



UNIVERSIDAD NACIONAL DE INGENIERÍA
Facultad de Electrotecnia y Computación

Trabajo Monográfico Para Optar al Título de Ingeniero Electrónico

Carrera
Ingeniería Electrónica

Tema:

Diseño de un sistema electrónico de detección de la radiación generada por equipos de imagenología del Hospital Occidental de Managua “Dr. Fernando Vélez Paiz”.

Autor(es):

Br. Mausell Eduard Bellorin Mendez	Carnet: 2008-24111
Br. Moisés Antonio Vega Hernández	Carnet: 2008-24065
Br. María de los Ángeles Téllez Solorzano	Carnet: 2009-30208

Tutor:

Msc.Ing. Juan Miguel Mairena

MANAGUA, NICARAGUA 03 AGOSTO DE 2023

DEDICATORIA

Esta tesis se la dedico a Dios, primeramente, por darme las fuerzas para seguir adelante y brindándome la sabiduría necesaria para llegar a la culminación de este trabajo, a mi familia por confiar en mí y motivarme a seguir adelante y nunca darme por vencido, a mi esposa por apoyarme hasta el final en mis estudios y desvelarse conmigo, a mi madre que siempre miro en mí el potencial y dedicación para que lograra mis objetivos en mi vida.

Moisés Vega

A Dios por brindarme la fortaleza para seguir adelante y realizar esta culminación de estudio, a mi madre por su lucha continua y apoyo incondicional ante todas las dificultades de este proceso, a mi tía por brindarme su apoyo en todo momento. Gracias a todos mis amigos y personas que recorrieron este camino conmigo.

Mausell Bellorin

A Dios primeramente porque si no fuera por él no se darían las cosas, es el que decide donde ponerlos y donde quitarnos, a mi madre que siempre está a mi lado en los momentos más difíciles e importantes de mi vida, y a mi sobrina que me apoyo.

María Téllez

AGRADECIMIENTO

A Dios Todopoderoso por ser el máximo proveedor de sabiduría y fortaleza en mi vida y en todo momento estuvo conmigo. A mi abuela Blanca Rosa Membreño que cuidó de mí y enseñó en buen camino para que yo culminara mis estudios. A mi mamá Claudia Verónica Hernández García gracias por todo su apoyo y sus grandes sacrificios y apoyarme en mis estudios. A mi esposa Teresa Loáisiga por estar conmigo desde el inicio y hasta final de esta etapa de mi vida, por desvelarse conmigo y apoyarme todo el tiempo, siempre tuviste palabras de aliento y amor para mí. A nuestro tutor Ing. Juan Miguel Mairena, por darnos la oportunidad de trabajar con él, y dirigirnos hasta alcanzar los resultados esperados. Agradezco de manera especial a la empresa Rivas Opstaele S.A por darme la oportunidad en especializarme en equipos médicos y facilitar el estudio de esta monografía.

Moisés Vega

A Dios por brindarme fortaleza para seguir adelante en todas las dificultades presentadas en mi proceso de estudio, a mi madre Carmen Bellorin que ante todas las dificultades siempre me apoyo para seguir adelante. A mi tía Nidia Cruz por apoyarme en todo el trayecto de mis estudios universitarios y estar conmigo como una segunda madre, Mi tía Azucena Bellorin que también me apoyo en este proceso y a Miguel Bravo que en mis momentos más difíciles me brindo una mano incondicional. A nuestro tutor Ing. Juan Mairena por ser guía en esta culminación de estudio.

Mausell Bellorin

Siempre a dios sobre todas las cosas, a la universidad por brindarnos alojamiento todo el tiempo que estudiamos en esta casa de estudios, a nuestro tutor Ing. Juan Mairena por su apoyo y consejos y en especial a mi familia que siempre me reconforta.

María Téllez

Contenido

1.-	Introducción.....	13
2.-	Justificación.....	15
3.-	Objetivos	16
3.1.-	Objetivo General.....	16
3.2.-	Objetivos Específicos	16
4.-	Marco Teórico	17
4.1.-	Tipos de radiación	17
4.1.1.-	Radiación no ionizante	17
4.1.2.-	Radiación ionizante	17
4.2.-	Exposición a la radiación Ionizante.....	18
4.2.1.-	Exposición planificada	18
4.2.2.-	Exposición Existente	18
4.2.3.-	Exposiciones de emergencia.....	18
4.3.-	Rayos X.....	18
4.4.-	Estructura para el sistema de medición de dosis de radiación en la sala de Rayos X.....	21
4.4.1.-	Monitor de Dosis	21
4.4.2.-	Detectores de Rayos X.....	21
4.4.2.1.-	Detectores basados en semiconductores.....	23
4.4.2.2.-	El diodo y fotodiodo	23
4.4.2.3.-	Exposición a radiación ionizante	24
4.4.2.4.-	Diseño del detector	25
4.4.3.-	Salas de Rayos X.....	27
4.4.3.1.-	Elementos de una sala de Rayos X	28
4.5.-	Protocolo de comunicación del dispositivo	29
4.6.-	Dosimetría de las radiaciones ionizantes	31
4.7.-	Tipos de Dosimetría.....	31
4.7.1.-	Dosimetría ambiental.....	31
4.7.2.-	Dosimetría de área	32
4.7.3.-	Dosimetría personal	32
5.-	Diseño metodológico.....	33
5.1.-	Tipo de estudio	33
5.1.1.-	Tipo de investigación.....	33
5.1.2.-	Enfoque de investigación	33
5.1.3.-	Diseño Experimental	34

5.1.3.1.- Elección del sitio donde se realizará el estudio.....	34
5.1.4.- Diseño de la estructura del sistema de medición de dosis.....	34
5.1.5.- Recopilación de Datos.....	35
6.- Análisis y presentación de resultados.....	36
6.1.- Sala de rayos X.....	36
6.1.2.- Plano de ubicación de sensores en la Sala de rayos X1.....	37
6.1.2.1.- Ubicación de los sensores en la sala de rayos X1:.....	37
6.1.3.- Componentes principales de un equipo de rayos X.....	38
6.1.3.1.- El tubo de rayos X.....	38
6.1.3.2.- La mesa de rayos X.....	39
6.1.3.3.- Bucky de pared.....	39
6.1.3.4.- La consola de control de mando.....	40
6.1.3.5.- El generador.....	40
6.2.- Diseño de la estructura del sistema de medición de dosis.....	40
6.2.1.- Diagrama de bloques del sistema.....	41
6.2.2.- Fuente de alimentación.....	41
6.2.2.1.- Fuentes conmutadas con Boost/Step Up, Boost Step/Down.....	41
6.2.2.1.1.- Modulo Boost Step / Down.....	42
6.2.2.1.2.- Modulo Boost / Step Up.....	42
6.2.2.2.- Módulo de carga.....	43
6.2.2.3.- Simulación de Fuente y módulo de carga.....	44
6.2.2.4.- Circuito elevador de tensión 500VDC tipo Boost.....	47
6.2.2.4.1.- Configuración del IC LM555N.....	48
6.2.2.4.1.1.- Cálculos Matemáticos del LM555N.....	49
6.2.2.4.1.1.1.- Tiempo (Período).....	50
6.2.2.4.1.1.2.- Frecuencia.....	50
6.2.2.4.1.1.3.- Duty Cycle.....	50
6.2.2.5.- Circuito Regulador de Voltaje.....	51
6.2.3.- Microcontrolador.....	53
6.2.3.1.- Interface RS232-ETHERNET microcontrolador DS80C400.....	53
6.2.3.2.- Microcontrolador STM32.....	53
6.2.3.3.- Arduino Ethernet Rev3 sin POE ATmega328.....	54
6.2.4.- Detector de Radiación.....	56
6.2.4.1.- Detector Geiger- Müller.....	57
6.2.4.2.- Tubo Geiger- Müller LND7317.....	60
6.2.4.3.- Límites de Dosis.....	61

6.2.4.3.1.- Comisión Internacional de Protección Radiológica (CIPR)	61
6.2.4.4.- Circuito de acondicionamiento ADC	63
6.2.4.4.1.- Amplificación	63
6.2.4.4.2.- Atenuación	63
6.2.4.4.3.- Filtrado	64
6.2.4.4.4.- Linealización	64
6.2.4.5.- Etapa de Simulación Tubo Geiger- Müller LND7317	66
6.2.4.5.1.- Característica del sensor HC SR04	68
6.2.4.6.- Procesamiento y obtención de los datos del contador Geiger.....	69
6.2.5.- Monitor de visualización de dosis.....	70
6.2.5.1.- Monitores más utilizados LCD y LED.	70
6.2.5.1.1.- Display LCD LCD1602	70
6.2.5.1.2.- Conexión del LCD y sensores de monitoreo	72
6.2.5.1.3.- Código de programación del Arduino.....	73
6.2.6.- Software de procesamiento y almacenamiento de datos	75
6.2.6.1.- Interfaz RS232-Ethernet con servidor Web externo	75
6.2.6.2.- Interfaz RS232-Ethernet con servidor Web interno	75
6.2.6.3.- Software IDE Arduino	75
6.2.7.- Infraestructura de red	78
6.2.7.1.- Red inalámbrica WI-FI.....	78
6.2.7.2.- Red alámbrica de datos.....	78
6.2.8.- Servidor	79
6.2.8.1.- Tipos de servidores	79
6.2.8.2.- Bases de datos MySQL.....	80
6.2.8.3.- Características técnicas del servidor de bases de datos MySQL... 81	
7.- Conclusiones	82
8.- Recomendaciones	84
9.- Bibliografía	85
10.- Anexos	88

LISTA DE FIGURAS

Figura 1. Tubo de rayos X clasico de Tungsteno. (UTP, 2020).....	19
Figura 2. Rayos X DR400, Manual de Servicio. (DR400, 2023).....	20
Figura 3. Amplificación y filtrado de la señal. (ISSSD, 2016)	25
Figura 4. Tarjeta Arduino y display LCD 16x2. (ISSSD, 2016).....	26
Figura 5. Sala de rayos X. IMG de fuente propia	27
Figura 6. Conexión protocolo ETHERNET. IMG de fuente propia	30
Figura 7. Sala de rayos X. IMG fuente propia	36
Figura 8. Plano de la sala de rayos X.IMG de fuente propia	37
Figura 9. Diagrama de bloques del sistema. IMG de fuente propia	41
Figura 10. Modulo Boost. (ELECBE, 2016)	42
Figura 11. Módulo de carga. (HARDWARELIBRE, 2021).....	43
Figura 12. Fuente y Módulo de carga. IMG de fuente propia	44
Figura 13. Diagrama convertidor Step-Down. (ONSEMI, 2011).....	46
Figura 14. Simulación Módulo de carga. IMG de fuente propia	47
Figura 15. Circuito elevador de tensión. IMG de fuente propia.	47
Figura 16. Simulación elevador de tensión. IMG fuente propia.....	48
Figura 17. Diagrama esquemático LM555. (HARRIS, 1977)	49
Figura 18. Fuente de 5VDC con LM2937. IMG fuente propia	52
Figura 19. Simulación regulador de voltaje. IMG fuente propia	52
Figura 20. Arduino Ethernet Rev3 sin PoE. (ARDUINO, 2023).....	54
Figura 21. Esquema de un tubo Geiger-Muller. (UPCT, 2017)	58
Figura 22. Número de pulsos vs dosis medida. (UPCT, 2017)	59
Figura 23. Mediciones de ciclos por segundo. (UPCT, 2017)	59
Figura 24. Tubo Geiger LND7317. (MARKUSLIECHTI, 2020).....	60
Figura 25. Simulación circuito ADC. IMG de fuente propia	65
Figura 26. Funcionamiento del ultrasónico. (TECHMAKE, 2023)	67
Figura 27. Esquema del HC-SR04. IMG fuente propia	68
Figura 28. Pantalla 16X2. (ZONAMAKER , 2016).....	71
Figura 29. Simulación UNO-LCD-LED-BZR. IMG fuente propia	72

LISTA DE TABLAS

Tabla 1. Tabla del Módulo de carga. (TP ASIC Corp, 2023).....	43
Tabla 2. Tabla de componentes CMC. IMG de fuente propia	45
Tabla 3. Tabla de Parámetros Step-Down. (ONSEMI, 2011).....	46
Tabla 4. Tabla de componentes CET. IMG de fuente propia	51
Tabla 5. Tabla comparativa reguladores. IMG fuente propia	51
Tabla 6. Tabla componentes CRV. IMG fuente propia.....	53
Tabla 7. Tabla de parámetros Arduino (ARDUINO, 2023)	56
Tabla 8. Tabla de parámetros LND7317. (LND INC, 2023)	60
Tabla 9. Tabla de límite de dosis efectiva. (CIPR, 2007)	61
Tabla 10. Tabla de componentes del ADC. IMG fuente propia	65
Tabla 11. Tabla de parámetros HC-SR04. (MADE, 2020)	68
Tabla 12. Tabla de Pines del LCD. (ZONAMAKER , 2016)	71
Tabla 13. Tabla de especificaciones SVR. (UNAM, 2012).....	81

