

PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ

FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA



**DISEÑO DE UN SISTEMA MEDIDOR DE IRRADIACIÓN UV-C PARA
EQUIPO DE DESINFECCIÓN DE MASCARILLAS N95**

Tesis para obtener el título profesional de Ingeniero Electrónico

AUTOR:

Castillo Galarza Julio Cesar

ASESOR:

Flores Espinoza Donato Andrés

Lima, junio, 2024

Informe de Similitud

Yo, Donato Andres Flores Espinoza, docente de la Facultad de Ciencias e Ingeniería de la Pontificia Universidad Católica del Perú, asesor de la tesis titulada DISEÑO DE UN SISTEMA MEDIDOR DE IRRADIACIÓN UV-C PARA EQUIPO DE DESINFECCIÓN DE MASCARILLAS N95, del autor Julio Cesar Castillo Galarza, dejo constancia de lo siguiente:

- El mencionado documento tiene un índice de puntuación de similitud de 7%. Así lo consigna el reporte de similitud emitido por el software *Turnitin* el 31/08/2024.
- He revisado con detalle dicho reporte y la Tesis, y no se advierte indicios de plagio.
- Las citas a otros autores y sus respectivas referencias cumplen con las pautas académicas.

Lugar y fecha:

Lima, 2 de septiembre de 2024

Apellidos y nombres del asesor: <u>Flores Espinoza, Donato Andres</u>	
DNI: 06017817	Firma 
ORCID: https://orcid.org/0000-0003-2092-7666	

RESUMEN

Se llevó a cabo en conjunto entre los miembros de la Pontificia Universidad Católica del Perú (PUCP) y la Universidad Peruana Cayetano Heredia (UPCH) el desarrollo de un equipo el cual busca apoyar al personal de salud desinfectando las mascarillas N95. Para el equipo, es necesario contar con un dispositivo que mida en cada desinfección el nivel de irradiación UV-C para garantizar la correcta desinfección de las mascarillas. Existen equipos comerciales; sin embargo, estos cuentan con una limitada cantidad de sensores y la extensión de los cables para las sondas no se adaptan al diseño del equipo; sumado a su alto costo y poca accesibilidad, debido a la dificultad en las importaciones provocada por la pandemia.

El presente trabajo tiene como objetivo el diseño de un sistema medidor de irradiación UV-C de bajo costo con la cantidad de sensores y adaptación para el monitoreo adecuado de la dosis de irradiación UV-C del equipo. Para realizarlo, se comenzó describiendo las mascarillas N95 y sus métodos de desinfección junto con los estudios en los cuales se mide la intensidad de radiación UV-C. Luego, se describe la radiación ultravioleta en el espectro electromagnético. También, se estudian los dispositivos de medición UV-C junto con los métodos para poder medir la irradiación de lámparas UV-C. Con esta base se propone el diseño preliminar que constaría de ocho fotosensores distribuidos en cuatro puntos diferentes dentro del equipo de desinfección. El sistema cuenta con una etapa de acondicionamiento de la señal, luego una etapa de transmisión donde esta señal es convertida de voltaje a frecuencia y posterior recepción en el cual se cuentan los pulsos eléctricos para poder así obtener la irradiancia. Con la dosis de irradiancia de cada punto se indica al usuario si el equipo alcanzó la dosis requerida de desinfección; además, se encarga de almacenar la fecha, hora y dosis suministrada en cada punto para su posterior análisis. Finalmente, se realizan pruebas del sistema y se compara con mediciones realizadas por el ILT2400 UVBGI-NB, equipo comercial certificado desarrollado por International Light Technologies.

Índice

INTRODUCCIÓN.....	1
Capítulo 1: Respirador desechable N95: Métodos de desinfección y problemática	2
1.1 Entorno general	2
1.1.1 SARS-CoV-2.....	2
1.1.2 Mascarilla N95	3
1.1.3 Desinfección mascarillas N95	3
1.1.4 Irradiación germicida ultravioleta (UVGI).....	3
1.2 Estado del arte	4
1.2.1 Equipos de medición comerciales	8
1.3 Declaración de la problemática	9
1.4 Objetivos.....	9
Capítulo 2: Teoría y medición de la radiación ultravioleta	11
2.1 Radiación ultravioleta.....	11
2.1.1 UV-A	12
2.1.2 UV-B	12
2.1.3 UV-C	12
2.1.4 UV de vacío.....	12
2.2 Radiometría de la UV	12
2.2.1 Irradiación UV y dosis UV	13
2.3 Equipos y sensores de medición.....	14
2.3.1 Radiómetro	14
2.3.2 Espectrofotómetros.....	15
2.3.3 FOTOSENSORES UV	15
2.3.4 Fototubo.....	16
2.3.5 Fotodiodo de vacío	16
2.3.6 Cintas colorimétricas UV	16
2.4 Medición de lámparas UV	16
2.4.1 IESNA	16
2.4.1 Medición de la irradiancia	17
2.5 Efectos de la UV sobre microorganismos	18
2.5.1 Cuantificación de la inactivación de microorganismo	19
2.5.2 Estructura del ADN y ARN.....	19
2.5.3 Impacto de la UVGI en el ADN y ARN.....	20
Capítulo 3: Diseño de la propuesta.....	22

3.1 Idea de solución:.....	22
3.2 Especificaciones generales	23
3.3 Estructura de funciones	24
3.3.1 Secuencia de operación	25
3.3.2 Entradas y salidas del sistema	25
3.3.3 Diagrama de funciones	26
3.4 Concepto de la solución óptima	26
3.4.1 Descripción de alternativas de solución	29
3.4.2 Evaluación técnico- económica.....	30
3.5 Proyecto preliminar	32
3.5.1 Diagrama de bloques	32
3.6 Elección de componentes electrónicos.....	33
3.6.1 Sensor UV-C	33
3.6.2 Convertidor de Voltaje a frecuencia.....	36
3.6.3 Reloj externo (RTC).....	38
3.6.4 Pantalla LCD	39
3.6.5 Dispositivo de almacenamiento.....	39
3.6.6 Microcontrolador.....	40
3.7 Diseño de la solución óptima	40
3.7.1 Diseño electrónico	40
3.7.2 Diseño mecánico	44
3.7.3 Programa para la medición de la dosis del equipo	45
Capítulo 4: Resultados.....	48
4.1 Funcionamiento general del sistema de medición de irradiancia.....	48
4.2 Instalación del sistema de medición de irradiancia UV-C	50
4.3 Pruebas y resultados preliminares	53
4.3.1 Sonda: acondicionamiento del sensor GUVVC-T21GH.....	54
4.3.2 Sonda: conversor voltaje a frecuencia	55
4.3.3 Sonda y radiómetro: transmisión y recepción de la frecuencia en bus diferencial	56
4.3.4 Radiómetro: multiplexación de las 8 señales de frecuencia de entrada	59
4.3.5 Sistema: guardado de dosis, fecha y hora de desinfección de los diferentes puntos.....	61
4.4 Especificaciones del sistema	64
Conclusiones.....	66
Recomendaciones	67

Bibliografía:.....68

Anexos:.....1



Índice de figuras

Figura 1: Sensor comercial junto al transductor propuesto [8]	4
Figura 2: Diagrama esquemático del transductor [8]	5
Figura 3: Diagrama de bloques del sistema implementado [9]	6
Figura 4: a) Mapa reconstruido b) Mapa de referencia c) Diferencia entre ambos [9]	7
Figura 5: ILT2400-UV [11]	8
Figura 6: División luz UV [17]	11
Figura 7: Ilustración de la irradiancia y índice de fluidez [18]	13
Figura 8: Sensor UV-C GUVVC-T21GH [21]	14
Figura 9: Radiómetro fotónico portable. Fotosensor con filtro UV a la derecha [18] ...	15
Figura 10: Método IESNA para valores nominales de lampara UV [18]	17
Figura 11: Prueba de lampara UV con fotosensor en diferentes puntos y ángulos [18]	18
Figura 12: Placas de tipo filamento de virus. Resultado de una muestra de inovirus en placas de Giemsa [23]	19
Figura 13: Estructura y secuencia de nucleótidos del ADN [17]	20
Figura 14: Dímeros de timina causados por la absorción de UV en nucleótidos adyacentes (dobletes de timina)[18]	21
Figura 15: Equipo de desinfección de mascarillas N95	22
Figura 16: Equipo de desinfección de mascarillas N95 cerrado	23
Figura 17: Caja negra	25
Figura 18: Diagrama de funciones	26
Figura 19: Tecnologías de la alternativa de solución 1	29
Figura 20: Tecnologías de la alternativa de solución 2	30
Figura 21: Diagrama de bloques	32
Figura 22: Respuesta relativa para las lámparas de descarga de mercurio de baja presión[25]	34
Figura 23: Diferentes fotodiodos y sensores para luz UV-C[27]	34
Figura 24: Respuesta relativa vs longitud de onda[28]	35
Figura 25: Sensor GUVVC-T21GH[28]	36
Figura 26: Convertidor de voltaje a frecuencia de carga balanceada[29]	36
Figura 27 Módulo para memoria micro SD [31]	39
Figura 28: Modelo 3D del PCB del sensor UV-C	42
Figura 29 : Tarjeta electrónica del sensor unidireccional UV-C	42
Figura 30: Modelo 3D del PCB del radiómetro	43
Figura 31 : Tarjeta electrónica del radiómetro	43
Figura 32: Puntos de sensado en el equipo de desinfección	44
Figura 33: Modelo 3D de la pieza para el PCB del sensor	44
Figura 34. Modelo 3d de la pieza para el radiómetro y PCB	45
Figura 35: Diagrama de flujo programa principal	46
Figura 36: Diagrama de flujo función medir_frecuencia	47
Figura 37: Diagrama de bloques sistema de medición UV-C	48
Figura 38: Prototipo unidireccional del sensor de irradiancia	50
Figura 39: Puntos de localización de las sondas	51
Figura 40. Modelo 3D del prototipo del radiómetro	51
Figura 41: Caja de control del equipo de desinfección	52
Figura 42: Posición y conexión entre la caja de control y el radiómetro	52
Figura 44: Gráfica de linealidad de la etapa de conversión de voltaje a frecuencia	56
Figura 45 Diagrama esquemático del conversor de voltaje a frecuencia	57
Figura 46: Diagrama esquemático del transceptor en configuración de transmisor	57

Figura 47:Diagrama esquemático del transceptor en configuración de transmisor	58
Figura 48: Frecuencia de 23.25 kHz recibida FREQ_1(amarillo) y frecuencia enviada Freq_out (morado).....	58
Figura 49 Frecuencia de 23.13 kHz enviada en bus diferencial (señales A y B).....	58
Figura 50: Diagrama esquemático del multiplexor	59
Figura 51: Circuito implementado en protoboard para pruebas de multiplexación	60
Figura 52: Monitor serial indicando las frecuencias de las entradas del multiplexor con una sola entrada.....	60
Figura 53: Monitor serial indicando las frecuencias de las entradas del multiplexor con tres entradas	61
Figura 54: Circuito del sistema de medición de irradiancia	62
Figura 55: Circuito en funcionamiento durante el cálculo de la dosis	62
Figura 56: Vista desde el explorador de archivos de la PC el documento de texto creado DOSIS.txt en la tarjeta micro-SD	63
Figura 57: Contenido del documento DOSIS.txt	63
Figura 58: Señal de frecuencia y voltaje en valor absoluto recibido.....	64
Figura 60: Diagrama esquemático de la sonda.....	1
Figura 61: Diagrama esquemático Radiómetro.....	2



Índice de tablas

Tabla 1: Resumen de los resultados del monitor de radiación UV[8].....	5
Tabla 2: Resistencia de la superficie del nanocompuesto[10].....	8
Tabla 3: Rangos de medición ILT2400-UVC[11].....	9
Tabla 4: Especificaciones	23
Tabla 5. Matriz morfológica.....	27
Tabla 6: Evaluación técnico económica	31
Tabla 7: Características del GUVU-T21GH [28].....	35
Tabla 8: Comparación convertidores de voltaje a frecuencia	37
Tabla 9: Comparación de relojes en tiempo real	38
Tabla 10: Comparativa pantalla.....	39
Tabla 11: comparación microcontroladores	40
Tabla 12: Datos de voltaje y frecuencia de las pruebas.....	55
Tabla 13: Especificaciones técnicas del radiómetro.....	64
Tabla 14: Especificaciones técnicas de las sondas	65
Tabla 15: Datos técnicos típicos del sistema.....	65



INTRODUCCIÓN

La pandemia por la COVID-19 causó un desabastecimiento de equipos de protección personal para el personal de salud. Dentro de los métodos de desinfección de las mascarillas para su reutilización, recomendadas por el Centro de Control de Enfermedades (CDC), se encuentra el empleo de la luz ultravioleta C (UV-C). Por estos motivos, se llevó a cabo en conjunto entre la Pontificia Universidad Católica del Perú (PUCP) y la Universidad Peruana Cayetano Heredia (UPCH) el desarrollo de un equipo el cual busca apoyar al personal de salud desinfectando las mascarillas N95. Para el equipo, es necesario contar con un dispositivo que mida en cada desinfección el nivel de irradiación UV-C para garantizar la correcta desinfección de las mascarillas. Existen equipos comerciales; sin embargo, estos son costosos y poco accesibles, debido a la dificultad en las importaciones provocada por la pandemia.

El presente trabajo de tesis tiene como objetivo desarrollar un dispositivo medidor de irradiación UV-C de bajo costo adaptado para medir en los diferentes puntos de irradiación del equipo de desinfección de mascarillas.

El trabajo se encuentra dividido en cuatro capítulos. El primer capítulo hace referencia al entorno general, así como la declaración de la problemática y los objetivos planteados. El segundo capítulo describe la teoría y medición de la luz ultravioleta, junto a su efecto sobre microorganismos. El tercer capítulo describe la metodología empleada para la elaboración del prototipo. Además, se presenta la etapa de diseño electrónico, la elección de componentes y programación para obtener la irradiación de los diferentes nodos de desinfección UV-C del equipo. El cuarto y último capítulo, presenta las pruebas de tomas realizadas con el prototipo. Por último, la comparación de las muestras con un equipo comercial certificado.

Capítulo 1: Respirador desechable N95: Métodos de desinfección y problemática

En el presente capítulo se describe el virus SARS-CoV-2 y las mascarillas N95 como equipo de protección. Además, de los métodos de desinfección junto a los estudios en los cuales se mide la intensidad de radiación UV. Finalmente, se describen los objetivos del presente trabajo.

1.1 Entorno general

Los virus son organismos microscópicos que necesitan infectar a un huésped vivo para replicarse. Los virus varían en complejidad, pero generalmente, están conformados por su material genético, como ADN o ARN, rodeado por una capa protectora de proteínas. Debido a que no contienen los medios internos para replicar las proteínas, deben infectar las células del huésped e inyectar su material genético para reestructurar las funciones de la célula y que esta pueda producir copias del virus. [1]

1.1.1 SARS-CoV-2

Los coronavirus son una gran familia de virus que pueden causar desde enfermedades leves como un resfriado común hasta enfermedades más mortales. Es el “*severe acute respiratory syndrome coronavirus 2*” (SARS-CoV-2) responsable de un brote de la enfermedad, que se originó en China a finales de 2019. El nombre oficial de la enfermedad causada por el virus es enfermedad por coronavirus 2019(COVID-19)[1]. Esta enfermedad respiratoria se transmite entre personas a través del contacto cercano y por partículas producidas cuando una persona infectada tose, estornuda o habla. Se recomienda medidas de precaución como la mejor manera de reducir las posibilidades de contraer el COVID-19. Entre ellas una buena higiene lavándose las manos, desinfectando superficies del hogar y utilizando pañuelos de papel al toser o estornudar. Además, el Centro de Control de Enfermedades (CDC)

recomendó usar cobertores faciales en áreas públicas, donde puede ser difícil practicar las medidas de distanciamiento social.[2]

1.1.2 Mascarilla N95

Para prevenir la inhalación de partículas infecciosas se usan respiradores faciales filtrantes (FFR). La mascarilla N95 es un FFR, que según su designación filtra al menos 95% de las partículas que se pueden encontrar en el aire.[3],[4]

1.1.3 Desinfección mascarillas N95

El aumento de la demanda de respiradores faciales filtrantes (FFR) ha generado la escasez de estos en los establecimientos de salud. Este desabastecimiento conlleva que sean usados por períodos prolongados, lo que ocasiona un problema en la seguridad y defensa para el personal de salud que se encuentra en el sector que enfrenta el mayor riesgo de exposición. El CDC informa que la descontaminación y la reutilización pueden tomarse como una medida para garantizar la disponibilidad de los FFR en entornos de atención médica durante la pandemia. Dentro de los métodos más prometedores para la descontaminación de los FFR se encuentran la irradiación germicida ultravioleta (UV), el vapor de peróxido de hidrógeno y el calor húmedo [2].

1.1.4 Irradiación germicida ultravioleta (UVGI)

La irradiación germicida ultravioleta (UVGI) consiste en el uso de la energía ultravioleta para inhabilitar organismos bacterianos, fúngicos y virus. Estos dispositivos usan la radiación UV-C cuya longitud de onda es la más corta dentro del rango de las UV. Estudios demuestran que se puede lograr inhabilitar el SARS-CoV-2 mediante irradiación UV-C. Para poder inhabilitar el virus SARS-CoV-2 es necesario aplicar una determinada intensidad luminosa (10 000 J/m²- 36 144 J/m²).[5]–[7]

1.2 Estado del arte

Respecto a la medición de la radiación UV-C existen pocos trabajos, esto en principio porque los dispositivos de desinfección están orientados a un sector de salud, por lo cual deben pasar por una calibración certificada. Sin embargo, se encuentran la medición de la dosis de la radiación UV-C en productos comerciales e instrumentos que miden la intensidad en ondas que se encuentran en el rango de la radiación UV, como UV-A y UV-B. Se mostrará a continuación lo mencionado:

En el 2018, se presenta el trabajo titulado “*Design of an Ultraviolet Light Intensity Monitor for Personally Wearable Devices*” en el cual se desarrolla un monitor de intensidad de radiación UV para dispositivos portátiles personales, como se muestra en la Figura 1. Fue realizado utilizando un sensor de UV y se propuso un transductor de intensidad UV. [8]

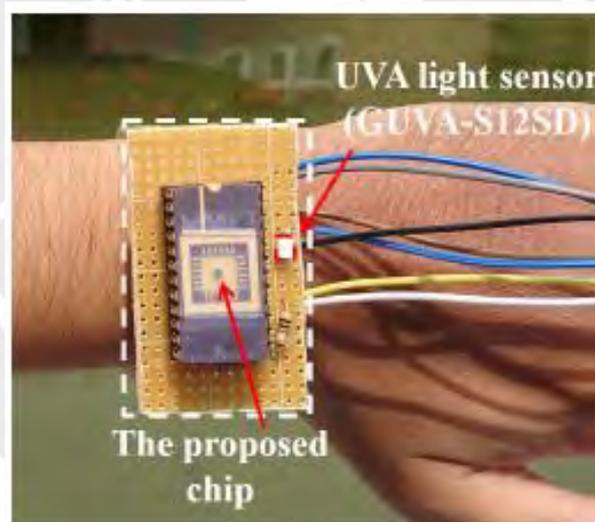


Figura 1: Sensor comercial junto al transductor propuesto [8]

El transductor fue construido mediante la tecnología TSMC 0.35-um 2P4M CMOS. Posee un área de $1.016 \times 1.01 \text{ mm}^2$. Este transductor convierte la intensidad UV lineal en una salida de ciclos de trabajo, cuyo diagrama esquemático se muestra en la Figura 2. Esta salida en ciclos de trabajo es menos susceptible al ruido en comparación de la conversión de la intensidad UV a un voltaje analógico. [8]

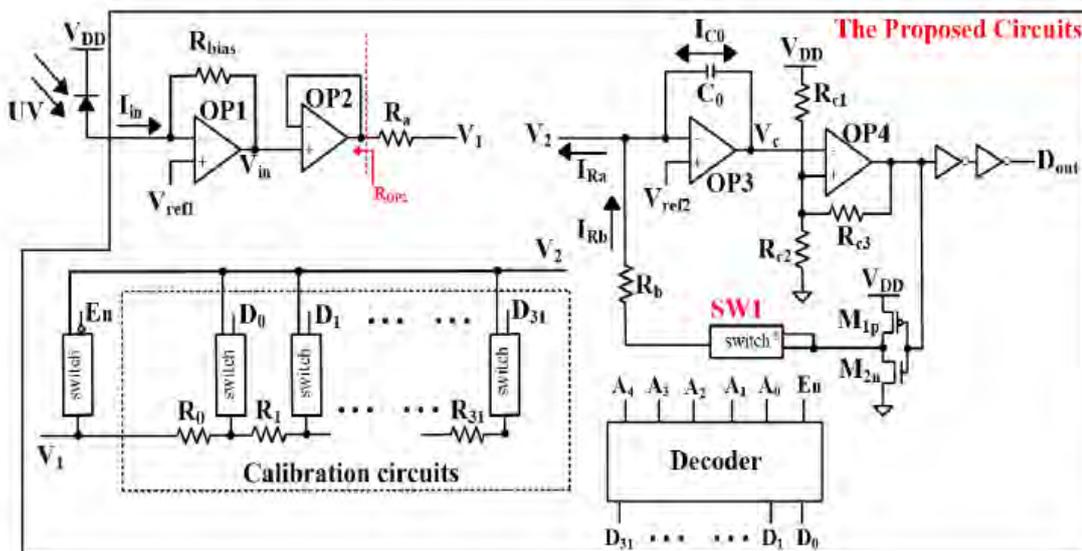


Figura 2: Diagrama esquemático del transductor [8]

Los resultados indican que el circuito puede aplicarse a diferentes ambientes con radiación UV. Además, de cumplir con las pruebas, demostrado a través de las mediciones.

