óptica que nos permite llevar la luz desde el equipo hasta la óptica de laparoscopia quién es el encargado de introducir esa luz al abdomen del paciente.

Figura 33

Acondicionamiento de led de alta intensidad



3.6.2.3 Implementación de un procesador de vídeo

A continuación, se muestra el diagrama de funcionamiento de un procesador de vídeo laparoscópico.

Figura 34

diagrama de funcionamiento para la obtención de imágenes intrabdominales



Acondicionamiento de la cámara CMOS. Como podemos observar el objetivo de este equipo es obtener imágenes intra abdominales en tiempo real, para ello implementamos una cámara CMOS, que ingresa al paciente mediante una óptica laparoscópica, y se conecta a un monitor TV 32" mediante cable HDMI. Requiere una alimentación de 5 voltios y 0.5 amperios que se obtiene a partir del cargador de un celular.

En el sensor de la cámara CMOS se instala un adaptador para poder colocar la óptica laparoscópica como se muestra en la figura. para poder visualizar las cavidades intrabdominales de los pacientes.

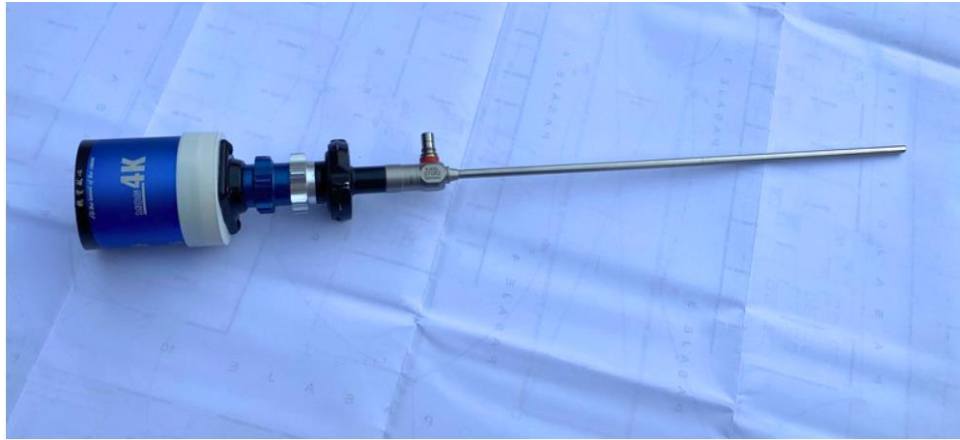
Figura 35

Conexión HDMI y cargador a la cámara CMOS



Figura 36

cámara CMOS, adaptador de óptica laparoscópica y óptica laparoscópica.



Acondicionamiento monitor o TV. Para este proyecto utilizaremos un televisor de la marca LG que nos permitirá visualizar las imágenes captadas por la cámara CMOS, tiene una alimentación a 220 voltios tiene entrada HDMI siendo las características más importantes para nuestro proyecto.

Figura 37

Conexiones de HDMI al monitor



3.6.3. Desarrollo del código del proyecto.

Explicaremos el funcionamiento del código de manera separada para cada equipo, dado que cada equipo tiene un microcontrolador por separado y cumple funciones totalmente distintas.

3.6.3.1 Desarrollo del código para el sistema de insuflación de gas CO₂.

Declaración de librerías que se van a utilizar en el código del sistema de insuflación de gas CO₂. Entender que las librerías son programas escritas por otras personas que nos ayudan a utilizar los módulos de una manera mucho más fácil y rápido, por ese motivo incluimos la librería Q2HX771.h para poder utilizar el módulo de presión enviándole unos pulsos de reloj y recibiendo pulsos cuadrados provenientes de la conversión análoga digital del chip HX710B. Incluimos la librería LiquidCrystal_I2C.h para poder enviar datos a la pantalla LCD de una manera más fácil, y usamos la librería Wire.h para iniciar el protocolo de comunicación i2c.

```
// incluir librerías
#include <Q2HX771.h> // librería de Presión
#include <LiquidCrystal_I2C.h> // comunicación con la pantalla LCD
#include <Wire.h> // protocolo i2c
```

Asignamos las variables globales para el sensor de presión. Utilizamos la variable const byte para asignar valores de solo lectura al pin de entrada de datos del módulo de sensor de presión, y a la vez aprovechamos para declarar los pines de conexión al ESP 32.

```
const byte pin_Datos1 = 33;
```

También usamos la variable const byte para enviar los pulsos de reloj a los mismos módulos del sensor de presión. y declarar los pines de conexión al ESP 32.

```
const byte pin_Reloj = 32;
```

se declara las variables de valor entero sin signo, con valores comprendidos entre 0 y 4.294.967.295, para guardar la información de datos de la presión del sensor de presión, y a la vez declarar los pines de conexión al ESP 32.

```
uint32_t delSer;  
int32_t pres1;
```

Asignamos las variables globales para el sensor de flujo, haciendo uso de la const byte para realizar lecturas del pulso cuadrado que nos entrega el sensor de flujo por el efecto Hall, también se indica la conexión al pin del ESP 32.

```
const byte interruptPin = 14;
```

Declaramos las variables tipo volatile int para acceder rápidamente y almacenar el valor de cantidad de pulsos que hay en un determinado tiempo.

```
volatile int rpmcont;
```