LISTA DE ACRONIMOS Y ABREVIATURAS

EM	Radiación Electromagnética
CI	Cámaras de Ionización
CPM	Conteos Por Minuto
Bluetooth	Tecnología inalámbrica de comunicación de corto alcance
Wi-Fi	Wireless Fidelity
Ethernet	Estándar de tecnología de red de área local
IEEE	Institute of Electrical and Electronics Engineers
TCP	Transmission Control Protocol
IP	Internet Protocol
ALARA	As Low As Reasonably Achievable
Hp(d)	Dosis Equivalente Personal
CONEA	Comisión Nacional de Energía Atómica
USB	Universal Serial Bus
BMS	Battery Management System
CMC	Circuito de Módulo de Carga
PWM	Pulse Width Modulation
IC	Integrated Circuit
MOSFET	Metal Oxide Semiconductor Field-Effect Transistors
CET	Circuito Elevador de Tensión
CRV	Circuito Elevador de Voltaje
CAN	Controller Area Network
POE	Power Over Ethernet
ICSP	In Circuit Serial Programming
SPI	Serial Peripheral Interface
UDP	User Datagram Protocol
E/S	Entrada/Salida
SD	Secure Digital
SRAM	Static Random-Access Memory

CC	Corriente Continua
EEPROM	Electrically Erasable Programmable Read-Only Memory
GM	Geiger Müller
SI	Sistema Internacional
CIPR	Comisión Internacional de Protección Radiológica
ADC	Analog-to-Digital Converter
A/D	Analog-to-Digital
IDE	Integrated Development Environment
LCD	Liquid Crystal Display
LED	Light-Emitting Diode
TINI	Tiny Internet Interface
MySQL	My Structured Query Language
PHP	Hypertext Preprocessor
PC	Personal Computer
FTP	File Transfer Protocol
IRC	Internet Relay Chat
DBMS	Database Management System
SQL	Structured Query Language
HTTP	Hypertext Transfer Protocol
RGB	Red, Green, Blue
URL	Uniform Resource Locator
OMS	Organización Mundial de la Salud
BAT	Battery

LISTA DE SIMBOLOS

eV	Electronvoltio
KeV	Kiloelectronvoltio
R/h	Roentgen/hora
kV	Kilovoltio
mGy	Miligray
mGy/s	Miligrays por segundo
Sv	Sievert
mSv	Milisievert
KHZ	Kilohertz
GHz	Gigahertz
uSv/h	Microsievert por hora
GB	Gigabyte
TB	Terabyte
T	Tiempo
Hz	Hertz
nm	Nanómetro
PN	Positivo, Negativo
PIN	Positiva, Intrínseca, Negativa
S1	Sensor 1
S2	Sensor 2
S3	Sensor 3
S4	Sensor 4
V	Voltaje
mA	Miliamperio
°C	Centígrado
mm	Milímetros
A	Amperio
nF	Nanofaradio
uF	Microfaradio

Ω	Ohmio
k Ω	Kiloohmio
pF	Picofaradio
M Ω	Megaohmio
μH	Microhenrios
mH	Milihenrios
W	Watt
V_{in}	Voltaje de Entrada
mV_{pp}	Milivoltios pico a pico
U	Circuito Integrado
R	Resistencia
C	Capacitor
T_{on}	Timer On
T_{off}	Timer Off
S	Segundo
f	Frecuencia
K	Kilo
Mb	Megabyte
KB	Kilobyte
MHz	Mega Hertz
Cs	Cesio
Co	Cobalto
cm	Centímetro
mg	Miligramo
VCC	Voltage Common Collector
VDC	Volts Direct Current
GND	Ground
m/s	Metro por segundo
μs	Microsegundo
cm/s	Centímetro por segundo

1.- Introducción

En los hospitales, los equipos de rayos X son una herramienta indispensable para realizar diagnósticos médicos, la tecnología que utilizan se basa en radiaciones ionizantes, por eso se encuentran en salas que cumplen con normas de diseños, construcción y seguridad radiológica, para evitar que el personal sea expuesto a radiaciones inadecuadas debido a que se producen daños irreversibles al generarse altas dosis de radiación. Existen dispositivos que miden estas radiaciones, pero son de uso personal, por tal razón es necesario proponer un diseño de un sistema de medición de la radiación en tiempo real.

En el presente documento, se plantea diseñar una estructura para un sistema de medición de las radiaciones expuesta en sala de imagenología, y que incluso podría implementarse en cualquier sala que cuente con un equipo de rayos X.

El objetivo del sistema de medición, es que sirva de monitoreo e informe al personal de la sala de rayos X, las dosis de radiación que se están utilizando en el momento que se realiza el estudio médico, y como se procesaran los datos para ser mostrado al usuario, además se detallaran los componentes que permitirán realizar su estructura.

En este documento se abordarán los siguientes puntos que serán esenciales para la realización de la monografía. En los antecedentes se tomaron referencias de trabajos realizados por estudiantes de la carrera de ingeniería electrónica, así como de otras universidades de Nicaragua y de estudios científicos relacionados a nivel internacional, y según lo investigado no se encontró un trabajo referente a un diseño de un sistema de medición en tiempo real de la radiación de rayos X.

En la justificación del trabajo, se plantea diseñar un sistema electrónico que funcione para medir las dosis de radiación en tiempo real, y que estos datos ayuden al personal del hospital para controlar y tomar medidas para minimizar las exposiciones. En los objetivos, se proponen los alcances para el desarrollo del sistema, estos se detallarán y se estima que den como resultado el diseño final del trabajo. Dentro del marco teórico, se documentan todos los recursos que sean factibles para recopilar la información y desarrollar todo el sistema que se pretende; conceptos, especificaciones, diagramas, etc. Por último, en el marco metodológico se especifica las diferentes fases que se estarán realizando durante el proceso de elaboración del diseño propuesto.

2.- Justificación

Hoy en día existe una gran demanda de exámenes de radiografía para diagnósticos, estos se realizan en equipos de imagenología, (Rayos X digital, Tomografía, Fluoroscopia, Angiógrafo), que conllevan a exposiciones de radiaciones a los usuarios, en los cuales se pueden presentar inconvenientes a la hora de aplicar la dosis que se requiere o amerita, en los peores casos podría causar sobreexposiciones al personal en la sala donde se realiza el estudio.

El sistema electrónico de detección de la radiación en sala de imagenología propuesto, tendrá como fin detectar a tiempo las sobreexposiciones y tomar medida para disminuir los efectos negativos que causan las radiaciones en los usuarios que a diario requieren y manipulan estos equipos.

Se estima utilizar un sistema de detección de radiación que monitoree o alerte riesgos por radiaciones innecesarias para la salud, tanto del paciente y personal involucrado en el área durante este proceso.

Actualmente, en los Hospitales de Nicaragua no existe un sistema de monitoreo de radiación en tiempo real dentro de las salas de rayos X. Por lo tanto, se plantea este diseño con el objetivo que en un futuro se implemente, y lograr el monitoreo en tiempo real de la radiación, las cuales afectan al personal expuesto a las dosis ya establecidas que el cuerpo humano puede soportar.

Existen dispositivos comerciales que permiten estimar las dosis de radiación en tiempo real, pero limitados a intervalos de tiempo y son de uso personal y además el usuario no tiene acceso a esa medición.

3.- Objetivos

3.1.- Objetivo General

Diseñar un sistema de medición para radiación de rayos X, que permita monitorear en tiempo real la exposición de dosis en salas de imagenología del Hospital Occidental de Managua “Dr. Fernando Vélez Paiz”.

3.2.- Objetivos Específicos

- Definir una estructura para el sistema de medición de dosis de radiación en la sala de rayos X, para un funcionamiento efectivo.
- Determinar los componentes involucrados que permitirán el diseño electrónico del sistema de medición de dosis de radiación.
- Establecer el método de comunicación del dispositivo de medición de dosis de radiación para el procesamiento de datos.

4.- Marco Teórico

En este trabajo monográfico se plantea diseñar una estructura para un sistema de medición de dosis de radiación y determinar los dispositivos que se necesitan para la detección, monitoreo, comunicación y almacenamiento de datos y con la información que se obtendrá se puede definir un estudio del nivel de radiación del personal ocupacionalmente expuesto en el Hospital Occidental de Managua “Dr. Fernando Vélez Paiz”.

4.1.- Tipos de radiación

La radiación es la emisión y propagación de energía en forma de ondas también conocidas como radiación electromagnética o partículas. Cada radiación está caracterizada por una serie de parámetros, que se encuentra definida por el tipo de energía que portan. (OMS, 2016)

Existen dos tipos principales de radiación: las no ionizantes y las ionizantes.

4.1.1.- Radiación no ionizante

Se considera radiación no ionizante a aquellas radiaciones del espectro electromagnético que no tienen energía suficiente para ionizar la materia. y es producida por una única fuente de radiofrecuencia. (OAS, 2006)

4.1.2.- Radiación ionizante

La radiación ionizante proviene de fuentes artificiales son las que se producen por los rayos X, estas son invisibles al ojo humano e inoloras y no se pueden tocar físicamente, pero existen diferentes procedimientos para medirlas y son utilizadas para realizar exámenes y tratamientos médicos, con parámetros

controlados para evitar que afecten de manera indirecta al usuario o en el área donde se producen. (OMS, 2016)

4.2.- Exposición a la radiación ionizante

Los escenarios de exposición a la radiación ionizante están clasificados en las siguientes categorías:

4.2.1.- Exposición planificada

Se produce cuando se expone a una fuente de radiación controlada para estudios con fines médicos o de investigación (OMS, 2016).

4.2.2.- Exposición Existente

Se produce cuando ya hay una exposición a la radiación natural en el medio ambiente y se deben definir los pasos a realizar para controlarla.

4.2.3.- Exposiciones de emergencia

Se producen cuando se genera un acontecimiento nuclear de manera inesperada y se requiere de mecanismos de control de manera inmediata, como es el caso de los accidentes en plantas nucleares.

4.3.- Rayos X

Los rayos X son una forma de radiación EM, similares a la luz visible. Sin embargo, a diferencia de la luz, los rayos X tienen una mayor energía y pueden pasar a través de la mayoría de los objetos, incluyendo el cuerpo. La longitud de onda de los rayos X está en el rango de 10^{-10} a 10^{-8} nm, las frecuencias en el rango de 30 petahertz a 30 hexahertz (3×10^{16} Hz a 3×10^{19} Hz), y las energías en el rango de 120 eV a 120 keV.

Los rayos X no poseen carga, pues no se desvían bajo la acción de campos eléctricos y magnéticos. Estos rayos son capaces de penetrar cuerpos sólidos, los cuerpos constituidos por elementos ligeros son más transparentes a los rayos X que los constituidos por elementos pesados. (UTP, 2020)

En el esquema que se muestra a continuación en la figura 1. Se encuentran los componentes del tubo de Rayos X:

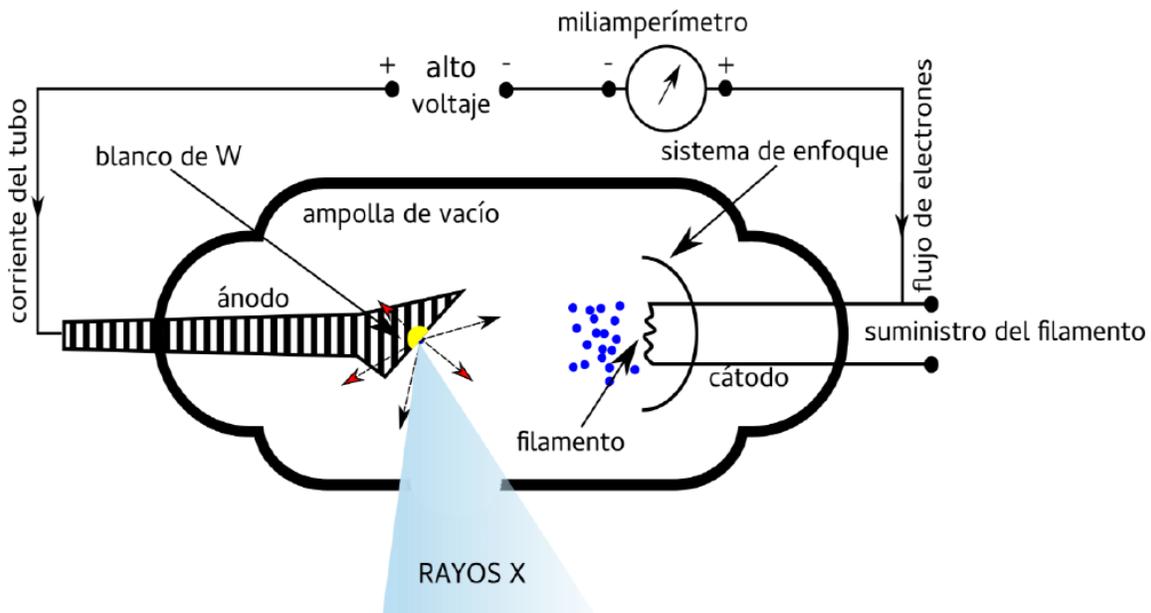


Figura 1. Tubo de rayos X clásico de Tungsteno. (UTP, 2020)