Tabla 1: Resumen de los resultados del monitor de radiación UV[8]

Tecnología	TSMC 0.35 um CMOS 2P4M
Voltaje de alimentación	3.3 V
Función de calibración	Disponibile
Intensidad de UV	1.49 a 8 (mW/cm^2)
Rango de salida del ciclo de trabajo	68 a 42 %
Sensibilidad	-3.99 ($\%/mW/cm^2$)
Error de linealidad máximo (después de la calibración)	0.79%
Área del diseño físico del chip	$1.016 \times 1.01 mm^2$
Función	Monitoreo de la intesidad de la luz UV

Un trabajo realizado por Ingenieros de la escuela de Ing. Electrónica e Informática en el “*Institut Teknologi Bandung*” de Indonesia realizó el trabajo titulado “*A method of Ultraviolet-*

c *Surface Irradiation Simulation and Evaluation*”. En este se presenta un método de irradiación UV-C con el cual se pueda disminuir el número de sensores. Debido a que, para medir la dosis de irradiación de una superficie, se instala un sensor en un punto. Por lo que, para poder obtener la medición completa es necesario múltiples sensores o tomar varias medidas. Este método sigue la estructura mostrada en la Figura 3. [9]

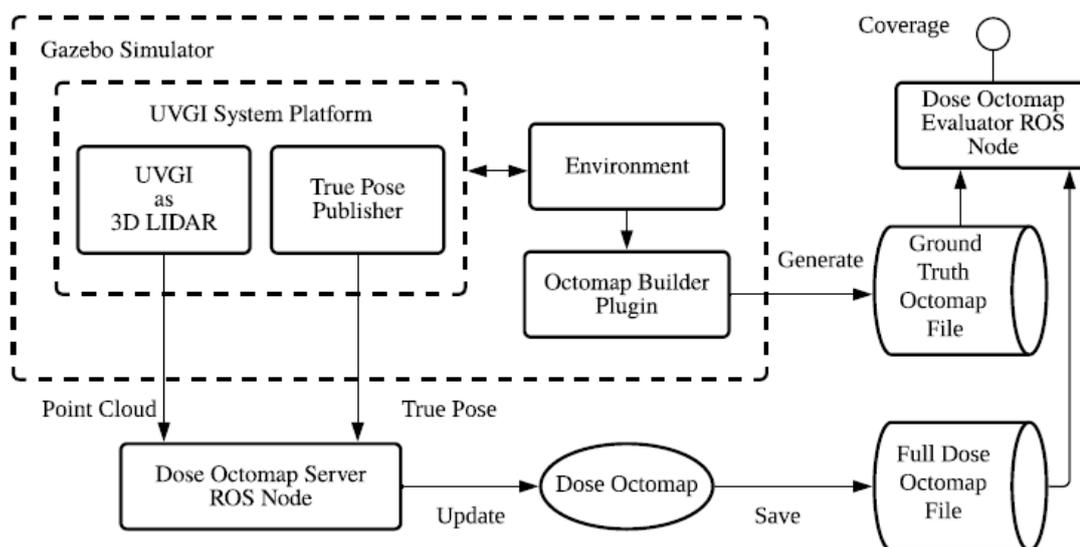


Figura 3: Diagrama de bloques del sistema implementado [9]

Para ello, se modela la irradiación germicida ultravioleta (UVGI) como un detector y localizador de luz tridimensional (3D LIDAR). El LIDAR emite un haz láser, que se refleja en la superficie para su posterior detección. Con ello se calculará el tiempo de vuelo de cada rayo, para finalmente obtener la distancia. En el experimento se usa un robot que irradia un ambiente de hospital, este robot posee un UVGI de 480 W de potencia. Además, de usar un 3D LIDAR que emite 128 anillos láser, divididos en 440 rayos con una frecuencia de 10 Hz. Los resultados muestran que el sistema almacena, adecuadamente, la dosis de irradiancia en cada nodo. Ello se puede observar en la Figura 4, en la cual se compara el mapa de dosis obtenido con un mapa de dosis de referencia. [9]

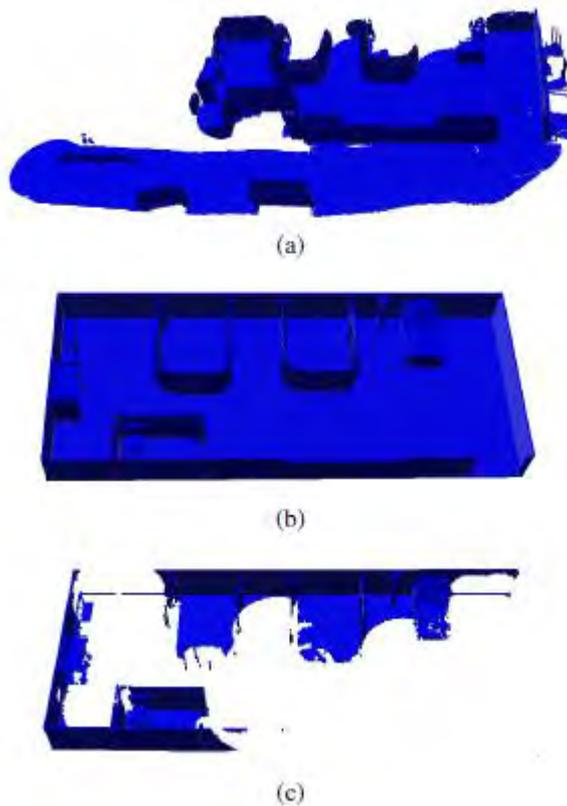


Figura 4: a) Mapa reconstruido b) Mapa de referencia c) Diferencia entre ambos [9]

El trabajo realizado en la Universidad Sapienza de Roma, desarrollado en conjunto por Elisa Toto, M. Gabriella Santonicola del departamento de Materiales Químicos e Ing. Ambiental junto a Maria Cecilia Mancini, Susanna Laurenzi del departamento de Ing. Eléctrica y energía. Titulado “*Ultraviolet-Sensing Surfaces Based on Hybrid Nanocomposites for Radiation Monitoring Systems*” está enfocado en el diseño y fabricación de una fibra de nanocompuesto que combina alta conductividad del grafeno y moléculas sensibles al UV. Que pueden usarse para medir la radiación UV en tiempo real. En el experimento el sensor nanocompuesto se irradia con luz UV-C y se monitorea el efecto. El espectroscopio revela que hay una diferencia significativa en la conductividad de la superficie del sensor una vez irradiado con radiación UV-C. Se muestra una tabla de la conductividad del sensor fabricado a diferentes porcentajes de PEDOT:PSS (poli (3,4-etilendioxitiofeno)-poli (estirenosulfonato)).[10]

Tabla 2: Resistencia de la superficie del nanocompuesto[10]

Sample	Surface Resistance, R_s (Ω)		
	Before UV-C	After UV-C	$\Delta R_s/R_s$
PEDOT:PSS 0.3%	1430.0 \pm 81.1	3850.0 \pm 17.1	169.2%
PEDOT:PSS 0.5%	576.1 \pm 2.5	3110.0 \pm 249.3	439.8%
PEDOT:PSS 0.7%	455.0 \pm 2.0	822.1 \pm 3.4	80.7%
GNP/DNA- PEDOT:PSS 0.3%	112.2 \pm 0.3	101.0 \pm 0.3	-10%
GNP/DNA- PEDOT:PSS 0.5%	108.4 \pm 1.2	105.9 \pm 0.3	-2.3%
GNP/DNA- PEDOT:PSS 0.7%	101.7 \pm 1.9	85.3 \pm 0.1	-16.1%

1.2.1 Equipos de medición comerciales

Empresas como International Light Technologies se encargan de desarrollar instrumentos de medición de radiación UV germicida comerciales. Por ejemplo, el ILT2400-UVC (Figura 5) diseñado para medir fuentes de luz de mercurio, excímeros y UVC-LED. Este instrumento está configurado y calibrado específicamente a 265 nm para medir los niveles de UVC en los que se inactivan la mayoría de los patógenos, incluido el virus SARS-CoV-2.[11]



Figura 5:ILT2400-UVC [11]

Tabla 3: Rangos de medición ILT2400-UVC[11]

Rango de la onda UV-C germicida	230 nm - 280 nm
Rango de irradiación	100 nw/cm^2 - 1 w/cm^2
Calibración acreditada ISO 17025	
Rango de dosis	100 nJ/cm^2 – millones mJ/cm^2

1.3 Declaración de la problemática

Debido a la pandemia las personas buscan modos de poder desinfectar las superficies, por lo que recurren a diferentes aparatos entre ellos la radiación ultravioleta, tales como, lámparas led UV; sin embargo, no se puede asegurar que dichos dispositivos logren inhabilitar el SARS-CoV-2 si es que no cumplen con una dosis de irradiancia adecuada. Para ello, se usan los aparatos de medición de UV-C, pero estos dispositivos son costosos, pues se encuentran alrededor de los 8000 soles [12]–[14] y con poca accesibilidad, debido a la dificultad en las importaciones provocada por la pandemia. Por ello, se busca diseñar un dispositivo de medición de radiación UV-C de bajo costo para un equipo de desinfección de mascarillas N95.

1.4 Objetivos

General: Diseñar un dispositivo que permita medir la irradiancia UV-C en un aparato de desinfección de mascarillas N95.

Específicos:

- Realizar un estudio sobre las especificaciones de los sistemas de medición UV-C.
- Diseño electrónico del sistema.

- Diseño del soporte de alojamiento de la electrónica.
- Desarrollo de un prototipo parcial.
- Realizar pruebas y calibración del prototipo.



Capítulo 2: Teoría y medición de la radiación ultravioleta

En el presente capítulo se describe la radiación ultravioleta en el espectro electromagnético. También, se especifican los métodos y equipos de medición para la UV. Finalmente, se describe su uso como germicida y efecto sobre microorganismos.

2.1 Radiación ultravioleta

El espectro electromagnético es la distribución de las ondas electromagnéticas en todas las frecuencias. En este espectro se encuentran las ondas ionizantes y no ionizantes. Se dice que una onda es ionizante cuando posee la energía suficiente para remover los electrones de los átomos y moléculas de los materiales, además de poder atravesarlos [15]. La radiación ultravioleta (UV) es una forma de radiación no ionizante que es emitida por el sol o fuentes artificiales. Esta se encuentra cerca del espectro visible, en el rango de longitud de onda de 100 nm a 390 nm [16]. La UV se divide en cuatro regiones dependiendo de su longitud de onda:

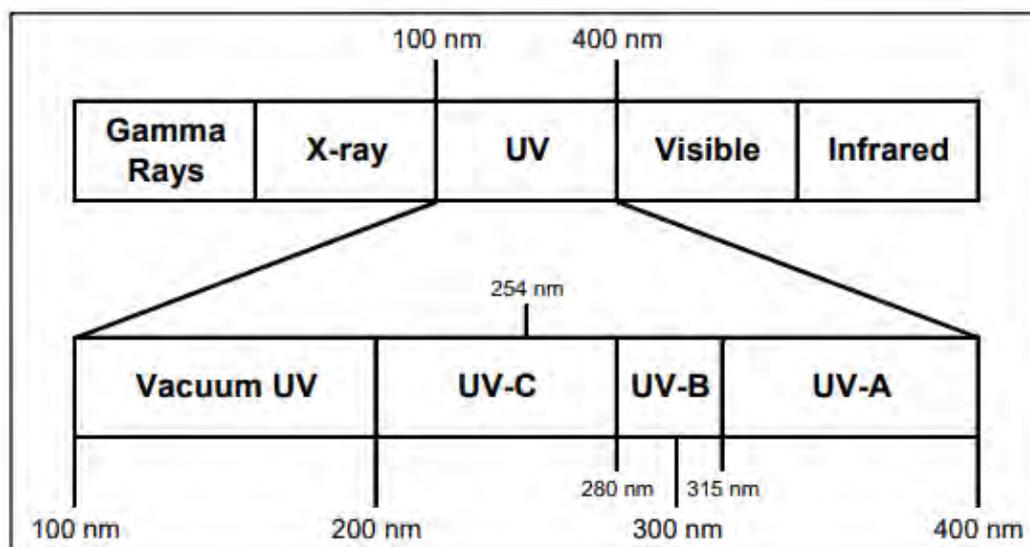


Figura 6: División luz UV [17]

2.1.1 UV-A

La UV-A cuyas longitudes de onda están en el rango de 315 nm a 400 nm. Es la menos dañina para los seres humanos. No es absorbida por la capa de ozono. Se suelen utilizar en máquinas bronceadoras y de fototerapia. [16]

2.1.2 UV-B

La UV-B cuyas longitudes de onda están en el rango de 280 nm a 315 nm. Posee energía suficiente para destruir capas biológicas. Gran parte de esta es bloqueada por la atmósfera. Sin embargo, ciertas cantidades llegan a la superficie de la tierra. [16]

2.1.3 UV-C

La UV-C comprende las longitudes de onda en el rango de 100 nm a 280 nm. Completamente absorbida por la capa de ozono. Debido, a la colisión de los fotones de la UV con las moléculas de oxígeno y ozono. Posee energía suficiente para alterar el material genético y así inactivar microorganismo.[16], [17]

2.1.4 UV de vacío

Se encuentra en el rango de 100nm a 200 nm y es disipada rápidamente en el aire y agua.[17]

2.2 Radiometría de la UV

La UV puede ser medida como irradiancia (W/m^2) o como dosis (J/m^2). Las pruebas de los sistemas de irradiación germicida ultravioleta (UVGI) abarcan la medición de ambas, la irradiación y dosis UV, este campo es conocido como radiometría. La medición de la irradiación de las lámparas UV suele realizarse en la fábrica antes, durante y después de la fabricación de estas.[18]

2.2.1 Irradiación UV y dosis UV

Las principales magnitudes para medir la luz UV son la irradiación y dosis. La irradiación se define como el flujo total de potencia (Watts) dividido por el área proyectada sobre la que incide y tiene las unidades de W/m^2 . Cuando se mide la irradiación de una lámpara UV mediante un sensor este debe ser hemisférico. Debido a que, la potencia radiante que se desea medir debe incidir sobre todas las direcciones ascendentes. El índice de fluidez es el término apropiado para definir la exposición de un microbio tridimensional en el aire (Figura 7). Este se define como la potencia radiante total que incide en todas las direcciones sobre el área proyectada de una esfera. [18], [19]

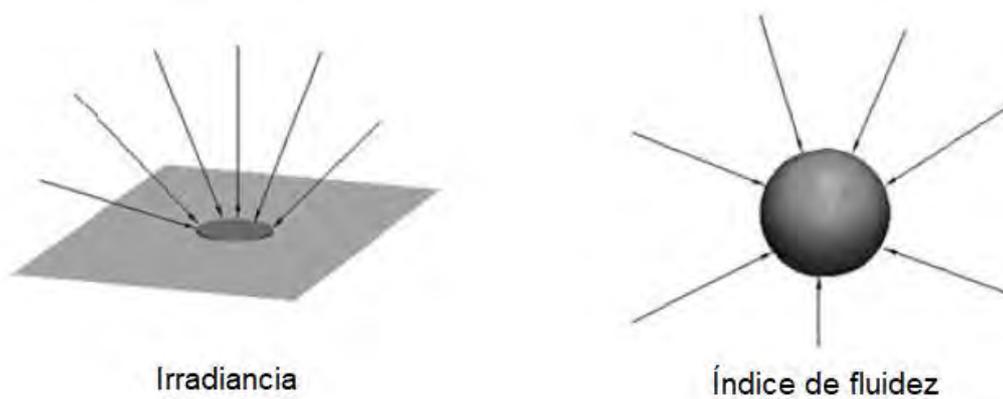


Figura 7: Ilustración de la irradiancia y índice de fluidez [18]

Sin embargo, este término no está muy extendido. La irradiación es la magnitud que generalmente más se mide y se emplea para estimar la dosis de UV. La dosis UV representa la energía radiante total incidente por unidad de tiempo sobre una superficie o un microorganismo y tiene las unidades J/m^2 . La dosis UV se refiere a la dosis de exposición a los rayos UV a la que la superficie o el microorganismo está expuesto y no la dosis absorbida, la cual se desconoce. Es decir, no se conoce cuanta energía UV es realmente absorbida por el microorganismo, solo se conoce la cantidad de UV a la que estuvo expuesto. [18],[19]

2.3 Equipos y sensores de medición

La luz UV es una forma de energía electromagnética y debe ser absorbida para poder ser detectada. A la medición de la luz se le conoce como radiometría. El radiómetro es el instrumento que generalmente se usa para la luz UV. Además, existe el fotómetro, que es el instrumento utilizado para medir la luz visible. Se clasifican en dos tipos de sensores de luz: los térmicos y fotónicos. Los térmicos convierten la luz en calor, mientras que los fotónicos convierten la absorción de fotones en una señal eléctrica mediante el efecto fotoeléctrico. Entre los equipos de medición se encuentran los radiómetros, espectro radiómetros, fotosensores UV, actinómetros esféricos, filtros especiales, entre otros dispositivos y métodos. [18],[20]

2.3.1 Radiómetro

Es un dispositivo que detecta la radiación total incidente sobre su sensor. Estos pueden emplear sensores fotoeléctricos, fotoconductores, tubos fotoemisivos, celdas fotovoltaicas, fotodiodos y fototransistores u otro dispositivo de unión (Figura 8). Los radiómetros tienen una salida calibrada en irradiancia (W/m^2). [18], [20]



Figura 8: Sensor UV-C GUVVC-T21GH [21]

El detector radiómetro térmico consiste en una superficie negra en la que toda luz incidente se convierte en calor. Un termistor es colocado detrás del elemento negro expuesto

junto a puente de Wheatstone. Lo que produce una corriente proporcional a la irradiancia incidente. La precisión y sensibilidad del radiómetro térmico es limitada.

El radiómetro fotónico generalmente usa una foto celda con un cátodo sensible a la UV, que convierte la energía incidente en corriente eléctrica. Estos sensores son muy sensibles, pero su sensibilidad depende de la forma de onda.[18], [20]



Figura 9: Radiómetro fotónico portable. Fotosensor con filtro UV a la derecha [18]

2.3.2 Espectrofotómetros

La espectrorradiométrica hace referencia a que las mediciones se realizan en bandas espectrales discretas. Los espectrofotómetros o espectro radiómetros suelen utilizar factores de calibración específicos de la longitud de onda para determinar el valor de la irradiancia espectral.[18]

2.3.3 Fotosensores UV

Los fotosensores suelen emplear semiconductores que solo absorben la región UV y son insensibles a luz visible. Algunos de los materiales empleados son diamante, SiC (Carburo de

silicio) y GaN (nitruro de Galio). Estos semiconductores pueden implementarse en circuitos eléctricos, pero siguen necesitando una calibración periódica.[18]

2.3.4 Fototubo

Sensor de luz que consiste en un cátodo fotoemisivo que emite electrones de manera proporcional a la luz incidente. Además, de un ánodo que recoge los electrones emitidos.[18]

2.3.5 Fotodiodo de vacío

Los fotodiodos de vacío utilizan cátodos de Cs-Te (cesio-telurio) para limitar la sensibilidad solo a la luz UV, en el rango de longitud de onda de 180 nm a 360 nm. [18]

2.3.6 Cintas colorimétricas UV

Cintas que cambian de color cuando están expuestas a radiación UV. La diferencia de color aumenta en función de la exposición UV. [22]

2.4 Medición de lámparas UV

2.4.1 IESNA

En este método, los valores nominales de las lámparas UV se definen por la irradiación medida en aire quieto a 1 m perpendicular al eje de la lámpara, en el punto medio de la misma, como se muestra en la Figura 10. Estos valores nominales se miden con lámparas que han estado encendidas durante al menos 100 horas. [18]

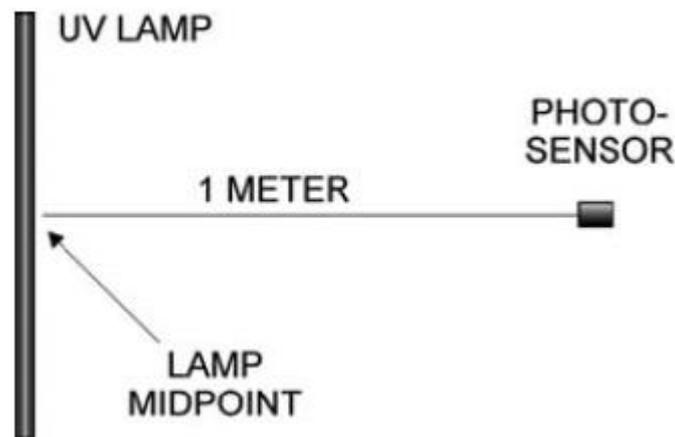


Figura 10: Método IESNA para valores nominales de lámpara UV [18]

El valor obtenido por el sensor representa un solo punto en el campo de la irradiación de la lámpara y no es posible determinar con precisión la potencia UV total de la lámpara. Un método alternativo utilizado en algunos sectores consiste en especificar la potencia UV en términos de vatios por pulgada de la longitud de la lámpara (W/in). Sin embargo, los vatios por pulgada pueden variar a lo largo de la longitud, por lo que este método es útil solamente para seleccionar entre una longitud de lámpara y otra [18].