Declaramos la variable tipo uint32_t para guardar el valor de flujo, luego de hacer la operación matemática para convertir los pulsos cuadrados en valor numérico decimal.

```
uint32_t Calc;
```

Y por último declaramos las variables globales para poder controlar el relay y poder activar y desactivar las electroválvulas. Usamos la variable tipo entero int para asignar las salidas de señal para los relay, también indicamos el pin de salida del ESP 32.

```
int relay1 = 5;  
int relay2 = 18;
```

Utilizamos la variable booleana para definir el estado del botón inicio, ya que esta variable sólo podemos guardar 2 posibles valores, verdadero o falso, prendido o apagado.

```
bool boton_inicio;
```

Para el botón iniciar, asignamos la variable constante entera con #define para ahorrar memoria RAM, indicamos el pin de conexión con el ESP 32.

```
#define BUTTONRIGHT 4
```

Para enviarle datos a la librería LiquidCrystal_I2C.h utilizamos la función constructor quién nos crea un objeto de clase LiquidCrystal_I2C lcd(, ,) dónde indicaremos la dirección o punto de inicio, cuántas columnas y cuántas filas tiene nuestra pantalla LCD, qué utilizaremos para este sistema de insuflación. Se escribe de la siguiente manera por qué nuestra pantalla LCD es de 16 columnas por 4 filas.

```
LiquidCrystal_I2C lcd(0x3f, 16, 4);
```

Para hacer uso de la librería Q2HX711.h usamos una función constructor quién crea un objeto de clase Q2HX711 hx711 para el sensor de presión, donde se le indicará los pines de datos y pulso de reloj.

```
Q2HX711 hx711(pin_Datos, pin_Relej);
```

Función principal para la declaración de variables y pines de conexión del ESP 32. En la función principal void setup se declara las variables y se indica si los pines son de entrada o salida del ESP 32. Como podemos ver los relay son de salida de datos y los botones son de entrada de datos.

```
void setup() {

  pinMode(relay1, OUTPUT);
  pinMode(relay2, OUTPUT);

  pinMode(BUTTONINICIAR, INPUT);
```

Posteriormente procedemos a inicializar la pantalla LCD con las siguientes líneas.

```
lcd.init();
lcd.backlight();
lcd.clear();
```

Se establece el mensaje de bienvenida e inicializando el programa para su funcionamiento.

```

lcd.setCursor(0,0); lcd.print("BIENVENIDO ");
lcd.setCursor(0,1); lcd.print("PROYECTO TSP ");
lcd.setCursor(0,2); lcd.print("FIEE-UNMSM ");
lcd.setCursor(0,3); lcd.print(" 2024");
delay(5000);

```

Función para saber el flujo de CO2. La finalidad de esta función es obtener la cantidad de gas CO2 que está pasando o fluyendo por hacia el paciente, cómo este sensor genera pulso de onda cuadrado, por el efecto Hall, al girar la mariposa interna, entonces procederemos a contar y guardar esos datos en la variable rpmcont, después realizamos una operación matemática para convertir la frecuencia en caudal litros / minutos, para finalizar mostramos la información en la pantalla LCD.

```

rpmcont = 0;
sei();
delay(1000);
cli();

Calc = (rpmcont * 360 / 350);

lcd.setCursor(8,0);
lcd.print("Fluj: ");
lcd.print(Calc);
lcd.print(" L/m ");
delay(5000);

attachInterrupt(digitalPinToInterrupt(interruptPin), rpm, RISING);

```

Función para hacer la sumatoria de pulsos. Esta función la utilizamos para hacer la sumatoria de pulsos en un determinado tiempo,

```

void rpm(){
  rpmcont++;
}

```

Función para obtener datos del sensor de presión. El objetivo de esta función es obtener la presión del sensor, estos datos son importantes por qué nos muestra la presión intrabdominal del paciente. La librería hx711.h realiza la **conversión ADC** y guardamos estos valores en la variable aux. Luego realizamos una condicional dónde limitamos los valores mínimos y máximos de la presión. Estos datos lo mostramos en la pantalla LCD y lo usamos para tomar decisiones de apertura y cierre de las 2 electroválvulas.

```

void S_presion(){

    uint32_t aux;
    uint32_t pres;

    aux = hx711.read()/100.0;
    pres = aux/800;
    pres1 = pres-100;
    Serial.println("aux:" + String(aux));

    if (delSer + 500 < millis()) {
        Serial.println("aux1:" + String(aux));
        delSer = millis();
    }
    else if (delSer > millis()){
        delSer = millis();

    }

    lcd.setCursor(0,0); lcd.print("S_Press:");
    lcd.setCursor(9,0); lcd.print(pres1);
    lcd.setCursor(12,0); lcd.print("mmHg");

    delay(500);lcd.clear();

}

```

Función para activar y desactivar las electroválvulas. La finalidad de esta función es poder controlar las electroválvulas a través de los relay, Primero usamos la variable entera pres1 para guardar el valor de la presión intrabdominal del paciente, este dato lo obtenemos el sensor de presión, luego realizamos una condicional dónde indicamos que si la Pmax es menor a 10 mmHg el relay n°1 se activará, en caso contrario este relay permanece inactivo. Luego realizamos una segunda condicional dónde indicamos que, Si se cumple que Pmax menor a 12 mmHg entonces se activa el relay n°2 de ese modo el gas CO 2 llega al paciente.

```

void inicio(){
    //int Pmax = aux1*100/8000;

    buton_inicio = digitalRead(BUTTONRIGHT); //btn para iniciar el flujo