Como se puede observar, las partes principales de un tubo de rayos X incluyen:

- Ánodo
- Cátodo
- Generador de diferencia de potencial
- Generador de corriente
- Ampolla con vacío

El procedimiento de generación de rayos X es el siguiente:

- Se pasa una corriente a través del filamento de tungsteno y se calienta.
- A medida que se calienta el aumento de energía permite que los electrones se liberen del filamento a través de la emisión termoiónica.
- Los electrones son atraídos hacia el ánodo cargado positivamente y golpean el objetivo de tungsteno con una energía máxima determinada por el potencial del tubo (voltaje).
- A medida que los electrones bombardean al objetivo, interactúan a través de Bremsstrahlung e interacciones características que resultan en la conversión de energía en calor (99%) y fotones de rayos X (1%).
- Los fotones de rayos X se liberan en un haz con un rango de energías (espectro de rayos X) fuera de la ventana del tubo y forman la base para la formación de imágenes de rayos X. En la monografía se ocupará de ejemplo el rayo X, marca AGFA de tecnología alemana modelo DR400 que se muestra en la figura 2.



Figura 2. Rayos X DR400, Manual de Servicio. (DR400, 2023)

4.4.- Estructura para el sistema de medición de dosis de radiación en la sala de Rayos X

La estructura del diseño que se plantea consta de los siguientes elementos que se detallan a continuación:

4.4.1.- Monitor de Dosis

En el control y vigilancia radiológica de áreas de trabajo en las zonas en las que exista riesgo de exposición a radiaciones ionizantes, se realiza mediante monitores de radiación que miden la exposición, la dosis absorbida o las respectivas tasas en zonas determinadas.

Estos instrumentos suelen llevar como órgano detector un sensor de ionización o un contador Geiger y suelen ubicarse en pared, con objeto de medir las exposiciones de dosis de radiación dentro de los planes de vigilancia radiológica de un hospital. Estos Instrumentos tienen la posibilidad de modificar el rango de medida adecuándolo al campo de radiación de interés. (CSN, 2009)

4.4.2.- Detectores de Rayos X

En los fundamentos y estudios de la detección se habla que el ser humano no puede percibir directamente muchos agentes físicos del mundo que le rodea; entre ellos están las radiaciones ionizantes. Desde entonces se ha ideado procedimientos y equipos para medir las radiaciones ionizantes a fin de prevenir sus posibles efectos perjudiciales y de paso sacar ventajas en sus múltiples aplicaciones. (CSN, 2009)

Para ellos es importante tener en cuenta que los equipos detectores de la radiación ionizante pueden variar su respuesta en función del tipo y energía de la

radiación, la tasa de emisión, la geometría y las condiciones ambientales en las que se realiza la medida.

Un detector de radiación ionizante es capaz de generar una señal eléctrica cuando es puesto en un campo de radiación constituida por partículas ionizantes (fotones, electrones, muones, hadrones cargados, etc.) las cuales tienen la capacidad de interactuar electromagnéticamente con la nube electrónica de los átomos produciéndose su consiguiente ionización. Las señales eléctricas serán posteriormente procesadas de modo que se obtenga de manera óptima la información que se desea extraer de la partícula ionizante. (ISSSD, 2016)

Para la detección de una partícula ionizante se necesita: un medio ionizante, sin portadores de carga libres, donde los portadores libres se generan al paso de la partícula ionizante; y un campo eléctrico necesario para mover a los portadores libres y así inducir señal en los electrodos capacitivos. (ISSSD, 2016)

Se pueden clasificar los detectores según el mecanismo físico involucrado en el proceso de detección en: detectores por ionización y detectores por excitación. Por ionización de gases o materiales semiconductores, Ej.: Cámaras de ionización (CI), contadores proporcionales, detectores Geiger-Müller.

En el campo de radio-protección se dividen en dos:

- Monitores
- Dosímetros

Los monitores muestran:

- Rapidez de exposición: Su unidad de medida es roetgen/hora (R/h).
- Rapidez de Dosis absorbida: Su unidad de medida se representa en cuentas por minuto (CPM). (ISSSD, 2016)

4.4.2.1.- Detectores basados en semiconductores

Estos detectores son sólidos contruidos de elementos puros en los cuales la radiación ionizante produce un efecto de excitación de los electrones menos ligados al átomo, los electrones de valencia, llevándolos a un nivel de mayor energía llamado nivel de electrones de conducción, a los niveles también se les pueden conocer cómo bandas, pueden desplazarse libremente por el cristal. (ISSSD, 2016)

Al pasar a la banda de conducción quedan desligados de los átomos de la red cristalina dejando una vacancia que corresponde a una carga positiva del vecino y este a su vez deja la vacancia, dando como resultado una carga positiva desplazándose hacia el cátodo. (ISSSD, 2016)

4.4.2.2.- El diodo y fotodiodo

El diodo es un componente electrónico que se usa para poder darle sentido a la corriente en un circuito, está basado en la unión de los materiales n y p. El diodo conduce la corriente en la dirección definida por el usuario y también puede actuar como circuito abierto ante el sentido opuesto de la corriente. (ISSSD, 2016)

En la zona en donde se conectan los materiales semiconductores se genera una carencia de los llamados portadores libres en ambos lados de la zona, en otras palabras, no hay portadores libres en los dos materiales. A esta región se le llama

región de empobrecimiento, por lo mismo de la carencia de portadores en la región. Si a esta región se le colocaran dos terminales, se obtiene el diodo. (ISSSD, 2016)

Un fotodiodo es una unión p-n que al absorber un fotón genera el par electrón-hueco en una zona de la unión. Las partes de la unión son dos semiconductores extrínsecos o dopados, uno de tipo n y otro de tipo p. Si se aplica a la unión un campo eléctrico bajo iluminación, los fotones eran absorbidos con una cierta eficiencia. Cuando el fotón es absorbido genera el par electrón-hueco y se moverá a causa del campo eléctrico. (ISSSD, 2016)

4.4.2.3.- Exposición a radiación ionizante

Cuando se expone un diodo a una radiación electromagnética de longitud de onda suficiente para que la energía transportada por un fotón sea superior a la energía mínima necesaria para crear un par electrón-hueco, las interacciones de los fotones con la red cristalina producirán un aumento en el número de portadores minoritario que atraviesan la unión. Estos portadores crearán una corriente adicional (intensidad de corriente de ionización). El valor de esta corriente depende del número de pares electrón-hueco creado por unidad de tiempo, y por tanto del número de fotones incidentes por unidad de tiempo. Por tanto, midiendo el valor de esta corriente o de una cantidad relacionada, se puede obtener una indicación de la tasa de dosis a la que ha sido irradiado el diodo. (ISSSD, 2016)

Un diodo produce una corriente en ausencia de radiación debido a las cargas generadas térmicamente, por lo que el diodo es ruidoso, esta corriente puede filtrarse siempre y cuando la corriente inducida por la radiación es mayor que la señal a filtrar o eliminar. (ISSSD, 2016)

4.4.2.4.- Diseño del detector

El diodo 1N4007 y un fotodiodo SIEMENS sfh 203p, se ocupará para la medición de los parámetros que se desean medir en una máquina de rayos X (kilovoltaje, tiempo de exposición y dosis) no se requiere de un diodo especialmente diseñado para ser detector de radiación, un fotodiodo tipo PIN de bajo costo puede ser usado.

Los materiales a usar:

- Placa Arduino Uno con su interfaz de programación (1)
- Pantalla LCD 16x2 HITACHI (1)
- Amplificador operacional UA741 (1)
- Capacitores de 22pF (2)
- Capacitor de 10nF (1)
- Resistencia de 1 M Ω (1)
- Resistencia de 560 Ω (1)
- Diodo 1N4007 (1)

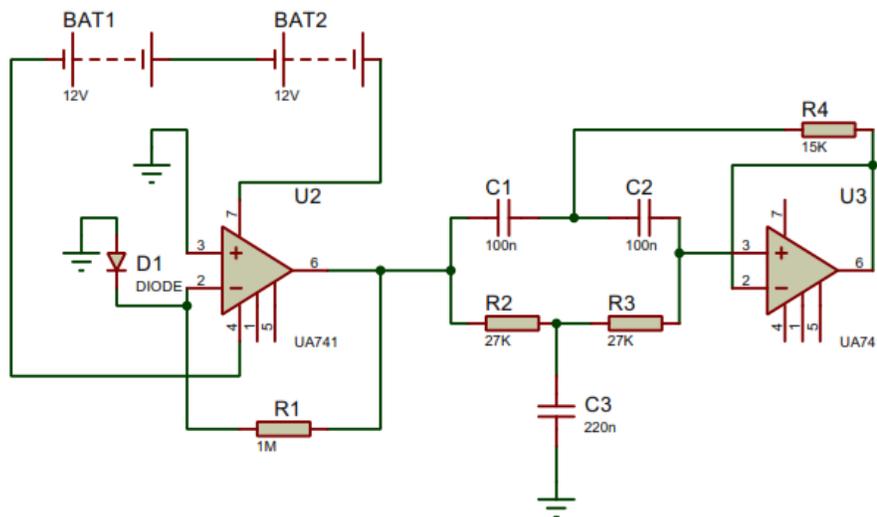


Figura 3. Amplificación y filtrado de la señal. (ISSSD, 2016)

En la figura 3, se muestra un esquema del amplificador. Este circuito es utilizado en el uso de los dos sensores, ya que su función es solo amplificadora de la fotocorriente y eliminación de algún ruido existente que pueda interferir con la señal; el filtrado se realiza por medio de un filtro notch, eliminando así el ruido de línea de 60Hz.

Los sensores son expuestos a un haz de rayos X, lo cual generan una fotocorriente la cual es convertida a voltaje por el amplificador, cabe señalar que a este estilo de circuito se le conoce como convertidor corriente voltaje y al usar un fotodiodo se llama como modo fotovoltaico del fotodiodo. Una vez ya obtenido el voltaje, la salida del amplificador, se filtra con el filtro notch de 60 Hz y por último es conectada a la terminal A0 de la placa Arduino mostrado en figura 4, la cual hará la función de una tarjeta convertidor analógica- digital y por medio del programa hecho para este dispositivo se relacionará el voltaje obtenido con los parámetros de kilovoltaje (kV), dosis (mGy) y tiempo de exposición (mGy/s). Desplegando estos valores en una pantalla LCD 16x2. (ISSSD, 2016)

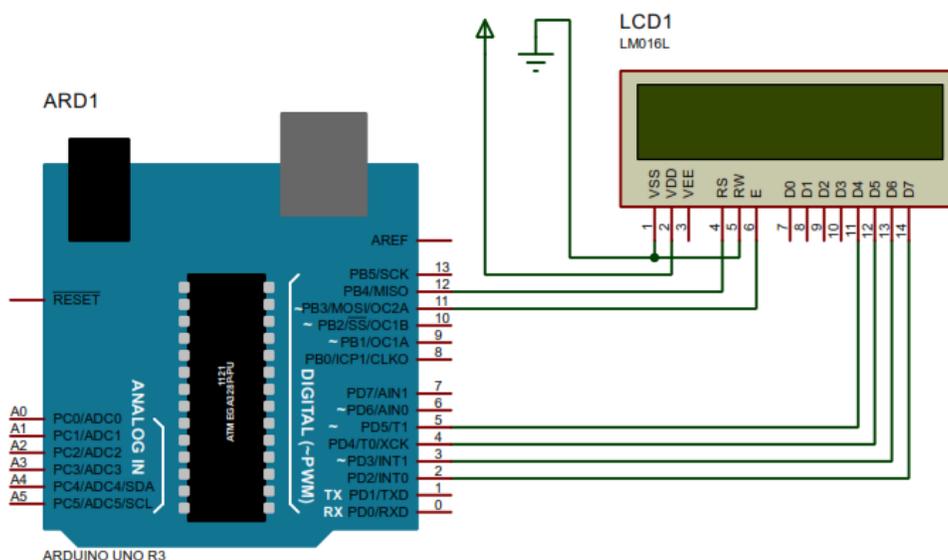


Figura 4. Tarjeta Arduino y display LCD 16x2. (ISSSD, 2016)

4.4.3.- Salas de Rayos X

La sala de rayos X, es un lugar que debe estar blindado con paredes de plomo, además de poseer una pequeña ventana de vidrio que también debe estar plomado en la zona de mando para tener una buena visualización del paciente y así asegurar que no se mueva al momento de hacer el disparo de radiación, ya que implicaría un riesgo tanto para el paciente como para el controlador o técnico. Que no deben ser expuestos a otra dosis de la que se requiere. (MINSA, 2008)

En la imagen que se muestra a continuación en la figura 5, se presentan los elementos de la sala de rayos X del Hospital Occidental de Managua.