2.4.1 Medición de la irradiancia

Si toda la radiación UV que sale del cristal de una lámpara cilíndrica fuera uniforme, entonces se podría tomar una única medida de la irradiación y multiplicarla por la superficie del vidrio para obtener la producción total de UV en vatios. Existen problemas con este enfoque ideal. En primer lugar, el campo de irradiación no es uniforme alrededor de la superficie del vidrio. En segundo lugar, el vidrio está curvado y el sensor no se asienta de forma plana contra el cristal. Esto se puede mejorar tomando múltiples lecturas tanto alrededor del cristal como a lo largo de este, como se muestra en la Figura 11.[18]

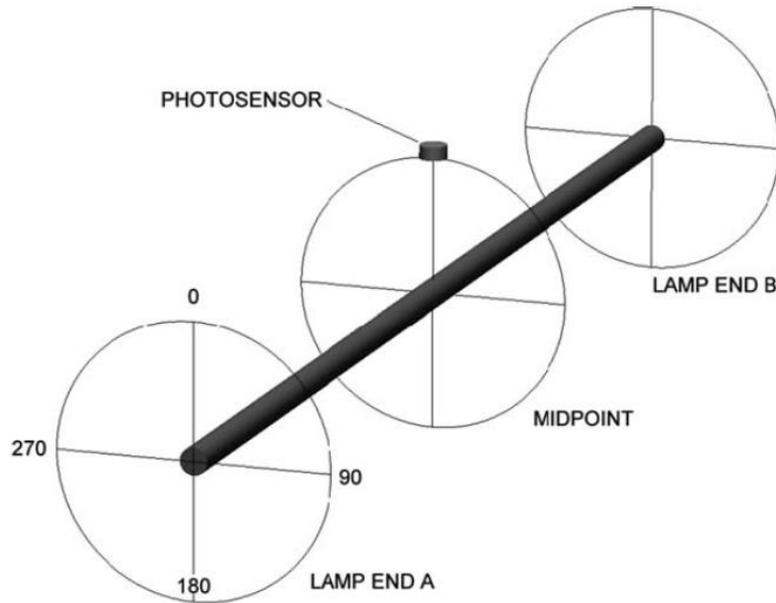


Figura 11: Prueba de lámpara UV con fotosensores en diferentes puntos y ángulos [18]

Solo se muestran tres posiciones a lo largo de la lámpara, los extremos y punto medio. Sin embargo, para obtener un gráfico preciso del campo de irradiación se necesitarían varias posiciones de prueba, lo que formaría una especie de cilindro imaginario que envolvería la lámpara UV. [18]

2.5 Efectos de la UV sobre microorganismos

La radiación UV es más energética que la luz visible. Su energía es suficiente para provocar cambios fotoquímicos en los ácidos nucleicos. Destruyendo con este cambio fotoquímico la capacidad de reproducción de los microorganismos. La eficacia germicida UV, contra el ADN bacteriano, alcanza su punto máximo en el rango de longitud de onda de 260-265 nm (UV-C). Esta eficiencia puede variar entre especies; además, que las longitudes en el rango de la UV-B también hacen pequeñas contribuciones en la inactivación [18]. El mecanismo de desinfección por la radiación UV se diferencia con la desinfección química por cloro u ozono. Debido a que, los desinfectantes químicos inactivan microorganismos destruyendo las estructuras celulares, interfiriendo en el metabolismo y obstaculizando la

biosíntesis y el crecimiento. Mientras que la luz UV inactiva los microorganismos al dañar su ácido nucleico, impidiendo su replicación.[17]

2.5.1 Cuantificación de la inactivación de microorganismo

Los ensayos utilizados para cuantificar la inactivación de los microorganismos miden la capacidad del microorganismo para reproducirse. En el caso de las bacterias, los ensayos miden la capacidad de dividirse y formar colonias. En el caso de los virus, los ensayos miden la capacidad del microorganismo para formar placas (estructura visible formada dentro de un cultivo celular) en las células del huésped (placas de virus se pueden apreciar en la Figura 12) [17]. Finalmente, para el caso de los quistes de protozoos, los ensayos miden la capacidad del microorganismo para infectar un huésped o un cultivo de tejidos.[17]

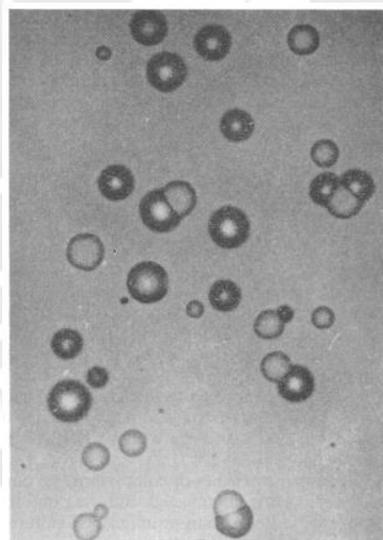


Figura 12: Placas de tipo filamento de virus. Resultado de una muestra de inovirus en placas de Giemsa [23]

2.5.2 Estructura del ADN y ARN

El ácido nucleico es la molécula responsable de definir las funciones metabólicas y de reproducción de todas las formas de vida. Las dos formas más comunes del ácido nucleico son el ácido desoxirribonucleico (ADN) y el ácido ribonucleico (ARN). Ambos están conformados

por polímeros de una o dos hebras compuestos por bloques llamados nucleótidos. En el ADN los nucleótidos se clasifican como purinas o pirimidinas. Estas conforman las cuatro bases adenina(A) y guanina(G) como purinas o timina(T) y citosina(C) como pirimidinas. Estas forman pares de bases timina unida a la adenina o citosina unida a la guanina. Las secuencias específicas formadas por estos pares de bases constituyen el código genético, su estructura se indica en la Figura 13 .[17], [18]

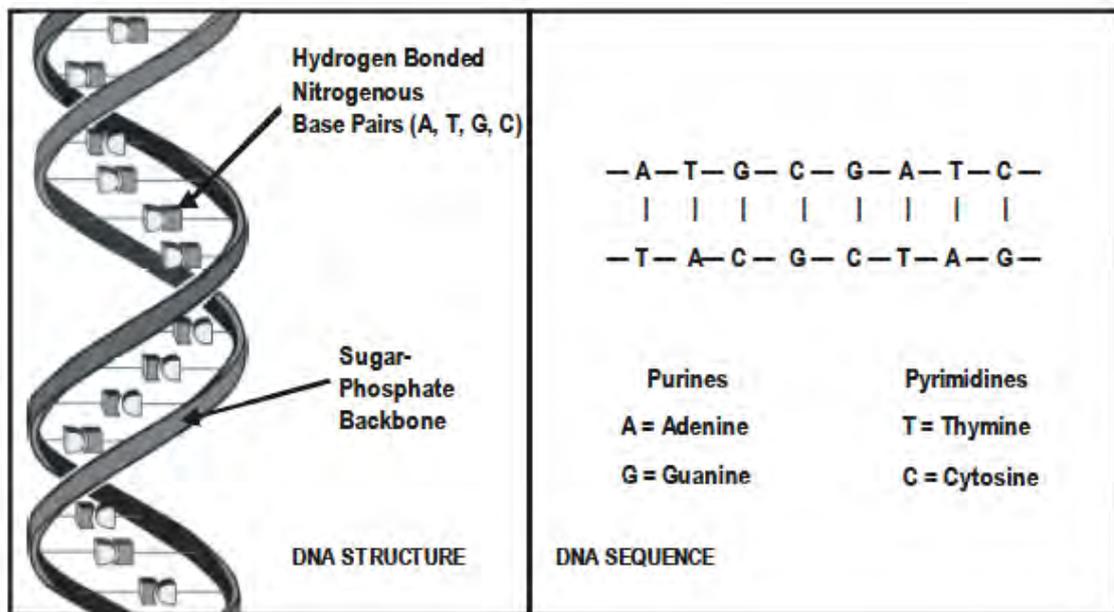


Figura 13: Estructura y secuencia de nucleótidos del ADN [17]

2.5.3 Impacto de la UVGI en el ADN y ARN

Durante la irradiación UV, el objetivo sensible de los microorganismos es el ADN en las bacterias, ADN/ARN en los virus y el ADN en los hongos. Los virus pueden tener ARN o ADN, mientras que los hongos y bacterias solo ADN. Debido a que, los ácidos nucleicos ADN o ARN son responsables de la replicación microbiana, el daño a estos ácidos nucleicos provoca la inactivación o imposibilidad de reproducirse. Las longitudes de onda de la UV inactivan a los microorganismos al provocar enlaces cruzados entre los ácidos nucleicos que lo componen. La absorción de la radiación UV da lugar a la formación de enlaces cruzados entre moléculas de timina adyacentes y la formación de dímeros de timina. Al par de bases de timina, que se

encuentra una al lado de otra, se le denomina doblete. La dimerización de los dobletes de timina provoca la inactivación del ADN o ARN, con el resultado de que la célula queda incapaz de reproducirse eficazmente (Figura 14).[18]

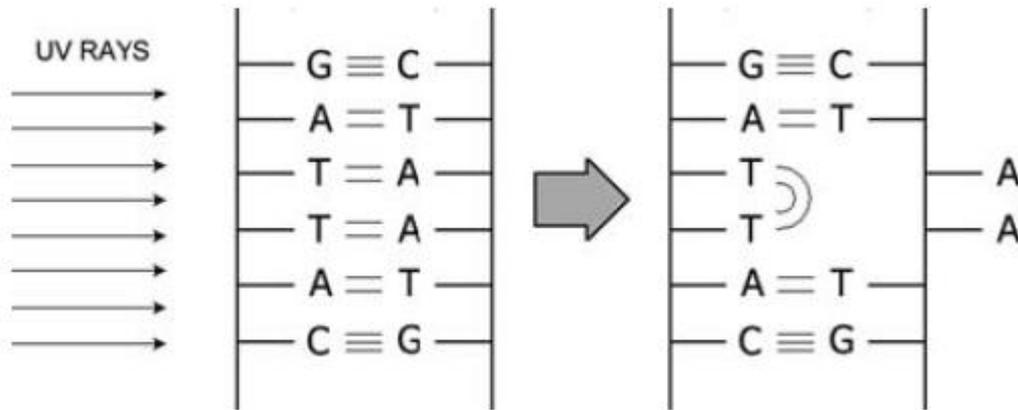
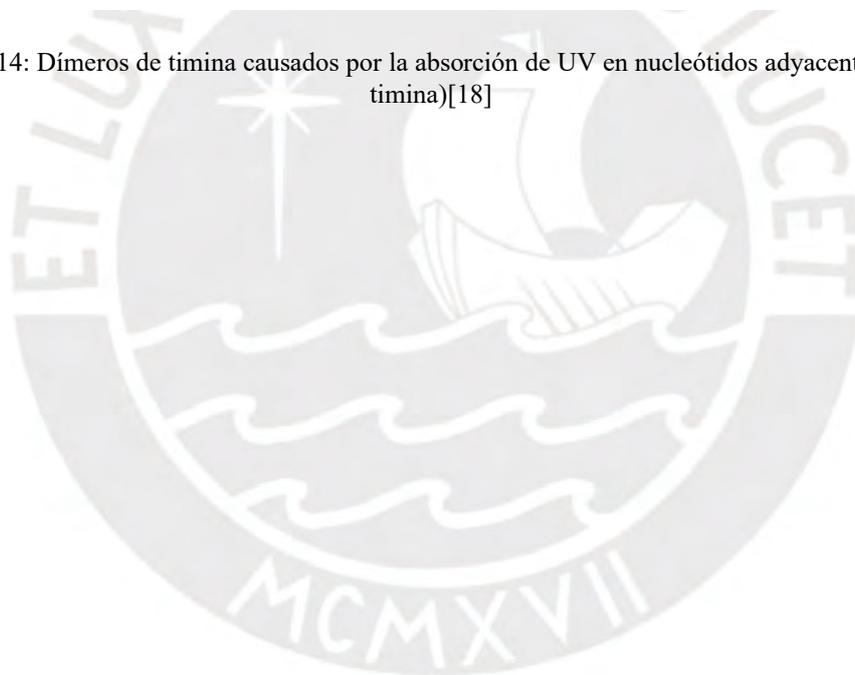


Figura 14: Dímeros de timina causados por la absorción de UV en nucleótidos adyacentes (dobletes de timina)[18]



Capítulo 3: Diseño de la propuesta

En el presente capítulo se describe el diseño del prototipo. Esta parte tomará como referencia la norma alemana VDI 2221. La cual consiste en 4 fases que se dividen en las siguientes etapas: especificaciones, estructura funcional, solución principal, estructura modular, diseños preliminares, diseño definitivo y documentos del producto.[24]

3.1 Idea de solución:

Se busca un sistema el cual logre calcular la dosis de la luz UV-C en un equipo de desinfección de mascarillas N95 (Figura 15 y Figura 16). Para ello, se propone la elaboración de un radiómetro junto a sensores de UV-C. Este dispositivo, como se explicó anteriormente, es capaz de medir la irradiancia de la luz UV de un determinado rango mediante un fotodiodo. Mediante la irradiancia se logra obtener la dosis, pues esta es la irradiancia por el tiempo de duración de la exposición.



Figura 15: Equipo de desinfección de mascarillas N95



Figura 16: Equipo de desinfección de mascarillas N95 cerrado

3.2 Especificaciones generales

El prototipo se divide en tres dominios: mecánico, electrónico y de programación. El dominio mecánico engloba las piezas que cumplirán el fin de soportar a las placas de circuito impreso junto a demás componentes del prototipo. El dominio electrónico, el cual abarca la elección de tecnologías, componentes y diseño de circuitos impresos. Finalmente, el dominio de programación abarca la transmisión, generación y procesamiento de la data. En esta etapa se describe una lista de especificaciones generales las cuales debe cumplir el prototipo.

Tabla 4: Especificaciones

Característica	Descripción
Función	El prototipo podrá medir la irradiancia de las lámparas UVC de baja presión centradas en 254nm.

Geometría	Alto: 15 cm Ancho: 7.5 cm Grosor: 4 cm Basado en radiómetros comerciales.[25], [26]
Rango de detección de irradiancia	0 – 7 mW/cm ² Basado en la irradiancia producida por las lámparas del equipo de desinfección.[25], [26]
Resolución	0.4 uW/cm ² Basado en radiómetros comerciales[25], [26]
Alimentación	24 V DC Alimentación con la cual cuenta el PLC empleado en el equipo de desinfección
Tiempo de muestreo	1 s – 5 s
Peso	Menor a 1 kg
Largo del cable del sensor	4 metros Basada en la distancia entre la caja de control y el lugar de desinfección de las mascarillas.

3.3 Estructura de funciones

El estado de la estructura de funciones busca que el diseñador determine las distintas funciones del proyecto, lo que permite en las siguientes fases explorar las diferentes soluciones con base en estas funciones. Esta comprende: la secuencia de operaciones, en esta se describe de manera general el funcionamiento del prototipo; la especificación de las entradas y salidas del sistema; el diagrama de funciones, en el cual se describen las funciones generales que realizará el equipo para su operación.

3.3.1 Secuencia de operación

Se describe el funcionamiento del prototipo una acción seguida de otra, es decir, de manera secuencial.

- Se enciende el equipo
- Espera la señal de control externa para iniciar la medición
- Medición de la irradiancia UV-C
- Espera de la señal de control externa para finalizar la medición
- Calcular la dosis UV-C
- Verificar la correcta desinfección y guardar datos
- Transmitir indicación de desinfección completa o error
- Espera de la señal de control para una nueva medición

3.3.2 Entradas y salidas del sistema

Se representa el radiómetro UV-C como un bloque, en este se presenta la materia (insumos, piezas, objetos), energía (mecánica, eléctrica, óptica, etc) y señales (datos, impulsos de control, información) que entran y salen del dispositivo.

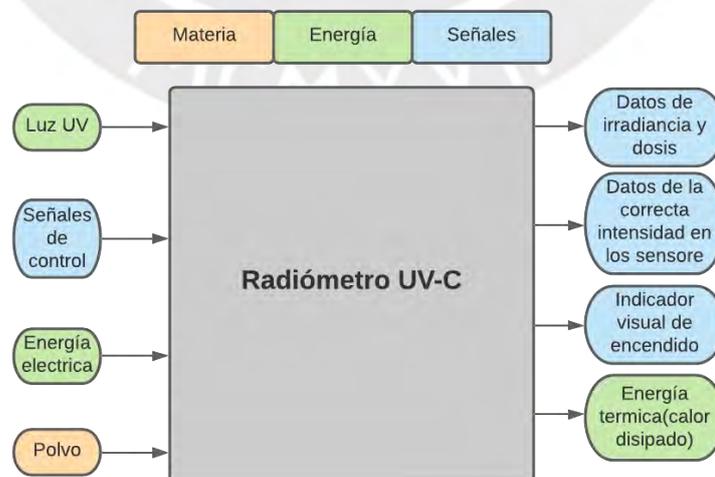


Figura 17: Caja negra

3.3.3 Diagrama de funciones

En este diagrama se indicarán las subfunciones que deberá realizar el dispositivo para poder cumplir con su función principal. La estructura de funciones representa la interacción entre las entradas y salidas colocadas en la caja negra. Se divide en dominio mecánico, dominio electrónico y dominio de programación.

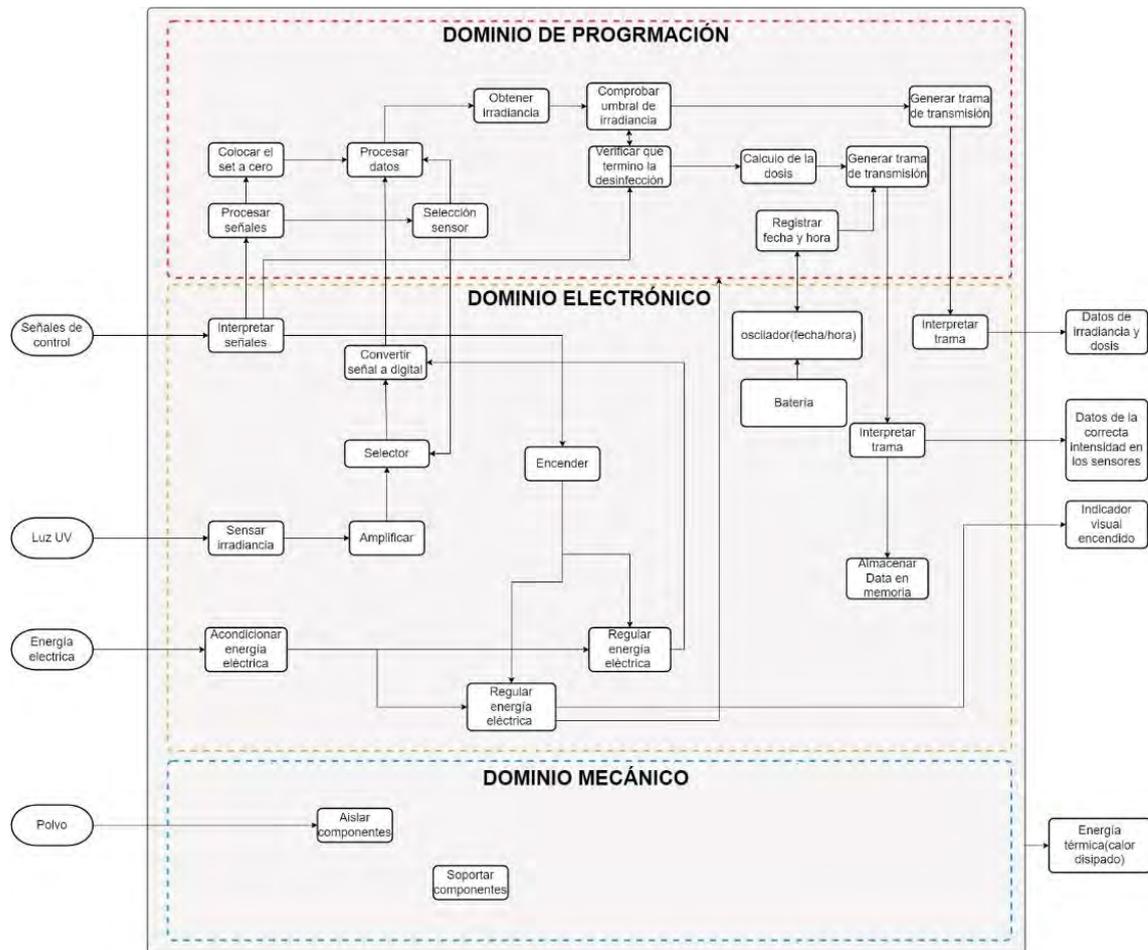
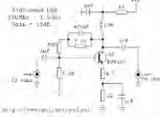


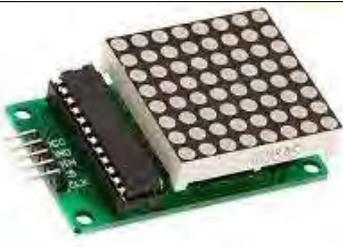
Figura 18: Diagrama de funciones

3.4 Concepto de la solución óptima

En el concepto de la solución óptima se plantea las alternativas de solución, estas se elaboran a partir de la matriz morfológica. Esta matriz nos permite con base en las funciones descritas en el diagrama seleccionar diferentes tecnologías para cada función. Finalmente, a partir de la agrupación de estas funciones se obtiene un sistema de soluciones.