```

```

    if (pres1<10 ){
    digitalWrite(relay1, HIGH); // prender  relay2 al apacinte

    lcd.setCursor(-4,2); lcd.print("E_Val 1:  ON  ");
    }
    else {
    digitalWrite(relay1, LOW);

    lcd.setCursor(-4,2); lcd.print("E_Val 1:  OFF  ");

    }

    if (pres1<12 ){
    digitalWrite(relay2, HIGH); // prender  relay1 inicio de isuflacion

    lcd.setCursor(-4,3); lcd.print("E_Val 2:  ON  ");

    }
    else {
    digitalWrite(relay2, LOW);
    lcd.setCursor(-4,3); lcd.print("E_Val 2:  OFF  ");
    }

}

```

La función void loop(). Lo usamos para hacer el llamado de las otras sub funciones y de esa manera tener un código de programación mucho más ordenado y entendible.

```

void loop() {

S_flujo();
sensor1();
inicio();

}

```

3.6.3.2 Desarrollo del código para el sistema de fuente de luz.

Declaración de librerías que se van a utilizar en el código de fuente de luz. Estas librerías nos permiten acceder a funciones mucho más fácil y rápido, para poder enviar datos a la pantalla LCD utilizamos la librería LiquidCrystal_I2C.h y para poder utilizar el protocolo de comunicación i2c usamos la librería Wire.h.

```
#include <LiquidCrystal_I2C.h>
#include <Wire.h>
```

Para comunicarnos con la pantalla LCD, declaramos el objeto clase LiquidCrystal_I2C lcd(); indicándole qué la pantalla qué vamos a usar tiene 16 columnas por 2 filas.

```
LiquidCrystal_I2C lcd(0x3f, 16, 2);
```

Para los botones y las salidas de conexión del puente H, asignamos la variable constante entera con #define para ahorrar memoria RAM, indicamos el pin de conexión con el ESP 32.

```
#define BUTTONRIGHT 25    //botones fisicos
#define BUTTONLEFT 27    //botones fisicos
#define IN1 4            //para conectar al puente H
#define IN2 5            //para conectar al puente H
#define ENA 18           //para conectar al puente H
```

Declaramos las variables globales tipo entero para guardar información de la memoria.

```
int speedLuz = 250;  // luz al 100%
int barra = 16;     // para barra
int barraD = 10;
int i = 10;
```

Utilizamos la variable tipo booleana para definir el estado de los botones, si encuentra en estado alto o en estado bajo.

```
bool statusLeft;    //para estado de boton
bool statusRight;   //para estado de boton
```

Función principal void setup () para la declaración de variables y pines de conexión del microcontrolador. Declaramos las variables y los pines para la conexión con el ESP 32

```
pinMode(BUTTONRIGHT, INPUT);    // lectura de boton fisico subir luz
pinMode(BUTTONLEFT, INPUT);     // lectura de boton fisico bajar luz

pinMode(IN1, OUTPUT);
pinMode(IN2, OUTPUT);
pinMode(ENA, OUTPUT);
//encender luz
digitalWrite(IN1, HIGH);
digitalWrite(IN2, LOW);
```

Posteriormente procedemos a inicializar la pantalla LCD con la siguiente línea hola

```
lcd.init();
lcd.backlight();
lcd.clear();
```

. Se establece el mensaje de bienvenida e inicializando el programa para su funcionamiento.

```
lcd.setCursor(0,0); lcd.print("PROYECTO TSP ");
lcd.setCursor(0,1); lcd.print("FIEE-UNMSM ");
delay(5000);
```

Función principal void loop() para realizar el desarrollo de las operaciones del código. Primero iniciamos preguntando el estado de los botones, si se encuentran en poll up.

```
void loop() {

statusRight = digitalRead(BUTTONRIGHT); //btn subir luz
statusLeft = digitalRead(BUTTONLEFT);    //btn bajar luz
```

Ahora realizamos una condicional **IF**, sí el botón disminuir está en estado alto entonces los reducir el brillo de la LED en un 25%. Aprovechamos esta condicional para indicar el porcentaje de la barra en la pantalla LCD.

```
if(statusLeft == HIGH){           // btn fisico

    if(speedLuz <= 0){
        speedLuz = 0;
    }

    else{
        //lcd.clear();
        speedLuz = speedLuz - 25;
        barra = barra -1;
        // lcd.clear();
    }
}
```

Realizamos una condicional **IF**, sí el botón aumentar está en estado alto entonces los incrementar el brillo de la LED en un 25%. Aprovechamos esta condicional para indicar el porcentaje de la barra en la pantalla LCD.

```
if(statusRight == HIGH){
    //if(leer_pto_serial=='0') {
        if(speedLuz >= 250){
            speedLuz = 250;
        }
        else{
            speedLuz = speedLuz + 25;
            barra = barra +1;
            //lcd.clear();
        }
    }
}
```

La función `analogWrite` se encarga de enviar el ancho de pulso al puente H para que de esa forma se puede controlar el brillo del led.

```
analogWrite(ENA, speedLuz);
```

En la pantalla LCD mostramos el porcentaje de brillo del led que se está emitiendo hacia el paciente.

```
lcd.clear();
lcd.setCursor(0,0);
lcd.print("luz=");

lcd.print(speedLuz*10/25);
lcd.print("%");
```

Se declara una condicional **FOR** establecer una barra, en la parte inferior de la pantalla LCD, que hace referencia al porcentaje de brillo de luz.

```
for(i=6;i<barra;i++){

    lcd.setCursor(i, 1);
    lcd.write(0xFF);
}
delay(250);
}
```

3.7 Resultado de la actividad

Luego de realizar las instalaciones correspondientes pasamos a mostrar el funcionamiento de los 3 equipos de laparoscopia.