Figura 5. Sala de rayos X. IMG de fuente propia

4.4.3.1.- Elementos de una sala de Rayos X

- Delantales y protectores plomados: permiten la protección de la radiación que llega directa al cuerpo, en zonas que no son de estudio o de interés.
- El técnico de rayos X deberá utilizar un dosímetro personal
- Un área de control blindada
- Vestidores y sanitarios para pacientes
- Generador de rayos X
- Consola de control de exposiciones: El comando es un pequeño tablero que permite seleccionar valores como el kilovoltaje, miliamperaje y tiempo de exposición, también se pueden seleccionar otros parámetros, que permiten refinar las imágenes radiográficas.
- Transformador de alta que el voltaje oscila entre 40kv a 120kv.
es un dispositivo eléctrico, encargado de suministrar el voltaje necesario, para la producción de rayos x.
- Mesa radiológica:
 - Banda de movimiento de la mesa radiológica
 - Línea media de la mesa radiológica
 - Bandeja porta chasis
 - Mordaza
 - Riel
 - Pedal liberador de columna
 - Base del equipo

- Tubo de rayo X: es el componente principal del equipo de rayos X, en su interior se encuentra el ánodo y cátodo, está cubierto por una carcasa de metal (plomo), la cual evita la fuga de radiación.
- Carcasa- brazo columna: Esta diseñado de un material de aluminio revestido de plomo, es un atenuador de la radiación, sirve como protector físico de los componentes internos del tubo.
- Manubrio y caja del colimador
- Manubrio y tablero
- Caja del colimador
- Perillas del colimador
- Sistema de desbloqueo infrarrojo para los electros frenos de la mesa radiológica
- Ejes de posicionamiento
- Negatoscopio

4.5.- Protocolo de comunicación del dispositivo

Existen diversas tecnologías de comunicación que nos permitirían realizar la comunicación del dispositivo, como puede ser; (Bluetooth, Wifi, radiofrecuencia. Etc.). La solución más viable que se propone utilizar, debido a que ya existe una infraestructura disponible en sitio, es el protocolo de comunicación ETHERNET.

Es necesario establecer este protocolo de comunicación entre el dispositivo de detección, con un centro de procesamiento de datos (servidor), para controlar y monitorear las dosis de radiación sin estar en la sala.

En la imagen que se presenta en la figura 6, se muestra la estructura de comunicación del sistema, utilizando comunicación por protocolo ETHERNET.

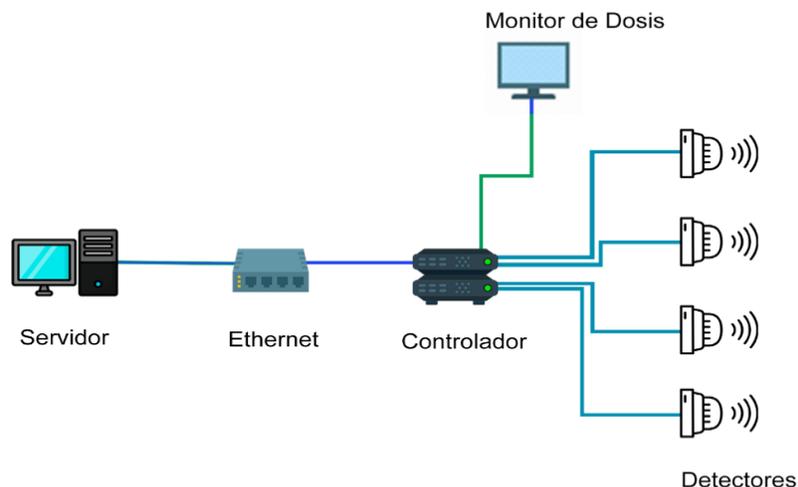


Figura 6. Conexión protocolo ETHERNET. IMG de fuente propia

Ethernet es un protocolo de red que controla el método de comunicación entre ordenadores y dispositivos. El Instituto de Ingenieros Eléctricos y Electrónicos (IEEE) define Ethernet como protocolo 802.3. Es un protocolo de enlace de datos de capa 2, que suele utilizarse como parte de la pila TCP/IP. Este reside en la capa 3 o 4, lo que convierte a Ethernet en la base de la comunicación utilizando el protocolo TCP/IP. Los datos se transmiten en tramas Ethernet que la capa 3 de IP descompone en paquetes de longitud variable. (WEIS, 2021)

Se planea utilizar la conexión alámbrica debido a que existe una infraestructura de red ya instalada en todo el hospital y, por lo tanto, no es necesario realizar una inversión extra para establecer el medio de interconexión del sistema de medición con el servidor.

4.6.- Dosimetría de las radiaciones ionizantes

Se llama dosimetría al conjunto de medidas que se realizan para estimar la dosis adsorbida por los trabajadores profesionales expuestos en una instalación, o bien de las áreas de trabajo y su entorno. (UM, 2017)

La dosis absorbida se define como la energía absorbida por unidad de masa y depende de la naturaleza y características del campo de radiación, del material o tejido irradiado y de los complejos procesos de interacción materia-radiación.

Es importante mencionar que los dosímetros activos necesitan de una fuente de alimentación para su funcionamiento. Presentan una respuesta inmediata y continua durante su operación y proporcionan, en tiempo real, información sobre la dosis acumulada, la tasa de dosis y las condiciones de exposición. Además, presentan la posibilidad de emitir alarmas que permiten una aplicación más eficiente de los criterios ALARA (As Low As Reasonably Achievable). Habitualmente están basados en detectores de ionización gaseosa y en detectores de semiconductor. Se utilizan habitualmente como dosímetros operacionales. (CSN, 2009)

4.7.- Tipos de Dosimetría

4.7.1.- Dosimetría ambiental

Se realiza para las medidas de dosis de radiación dentro de los planes de vigilancia radiológica ambiental establecidos alrededor de centrales nucleares o de instalaciones de alto impacto. (CSN, 2009)

4.7.2.- Dosimetría de área

Se lleva a cabo en zonas de trabajo ocupadas por trabajadores expuestos. Se emplea para la clasificación y control de las zonas radiológicas y para la vigilancia dosimétrica de trabajadores de categoría B.

4.7.3.- Dosimetría personal

Comprende dos modalidades complementarias, pero estas claramente diferenciadas: la dosimetría de la radiación externa y la dosimetría de la radiación interna.

La dosimetría personal externa contempla aquellas situaciones en las que la irradiación se produce por fuentes externas al organismo humano y se realiza, de forma práctica, mediante el uso de dosímetros personales capaces de evaluar la dosis equivalente personal, Hp(d). Aunque sólo es obligatoria para trabajadores de categoría A, en la práctica también se emplea frecuentemente en la determinación de las dosis recibidas por los trabajadores de categoría B.

La dosimetría personal interna proporciona soluciones tecnológicas para situaciones que exigen la evaluación de la dosis efectiva recibida por personas que han incorporado material radiactivo al organismo vía inhalación, ingestión, inyección, a través de heridas o de la piel. Por eso es necesario para cumplir el requisito de vigilancia radiológica del ambiente de trabajo utilizar monitores de medición de radiación ionizante que evalúen dicha actividad. (CSN, 2009)

5.- Diseño metodológico

5.1.- Tipo de estudio

5.1.1.- Tipo de investigación

La investigación presentada es de carácter aplicado, ya que para definir el diseño de detección de la radiación de rayos X, será ejecutados en diferentes etapas. En cada una de estas fases se aplicarán conocimientos y técnicas de metodología de la investigación adquiridas, durante todo el ciclo de la carrera de ingeniería electrónica. La documentación es basada en las diferentes aplicaciones de mediciones de dosis de la radiación producida por fuentes artificiales y estándares que regulan el uso de la misma.

5.1.2.- Enfoque de investigación

La naturaleza de este estudio es de carácter cuantitativo, ya que se requieren medir parámetros de las dosis de radiación en una sala de rayos X. Estos por medio de la radiación son utilizados para realizar exámenes para tratamientos médicos. Es necesario conocer datos específicos, para cumplir con los objetivos planteados en esta investigación. La documentación se extraerá de artículos y estudios científicos realizados en el ámbito de la radiación ionizante aplicadas en el desarrollo de la tecnología de rayos X, se realizarán entrevistas al encargado del área de imagenología, utilizando una lista de verificación de cumplimiento de normativas del uso correcto de los equipos, seguridad y buenas prácticas, para mantener a su personal a salvo de la radiación excesiva.

5.1.3.- Diseño Experimental

En este punto se define el proceso que se va a realizar durante el transcurso de la investigación.

5.1.3.1.- Elección del sitio donde se realizará el estudio

Hace 4 años se realizó la construcción del Hospital Occidental de Managua y con ello la actualización de equipos de última generación de rayos X para realizar estudios de las enfermedades y tratamientos más eficientes. Tomando en cuenta que estos equipos son fuentes de radiación artificial que cumplen parámetros normalizados de diferentes estudios, estos deben ser monitoreados para evitar que produzcan mayores exposiciones al personal de las salas en donde se encuentran ubicados estos equipos. Para evitar que estos excedan los rangos de dosis permitidos que afectan al ser humano, se plantea diseñar un sistema de detección de dosis de radiación en tiempo real.

5.1.4.- Diseño de la estructura del sistema de medición de dosis

Para realizar el sistema de medición, se propone la siguiente estructura de diseño que constara de los siguientes elementos:

- Sala de rayos X
- Fuente de alimentación
- Microcontrolador Arduino
- Detector de radiación
- Monitor de dosis

- Software de procesamiento y almacenamiento de datos
- Infraestructura de red alámbrica
- Servidor

5.1.5.- Recopilación de Datos

En el proceso de obtención de datos se realizarán comparaciones de valores obtenidos a través de estudios en sala de rayos X del hospital Occidental de Managua y a través de dosímetros personales que miden y guardan la información durante un cierto intervalo de tiempo. Es esencial la toma de datos y de consideración del beneficio que aporta al hospital y a los usuarios este sistema de medición de dosis.

6.- Análisis y presentación de resultados

6.1.- Sala de rayos X

A continuación, en la figura 7, se realiza una descripción de sala de rayos X1 del área de Imagenología del Hospital Occidental de Managua.



Figura 7. Sala de rayos X. IMG fuente propia

El hospital cuenta con un servicio de radiodiagnóstico, en el cual utilizan diferentes equipos de rayos X, desde equipos que emiten bajas dosis de radiación, como las mamografías, así como los equipos que emiten la mayor dosis de radiación, como es la tomografía y el equipo de fluoroscopia.

Se constato que esta sala cuenta con las normas, estándares y personal altamente capacitado y certificados por la CONEA (Comisión Nacional de Energía Atómica), para la realización de los exámenes en ambientes controlados.

6.1.2.- Plano de ubicación de sensores en la Sala de rayos X1

En la imagen de la figura 8, se presenta el plano con las cotas de la sala, además de la ubicación de los sensores propuestos.