Tabla 5. Matriz morfológica

N°	Función	Alternativa de solución 1	Alternativa de solución 2
1	Sensor UV-C y amplificarla	 <p data-bbox="703 636 1517 674">Fotodiodo + amplificador de transimpedancia (Módulo sensor)</p>	
2	Seleccionar la señal sensada	 <p data-bbox="791 1182 948 1220">Multiplexor</p>	
3	Convertir señal a digital	 <p data-bbox="804 1496 932 1534">V-F ADC</p>	
4	Amplificador	 <p data-bbox="836 1809 900 1848">LNA</p>	<p data-bbox="1129 1697 1469 1736">Multiplexor +ADC +PGA</p>

5	Interpretar señales	 microcontrolador	 Microcomputadora	
6	Realizar cálculos			
7	Transmitir data			
8	Almacenar fecha y hora	 Módulo RTC		
9	Almacenar datos	 Memoria externa SD		
11	Leer señales	 Pantalla LCD		 Matriz Led
10	Regular energía eléctrica	 Fuente híbrida (regulador DC-DC step down+ LDO)		 Regulador DC-DC step down

3.4.1 Descripción de alternativas de solución

A partir de la matriz morfológica se propuso dos alternativas de solución, las cuales serán descritas y evaluadas.

- **Alternativa de solución 1**

La propuesta de solución 1, está compuesta en los dispositivos de entrada por un sensor UV-C; para convertir la señal se cuenta con un conjunto de tecnologías un ADC de voltaje a frecuencia, junto a un multiplexor para la selección y amplificadores de bajo ruido. Para la etapa de control, encargada de administrar los demás módulos y transmitir la data, lo compone un microcontrolador. Como dispositivos de almacenamiento se cuenta con un módulo de reloj en tiempo real (RTC) para poder conservar la fecha y hora incluso cuando el dispositivo esté desconectado; además, de almacenar los datos sensados junto a la fecha y hora en una memoria SD externa. Como dispositivo de indicación una pantalla LCD. Finalmente, como dispositivo de alimentación una fuente híbrida compuesta por un regulador DC-DC step down y un regulador lineal.



Figura 19: Tecnologías de la alternativa de solución 1

- **Alternativa de solución 2**

La propuesta de solución 2, está compuesta en los dispositivos de entrada: por un sensor fotoeléctrico UV-C con un circuito integrado encargado de las muestras que posee una configuración de MUX+PGA+ADC. Para la etapa de control, comunicación con los demás módulos, la transmisión y almacenamiento de los datos será realizada por una microcomputadora. El dispositivo de indicación estará conformado por una matriz de luces LED. Finalmente, para la alimentación se cuenta con un regulador DC-DC step down.

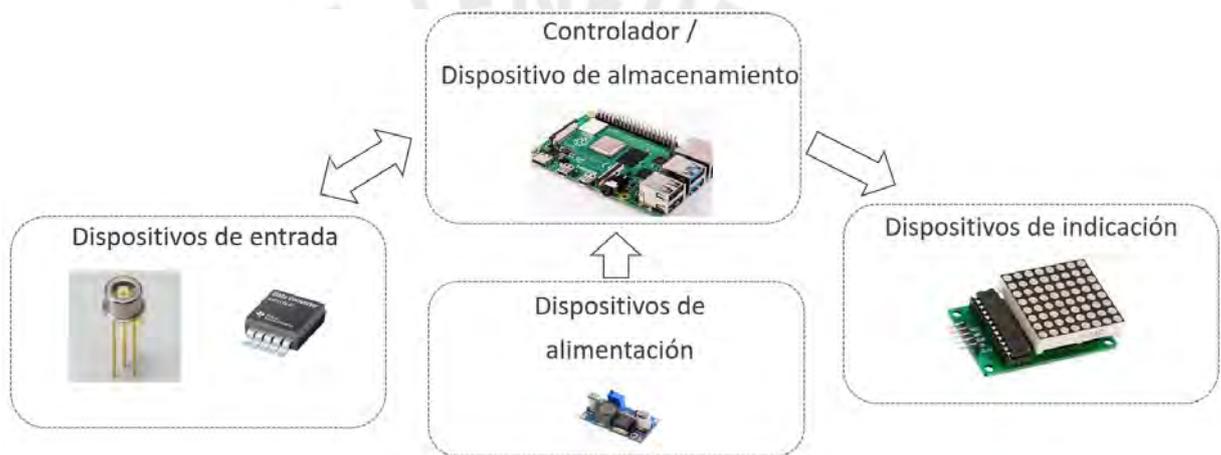


Figura 20: Tecnologías de la alternativa de solución 2

3.4.2 Evaluación técnico- económica

De acuerdo a la norma VDI 2221, se realizará un análisis técnico y económico de las alternativas de solución. Los criterios deben ser formulados de tal manera que permitan una comparación útil. El puntaje asignado va de cero a cuatro (P), se multiplicará el puntaje por un peso ponderado. Finalmente, se suma la multiplicación de cada criterio de las soluciones y se selecciona la solución que obtenga el mayor puntaje.

Tabla 6: Evaluación técnico económica

Propiedad Técnica- Económica		Proyectos					
		Solución 1		Solución 2		Solución ideal	
Criterios de evaluación	Peso ponderado (G)	Puntaje (P)	G*P	Puntaje (P)	G*P	Puntaje (P)	G*P
Función	3	3	9	3	9	4	12
Complejidad	3	2	6	3	9	4	12
Diseño electrónico	2	2	4	2	4	4	8
Robustez	3	2	6	2	6	4	12
Fabricación	2	3	6	2	4	4	8
Señales (información)	2	2	4	2	4	4	8
Costo de la tecnología	3	3	9	1	3	4	12
Fácil adquisición de los materiales	3	3	9	3	9	4	12
Software	2	3	6	3	6	4	8
Control / Electrónica	2	2	4	3	6	4	8
Puntaje total			63		60		100

Para cumplir el objetivo de la tesis, las soluciones deben sobrepasar los cincuenta puntos. Ambas soluciones sobrepasan los cincuenta, pero la alternativa de solución 1 será elegida, ya que es la que obtuvo mayor puntaje, por lo que resulta la más óptima tanto técnica como económicamente.

3.5 Proyecto preliminar

En esta etapa se busca diseñar el proyecto preliminar con base en el análisis de la alternativa de solución ganadora. Esta comprende el diseño del diagrama de bloques y la memoria de cálculo.

3.5.1 Diagrama de bloques

El diagrama de bloques está formado por la agrupación de las diferentes funciones, con base en las tecnologías de la solución ganadora.

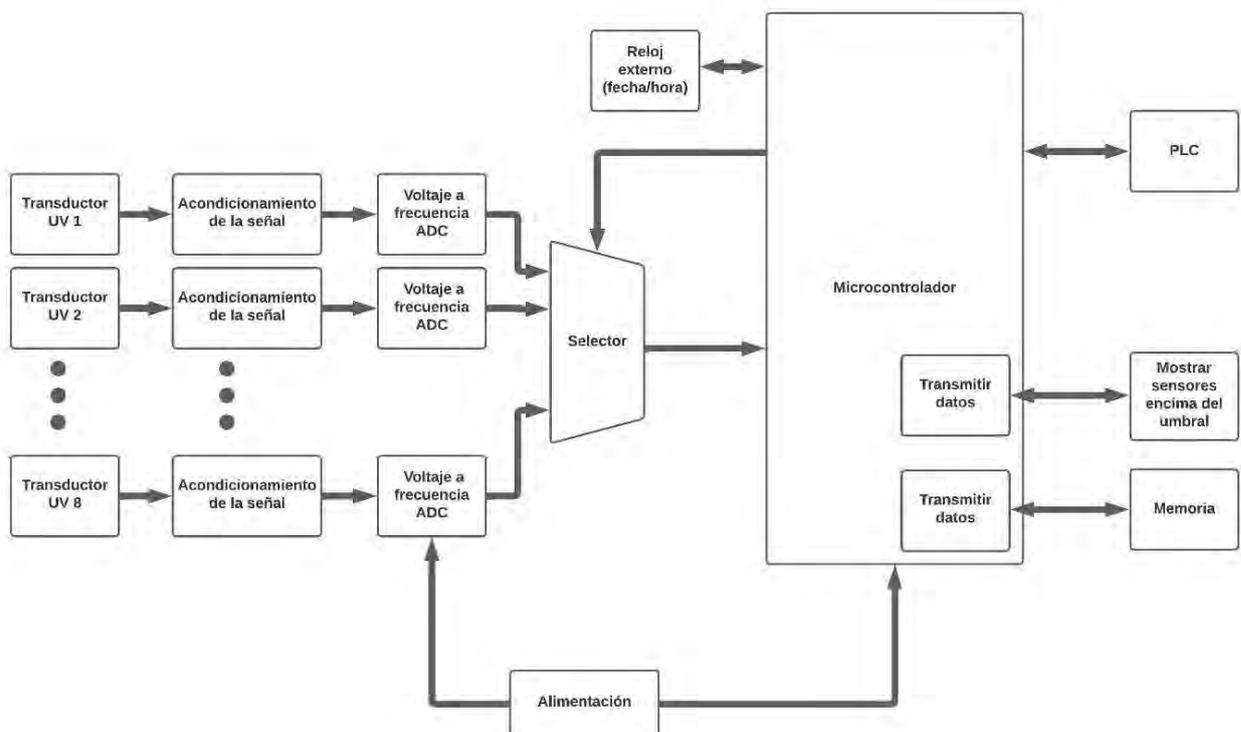


Figura 21: Diagrama de bloques

3.6 Elección de componentes electrónicos

En esta etapa se eligen los componentes que cumplan los requerimientos para cada tecnología. Estos requerimientos se calculan para el correcto funcionamiento del equipo y cumplir con las especificaciones descritas en la primera etapa. La memoria se divide en la parte electrónica, la parte mecánica y programación para indicar los diagramas de flujo.

3.6.1 Sensor UV-C

Para la parte de absorción de luz UV será necesario un sensor UV-C que convierta la irradiación UV en voltaje para poder ser acondicionado, leído y mostrado. Este debe cumplir con los siguientes requerimientos:

El dispositivo entrega una dosis UV aproximada de 10 000 J/m². La dosis UV se define como:

$$D = E_t \cdot I_R \quad (1)$$

Donde:

D= Dosis UV (J/m²)

E_t = Tiempo de exposición (s)

I_R = Irradiancia (W/m²)

Este irradia durante 5 minutos por lo que la irradiancia promedio es de 33.4 W/m² (3.34 mW/cm²). De este modo el sensor debe ser capaz de poder medir esta irradiancia UV. Además, el equipo utiliza lámparas UV-C de descarga de mercurio de baja presión. Estas funcionan a una longitud de onda de 254nm (Figura 22).

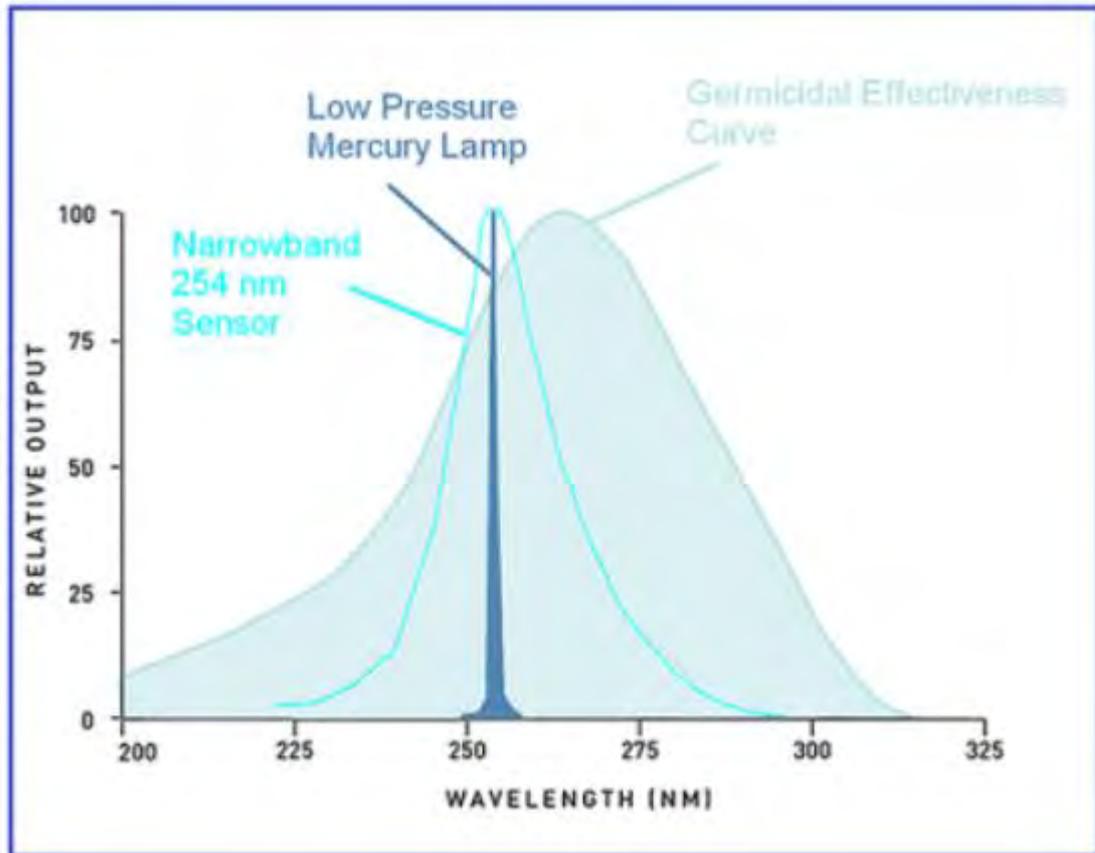


Figura 22: Respuesta relativa para las lámparas de descarga de mercurio de baja presión[25]

Elección preliminar de transductores, comparativa de transductores UV de la compañía GenUV.

Image	Package Type	Part Number	Chip Size	Spec. Sheet
	CSP	GUVC-S40GD	1.0mm	
	SMD 3535 PKG	GUVC-S10GD	0.076mm ²	
	TO 46 PKG	GUVC-T10GD	0.076mm ²	
		GUVC-T11GD	0.4mm	
		GUVC-T10GD-L	1.536 mm ²	
	TO 39 PKG	GUVC-T20GD-U	6.894 mm ²	
	TO 5 PKG	GUVC-T21GH	0.076mm ²	

Figura 23: Diferentes fotodiodos y sensores para luz UV-C[27]

Se comparan las curvas de respuesta de los diferentes sensores. Además de verificar que cumple con el rango de detección. Por ello, se selecciona el GUVc-T21GH.

Responsivity Curve

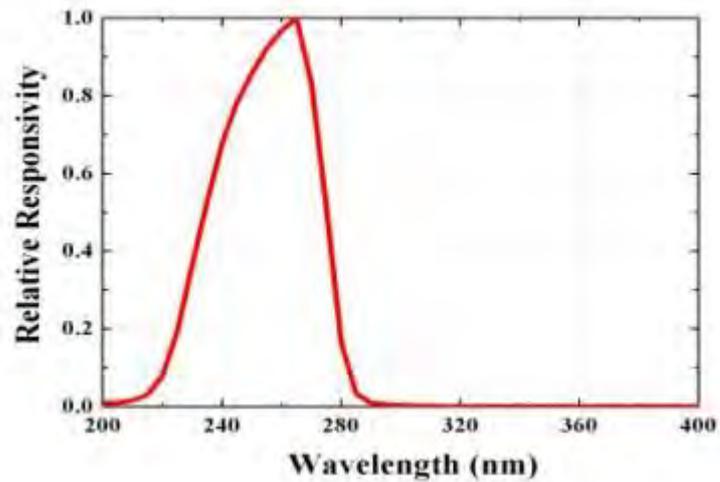


Figura 24: Respuesta relativa vs longitud de onda[28]

Tabla 7: Características del GUVc-T21GH [28]

Parámetros	Símbolo	Min.	Típico	Max.	Unidades	Observación
Voltaje de alimentación	V_{cc}	1.8		5.5	V	DC
Corriente de alimentación	I_Q		50		uA	
Receptividad	R_p		0.6			a 254 nm
Rango de detección espectral	λ	220		280	nm	10% de R_p
Voltaje de salida	V_{out}		0.71		V	$1 \frac{mW}{cm^2}$
Voltaje de offset	V_{offset}		0.01		V	
Rango de detección de irradiancia	P	0		7	$\frac{mW}{cm^2}$	$V_{cc} = 5 V$
Tiempo de subida	T_r		3		ms	



Figura 25: Sensor GUV-C-T21GH[28]

3.6.2 Convertidor de Voltaje a frecuencia

Los convertidores de voltaje a frecuencia (VFC) están conformados por un oscilador que provee un tren de pulsos con una frecuencia que es linealmente proporcional a un voltaje o corriente de entrada. El VFC cuenta con una etapa integradora, la salida de esta se compara con un voltaje de referencia, luego este activa o desactiva el interruptor para descargar el condensador de la etapa integradora. De este modo se obtiene una frecuencia proporcional a la velocidad en la que la etapa integradora se carga. En la Figura 26 se puede observar un tipo de VFC en el cual el condensador es cargado por la señal de entrada. Cuando se pasa el umbral del comparador se elimina una carga fija del condensador. Esta eliminación de carga está definida por la fuente de corriente de precisión y el ancho de pulso del monoestable del circuito. Por lo tanto, el pulso de salida es proporcional a la velocidad a la que el integrador se carga desde la entrada.[29]

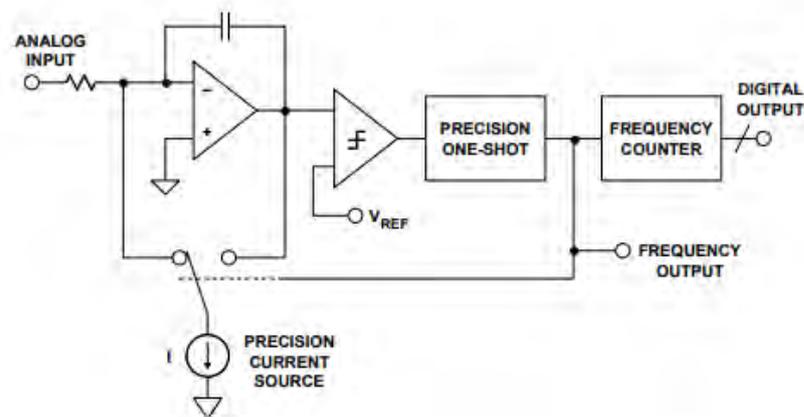


Figura 26: Convertidor de voltaje a frecuencia de carga balanceada[29]

Se calcula la resolución necesaria del VFC. El rango de irradiancia del sensor es de 0 mW/cm² a 7 mW/cm² como requerimiento se debe obtener una resolución menor o igual a 0.4 uW/cm².

$$\frac{7 \text{ mW/cm}^2}{N} = 0.4 \text{ uW/cm}^2 \quad (2)$$

$$N = \frac{7 \text{ mW/cm}^2}{0.4 \text{ uW/cm}^2} = 17\,500 \quad (3)$$

$$\text{bits} = \log_2 17\,500 = 14.095 \quad (4)$$

N: Resolución

La resolución de un VFC sigue la siguiente relación:

$$T = \frac{N}{FS} \quad (5)$$

T: Tiempo de muestreo de la señal

FS: escala completa del VFC

Por lo que, si se toma el tiempo de muestreo de 1 s se obtiene una escala completa mínima de 17.5 kHz.