3.7.1 Resultado del sistema de insuflación de gas de CO₂. Posterior al ensamblaje de la parte mecánica y las conexiones de la parte electrónica, realizamos una verificación de la instalación y procedemos a hacer la prueba de funcionamiento este equipo.

Al presionar el botón de encendido energizamos el circuito, primeramente, nos muestra la pantalla de bienvenida que programamos, dando inicio al funcionamiento del equipo,

Figura 38

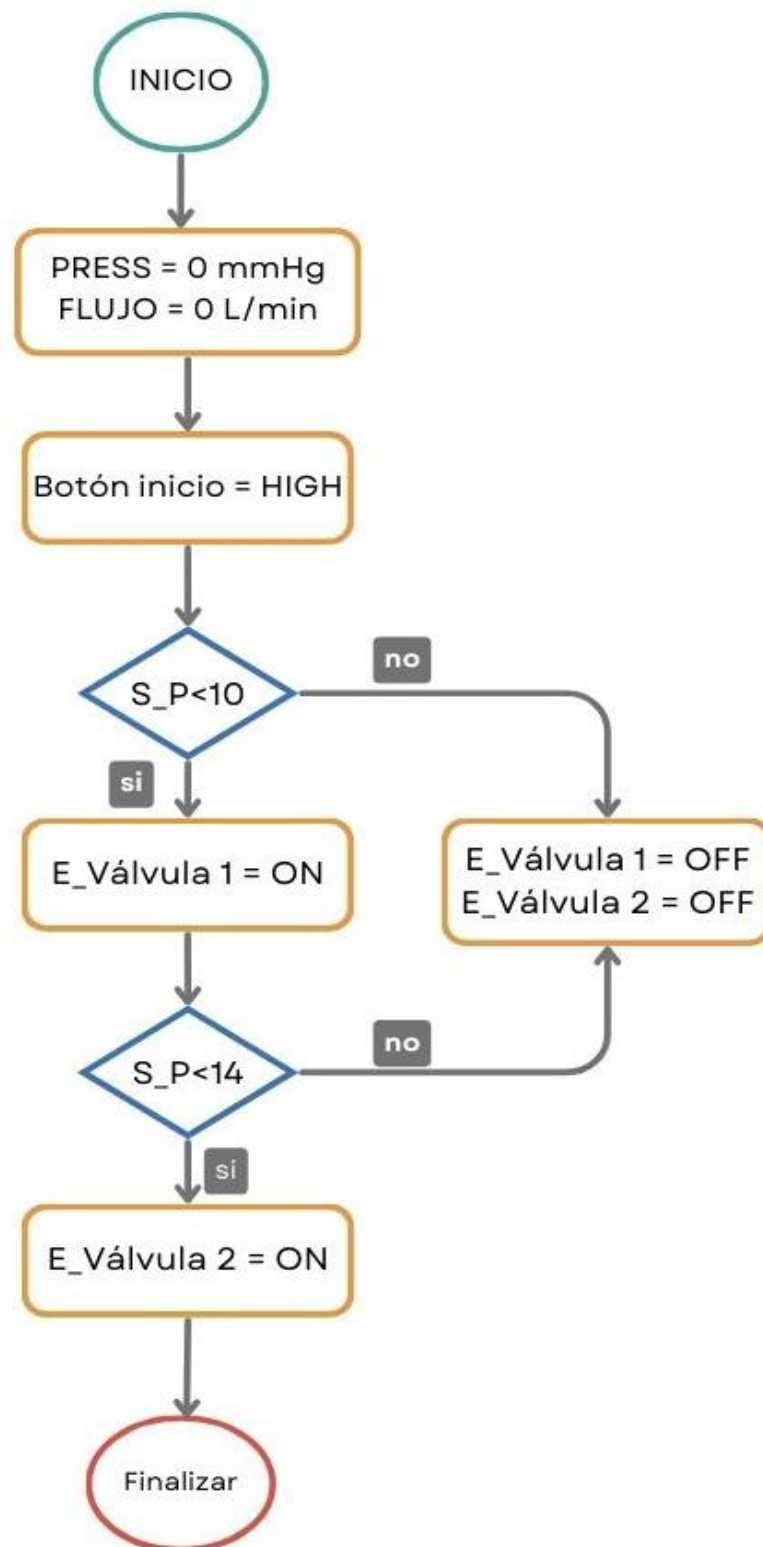
Pantalla De Bienvenida



El funcionamiento de este equipo lo podemos ver en el siguiente diagrama de flujo

Figura 39

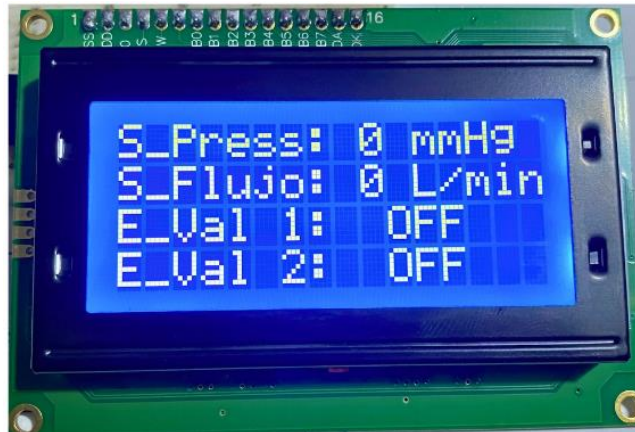
Diagrama de flujo de funcionamiento del insuflador



Al principio la presión intrabdominal del paciente es igual a 0 mmHg y el flujo de gas CO₂ es igual a 0 L/min, y los 2 relay se encuentra apagados.