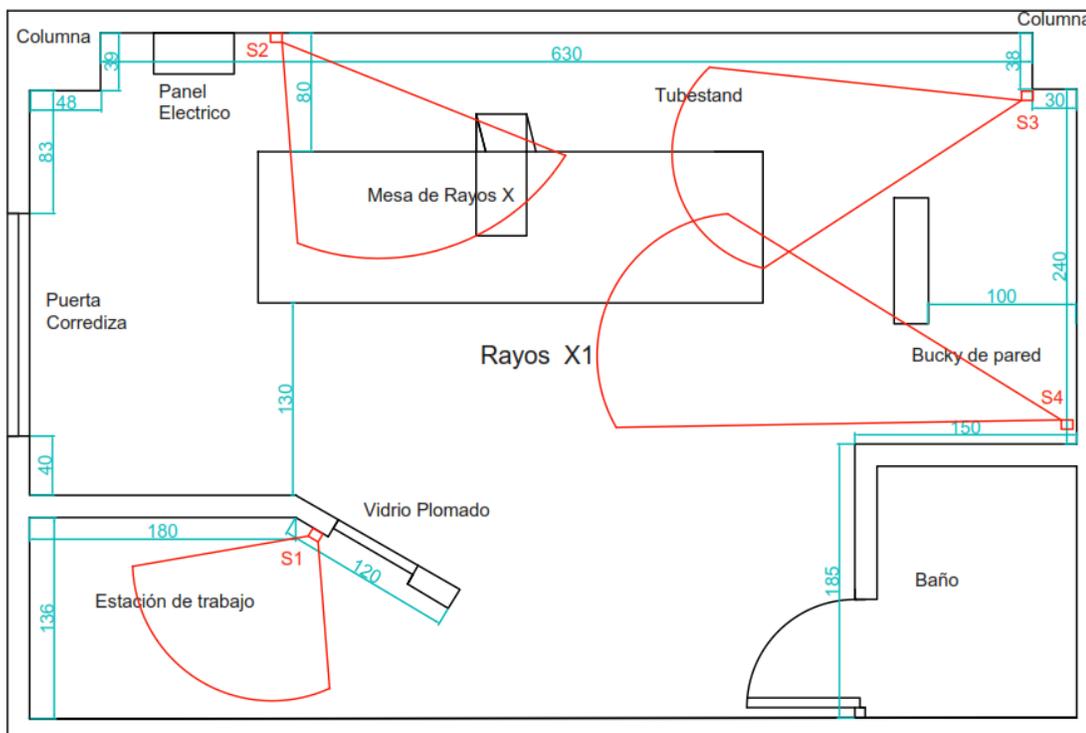


Figura 8. Plano de la sala de rayos X.IMG de fuente propia

6.1.2.1.- Ubicación de los sensores en la sala de rayos X1:

- Sensor 1 (S1): Este sensor se encuentra ubicado arriba de la estación de trabajo monitoreando la zona de control, en el cielo falso, a 2.23m del centro de la mesa.
- Sensor 2 (S2): El segundo sensor se encuentra ubicado en la parte superior del panel eléctrico, de la entrada principal a mano izquierda, a 2.45m del centro de la mesa.
- Sensor 3 (S3): El tercer sensor se encuentra ubicado en la columna del fondo a la izquierda de la entrada principal, a 1.90m del tope de la mesa.

- Sensor 4 (S4): El cuarto sensor se encuentra ubicado en la columna del fondo a la derecha de la entrada principal, a 2.45m del tope de la mesa.

El acceso a la sala radiológica cuenta con una puerta plomada deslizante, y con señalizaciones de radiaciones, las cuales son normas establecidas internacionalmente.

La sala está diseñada con suficiente espacio, y con una adecuada ubicación de los equipos, para la comodidad del paciente y el personal médico. Esta sala además cuenta con un baño, para que el paciente pueda cambiarse y ponerse su bata debidamente plomada, para realizarse su estudio.

6.1.3.- Componentes principales de un equipo de rayos X

El tubo de rayos X, la mesa, el bucky de pared, la consola de control, el generador de alto voltaje y cada uno de estos componentes están ubicado en el lugar requerido, esto permite la movilización tanto del paciente como el personal.

6.1.3.1.- El tubo de rayos X

Es el dispositivo encargado de generar los rayos X, se encuentra ubicado dentro de una carcasa de protección, esta carcasa tiene dos funciones, protección radiológica, ya que los rayos x emitidos por el tubo son dirigidos a varias direcciones, pero como únicamente se necesita aprovechar el haz que se dirige hacia el paciente, exactamente un área del cuerpo específica y el receptor de la imagen, entonces se debe confinar el resto del haz , para evitar radiaciones innecesarias, la carcasa de protección la cual esta forrada de plomo tiene como función evitar la emisión de rayos X, excepto el haz útil, este se encuentra correctamente limitado

por el sistema de colimación. La segunda función de la carcasa de protección es eléctrica, su función es aislar eléctricamente la carcasa. (CSN, 2009)

Las partes fundamentales del tubo de rayos X son el ánodo y cátodo, el tubo tiene que ser alimentado por corriente continua, porque el cátodo siempre trabaja con un potencial negativo de tensión y el ánodo con potencial positivo de tensión, los cuales estos dos al chocar emiten el haz de radiación.

Está integrado básicamente por componentes externos y componentes internos, dentro de los componentes externos estas los conjuntos de rieles que permite a tubo moverse, la carcasa protectora revestido de plomo, el equipo cuenta en su parte frontal con un cuadro frontal de comandos que contienen todos los interruptores que permiten realizar todos los movimientos del tubo de rayos X.

El interruptor de movimiento giratorio que permite que el tubo gire hacia sus laterales, el interruptor de angulación, el cual permite angular el tubo en diferentes medidas de ángulo de degradación, el interruptor de movimientos libres, este permite liberar todos los movimientos del tubo ya sea lateral, transverso y vertical, el interruptor para seleccionar el tipo de bucky a utilizar ya sea de mesa o de pared, el colimador es esencial, limita el haz de rayos al área estudiada. (CSN, 2009)

6.1.3.2.- La mesa de rayos X

Son corredizas, es donde se ubica al paciente, son de fibra de carbono, la mesa posee un detector o chasis.

6.1.3.3.- Bucky de pared

A la vez este tiene el contenedor para colocar los casetes cargados, este se puede mover a la altura del paciente, es un componente que está en la pared.

6.1.3.4.- La consola de control de mando

Se encuentra ubicada contiguo a la sala de radiodiagnóstico, a una distancia donde el haz de radiación primario nunca va dirigido, también cuenta con una ventana de vidrio plomada que ofrece una visualización del equipo y el paciente.

6.1.3.5.- El generador

Es donde se producen todos los algoritmos que se envían para poder crear la intensidad y kilovoltaje de los rayos X, el generador de alta potencia está diseñado con tres componentes internos: Un transformador de baja tensión, un transformador de alta tensión y un rectificador, su función principal es transferir la energía eléctrica, para los componentes del equipo de rayos X. (ALCARAZ, 2023)

6.2.- Diseño de la estructura del sistema de medición de dosis

En esta fase se describe el proceso del diseño del sistema. Se muestra el diagrama de bloques en general y se describen cada una de sus partes, presentando las características técnicas.

Se presenta cada uno de los circuitos que componen el sistema, iniciando por el módulo de carga, detallando los componentes y el funcionamiento del mismo, continuando con el regulador de voltaje que permite alimentar las etapas siguientes; las cuales serían el microcontrolador Arduino y el circuito step up, el cual permite la alimentación del alto voltaje del tubo Geiger. Continuando en la etapa de acondicionamiento y procesamiento de datos.

6.2.1.- Diagrama de bloques del sistema

En el diagrama de la figura 9 se presentan las etapas del sistema:

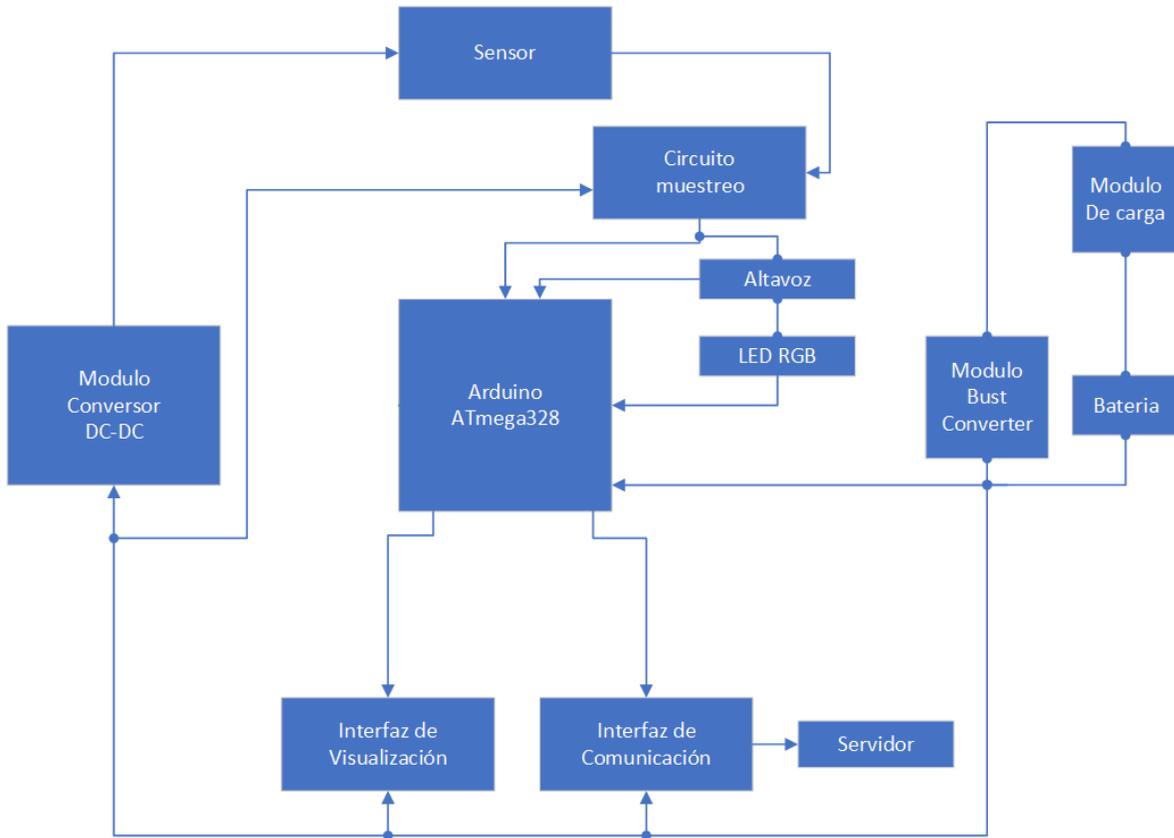


Figura 9. Diagrama de bloques del sistema. IMG de fuente propia

6.2.2.- Fuente de alimentación

Las fuentes de alimentación son dispositivos que, a partir de tensión de red, son capaces de proporcionar una señal de tensión continua, para alimentar al circuito que se conecta.

6.2.2.1.- Fuentes conmutadas con Boost/Step Up, Boost Step/Down

A continuación, se detallan los dos tipos de fuentes conmutadas:

6.2.2.1.1.- Modulo Boost Step / Down

La tensión de salida es menor que la tensión de entrada.

6.2.2.1.2.- Modulo Boost / Step Up

La tensión de salida es mayor que la tensión de entrada, su funcionamiento radica en que cuando el transistor se encuentra abierto, la corriente fluye hacia la carga, atravesando el inductor y el diodo, por consiguiente cargando el capacitor de salida, luego cuando se cierra el transistor, la corriente atraviesa la bobina y el transistor, mientras el diodo impide el paso de la tensión almacenada en el capacitor hacia atrás, la bobina se carga de forma electromagnética, acumulando energía, que será liberada una vez que se abra el transistor, entonces la energía almacenada en la bobina y en el transistor, se suman generando una tensión mayor, por esta razón en el diseño de medición de radiación ionizante se debe agregar un módulo step up el cual ayudara a que se obtenga el voltaje necesario que requiere el sensor Geiger Müller, ver figura 10. (SASE, 2023)

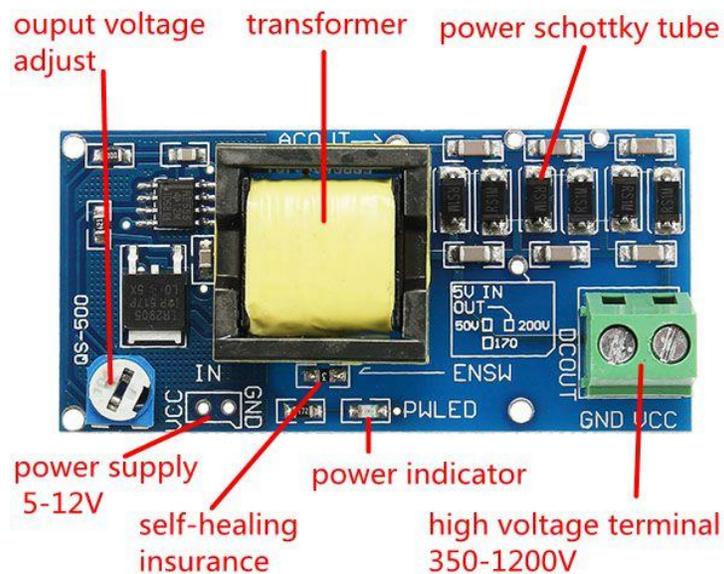


Figura 10. Modulo Boost. (ELECBE, 2016)

6.2.2.2.- Módulo de carga

Para la carga y descarga de baterías litio TP4056 5v – 1.2A, que no tienen su propio circuito de protección, cuando el voltaje de la batería cae por debajo de 2.4V, el chip de protección desconectará la carga para proteger la celda, también protege contra la conexión de sobretensión y polaridad inversa.