Tabla 8: Comparación convertidores de voltaje a frecuencia

Circuito integrado	KA331	LM331N	AD7740KRM
Fabricante	Fairchild Semiconductor	Texas Instruments	Analog Devices
FS máximo (kHz)	100	100	1000
Error de linealidad (%)	0.03	0.03	0.018
Voltaje de alimentación (V)	4.5 - 40	4.5 - 40	3 - 5.25
Costo (S/.)	2.3	3.2	5.54
Disponibilidad	Local	Local	Importación

Todos los circuitos integrados que se muestran en la tabla cumplen con los requerimientos. Sin embargo, se selecciona el LM331 debido a la disponibilidad local y a la menor degradación de la linealidad al cambio de temperaturas y paso del tiempo en comparación con el KA331.

3.6.3 Reloj externo (RTC)

El requerimiento principal es el almacenamiento de la fecha y hora con un formato de 24 horas. Como requerimientos secundarios que el coste y consumo energético sea el menor posible. Se compara una tabla de relojes en tiempo real pertenecientes a la página web de distribución de componentes electrónicos Digi-key.[30]

Tabla 9: Comparación de relojes en tiempo real

N.º de pieza de DK	Precio (S/.)	Formato de tiempo	Interfaz
2156-DS3231N/DIP-ND	11.12	HH:MM:SS (12/24 horas)	I ² C
175-MAX31328NELB+-ND	17.41	HH:MM:SS (12/24 horas)	I ² C
DS3231MZ/V+TTR-ND	21.34	HH:MM:SS (12/24 horas)	I ² C, 2 conductores en serie
3099-ZIO-101924-ND	33.02	HH:MM:SS (12/24 horas)	I ² C
175-DS3231MZ+TRLTR-ND,175-DS3231MZ+TRLCT-ND,175-DS3231MZ+TRLDKR-ND	34.32	HH:MM:SS (12/24 horas)	I ² C, 2 conductores en serie
DS3231MZ/V+-ND	37.23	HH:MM:SS (12/24 horas)	I ² C, 2 conductores en serie
DS3231MZ+-ND	37.89	HH:MM:SS (12/24 horas)	I ² C, 2 conductores en serie

Se selecciona el 2516-DS3231N, debido a que cumple los requerimientos y es el de menor costo; además, se cuenta en el mercado local módulos de desarrollo diseñados a partir de este circuito integrado.

3.6.4 Pantalla LCD

Para la elección de la pantalla se considera un tamaño mínimo de 40x30 mm para poder ser visible el mensaje de correcta desinfección. Se selecciona el 1602A debido al precio, tamaño y por la disponibilidad local.

Tabla 10: Comparativa pantalla

Marca	1602A	ERM	2004A
Voltaje (VDC)	5	5	5
Corriente (en lectura)	3mA	51 mA	180 mA
Modo de comunicación	Paralela	Paralela	Paralela
Tamaño (caracteres)	16x2	128x64	20x4
Dimensiones (mm)	80.0x36.0x1.6	48x69x4	98x60x1.6
Disponibilidad	Local	Local	Local
Precio (soles)	15.3	19.2	35

3.6.5 Dispositivo de almacenamiento

Como principal requisito es seleccionar una memoria extraíble, en ella se guardará fecha, hora y dosis de cada desinfección realizada. Con el motivo de poder monitorear si en algún momento el equipo presenta un mal funcionamiento. Por ello, se selecciona una memoria micro SD por su tamaño y portabilidad con una capacidad de almacenamiento de al menos 16 GB. Para poder escribir en la memoria micro SD se utilizará un módulo con el único requerimiento de que realice la lectura y escritura de una memoria micro SD.



Figura 27 Módulo para memoria micro SD [31]

3.6.6 Microcontrolador

Se comparará diferentes microcontroladores que cuenten con mínimo 9 puertos digitales y 2 puertos analógicos.

Tabla 11: comparación microcontroladores

Microcontrolador	PIC32MX320F128H	ATmega328P	TM4C123GH6PM
Entradas / Salidas Digitales	28	14	43
Entradas analógicas	16	6	12
Velocidad de reloj (Mhz)	80	16	80
Memoria interna (Kb)	512	256	256
Disponibilidad	Importación	Local	importación
Precio	111.29	77	76.75

Se selecciona el ATmega328p debido al precio, disponibilidad y por el mayor contenido de información acerca de la programación e integración con el resto de circuitos.

3.7 Diseño de la solución óptima

En esta sección se realiza el diseño del sistema de medición de irradiancia UV-C. Se divide en 3 partes: electrónica, programación y mecánica. Con base a las elecciones y requerimientos de las anteriores etapas en las cuales se eligieron las tecnologías y componentes principales a utilizar.

3.7.1 Diseño electrónico

Se diseñará el circuito con base a los componentes seleccionados en la etapa anterior; además, de diseñar y elegir los componentes de las etapas de integración si es que se requiriese. Estos componentes son los siguientes: el sensor GUVU-T21GH, el convertidor de voltaje a frecuencia LM331, el microcontrolador ATMEGA328p, el módulo de desarrollo DS3231 como reloj en tiempo real, el módulo de desarrollo para la lectura y escritura de la memoria micro-SD y la fuente híbrida conformada por un convertidor DC-DC step down y un LDO.

Para diseñar el diagrama esquemático y PCB se utiliza el software EasyEDA. El diseño del diagrama esquemático se divide en dos partes la primera que es la que conforma el sensor que se encuentra en el área de desinfección de mascarillas y es el que se encarga de transformar el voltaje a frecuencia para su posterior envío. Mientras que el radiómetro se encuentra cerca de la caja de control, este se encarga de recibir e interpretar las señales de los sensores; además, del guardado y entrega de la alimentación a los sensores. La distancia de cable máxima entre los sensores y el radiómetro es de 4 metros.

Las etapas del sensor son las siguientes inicia con la medición de la irradiancia del GUVB-T21GH entrega un voltaje en el rango de 0 V a 5 V, debido a que esta etapa requiere de acondicionamiento para que se pueda integrar a la conversión que acepta un voltaje de entrada en el rango de 0 V a -10 V. Se utiliza el OPAMP OP07CP en configuración de seguidor e inversor con una ganancia de -2. La configuración del circuito empleado con el LM331 es el recomendado por el fabricante en la hoja de datos. Esta configuración se encuentra dentro de la sección de aplicaciones típicas del integrado como convertidor de alta precisión con una escala de 100 kHz. Para la alimentación del sensor se cuenta con el regulador LM7805 que entrega un voltaje de salida de 5 V. Finalmente, a la frecuencia de salida se le añade un transceptor de bus diferencial RS485 para el envío.

Las etapas del radiómetro, las cuales consisten en un conjunto de 8 transceptores de bus diferencial para obtener las frecuencias de entrada. Luego estas entradas son multiplexadas por un multiplexor digital 8 a 1, para su posterior conteo de frecuencia por el microcontrolador ATMEGA328p. Además, se cuenta con una etapa de comunicación con el PLC el cual indica envía una señal en alta de 24 V, mientras el equipo se encuentra en estado de desinfección. Para ello, se usa un optoacoplador de este modo se obtiene un voltaje de 5 V en alta y 0 V en baja para la entrada del microcontrolador. La alimentación está conformada por dos módulos de fuentes conmutadas regulables las cuales entregan los voltajes de 17.5 V y 7.5 V para que

posteriormente se alimenten dos reguladores lineales de 15 V y 5 V. De este modo se obtiene un voltaje de rizado menor a comparación de utilizar solamente fuentes conmutadas y una mayor eficiencia que si se usase solamente los reguladores lineales. Con el diseño del diagrama esquemático (Anexo: Figura 58 y Figura 59) se realiza el PCB del sensor y radiómetro con base en la norma 2221B.

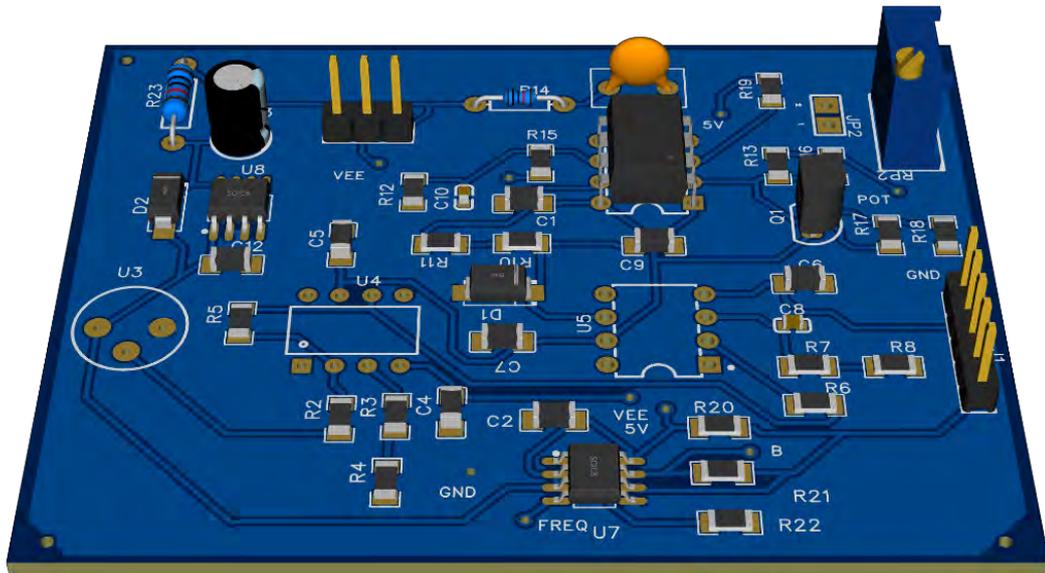


Figura 28: Modelo 3D del PCB del sensor UV-C

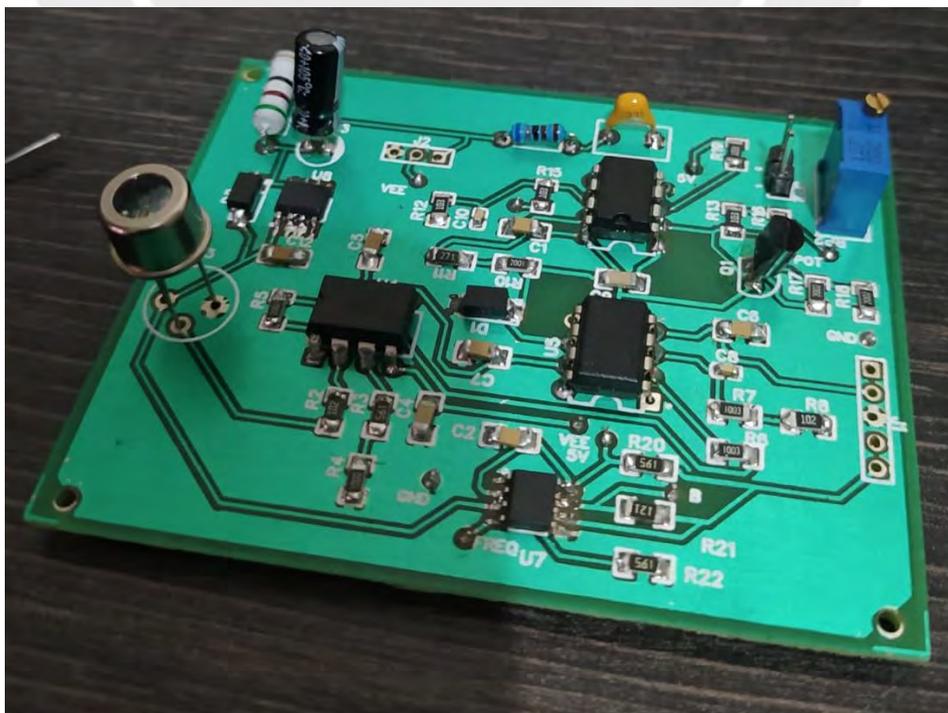


Figura 29 :Tarjeta electrónica del sensor unidireccional UV-C

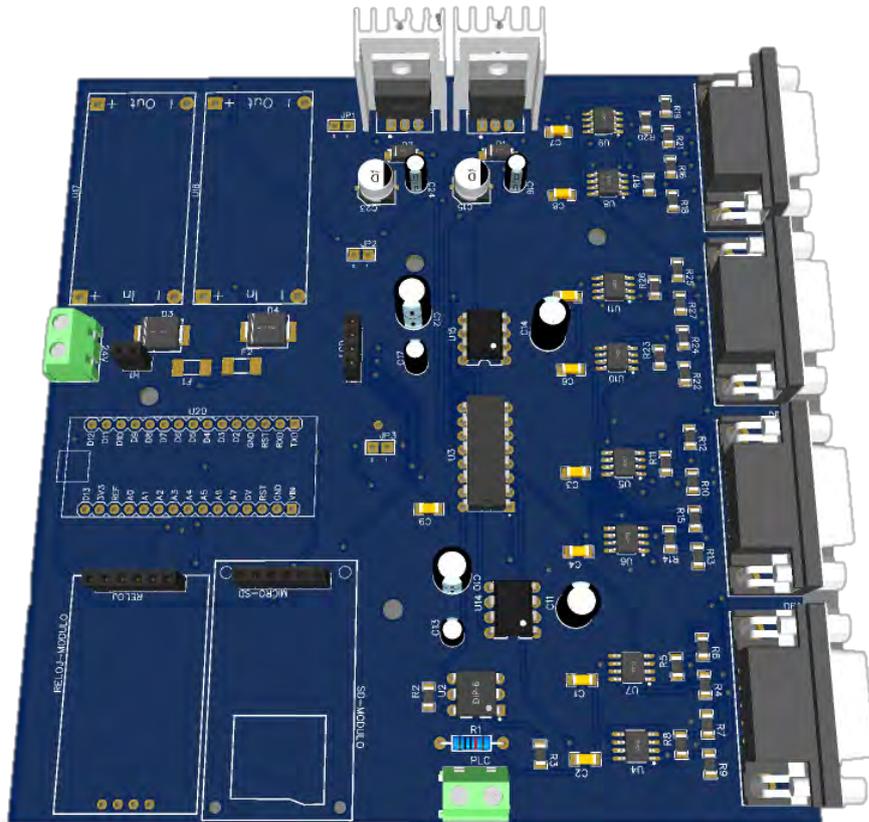


Figura 30: Modelo 3D del PCB del radiómetro



Figura 31 : Tarjeta electrónica del radiómetro

3.7.2 Diseño mecánico

El equipo medirá la irradiancia en cuatro puntos diferentes de los cuales se colocará un par de sensores por cada punto.



Figura 32: Puntos de sensado en el equipo de desinfección

Las mascarillas son colocadas en tubos, por ello se utilizará estos para el paso de los cables de alimentación y data de los sensores. Se realizan piezas 3D, las cuales serán impresas en plástico PLA. En estas piezas se soportan las tarjetas impresas del radiómetro y sensor.

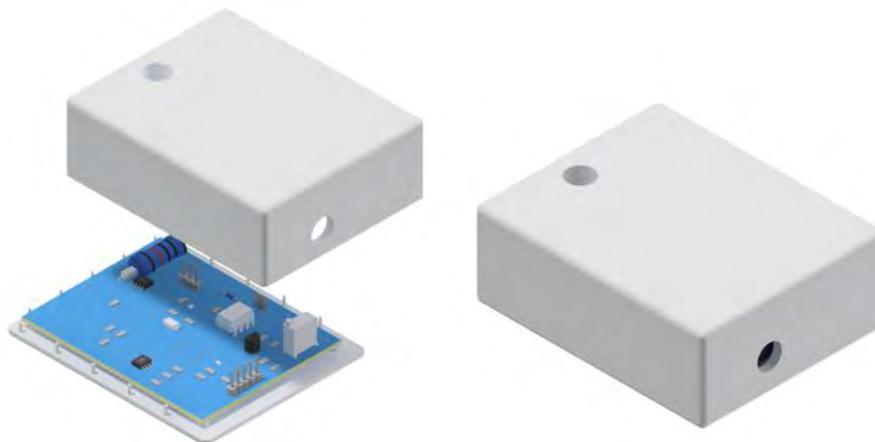


Figura 33: Modelo 3D de la pieza para el PCB del sensor

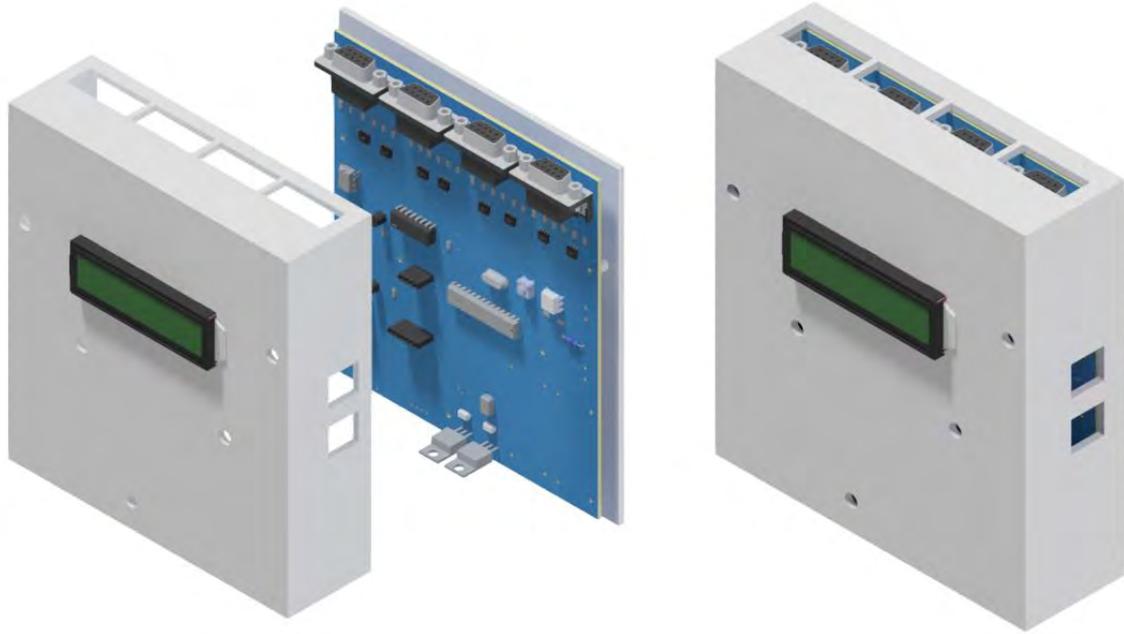


Figura 34. Modelo 3d de la pieza para el radiómetro y PCB

3.7.3 Programa para la medición de la dosis del equipo

En esta sección se describen los diagramas de flujo de la función principal y demás funciones utilizadas para el funcionamiento del sistema. La función principal cuenta con una primera parte en la cual se realizan las primeras configuraciones: la comunicación con la pantalla LCD, se configuran los pines, inicio de comunicación con la tarjeta micro-SD e inicio del reloj en tiempo real externo. Luego se ejecuta la función `set_cero()` la cual reinicia los valores de las variables con las cuales se trabaja incluida las variables donde se almacena el valor de las dosis de los diferentes puntos. Se espera que se active el pin 9 el cual está optoacoplado a la entrada del PLC e indica si el equipo inició o finalizó la desinfección. Cuando se inicia la desinfección se ejecuta la función `medir frecuencia`, la cual realiza el conteo de cada entrada seleccionándolas mediante el multiplexor. Una vez finalizada la desinfección se guardan las dosis UV-C de los puntos medidos y se indica al usuario si se realizó o no con éxito la desinfección.