Figura 40

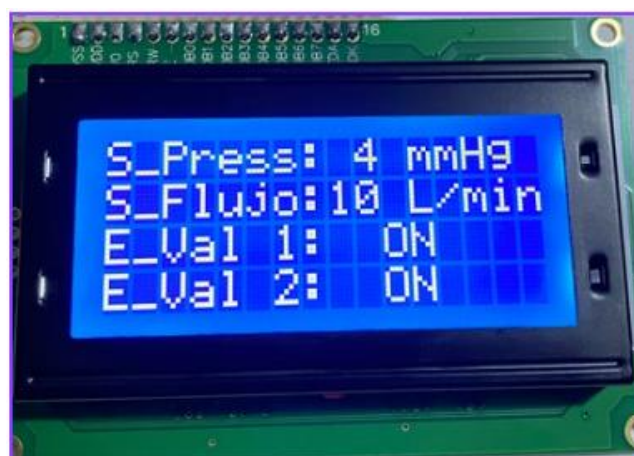
Interfaz antes de comenzar la insuflación



Entonces para comenzar con la insuflación presionamos el botón iniciar, activando a los 2 relay al mismo tiempo, quién inmediatamente activan las 2 electroválvulas. Y el gas CO₂ empezará a fluir hacia el paciente. Generando que el flujo sea igual a 10 L/min, y que la presión empiece a aumentar poco a poco.

Figura 41

Interfaz inicio de insuflación



Si la presión intraabdominal del paciente no supera los 10 mmHg, la electroválvula n°1 permanecerá abierta, y si se llega a superar los 10 mmHg esta electroválvula se cerrará inmediatamente.

Figura 42

Interfaz de insuflación de 1L/min

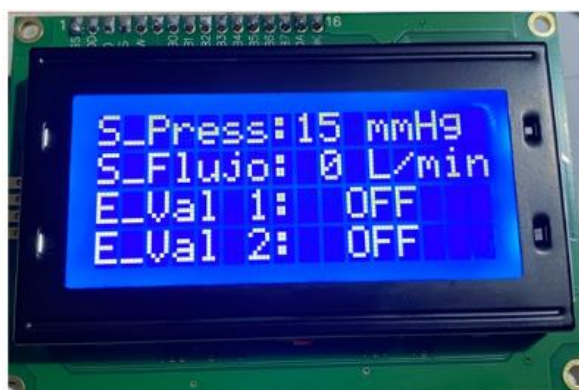


El gas CO₂ seguirá fluyendo, hacia el paciente, por la derivación que colocamos haciendo puente a la electroválvula n°1 y regulador de presión n°2. Pero a un flujo de 1 L/min, ya que en esa derivación colocamos el regulador de flujo. Este flujo sirve para compensar las fugas que ocurre por los trocates durante la operación. Idealmente se debe permanecer en este estado durante toda la cirugía.

Sí la presión intrabdominal supera los 14 mmHg, el relay n°2 se desactivará y la electroválvula n°2 se cerrará, impidiendo el flujo de gas CO₂ hacia el paciente.

Figura 43

Interfaz suspensión de insuflación por superar la presión



A continuación, se muestra una tabla explicando este funcionamiento más detalladamente y para una mayor comprensión.

Tabla 10

Funcionamiento del equipo insuflador de gas de CO₂.

Sensor de presión	Press < 10 mmHg	Press < 14 mmHg	Press > 14 mmHg
Sensor de flujo	10 L/min	1 L/min	0 L/min
Electroválvula n°1	Encendido	Apagado	Apagado
Electroválvula n°2	Encendido	Encendido	Apagado
Regulador de presión N°1	Regula la presión al inicio a 100 mmHg		
Regulador de presión n°2	Regula la presión a 10 mmHg		
Regulador de flujo	Regula el fujo a 1 L/min		

3.7.1 Resultado del sistema de fuente de luz. Luego de realizar las instalaciones eléctricas y verificar que las conexiones estén conectadas correctamente procedemos a realizar la prueba de funcionamiento del sistema fuente de luz.

Energizamos el circuito y nos muestra la bienvenida, qué programamos, en la pantalla LCD, dando inicio al funcionamiento del equipo.

Figura 44

Interfaz Pantalla De Bienvenida



Posterior nos muestra en la pantalla LCD, el porcentaje de brillo de la luz del led, tanto numeración decimal como en una barra inferior de la pantalla LCD. Lo programamos para que inicie en 100% de brillo, dado que es la opción más utilizada por la mayoría de los médicos.

Figura 45

Interfaz luminosidad 100%.