En la tabla de la figura 11 se presentan las principales características técnicas del módulo de carga TP4056:

Características	Parámetros
Voltage de entrada	4.5v a 5.1v
Corrientes de carga maxima	1000 mA
Voltaje de corte de carga	4.2V
Puerto de descarga	USB
Tipo BMS	De una celda
Led indicador	Rojo con batería cargando batería Azul con batería carga completa
Temperatura de trabajo	-10°C-85°C
Dimensiones	25mm largo x 19mm ancho

Tabla 1. Tabla del Módulo de carga. (TP ASIC Corp, 2023)

En la figura 12, se muestra un módulo TP-4056 de disponibilidad comercial:

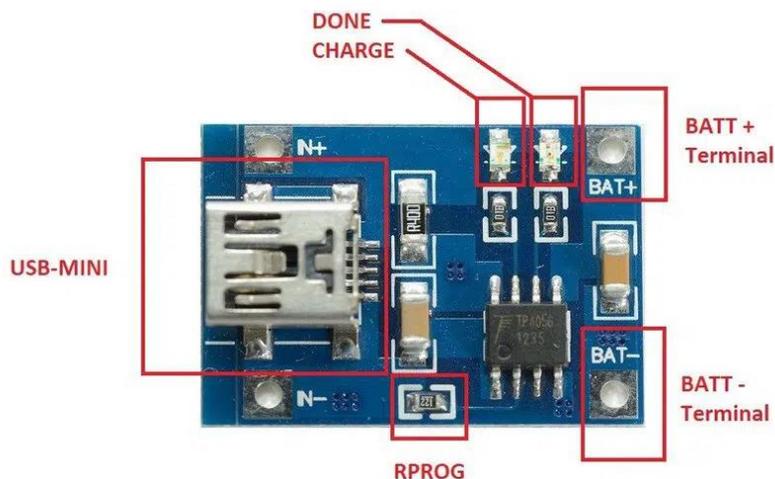


Figura 11. Módulo de carga. (HARDWARELIBRE, 2021)

6.2.2.3.- Simulación de Fuente y módulo de carga

Para la alimentación del circuito se requiere un voltaje de 9V para recargar la batería que permitirá que, en ausencia de corriente eléctrica comercial el sistema continúe funcionando, por lo tanto, se propone la siguiente configuración mostrada en la figura 12 para la fuente conmutada:

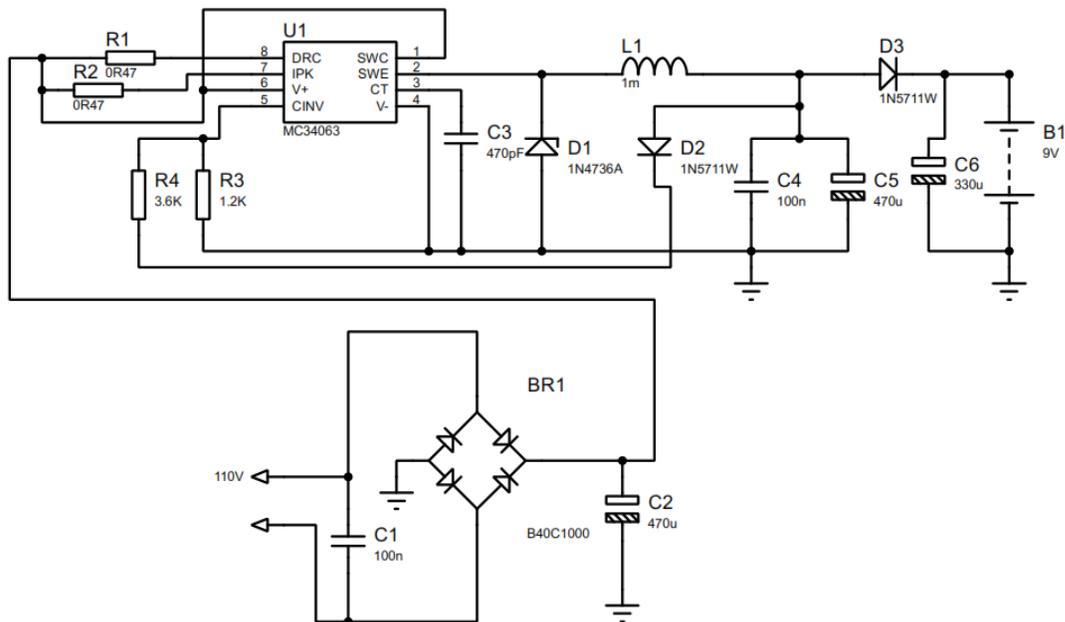


Figura 12. Fuente y Módulo de carga. IMG de fuente propia

El circuito está compuesto por el puente rectificador (B40C1000), este presenta una configuración de 4 diodos que permiten que durante un semiciclo la corriente pase por dos de ellos, y en el semiciclo contrario pase por los otros dos.

El controlador MC34063A está configurado en función Step-Down que permite bajar el voltaje de entrada y generar una tensión de salida de 6.8V que por medio de la configuración del inductor y capacitores se obtiene una salida de 9.37VDC los que permitirán alimentar el circuito y realizar la carga de la batería.

La batería propuesta de 9VDC 600mA, a la salida del circuito es la que mantendrá almacenando la carga, y por medio del circuito funcionando en presencia de energía comercial se cargará nuevamente.

En la siguiente tabla 2, se presenta el listado de componentes del circuito módulo de carga (CMC) y presupuesto de costos:

Cantidad	Componente	Valor	Precio
2	Capacitor cerámico	100nF	\$ 6.99
1	Puente rectificador 100v 1A	B40C1000	\$ 5.18
1	Capacitor electrolito 250V	470uF	\$ 7.95
2	Resistencia 5W	0.47Ohm	\$ 6.99
1	Resistencia	3.6 K Ohm	\$ 2.99
1	Resistencia	1.2 K Ohm	\$ 2.99
1	Inverting regulator, Boost	MC34063A	\$ 4.99
1	Capacitor cerámico 50V	470pF	\$ 5.44
1	Diodo zener 6.8V 3.7mA	1N4736A	\$ 2.99
1	Inductor	640uH	\$ 14.98
2	Diodo de barrera Schottky	1N5711W	\$ 8.34
1	Capacitor electrolito	220uF	\$ 10.99
1	Capacitor electrolito	47uF	\$ 5.47
1	Batería	9V	\$ 13.99
			\$ 100.28

Tabla 2. Tabla de componentes CMC. IMG de fuente propia

Como se puede observar en la figura 13, se presenta el diagrama de la configuración en modo step-down, según la recomendación del fabricante en la hoja de datos del MC34063A.

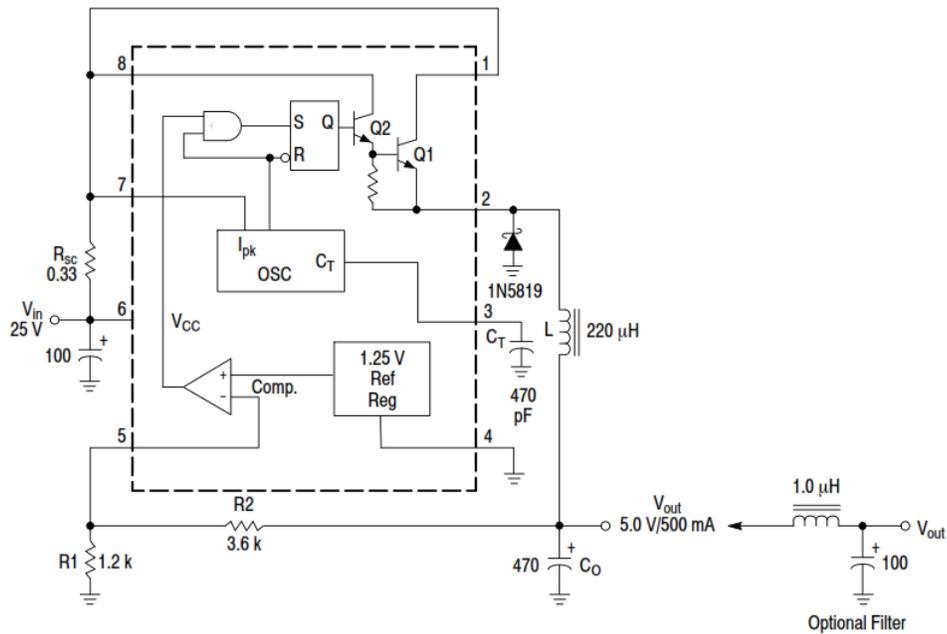


Figura 13. Diagrama convertidor Step-Down. (ONSEMI, 2011)

En la siguiente tabla 3, se presentan las características técnicas del integrado MC34063A:

Test	Conditions	Results
Line Regulation	$V_{in} = 15\text{ V to } 25\text{ V}, I_O = 500\text{ mA}$	$12\text{ mV} = \pm 0.12\%$
Load Regulation	$V_{in} = 25\text{ V}, I_O = 50\text{ mA to } 500\text{ mA}$	$3.0\text{ mV} = \pm 0.03\%$
Output Ripple	$V_{in} = 25\text{ V}, I_O = 500\text{ mA}$	120 mVpp
Short Circuit Current	$V_{in} = 25\text{ V}, R_L = 0.1\ \Omega$	1.1 A
Efficiency	$V_{in} = 25\text{ V}, I_O = 500\text{ mA}$	83.7%
Output Ripple With Optional Filter	$V_{in} = 25\text{ V}, I_O = 500\text{ mA}$	40 mVpp

Tabla 3. Tabla de Parámetros Step-Down. (ONSEMI, 2011)

En la figura 14, se muestra la simulación en proteus del módulo de carga:

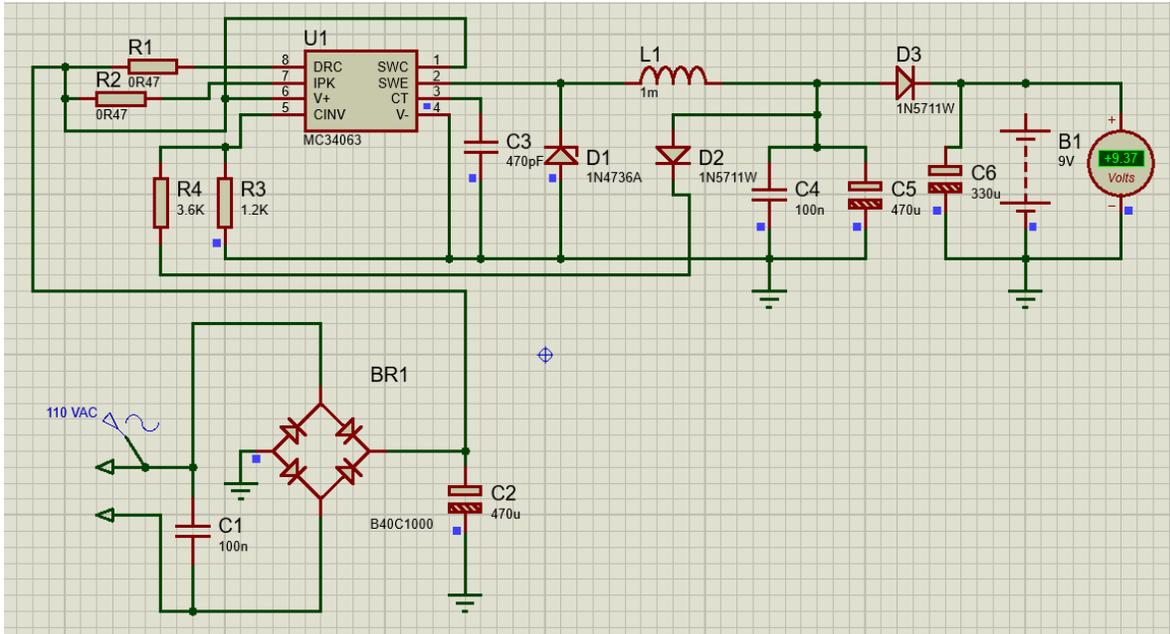


Figura 14. Simulación Módulo de carga. IMG de fuente propia

6.2.2.4.- Circuito elevador de tensión 500VDC tipo Boost

Para obtener la alta tensión necesaria para la excitación del tubo Geiger, que tiene un rango de voltaje de operación de 475-675VDC, se utilizará el circuito elevador de tensión tipo Boost en la figura 15, con un voltaje de trabajo de 500VDC que se presenta a continuación:

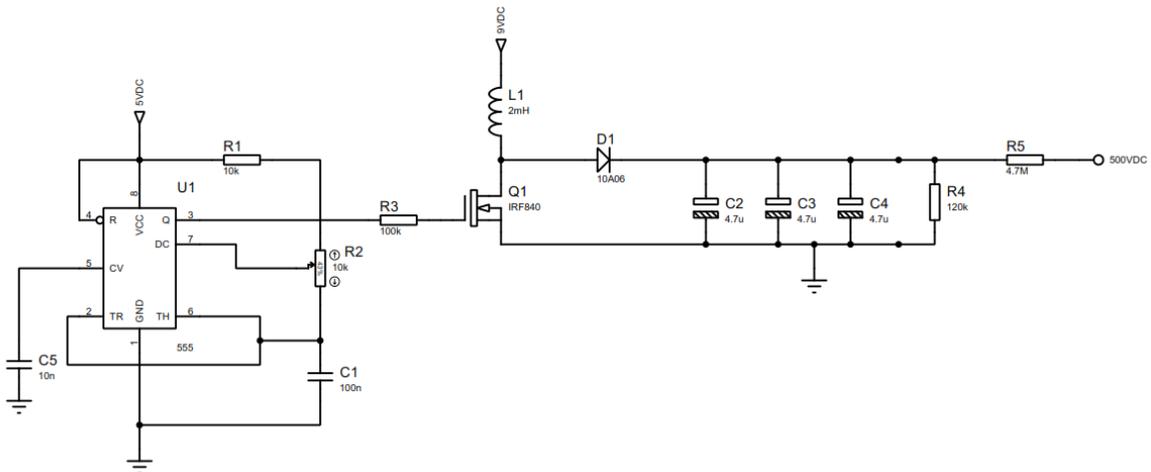


Figura 15. Circuito elevador de tensión. IMG de fuente propia.