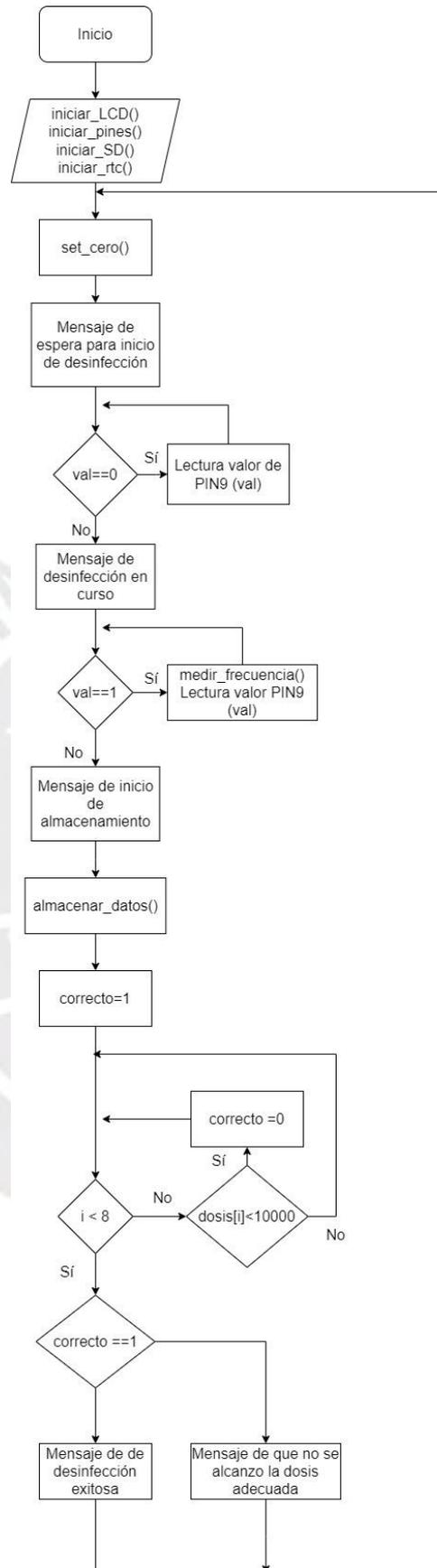


Figura 35: Diagrama de flujo programa principal

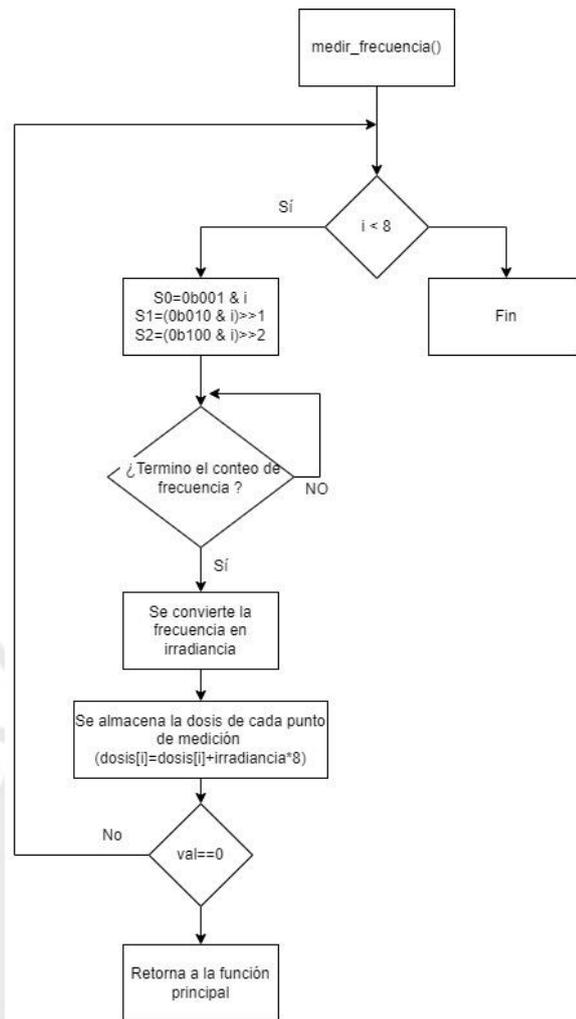


Figura 36: Diagrama de flujo función medir_frecuencia

Capítulo 4: Resultados

4.1 Funcionamiento general del sistema de medición de irradiancia

El sistema cuenta con sensores de luz ultravioleta C (UV-C) los cuales producen un voltaje determinado dependiente de la irradiancia UV-C, para la transmisión sin degradación de la señal se convierte este voltaje a frecuencia. El PLC indica el inicio de la medición del sistema. En la recepción se cuenta la frecuencia de la señal enviada, por la cual se puede obtener el voltaje y convertirlo a irradiancia. Con base a esta irradiancia se calcula la dosis suministrada por el equipo de desinfección. Finalmente, el PLC indica al sistema el momento en el cual termina la desinfección para poder almacenar la fecha, hora y dosis de cada desinfección realizada en una memoria micro-SD.

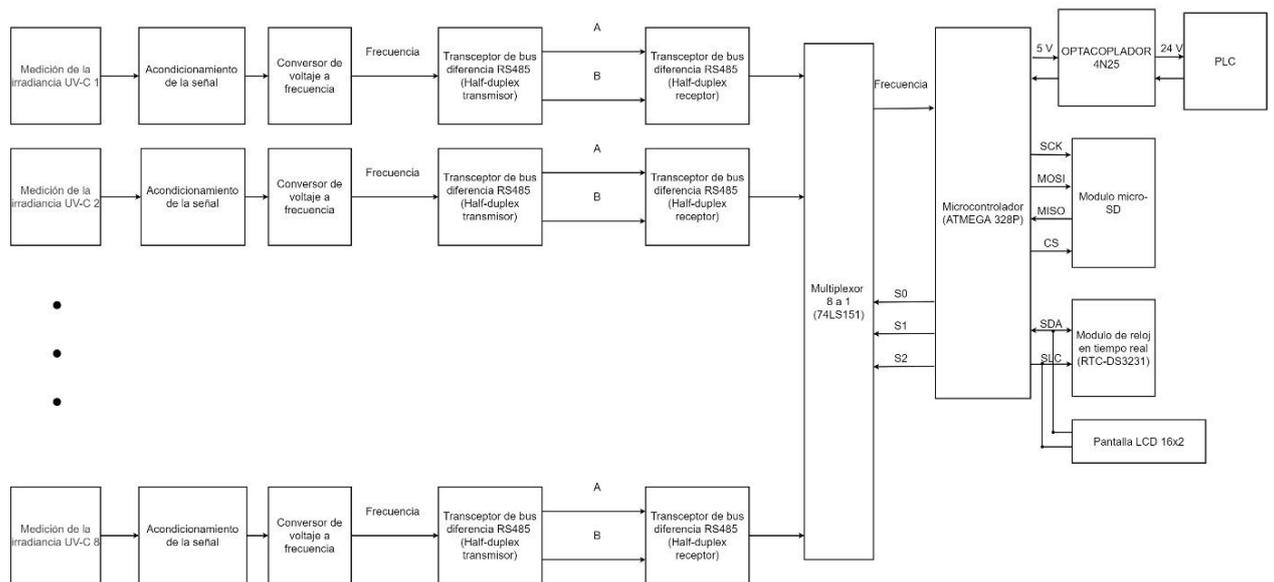


Figura 37: Diagrama de bloques sistema de medición UV-C

Se describe más a fondo cada etapa del diagrama de bloques (Figura 37). El sistema se encuentra alimentado con una fuente de 24 V que se ubica en la caja de control del equipo de desinfección de mascarillas. Se requiere 15 V y 5 V con un rizado mínimo a fin de no alterar el funcionamiento de los amplificadores operacionales utilizados en la etapa de acondicionamiento de la señal. Para ello, se reduce los 24 V con dos módulos convertidores DC-

DC stepdown, para luego utilizar reguladores lineales a fin de que actúen como filtro pasabajo con respecto al rizado. Debido a que, estos cuentan con un rechazo al rizado de alimentación mayor al de las fuentes conmutadas. Las fuentes conmutadas suministran los voltajes requeridos más el voltaje de caída de cada regulador lineal a fin de que los reguladores lineales puedan trabajar a su máxima eficiencia. Para la adquisición de la irradiancia UV-C se utiliza el sensor GUV-C-T21GH para obtener el valor de la irradiancia en el rango de 0 mW/cm^2 a 7 mW/cm^2 . Para ello, se elaboraron 4 sondas que miden la irradiancia en ambos sentidos en la parte frontal y trasera. Cada sonda cuenta con dos sensores estos brindan una señal en el rango de 0 V a 5 V; sin embargo, para que este voltaje sea convertido en frecuencia es necesario que se encuentre en la escala de 0 V a -10 V. Por ello, se cuenta con una etapa de acondicionamiento de la señal que está conformada por el OPAMP OP07CP en modo inversor con una ganancia de 2. Luego, este voltaje es convertido a frecuencia en el rango de 0 kHz a 100 kHz. Para la conversión se utiliza el integrado LM331 junto al OPAMP TL071. Esta frecuencia es transmitida y recibida por el transceptor de bus diferencial RS485 SN75176B. Cada frecuencia es multiplexada para su posterior conversión a irradiancia por el microcontrolador ATMEGA 328P. Para medir la frecuencia se cuenta la cantidad de pulsos de la señal durante el tiempo de 1 segundo con el pin PD5 del ATmega328p. Para ello, se hace uso de las funciones de la librería FreqCount del autor Paul Stoffregen [32]. Se cuenta con una entrada digital del PLC de 24v al microcontrolador aislada por el optoacoplador 4N25 que indica cuando se inicia la desinfección encendiendo la señal y cuando se termina la desinfección enviándola a cero. Esto con el fin de iniciar la toma de datos y almacenar la dosis de capa punto de desinfección en una memoria microSD junto a la fecha y hora en la cual se realizó la desinfección. Para esto se cuenta con el módulo para el circuito integrado DS3132 el cual es un reloj en tiempo real que se encuentra alimentado con una pila de 3.3 V para que el oscilador se encuentre en funcionamiento incluso cuando el sistema no se encuentre conectado a la alimentación y de este modo se pueda

mantener la fecha y hora. Este se comunica con el microcontrolador por el protocolo I2C, por este mismo protocolo se conecta el microcontrolador con la pantalla LCD que indica que la desinfección fue realizada con éxito si se superó el umbral de dosis UV-C necesaria para la eliminación del SARS-COV2. Además, el módulo de tarjetas microSD el cual se comunica con el microcontrolador por el protocolo SPI. Este será utilizado con el fin de escribir la dosis, fecha y hora de la desinfección en la tarjeta microSD.

4.2 Instalación del sistema de medición de irradiancia UV-C

En este subcapítulo se muestran los lugares de instalación del sistema de medición de irradiancia UV-C en el equipo de desinfección de mascarillas. El sistema se divide en dos partes: la primera que es el sensor junto al transmisor que está encargado de transformar la irradiancia en frecuencia y se encuentra dentro del equipo de desinfección en 4 diferentes puntos como se indica en la Figura 39.



Figura 38: Prototipo unidireccional del sensor de irradiancia



Figura 39: Puntos de localización de las sondas

La sonda está conformada por el sensor de irradiancia; etapa de acondicionamiento, para que la señal pueda ser tratada por el convertor; la conversión de voltaje a frecuencia y envío de la frecuencia por un bus diferencial.

La segunda parte es el radiómetro, este se encuentra encima de la caja de control del equipo de desinfección. El radiómetro debe estar cerca de la caja de control, debido a que se debe comunicar con el PLC del equipo para conocer el inicio y final de la desinfección; además, el radiómetro se alimenta con la fuente de 24 V que se encuentra en la caja de control.



Figura 40. Modelo 3D del prototipo del radiómetro

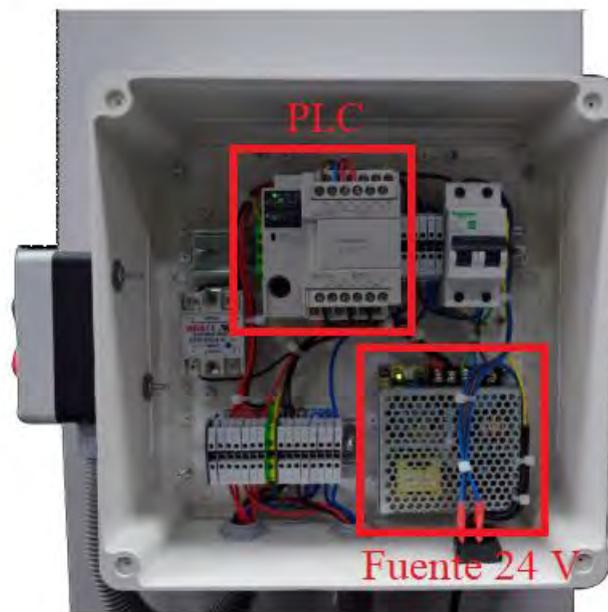


Figura 41: Caja de control del equipo de desinfección

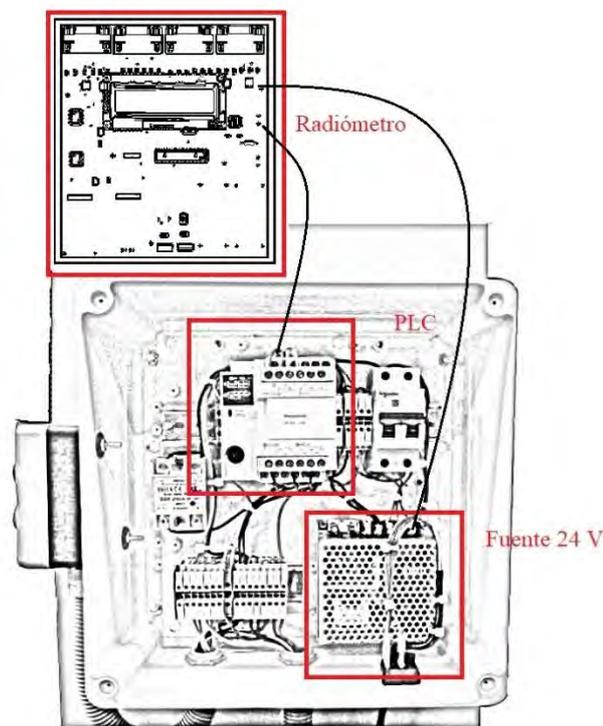


Figura 42: Posición y conexión entre la caja de control y el radiómetro

El radiómetro está conformado por las siguientes etapas: la de alimentación para el radiómetro y para el sensor; la etapa de recepción de la frecuencia enviada por bus diferencial; otra etapa de multiplexación digital de 8 a 1; luego el microcontrolador utilizado para contar la

frecuencia y obtener la irradiancia; la etapa de comunicación con el PLC que se encuentra optoacoplada. Finalmente, la etapa de almacenamiento conformada por los módulos de reloj en tiempo real y otro para la lectura y escritura de la tarjeta micro-SD.

4.3 Pruebas y resultados preliminares

En este subcapítulo se presentarán los resultados de cada etapa del sistema de medición descritas en los subcapítulos anteriores. Se divide las pruebas en dos partes, la primera perteneciente a las etapas de la sonda y la segunda perteneciente a las etapas del radiómetro. Las etapas de la sonda son las siguientes: acondicionamiento del sensor GUVV-T21GH; conversión voltaje a frecuencia y la transmisión de la frecuencia en bus diferencial. Las etapas del radiómetro son las siguientes: etapa de alimentación para el radiómetro y sensor; recepción de las señales de frecuencia en bus diferencial; multiplexación de las señales de frecuencia; conteo de la frecuencia de cada señal; comunicación con la señal de control del PLC; finalmente, cálculo y almacenamiento de la dosis UV-C en cada punto de medición. Para las pruebas de las etapas de la sonda se emplea el PCB del sensor UV-C desarrollado.

Sin embargo, para las pruebas individuales del radiómetro se implementa el circuito en protoboard. No hay problemas de ruido, debido a que solo se trabaja con señales de datos digitales en la protoboard. Ni complicaciones con la capacitancia parásita presente en la protoboard. Debido a que, se emplean resistencias de 1 k Ω para las señales de frecuencia, considerando una capacitancia de 7 pF de fila a fila en la protoboard se calcula la frecuencia de corte, es decir, a partir de cual frecuencia la señal sufre una atenuación de -3 dB.

$$f_{corte} = \frac{1}{2 \cdot \pi \cdot C \cdot R} = 22\,736\,420.4417 \text{ Hz} \quad (6)$$

Se obtiene una frecuencia de corte mayor a 22 MHz, por lo tanto, no hay problema con el uso de la protoboard para las pruebas del radiómetro.

4.3.1 Sonda: acondicionamiento del sensor GUV-C-T21GH

El convertidor de voltaje a frecuencia transforma una entrada de voltaje en el rango de 0 V a -10 V a frecuencia en un rango de 0 Hz a 100 kHz. El sensor GUV-C-T21GH entrega un voltaje en el rango de 0 V a 5 V, por este motivo es necesario contar con una etapa de acondicionamiento que permita la integración del sensor con el convertidor. Esta etapa consta de dos OPAMP OP07CP uno como seguidor para evitar el efecto de carga y otro en configuración de inversor con una ganancia de -2. Primero se obtendrá el offset de entrada para el OP07CP, para ello se coloca el OPAMP con una ganancia de -200 y ambas entradas a tierra.

$$V_{out_offset} = -70.5 \text{ mV} \quad (7)$$

$$G_{opamp} = -200 \quad (8)$$

$$V_{in_offset} = \frac{V_{out_offset}}{G_{opamp}} = 0.3525 \text{ mV} \quad (9)$$

Se obtiene la frecuencia de offset provocada por el efecto del voltaje de offset total de la etapa de acondicionamiento, es decir, la del seguidor e inversor:

$$V_{out_offset_acondicionamiento} = V_{out_offset_inversor} + \quad (10)$$

$$V_{out_offset_seguidor} = -1.41 \text{ mV}$$

$$Freq_{offset} = \frac{100\,000 \text{ Hz}}{-10 \text{ V}} \cdot (-1.41 \text{ mV}) = 14.1 \text{ Hz} \quad (11)$$

El offset de frecuencia provocado por la etapa de acondicionamiento es de 14.1 Hz representa un 0.0141% de la escala completa, por lo que es despreciable. Sin embargo, para mejorar la

exactitud de la señal, el offset de cada sensor será eliminado mediante software, para ello se requiere calibrar las sondas de manera individual.

4.3.2 Sonda: conversor voltaje a frecuencia

En las pruebas para evaluar la linealidad del conversor de voltaje a frecuencia se envió señales de entrada en el rango de 0 V a -5 V con un intervalo de voltaje entre cada valor de 0.25 V éstas se realizan a una temperatura ambiente de 20 °C. Los datos son procesados mediante el software MATLAB. De este modo se obtendrá la gráfica de linealidad y error de linealidad en escala completa de esta etapa.

Tabla 12: Datos de voltaje y frecuencia de las pruebas

Voltaje	Frecuencia (kHz)
0	0
0.253	2.93346
0.503	5.83659
1.007	11.6976
1.262	14.6614
1.5	17.4197
1.772	20.5831
2.025	23.5362
2.269	26.3649
2.528	29.3737
2.741	31.863
3.017	35.0665
3.25	37.7955
3.515	40.8591
3.753	43.632
4.008	46.5929
4.24	49.2984
4.528	52.6506
4.751	55.2446
4.999	58.1223

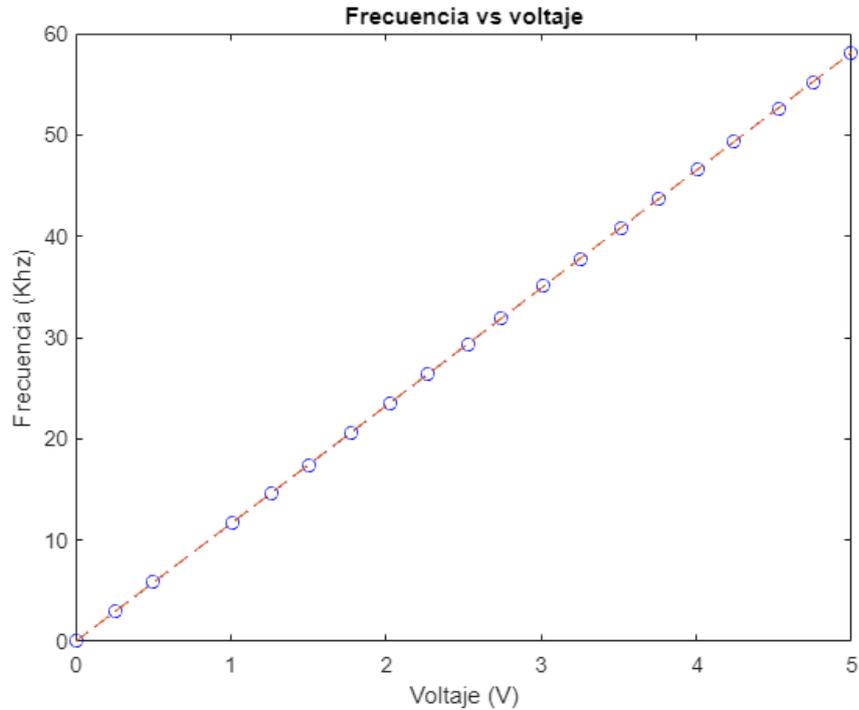


Figura 43: Gráfica de linealidad de la etapa de conversión de voltaje a frecuencia

En la Figura 43 se puede observar los datos de la Tabla 12 siendo los valores tomados los puntos azules y la línea punteada de naranja, la recta ideal de linealidad. El máximo error entre la recta ideal y los valores de frecuencia obtenidos es de 0.0205 Hz. Se obtiene un error de linealidad en escala completa de 0.0353 %.