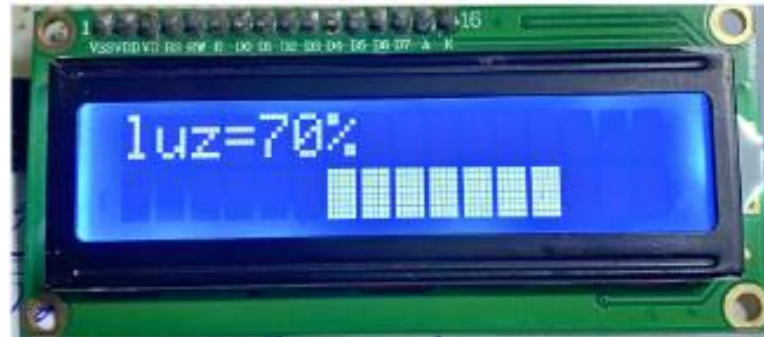


Inmediatamente el puente H entra en funcionamiento y energiza al Led de alto brillo para que entre en funcionamiento.

Se utiliza los botones para reducir (botón reducir) o aumentar (botón aumentar) la intensidad de la luz led.

Figura 46

Interfaz variación de luminosidad



Para finalizar sólo se apaga el equipo, desenergizando el circuito y la luz led.

posterior a la implementación de estos tres equipos, se instaló en un pedestal de forma vertical los 3 equipos incluyendo el monitor TV en la parte superior y un tomacorriente en la parte inferior para conectar los equipos. A esta organización de equipos se denominó torre de laparoscopia veterinario.

Figura 47

torre de laparoscopia veterinario



CAPITULO IV: CONCLUSIONES

4.1 Justificación

En el presente trabajo de suficiencia profesional se dio a conocer cómo se implementó una torre de laparoscopia de grado veterinario y bajo costo, así como cada una de sus partes que lo conforma. Para cumplir con el qué tiene el instituto nacional de salud del niño con los profesionales de la salud.

4.2 Evaluación económica

Para la implementación del presente trabajo de suficiencia profesional se realizó una evaluación económica de los componentes electrónicos y componentes mecánicos que se pueden adquirir en el mercado local, buscando cotizaciones para poder implementar los equipos aún bajo costo. En la siguiente tabla se muestra los costos de todos los componentes que se utilizó para este proyecto de TSP.

Tabla 11

Costos de implementación de la torre de laparoscopia de grado veterinario.

Ítem	Nombre del componente	cantidad	Precio unitario	Precio
1	Microcontrolador ESP 32	2	40.00	80.00
2	Sensor de flujo	1	25.00	25.00
3	Sensor de presión	1	20.00	20.00
4	Cámara CMOS	1	500.00	500.00
5	Monitor TV LG	1	500.00	500.00
6	Modulo Relay	1	16.00	16.00
7	Pantalla LCD	2	24.00	48.00
8	Modulo I2C	2	16.00	32.00
9	Conversores lógicos 3.3v-5v	4	4.00	16.00
10	Modulo Puente H	1	22.00	22.00
11	LED alta intensidad	1	60.00	60.00
12	Cables para conexiones	1	60.00	60.00
13	Fuente de poder 12v 10A	2	55.00	110.00
14	Reductor de voltaje 12v a 5v	2	15.00	30.00
15	2x Regulador de presión	2	60.00	120.00
16	Regular de flujo	1	25.00	25.00

17	Electroválvula	2	35.00	70.00
18	Derivaciones T	3	8.00	24.00
19	Tubería por metro	2	4.00	8.00
20	Conexiones para tubería	5	20.00	100.00
21	Pedestal de metal con ruedas	1	250.00	250.00
			total	2116.00

4.3 Conclusiones

- En este trabajo se implementó un insuflador de gas CO₂ de grado veterinario y de bajo costo en la sala de operaciones del servicio de cirugía experimental del Instituto Nacional de Salud del Niño para mejorar el servicio de salud.
- Se implementó una fuente de luz de bajo costo en la sala de operaciones del servicio de cirugía experimental del Instituto Nacional de Salud del Niño para mejorar el servicio de salud.
- Se implementó un procesador de vídeo con monitor – tv de bajo costo en la sala de operaciones del servicio de cirugía experimental del Instituto Nacional de Salud del Niño para mejorar el servicio de salud.
- Las prácticas quirúrgicas que se realizaron con la torre de laparoscopia de grado veterinario fueron efectivos cumpliendo su objetivo de aprendizaje en la formación de los médicos.
- La mayor dificultad en la implementación de la torre de laparoscopia de grado veterinario fue conseguir los sensores y actuadores de precisión en el mercado local, prolongando el tiempo de ensamblaje del mismo.

CAPITULO V: RECOMENDACIONES

- Se recomienda la implementación de la torre de laparoscopia de grado veterinario en los centros de cirugía experimental de otros hospitales para mejorar el servicio de salud a nivel nacional.
- Si bien la implementación de la torre de laparoscopia de grado veterinario es muy óptima se recomienda seguir su investigación para mejorar las capacidades de funcionamiento del equipo.
- El funcionamiento de la torre de laparoscopía de grado veterinario es muy básico se recomienda la capacitación al personal médico que va a hacer uso y también a los técnicos que van a realizar su mantenimiento.
- Se recomienda la implementación de otros equipos médicos de grado veterinario para poder realizar experimentación y mejorar las habilidades quirúrgicas en los futuros médicos y de esa manera se llega a mejorar el servicio de salud.