Un PWM con una frecuencia de 480Hz generado por el IC LM555N, que opera en su configuración astable, conmuta el MOSFET, provocando así una oscilación en la corriente que pasa por el inductor L1, generando alrededor de 525V encima de los capacitores y R3, un voltaje que es suficiente para el tubo. Para la polarización del tubo, según el fabricante, es necesario utilizar una resistencia de 4.7 a 10 MΩ, por lo tanto, la resistencia elegida tiene un valor de 4.7 MΩ, una resistencia razonable que proporciona una corriente suficiente para mantener la precisión al máximo proporcionada por el tubo.

En la figura 16, se muestra la simulación del circuito elevador de tensión:

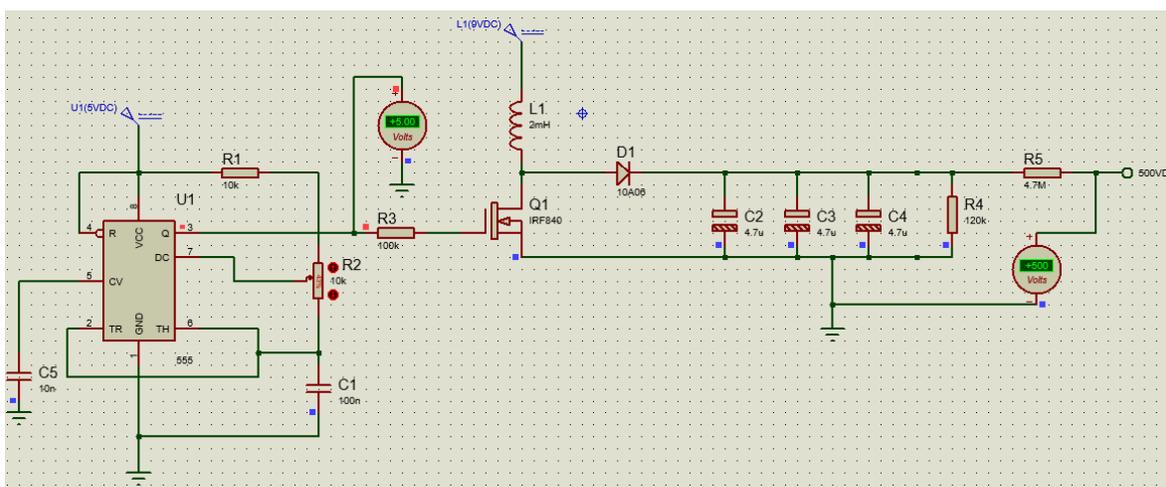


Figura 16. Simulación elevador de tensión. IMG fuente propia

6.2.2.4.1.- Configuración del IC LM555N

El circuito IC 555 debe su nombre al conjunto de tres resistencias de 5 KΩ que hay en su interior y que permite a los amplificadores comparadores, analizar las tensiones de los pines Trigger y Threshold, ver figura 20. Al ser un divisor de tensión con tres resistencias iguales, se divide la tensión entre VCC y GND en dos valores a tercios.

En la siguiente figura 17, se muestra el diagrama esquemático del integrado:

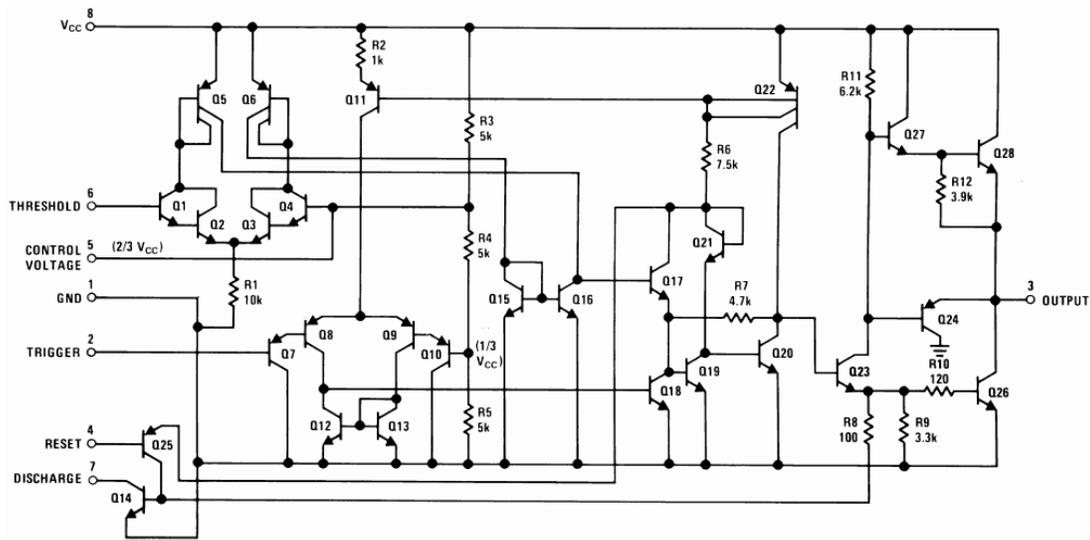


Figura 17. Diagrama esquemático LM555. (HARRIS, 1977)

Trigger es el pin que (mediante el comparador interno) cuando se conecta a una tensión inferior a $1/3$ de V_{cc} activará el pin de salida. Treshold desactiva la salida y conecta el pin de Discharge a GND cuando la tensión en este pin supera $2/3$ de V_{cc} .

El condensador C2, que se conecta entre el pin 5 y GND, es un condensador de 10nF que se usará para evitar ruido externo en la entrada Control Voltage. Para la tensión de la entrada V_{cc} se utilizará una alimentación de 5V proporcionado por un regulador de voltaje.

6.2.2.4.1.1.- Cálculos Matemáticos del LM555N

Las ecuaciones que se utilizan para obtener los valores son bastante sencillas en cuanto es el período, frecuencia y duty cycle, en un 555 configurado como astable. Teniendo el valor de las resistencias y el capacitor se obtiene lo siguiente:

6.2.2.4.1.1.1.- Tiempo (Período)

Se puede calcular el tiempo que permanece encendida «Ton» y el tiempo que permanece apagada «Toff» nuestra salida durante un ciclo.

$$T_{on} = 0.693 * (R_1 + R_2) * C [s]$$

$$T_{on} = 0.693 * (10k+10k) * 100nf = \mathbf{1.386 \text{ milisegundos}}$$

$$T_{off} = 0.693 * R_2 * C [s]$$

$$T_{off} = 0.693 * 10k * 100nf = \mathbf{693 \text{ microsegundos}}$$

El periodo será evidentemente la suma de estos dos:

$$T = T_{on} + T_{off} [s]$$

$$T = 1.386ms + 0.693 \text{ ms} = \mathbf{2.079 \text{ milisegundos}}$$

6.2.2.4.1.1.2.- Frecuencia

En casi toda señal con la que se trabaja hay un parámetro importante y es la frecuencia.

$$f = \frac{1}{T} = \frac{1.44}{(R_1 + 2 * R_2) * C} [Hz]$$

$$f = \frac{1.44}{(10 + 2 * 10) * 100nf} = 480 \text{ Hz}$$

6.2.2.4.1.1.3.- Duty Cycle

$$\text{DutyCycle} = \frac{T_{on}}{T_{on} + T_{off}} = \frac{R_1 + R_2}{R_1 + 2 * R_2} * 100 [\%]$$

$$\text{DutyCycle} = \frac{10 + 10}{10 + 2 * 10} * 100 = \mathbf{66.667\%}$$

En la siguiente tabla 4 se detallan los componentes del circuito elevador de tensión (CET) y presupuesto de costos:

Cantidad	Componente	Valor	Precio
1	Capacitor Cerámico	10nF	\$ 0.50
1	Capacitor Cerámico	100nF	\$ 1.00
3	Capacitor Electrolito	4.7uF	\$ 6.00
1	Resistencia	10 kΩ	\$ 0.40
1	Resistencia	4.7MΩ	\$ 0.70
1	Resistencia	120 kΩ	\$ 0.40
1	Potenciómetro	10 kΩ	\$ 3.80
1	Resistencia	100 kΩ	\$ 0.50
1	Circuito Integrado	LM555N	\$ 6.00
1	Transistor	IRF840	\$ 15.00
1	Inductor	2mH	\$ 5.00
1	Diodo	10A06	\$12.00
			\$ 51.30

Tabla 4. Tabla de componentes CET. IMG de fuente propia

6.2.2.5.- Circuito Regulador de Voltaje

En el circuito elevador de tensión en su configuración requiere de una alimentación de +5V que se conecta en el integrado LM555N, la cual se obtiene de conectar a un regulador de voltaje fijo.

En la tabla 5, se puede apreciar las comparaciones entre tres reguladores lineales positivos, disponibles en el mercado local.

Características	L7805	L4941BV	LM2937
Corriente de Salida Máxima	1 A	1 A	500 mA
Voltaje de caída típico	2 V	0.450 V	0.5 V
Corriente de Reposo Máxima	6mA	8mA	10mA
Rango de Temperatura	-40 a 125 °C	-40 a 150 °C	-65 a 150 °C

Tabla 5. Tabla comparativa reguladores. IMG fuente propia

Entre los reguladores más comunes esta es L7805 y es descartado debido a su pobre eficiencia para sistemas portátiles debido a alto voltaje de caída. En cambio, los otros dos reguladores permiten aprovechar de forma óptima energía de las baterías, favoreciendo a la duración de uso del detector. El regulador elegido es el LM2937 mostrado en el esquema de la figura 18, debido a que maneja la cantidad suficiente de corriente de salida para el consumo máximo del equipo.