4.3.3 Sonda y radiómetro: transmisión y recepción de la frecuencia en bus diferencial

Se comprueba el correcto envío y recepción de la frecuencia comparando la frecuencia enviada (Freq_out del diagrama esquemático de la Figura 44) con la frecuencia recibida (); además, de la transmisión diferencial para verificar que la recepción se realizó con éxito. Como medio de transmisión de datos se emplea un cable CAT5e de 9.6 m. Se utiliza la etapa de conversión de voltaje a frecuencia junto a la de transmisión y recepción enviando un voltaje de -2 V para comprobar el funcionamiento.

RECEPCIÓN DE LA FRECUENCIA

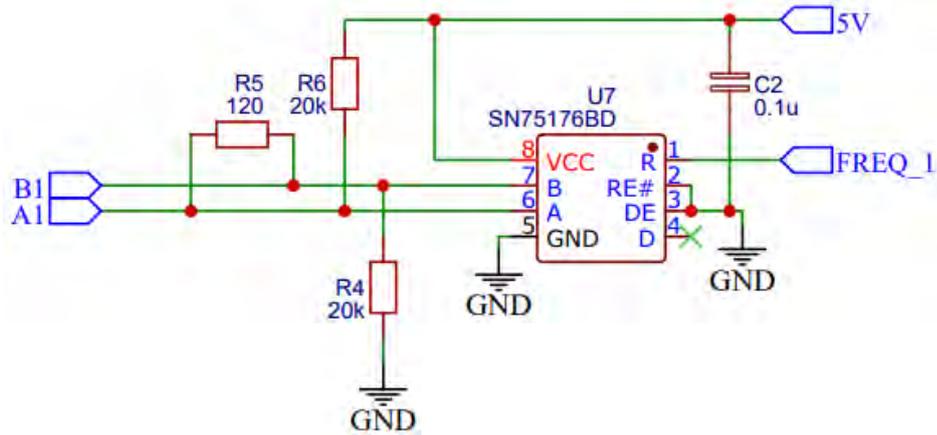


Figura 46: Diagrama esquemático del transceptor en configuración de transmisor

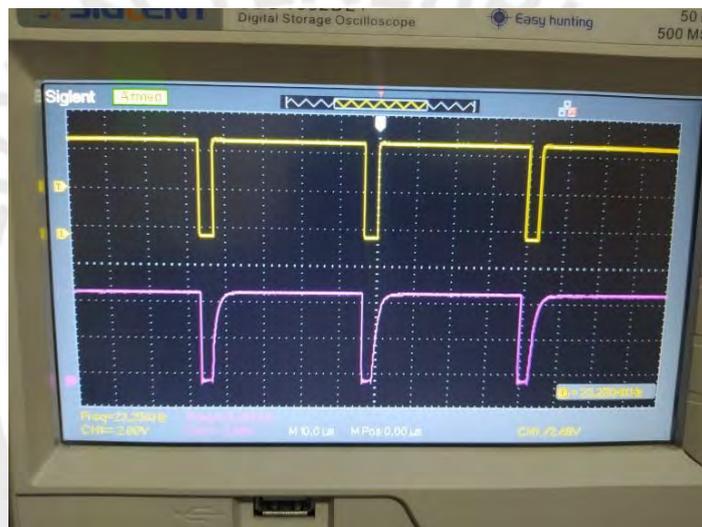


Figura 47: Frecuencia de 23.25 kHz recibida FREQ_1 (amarillo) y frecuencia enviada Freq_out (morado)



Figura 48 Frecuencia de 23.13 kHz enviada en bus diferencial (señales A y B)

Se observa en la Figura 47 que la señal enviada y recibida poseen la misma frecuencia de 23.25 kHz equivalente a los -2 V de entrada, por lo tanto, el envío mediante bus diferencial a una distancia de 9.6m es correcto. Además, se comprueba las señales de bus diferencial para una frecuencia de 23.13 kHz (Figura 48).

4.3.4 Radiómetro: multiplexación de las 8 señales de frecuencia de entrada

En esta prueba se verifica la correcta multiplexación y lectura de cada señal de entrada. Se suma la etapa de conteo de frecuencia conformada por el microcontrolador ATmega328p. Debido a que, no se cuenta con todas las sondas se realiza dos pruebas la primera prueba conectando la señal del único sensor en la entrada D2 del multiplexor. La segunda prueba conectando la señal del sensor a las entradas D2, D5 y D7 del multiplexor.

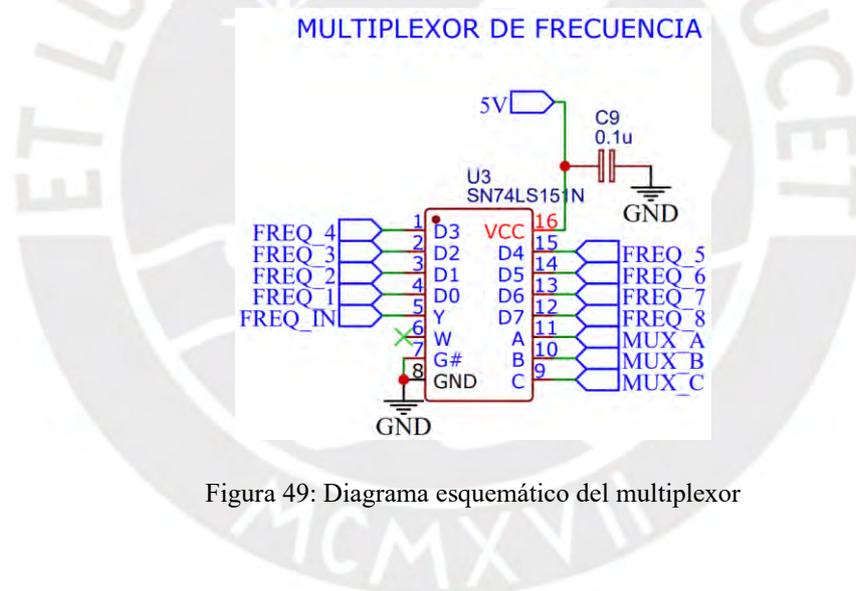


Figura 49: Diagrama esquemático del multiplexor

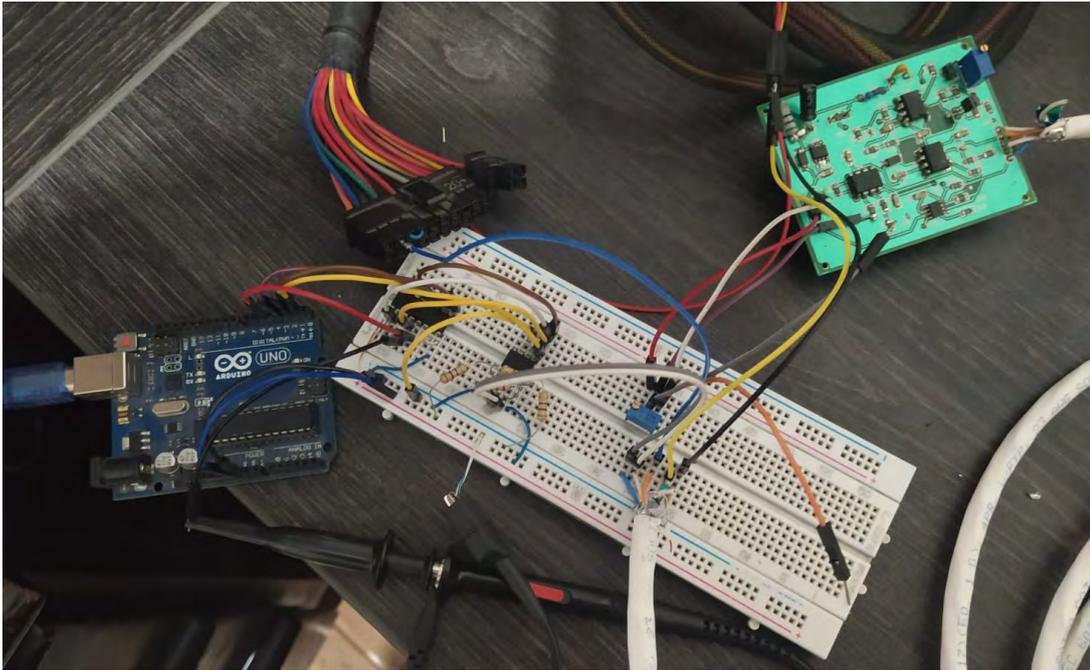


Figura 50: Circuito implementado en protoboard para pruebas de multiplexación

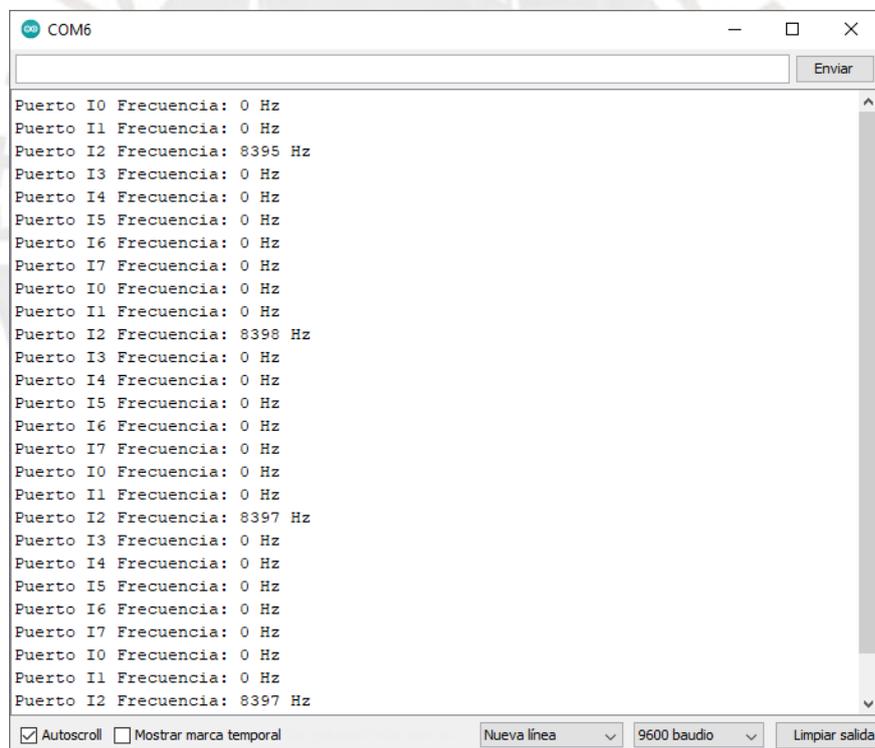


Figura 51: Monitor serial indicando las frecuencias de las entradas del multiplexor con una sola entrada

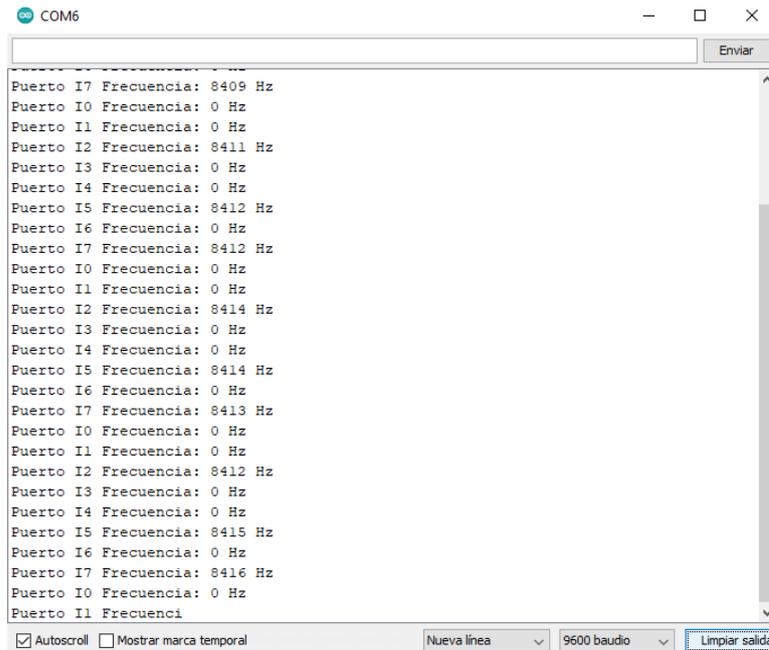


Figura 52: Monitor serial indicando las frecuencias de las entradas del multiplexor con tres entradas

Se observa en la Figura 52 la correcta multiplexación de las diferentes entradas, debido a que las entradas D2, D5 y D7 corresponden a la misma señal de frecuencia. Mientras que en las demás entradas la frecuencia es 0 Hz, puesto que no se encuentran conectadas a ninguna señal.

4.3.5 Sistema: guardado de dosis, fecha y hora de desinfección de los diferentes puntos

Para esta prueba se hace uso de todas las etapas anteriormente probadas del sistema. Se continúa con la señal conectada a diferentes entradas del multiplexor. En este caso se varía la señal de entrada para obtener diferentes valores de dosis. El circuito empleado se divide en 6 etapas: la etapa 1 conformada por el sensor y la etapa de recepción; la etapa 2 conformada por la multiplexación de las señales; la etapa 3 conformada por el microcontrolador, en este caso se hace uso del kit de desarrollo Arduino UNO; la etapa 4 conformada por el reloj en tiempo real y el módulo para leer y escribir en la tarjeta micro-SD; la 5 que es la etapa de entrada del

PLC, representada por un interruptor para poder realizar las pruebas y la etapa 6 que es el indicador LCD.

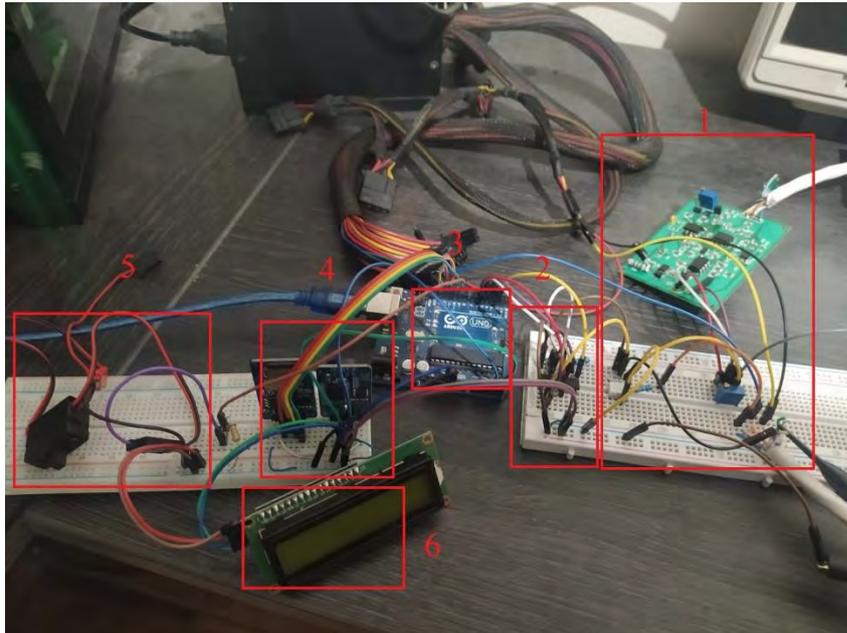


Figura 53: Circuito del sistema de medición de irradiancia

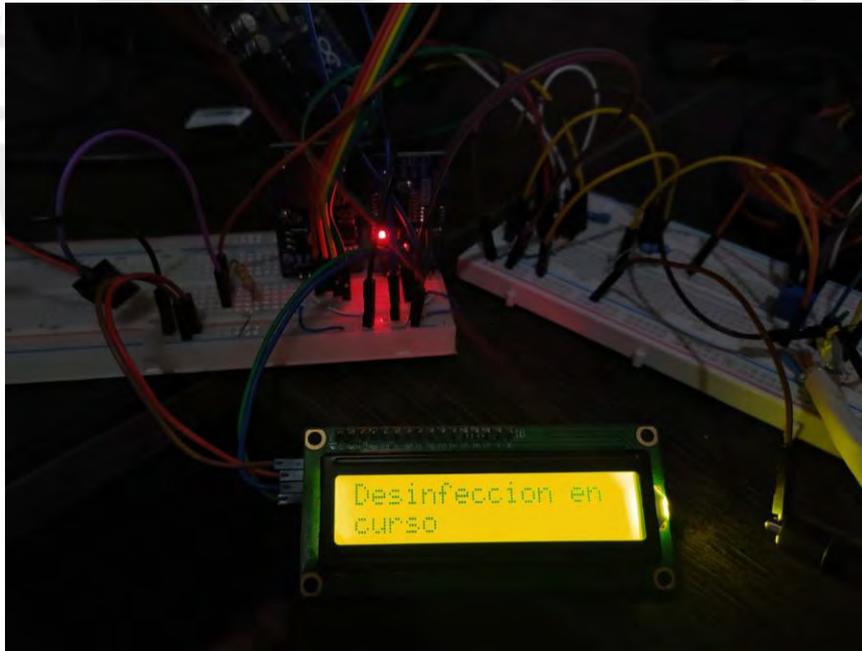


Figura 54: Circuito en funcionamiento durante el cálculo de la dosis

En la Figura 54 se observa el circuito durante la etapa de muestreo de la irradiancia de las señales de entrada. Se puede observar en la Figura 55 el documento DOSIS.txt en el explorador de archivos de la PC, para la lectura de la tarjeta SD se emplea un celular como medio entre la PC y la tarjeta.

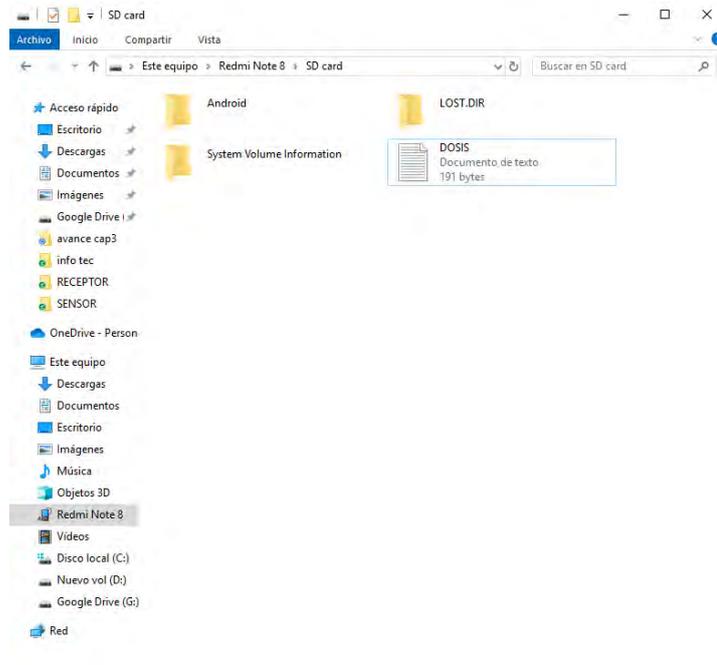


Figura 55: Vista desde el explorador de archivos de la PC el documento de texto creado DOSIS.txt en la tarjeta micro-SD

Finalmente, se observa en la Figura 56 el contenido del documento de texto DOSIS.txt con las dosis correspondientes a cada las entradas son representadas por la letra I y un número para indicar a qué entrada del multiplexor pertenece. Las dosis son I_2 892.122 J/m^2 , I_3 0.339 J/m^2 , I_5 1033.825 J/m^2 , I_7 965.347 J/m^2 y 0 J/m^2 para el resto de entradas, debido a que no se encuentran conectadas a ninguna señal.

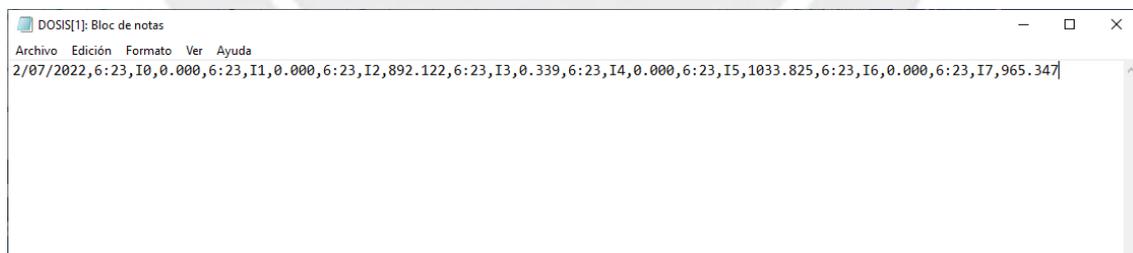


Figura 56: Contenido del documento DOSIS.txt

Además, se realiza otra prueba con el sistema para poder obtener la exactitud de la señal en la etapa de conversión de frecuencia a voltaje. Para ello, se modifica el programa para que se pueda indicar en la pantalla LCD la frecuencia y voltaje de la señal en medio de la etapa de desinfección. Se envía una señal de -4.067 V y la señal obtenida por el ATmega328p es de 4.062 V, como se observa en la Figura 57: Señal de frecuencia y voltaje en valor absoluto recibido, se

toma el valor absoluto de esta señal. Se obtiene una variación en el voltaje de 0.05 V, por lo que se obtiene un error de exactitud relativo de 0.123 % y un error en escala completa de 0.05 %.