CAPITULO VI: BIBLIOGRAFIA

- Alonso. (2018). Cirugía de mínima invasión en veterinaria: Evolución, impacto y perspectivas para el futuro. *Revista de la Facultad de Medicina Veterinaria y de Zootecnia*, 65(1), 84-98.
- Armotec. (s.f.). *Cámara Digital para Microscopio 18MP VE-LX1800*. Recuperado el 20 de 04 de 2024, de armotec: <https://armotec.pe/products/camara-digital-para-microscopio-18mp-ve-lx1800>
- Benito, Á. (2019). *Desarrollo de aplicaciones para IoT con el módulo ESP32 [Tesis de grado, Universidad de Alcalá]*. Repositorio Institucional. Obtenido de <http://hdl.handle.net/10017/35420>
- Emerson. (s.f.). *Control de fluidos & neumática*. Recuperado el 14 de 04 de 2024, de emerson: <https://www.emerson.com/es-pe/automation/fluid-control-pneumatics>
- Ferrero Herrero, Eduardo. (2019). *Manual de cirugía laparoscópica avanzada experimental en cirugía colorrectal*. Madrid: Dykinson.
- García , A. (2005). *El Control Automático en la Industria*. Ediciones de la Universidad de Castilla-La Mancha.
- García Casal, V., & Rebanal Gago, M. (7 de Mayo de 2024). *TEMA 2. CIRUGÍA POR LAPAROSCOPIA*. Obtenido de Salusplay: <https://www.salusplay.com/apuntes/quiropano-y-anestesia/tema-2-cirugia-por-laparoscopia>
- Gutiérrez, M., & Iturralde, S. (2017). *Fundamentos Básicos de Instrumentación y Control*. UPSE.
- HETPRO. (2014). *Sensor de flujo YF-S201*. Obtenido de HETPRO: <https://hetpro-store.com/TUTORIALES/sensor-de-flujo/>
- Hrisko, J. (2020). *MPS20N0040D Pressure Sensor Calibration with Arduino*. Obtenido de Maker Portal: <https://makersportal.com/blog/2020/6/4/mps20n0040d-pressure-sensor-calibration-with-arduino>
- Ikiss, J. (2020). *Sistema de adquisición de datos con ESP32 [tesis de grado, Universidad politécnica de Catalunya]*. Repositorio Institucional. Obtenido de <http://hdl.handle.net/2117/344400>

- Ig. (s.f.). *Ig-televisores*. Recuperado el 20 de 04 de 2024, de Ig: <https://www.lg.com/cac/televisores>
- Nano, J. E. (2013). Anestesia en la cirugía laparoscópica abdominal. *Anales de la Facultad de Medicina. Universidad Nacional Mayor de San Marcos.*, Vol. 74, No. 1, pp. 63-70.
- Nqa. (s.f.). *Certificación ISO en el sector médico y sanitario*. Recuperado el 10 de 04 de 2024, de nqa: <https://www.nqa.com/es-mx/certification/sectors/medical-devices-services>
- Ortiz, J. Á. (2014). NEUMOPERITONEO: PRINCIPIOS BÁSICOS. *MEDICA DE COSTA RICA Y CENTROAMERICA LXXI*, 753 - 758.
- Ramos, D., & Salinas, S. (2016). SIMULADORES VIRTUALES PARA ENTRENAMIENTO DE HABILIDADES PARA LAPAROSCOPIA. *Revista Ingeniería Biomédica*, 45-55.
- sdindustrial. (s.f.). *Qué son los componentes electrónicos y cuáles se utilizan más*. Recuperado el 15 de 04 de 2024, de sdindustrial: <https://sdindustrial.com.mx/blog/componentes-electronicos-que-son/>
- Stryker. (s.f.). *Visualización quirúrgica*. Recuperado el 10 de 04 de 2024, de Stryker: <https://www.stryker.com/es/es/portfolios/medical-surgical-equipment/surgical-visualization.html>
- Tapia Araya, a. a. (2023). Cirugía de mínima invasión en perros y gatos. *Methodo Investigación Aplicada a las Ciencias Biológicas*, 8(3).
- Torres, R., Marecos, M., & Vallejos Pereira, G. (2020). Generalidades de la cirugía laparoscópica. *Enciclopedia Cirugía Digestiva*, Tomo I-116: pág. 1-33.
- Valdivia , J., & Hernández , C. (2005). TÁCTICAS TÉCNICAS LAPAROSCÓPICAS. *Archivos Españoles de Urología* , 801-804.