Figura 57: Señal de frecuencia y voltaje en valor absoluto recibido

4.4 Especificaciones del sistema

Finalmente, se indican las especificaciones del sistema de medición de irradiancia. Se dividen en las especificaciones del radiómetro, especificaciones de la sonda y errores en escala completa de mediciones del sistema.

Tabla 13: Especificaciones técnicas del radiómetro

Cantidad de sondas	4 digitales (8 sensores)
Resolución de la pantalla	80 x 16 pixeles
Dimensiones	(14,3 x 15.9 x 4.6) cm
Fuente de alimentación	24 V

Memoria interna	16 GB
Frecuencia de muestreo	Ajustable: 0.125 Hz – 1.25 Hz
Temperatura de operación	10 °C - 40 °C

Tabla 14: Especificaciones técnicas de las sondas

Rango espectral	UVC (220 - 280) nm
Rango de medición	0 mW/cm ² - 7 mW/cm ²
Resolución	0.07 uW/cm ²
Rango de dosis	0 J/m ² – 2 GJ/m ²
Rango de frecuencia	1 Hz – 116000 Hz
Distancia del cable	4 m
Temperatura de operación	10 °C – 40°C
Dimensiones	(6,7 x 8,3 x 2,8) cm

Tabla 15: Datos técnicos típicos del sistema

Error lineal en escala completa	0,03 %
Error de offset en escala completa	0,25 %
Error total	0.28 %

Conclusiones

Con base en los objetivos planteados en la tesis se hace mención de las siguientes conclusiones:

- Con base en los métodos de medición de las lámparas UV-C, se determinó que el sistema para obtener la irradiancia del equipo en diferentes puntos estaría conformado por un conjunto de 8 fotosensores distribuidos en 4 puntos. En cada punto se coloca una sonda, conformado por un par de sensores, los cuales detectan la irradiancia de la parte delantera y posterior de las mascarillas. Estos sensores se posicionan de manera perpendicular a las lámparas.
- El sistema adapta el rango de la irradiancia del equipo de desinfección; además, de contar con una etapa de conversión de voltaje a frecuencia junto a un transceptor de bus diferencial. Por estos motivos, se obtiene una mayor cantidad de sensores con una resolución similar y una mayor distancia de medición con respecto a los radiómetros comerciales.
- Se realizaron pruebas para cada etapa del sistema con fin de verificar el correcto funcionamiento. Sumado a pruebas para determinar el error de medición total obtenido por el sistema. Los resultados indican un error total de 0.28 % en escala completa.

Recomendaciones

- Al utilizar un sensor UV-C se debe tomar en cuenta la cantidad de tiempo en el cual puede realizar mediciones sin pérdida de exactitud. Debido a que, al estar expuestos constantemente a fuentes de irradiancia, sufren de pérdida de sensibilidad. Por ello, se recomienda añadir una etapa mecánica que permita cubrirlos durante el tiempo en el cual no se realizan mediciones.
- Para aumentar la cantidad de muestras por segundo sin disminuir la resolución al emplear múltiples señales a digitalizar con un convertidor de voltaje a frecuencia, se recomienda utilizar para cada convertidor de voltaje a frecuencia un contador individual, de este modo se obtiene la máxima resolución para cada convertidor.
- Para futuros trabajos se puede añadir una etapa con la cual el sistema se pueda conectar a la red y poder acceder a los datos de desinfección de manera remota. De este modo, no es necesario tener que acercarse a cada sistema de desinfección para poder verificar su correcto funcionamiento al observar los datos de dosis almacenados en su memoria interna.

Bibliografía:

- [1] R. Sheposh, «Coronavirus Disease 2019 (COVID-19)», *Salem Press Encyclopedia of Health*. Salem Press, 2021. Accedido: 25 de septiembre de 2021. [En línea]. Disponible en:
<http://ezproxybib.pucp.edu.pe:2048/login?url=https://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&db=ers&AN=142379071&lang=es&site=eds-live&scope=site>
- [2] P. P. Alvarez y H. M. G. Farro, «INSTITUTO DE EVALUACIÓN DE TECNOLOGÍAS EN SALUD E INVESTIGACIÓN», p. 33.
- [3] «CALDERON_AVELLANEDA_VALERIA_ESTUDIO_DISEÑO_IMPLEMENTACION.pdf». Accedido: 7 de septiembre de 2021. [En línea]. Disponible en:
https://tesis.pucp.edu.pe/repositorio/bitstream/handle/20.500.12404/18111/CALDERON_AVELLANEDA_VALERIA_ESTUDIO_DISEÑO_IMPLEMENTACION.pdf?sequence=1&isAllowed=y
- [4] J. D. Siegel, E. Rhinehart, M. Jackson, y L. Chiarello, «2007 Guideline for Isolation Precautions: Preventing Transmission of Infectious Agents in Health Care Settings», *Am. J. Infect. Control*, vol. 35, n.º 10, pp. S65-S164, dic. 2007, doi: 10.1016/j.ajic.2007.10.007.
- [5] M. Biasin *et al.*, «UV-C irradiation is highly effective in inactivating SARS-CoV-2 replication», *Sci. Rep.*, vol. 11, n.º 1, pp. 1-7, mar. 2021, doi: 10.1038/s41598-021-85425-w.
- [6] C. S. Heilingloh *et al.*, «Susceptibility of SARS-CoV-2 to UV irradiation», *Am. J. Infect. Control*, vol. 48, n.º 10, pp. 1273-1275, oct. 2020, doi: 10.1016/j.ajic.2020.07.031.
- [7] J. C. Martínez-Antón, A. Brun, D. Vázquez, S. Moreno, A. A. Fernández-Balbuena, y J. Alda, «Determination of the characteristic inactivation fluence for SARS-CoV-2 under UV-C radiation considering light absorption in culture media», *Sci. Rep.*, vol. 11, n.º 1, pp. 1-10, jul. 2021, doi: 10.1038/s41598-021-94648-w.
- [8] C.-T. Chiang, C.-M. Chang, y C.-C. Chang, «Design of an Ultraviolet Light Intensity Monitor for Personally Wearable Devices», *IEEE Sens. J.*, vol. 18, n.º 11, pp. 4673-4678, jun. 2018, doi: 10.1109/JSEN.2018.2828023.
- [9] I. T. Kurniawan y W. Adiprawita, «A Method of Ultraviolet-C Surface Irradiation Simulation and Evaluation», en *2021 International Symposium on Electronics and Smart Devices (ISESD)*, jun. 2021, pp. 1-5. doi: 10.1109/ISESD53023.2021.9501868.
- [10] E. Toto, M. G. Santonicola, M. C. Mancini, y S. Laurenzi, «Ultraviolet-sensing surfaces based on hybrid nanocomposites for radiation monitoring systems», en *2017 IEEE International Workshop on Metrology for AeroSpace (MetroAeroSpace)*, jun. 2017, pp. 369-373. doi: 10.1109/MetroAeroSpace.2017.7999599.
- [11] «ILT2400-UVC Light Meter | Validate the UVC Irradiance and Dose». <https://www.intl-lighttech.com/products/ilt2400-uv> (accedido 13 de octubre de 2021).
- [12] «ILT770-NB Light Meter for UV-C Light Measurement». <https://www.intl-lighttech.com/products/ilt770-nb> (accedido 13 de octubre de 2021).
- [13] «ILT2400 UVGI Germicidal/Disinfection Light Meter». <https://www.intl-lighttech.com/products/ilt2400-uvgi> (accedido 13 de octubre de 2021).
- [14] «ILT2400 UVGI-NB For Measuring 254 nm UVC Germicidal/Disinfecting Light Sources». <https://www.intl-lighttech.com/products/ilt2400-uvgi-nb-measuring-254-nm-uv-germicidal-disinfecting-light-sources> (accedido 13 de octubre de 2021).
- [15] J. L. Ordóñez, «Espectro electromagnético y espectro radioeléctrico», p. 15.

- [16] J. Bohórquez-Ballén y J. P. Mogollón, «Radiación ultravioleta», *Cienc. Tecnol. Para Salud Vis. Ocul.*, vol. 5, n.º 9, pp. 97-104, ene. 2007, doi: <https://doi.org/10.19052/sv.1520>.
- [17] «Document Display | NEPIS | US EPA». <https://nepis.epa.gov/Exe/ZyNET.exe/600006T3.txt?ZyActionD=ZyDocument&Client=EPA&Index=2006%20Thru%202010&Docs=&Query=&Time=&EndTime=&SearchMethod=1&TocRestrict=n&Toc=&TocEntry=&QField=&QFieldYear=&QFieldMonth=&QFieldDay=&UseQField=&IntQFieldOp=0&ExtQFieldOp=0&XmlQuery=&File=D%3A%5CZYFILES%5CINDEX%20DATA%5C06THRU10%5CTXT%5C00000000%5C600006T3.txt&User=ANONYMOUS&Password=anonymous&SortMethod=h%7C-&MaximumDocuments=1&FuzzyDegree=0&ImageQuality=r75g8/r75g8/x150y150g16/i425&Display=hpfr&DefSeekPage=x&SearchBack=ZyActionL&Back=ZyActionS&BackDesc=Results%20page&MaximumPages=1&ZyEntry=3#> (accedido 15 de noviembre de 2021).
- [18] W. Kowalski, *Ultraviolet Germicidal Irradiation Handbook: UVGI for Air and Surface Disinfection*. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, 2009. doi: 10.1007/978-3-642-01999-9.
- [19] «r52_13_LuzUltravioleta.pdf». Accedido: 19 de noviembre de 2021. [En línea]. Disponible en: http://www.alimentosargentinos.gov.ar/contenido/revista/ediciones/52/articulos/r52_13_LuzUltravioleta.pdf
- [20] W. R. McCluney, *Introduction to Radiometry and Photometry, Second Edition*. Artech House, 2014.
- [21] «GUV-C-T21GH Genicom Co., Ltd. | Sensors, Transducers | DigiKey». <https://www.digikey.com/en/products/detail/genicom-co-ltd/GUV-C-T21GH/10474927> (accedido 20 de noviembre de 2021).
- [22] E. Milicic *et al.*, «MEDICIÓN DE LA EXPOSICIÓN SOLAR UV CON DOSÍMETROS DE ESPORAS EN RÍO GALLEGOS», *An. AFA*, vol. 18, n.º 1, jun. 2006, Accedido: 20 de noviembre de 2021. [En línea]. Disponible en: <https://afan.df.uba.ar/journal/index.php/analesafa/article/view/411>
- [23] D. A. Marvin y B. Hohn, «Filamentous bacterial viruses.», *Bacteriol. Rev.*, vol. 33, n.º 2, pp. 172-209, jun. 1969.
- [24] K. Arias, M. S. Ríos, F. J. B. Cortez, L. Sierra, R. G. García, y D. M. Patiño, «Estudio de las actividades relevantes en el diseño de productos. Modelo VDI 2221 frente al modelo metodológico I+P+D3. Artículo de revisión», p. 13.
- [25] «ILT2400 UVGI-NB For Measuring 254 nm UVC Germicidal/Disinfecting Light Sources». <https://www.intl-lighttech.com/products/ilt2400-uvgi-nb-measuring-254-nm-uvc-germicidal-disinfecting-light-sources> (accedido 27 de noviembre de 2021).
- [26] «ILT2400 UVGI Germicidal/Disinfection Light Meter». <https://www.intl-lighttech.com/products/ilt2400-uvgi> (accedido 27 de noviembre de 2021).
- [27] «Genuv». <http://www.geni-uv.com/sub0201.php> (accedido 26 de noviembre de 2021).
- [28] «GUV-C-T21GH.pdf». Accedido: 28 de noviembre de 2021. [En línea]. Disponible en: <http://www.geni-uv.com/download/products/GUV-C-T21GH.pdf>
- [29] W. Kester y J. Bryant, «Voltage-to-Frequency Converters», p. 7.
- [30] «Reloj/sincronización - relojes en tiempo real | DigiKey, distribuidor de componentes electrónicos». <https://www.digikey.com/es/products/filter/reloj-sincronizaci%C3%B3n-relojes-en-tiempo-real/690?s=N4IgtTCBcDaIE4FMA2B7AVgAgQOwwFwEsEBbABxQ0QEMkQBdAXyA> (accedido 4 de julio de 2022).

- [31] «micro-sd-card-module-for-arduino.pdf». Accedido: 5 de mayo de 2022. [En línea]. Disponible en: <https://5.imimg.com/data5/YP/WB/MY-1833510/micro-sd-card-module-for-arduino.pdf>
- [32] P. Stoffregen, *PaulStoffregen/FreqCount*. 2022. Accedido: 18 de junio de 2022. [En línea]. Disponible en: <https://github.com/PaulStoffregen/FreqCount>



Anexos:

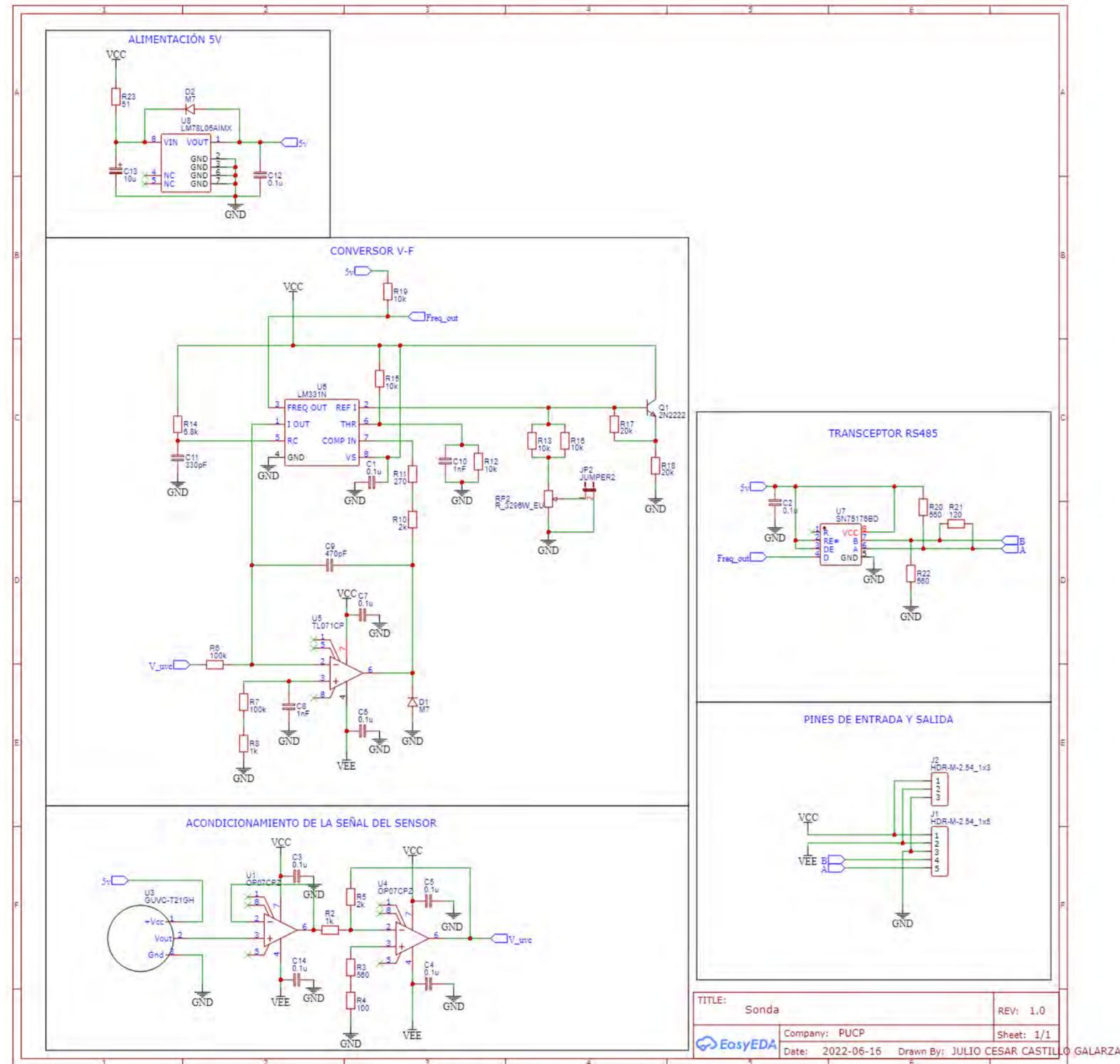
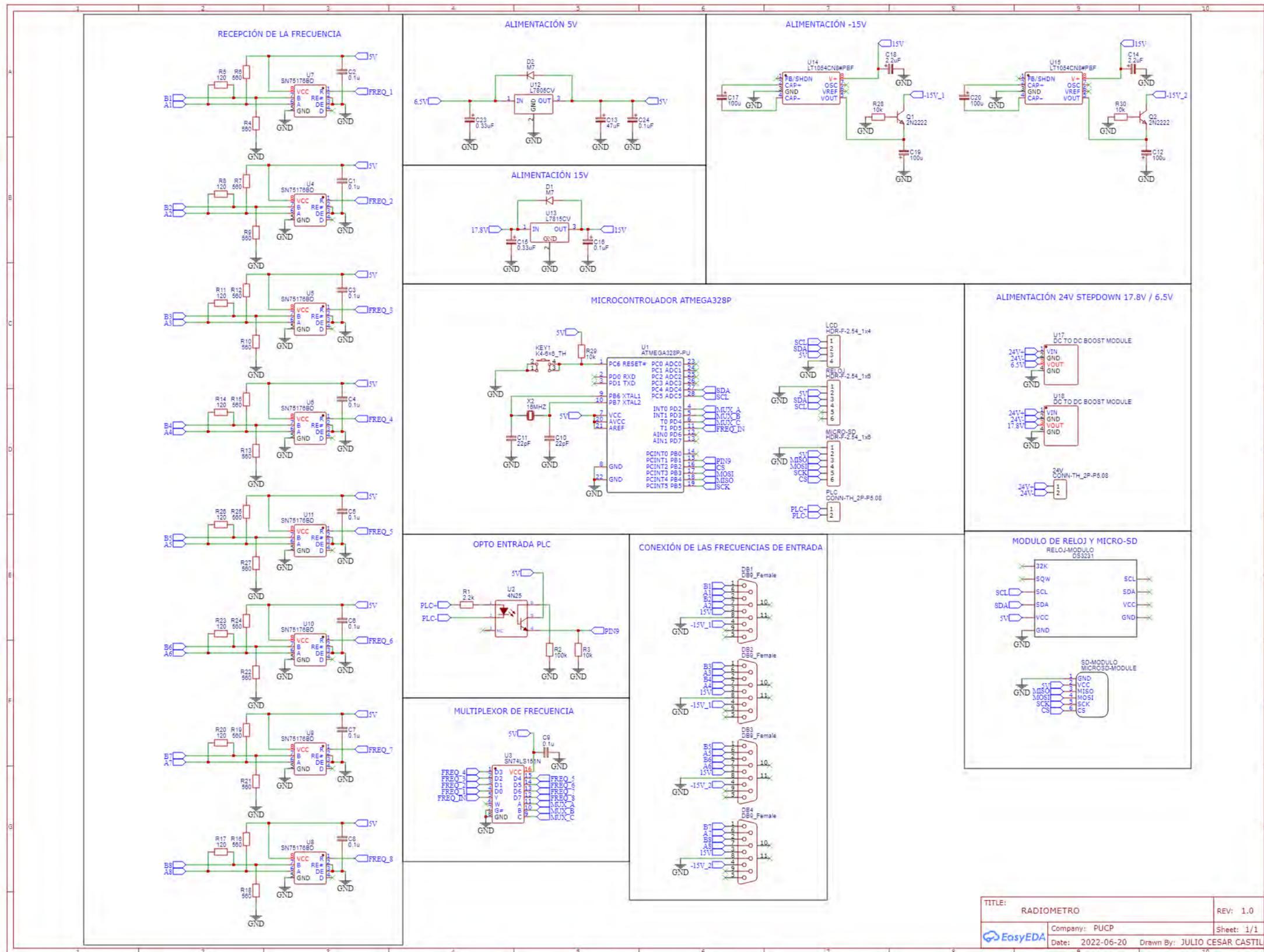


Figura 58: Diagrama esquemático de la sonda



TITLE: RADIOMETRO		REV: 1.0
Company: PUCP		Sheet: 1/1
Date: 2022-06-20	Drawn By: JULIO CESAR CASTILLO GALARZA	

Figura 59: Diagrama esquemático Radiómetro