CAPITULO VII: ANEXOS

Anexo1

Código de fuente de luz

```
#include <LiquidCrystal_I2C.h>
#include <Wire.h>
LiquidCrystal_I2C lcd(0x3f, 16, 2);

#define BUTTONRIGHT 25    //botones fisicos
#define BUTTONLEFT 27    //botones fisicos
#define IN1 4            //para conectar al puente H
#define IN2 5            //para conectar al puente H
#define ENA 18           //para conectar al puente H

int speedLuz = 250;    // luz al 100%
int barra = 16;        // para barra
int barraD = 10;
int i = 10;
bool statusLeft;       //para estado de boton
bool statusRight;      //para estado de boton

void setup() {

    pinMode(BUTTONRIGHT, INPUT);    // lectura de boton fisico subir luz
    pinMode(BUTTONLEFT, INPUT);    // lectura de boton fisico bajar luz

    pinMode(IN1, OUTPUT);
    pinMode(IN2, OUTPUT);
    pinMode(ENA, OUTPUT);
    //encender luz
    digitalWrite(IN1, HIGH);
    digitalWrite(IN2, LOW);

    lcd.init();
    lcd.backlight();
    //lcd.clear();

}

void loop() {
```

```

statusRight = digitalRead(BUTTONRIGHT); //btn subir luz
statusLeft = digitalRead(BUTTONLEFT);    //btn bajar luz

//if (Serial.available()>0){           // entrada de pc
//leemos la opcion enviada
//leer_pto_serial=Serial.read();    // entrada de teclado pc

if(statusLeft == HIGH){              // btn fisico

    if(speedLuz <= 0){
        speedLuz = 0;
    }

    else{
        //lcd.clear();
        speedLuz = speedLuz - 25;
        barra = barra -1;
        // lcd.clear();
    }
}

if(statusRight == HIGH){
    //if(leer_pto_serial=='0') {
        if(speedLuz >= 250){
            speedLuz = 250;
        }
        else{
            speedLuz = speedLuz + 25;
            barra = barra +1;
            //lcd.clear();
        }
    }

    analogWrite(ENA, speedLuz);

    lcd.clear();
    lcd.setCursor(0,0);
    lcd.print("luz=");

    lcd.print(speedLuz*10/25);
    lcd.print("%");

    for(i=6;i<barra;i++){

        lcd.setCursor(i, 1);
        lcd.write(0xFF);
    }
}
delay(250);

```

```
}
```

CODIGO PARA ISUFADOR DE GAS CO2.

```
#include <Q2HX711.h> // libreria de S_Presion
#include <LiquidCrystal_I2C.h> // comunicacion con la pantalla lcd
#include <Wire.h> // protocolo i2c
```

```
LiquidCrystal_I2C lcd(0x27, 16, 4);
```

```
/******
```

```
// sensor de presion
```

```
const byte pin_Datos = 33;
```

```
const byte pin_Reloj = 32;
```

```
uint32_t delSer;
```

```
int32_t pres1;
```

```
Q2HX711 hx711(pin_Datos, pin_Reloj);
```

```
/******
```

```
//para los relay
```

```
int relay1 = 5;
```

```
int relay2 = 18;
```

```
bool boton_inicio;
```

```
#define BUTTONRIGHT 4
```

```
/******
```

```
//senor de flujo
```

```
volatile int rpmcont;
```

```
uint32_t Calc;
```

```
const byte interruptPin = 14;
```

```
int32_t flujo1;
```

```
void rpm(){
```

```
    rpmcont++;
```

```
}
```

```
void setup() {
```

```

    Serial.begin(9600); //SE INICIALIZA MONITOR SERIE

//config relay como salida
    pinMode(relay1, OUTPUT);
    pinMode(relay2, OUTPUT);
    pinMode(BUTTONRIGHT, INPUT); // lectura de boton fisico subir luz

// configurar el sensor de flujo
    //pinMode(interruptPin, INPUT);
    delay(1000);
    rpmcont=0;
    attachInterrupt(digitalPinToInterrupt(interruptPin), rpm, RISING);

    lcd.init();
    lcd.backlight();
    lcd.clear();
    delay(500);
}

void loop() {

    inicio();
    S_presion();
    S_flujo();

}

void inicio(){
    //int Pmax = aux1*100/8000;

    boton_inicio = digitalRead(BUTTONRIGHT); //btn para iniciar el flujo

    if (pres1<10 ){
        digitalWrite(relay1, HIGH); // prender relay2 al apacinte

        lcd.setCursor(-4,2); lcd.print("E_Val 1:  ON ");
    }
    else {

```

```

digitalWrite(relay1, LOW);

lcd.setCursor(-4,2); lcd.print("E_Val 1:  OFF  ");

}

if (pres1<12 ){
digitalWrite(relay2, HIGH); // prender  relay1 inicio de isuflacion

lcd.setCursor(-4,3); lcd.print("E_Val 2:  ON  ");

}
else {
digitalWrite(relay2, LOW);
lcd.setCursor(-4,3); lcd.print("E_Val 2:  OFF  ");
}

}

void S_presion(){

uint32_t aux;
uint32_t pres;

aux = hx711.read()/100.0;
pres = aux/800;
pres1 = pres-100;
Serial.println("aux:" + String(aux));

if (delSer + 500 < millis()) {
Serial.println("aux1:" + String(aux));
delSer = millis();
}
else if (delSer > millis()){
delSer = millis();

}

lcd.setCursor(0,0); lcd.print("S_Press:");
lcd.setCursor(9,0); lcd.print(pres1);
lcd.setCursor(12,0); lcd.print("mmHg");

delay(500);lcd.clear();

}

```

```
void S_flujo(){
    rpmcont = 0;
    sei();
    delay(1000);
    cli();
    //Calc = (rpmcont * 60 / 350);
    Calc = (rpmcont * 360 / 350);
    Serial.print(Calc);
    Serial.print("L/MIN\r\n");

    lcd.setCursor(8,0);
    lcd.print("Fluj: ");
    lcd.print(Calc);
    delay(5000);

    attachInterrupt(digitalPinToInterrupt(interruptPin), rpm, RISING);
}
```