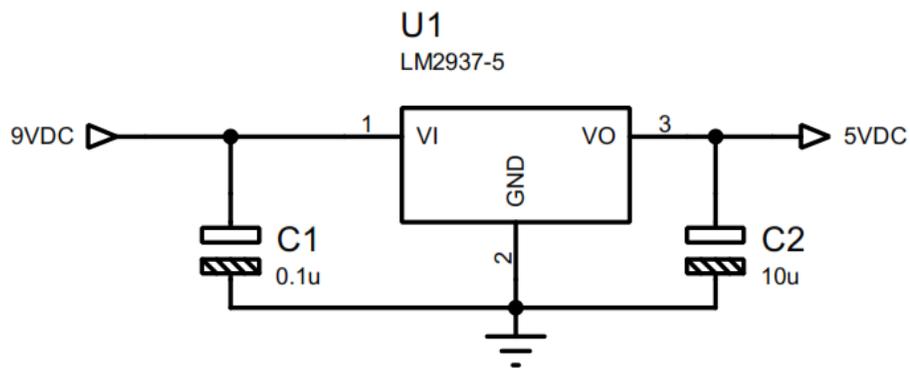


Figura 18. Fuente de 5VDC con LM2937. IMG fuente propia

En la siguiente figura 19, se muestra la simulación en proteus del regulador:

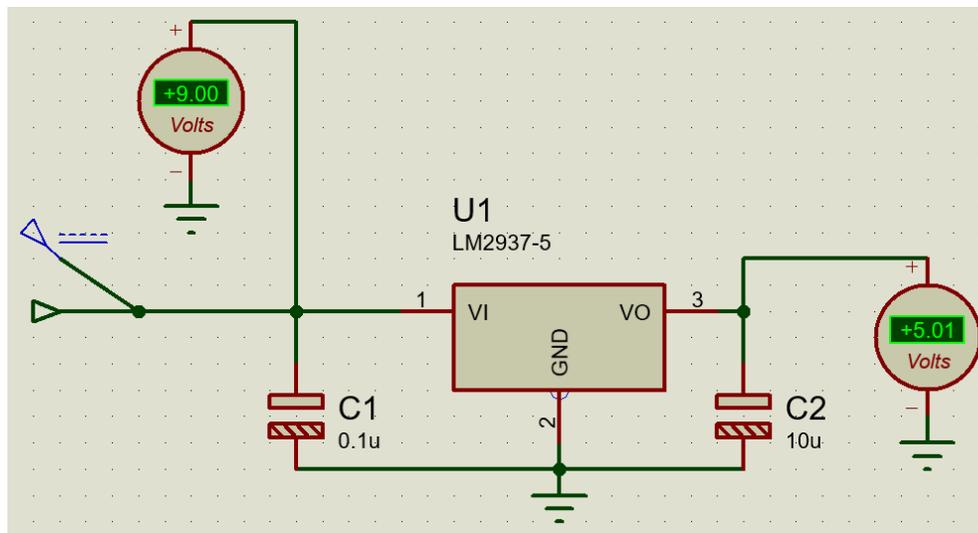


Figura 19. Simulación regulador de voltaje. IMG fuente propia

En la tabla 6 que se muestra a continuación, se detallan los componentes para el circuito regulador de voltaje (CRV) de 9VDC a 5VDC.

Cantidad	Componente	Valor	Precio
1	Capacitor Electrolito	0.1uF	\$ 0.50
1	Capacitor Electrolito	10nF	\$ 1.00
1	Transistor	LM2937ET-5.0	\$ 9.00
			\$ 10.50

Tabla 6. Tabla componentes CRV. IMG fuente propia

6.2.3.- Microcontrolador

Dentro del mundo de los microcontroladores se encuentran diferentes fabricantes y modelos, entre los que elegir para que se adapten mejor a las necesidades.

A continuación, se detallan tres microcontroladores y sus comparaciones:

6.2.3.1.- Interface RS232-ETHERNET microcontrolador DS80C400

Se puede ensamblar en una placa de circuito como para establecer comunicación mediante protocolo ETHERNET y la interfaz RS232 para conectarse a una variedad de redes. (CIENTIFICA, 2023)

6.2.3.2.- Microcontrolador STM32

Es un microcontrolador con alto rendimiento y gran variedad de opciones de memoria. Tiene una gran cantidad de periféricos integrados, como USB, Ethernet, y CAN, lo que lo hace ideal para aplicaciones que requieren un gran número de funciones.

Además, tiene una gran comunidad de desarrolladores y una gran cantidad de recursos disponibles en línea, son creados por la empresa ST, también cuentan con una suite gratuita llamada STM32CubeIDE que integra configuración visual de pines y un editor profesional completamente gratis.

6.2.3.3.- Arduino Ethernet Rev3 sin POE ATmega328

Es una plataforma de código abierto y fácil de usar, es compatible con una variedad de lenguajes de programación y tiene un gran número de librerías y ejemplos disponibles en línea. Además, Arduino es relativamente económico y tiene una gran cantidad de shields (placas de extensión) disponibles para agregar funcionalidades adicionales al dispositivo. (TECNOELITE, 2023)

Es una placa basada en el microcontrolador ATmega328 mostrado en la figura 20. Tiene 14 pines de entrada/salida digital, 6 entradas analógicas, un oscilador de cristal de 16 MHz, una conexión RJ45, un conector de alimentación, un encabezado ICSP y un botón de reinicio.

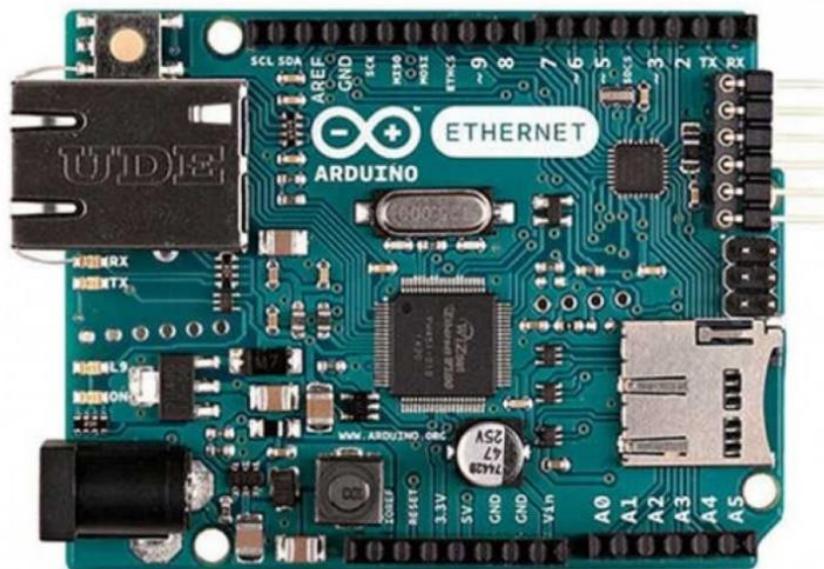


Figura 20. Arduino Ethernet Rev3 sin PoE. (ARDUINO, 2023)

La placa Arduino Ethernet se diferencia de otras placas en que no tiene un chip controlador de USB incorporado, pero tiene una interfaz Wiznet Ethernet. Esta es la misma interfaz que se encuentra en el Ethernet Shield. (DOCS, 2023)

También se encuentra disponible y de manera más comercial, el módulo Ethernet Shield, este permite añadir conectividad ETHERNET a la placa Arduino uno, a través de los puertos de conexión SPI, incorpora un controlador ETHERNET W5500 con búfer interno de 32K para procesamiento y transmisión de datos, proporciona una pila de red (IP) compatible con TCP y UDP, a una velocidad de conexión 10/100Mb que admite hasta ocho conexiones de socket simultáneas.

Para el diseño se ocupará el microcontrolador Arduino por su disponibilidad de una gran cantidad de módulos de expansión (es decir, shield). Y si los pines de la placa de evaluación ofrecida son compatibles con los de Arduino, el usuario tiene la oportunidad de utilizar libremente la enorme oferta de módulos de expansión para Arduino, lo que permite lograr de manera fácil, económica y rápida la funcionalidad esperada del prototipo.

Igualmente ofrece una ventaja para el fabricante de la placa de evaluación, ya que puede centrarse en la aplicación del microcontrolador, rodeándolo con solo un conjunto mínimo de componentes cooperantes y reduciendo así su precio final.

Además, se puede disponer de la implementación de mejoras a futuro tanto en el código, como en los circuitos, a partir de las actualizaciones presentadas por el fabricante. Hasta la fecha del presente trabajo la versión se encuentra en la V.3.0.

En la tabla 7 que se muestra, se detallan los parámetros de funcionamiento de la placa Arduino:

Características	Parametros
Voltaje de funcionamiento	5V
Voltaje de entrada (Recomendado)	7-12V
Voltaje de entrada (Máximo)	6-20V
Voltaje de entrada POE (límites)	36-57V
Pines de E/S digitales	14 (de los cuales 4 proporcionan salida PWM)
Pines de Arduino reservados:	10 a 13 utilizado para SPI
	4 usados para tarjeta SD
	2 interrupción W5100 (cuando está en puente)
Pines de entrada analógica	6
Corriente CC por pin de E/S	40mA
Corriente CC para clavija de 3,3 V	50mA
Memoria flash	32 KB (ATmega328) de los cuales 0,5 KB utilizados por el gestor de arranque
SRAM	2KB (ATmega328)
EEPROM	1KB (ATmega328)
Velocidad de reloj	16 MHz
Longitud	68,6 mm
Ancho	53,3 mm
Peso	28 gramos

Tabla 7. Tabla de parámetros Arduino (ARDUINO, 2023)

6.2.4.- Detector de Radiación

Actualmente los detectores de radiación para aplicaciones médicas tienen un valor muy alto en el mercado y son de difícil acceso, por estas razones se definirá un diseño de un detector de rayos X mediante el uso de materiales accesibles y de bajo costo.

Hay cuatro tipos generales de detectores de radiación: los detectores de centelleo, los detectores gaseosos, los detectores de líquidos y los detectores de semiconductores. Además, todos los detectores se pueden dividir en dos grupos

según su funcionalidad: los detectores de colisión y los detectores de energía. El primero simplemente detecta la presencia de una partícula radiactiva, mientras que el segundo puede medir la energía radiactiva. Es decir, todos los detectores pueden ser cuantitativos o cualitativos. (UTP, 2020)

Basado en la clasificación de los detectores, se ocupará el detector Geiger Müller de categoría gaseoso.

6.2.4.1.- Detector Geiger- Müller

El tubo Geiger-Muller es el elemento sensible a la radiación del contador Geiger, utilizado para la medición de radiación ionizante, es decir, rayos gamma, rayos X o partículas alfa (α) o beta (β), sin embargo, se debe señalar que el tubo usado en el presente trabajo solamente es capaz de detectar rayos gamma y partículas β .

El tubo consiste en una cámara llena de un gas inerte a baja presión. La cámara contiene dos electrodos, entre los que hay una gran diferencia de potencial, típicamente entre 300 y 500 voltios. Las paredes del tubo son de metal o tienen su superficie interior revestida con un conductor para formar el cátodo, mientras que el ánodo es un alambre en el centro de la cámara.

Cuando la radiación ionizante externa alcanza al tubo, algunas moléculas del gas son ionizadas, ya sea directamente por la radiación incidente o indirectamente por medio de electrones secundarios producidos en las paredes del tubo, lo cual crea iones cargados positivamente y electrones, conocidos como pares de iones, en el gas del interior de la cámara. El fuerte campo eléctrico creado por los electrodos del tubo acelera los iones positivos hacia el cátodo y los electrones hacia

el ánodo, cerca del ánodo, en la "región de avalancha", los electrones ganan suficiente energía como para ionizar moléculas de gas adicionales y crear una avalancha de electrones que se extiende a lo largo del ánodo y de manera efectiva a lo largo de la región de avalancha. Este es el efecto de "multiplicación de gas" que da al tubo su característica clave de poder producir un impulso de salida significativo a partir de una sola partícula ionizante a como se puede ver en la figura 21.

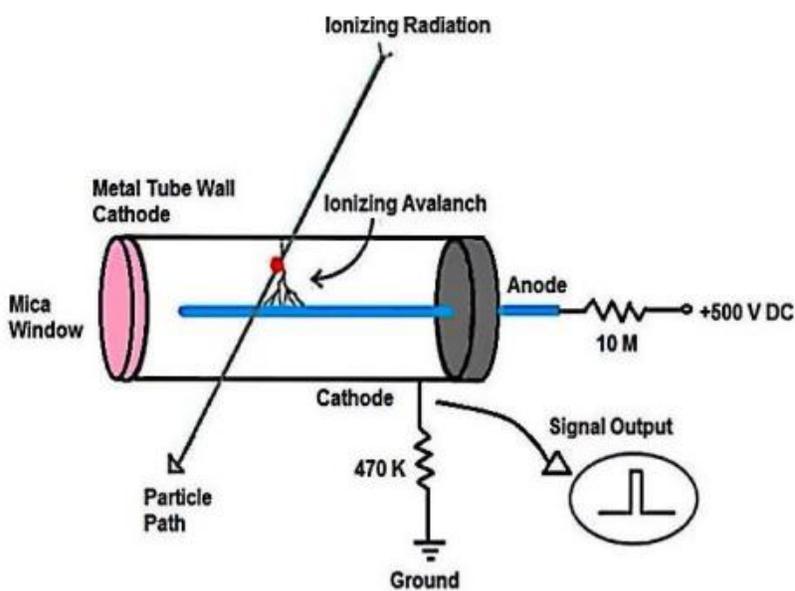


Figura 21. Esquema de un tubo Geiger-Muller. (UPCT, 2017)

Un parámetro esencial es la relación entre la cantidad de impulsos generados por el tubo y la intensidad de la dosis de radiación que se está midiendo. La siguiente gráfica de la figura 22, muestra la curva de respuesta típica para un tubo GM genérico frente a una radiación, aunque cada uno posee su propia curva de respuesta típica. Habitualmente se suele emplear Cesio (Cs) o Cobalto (Co) para su calibración.

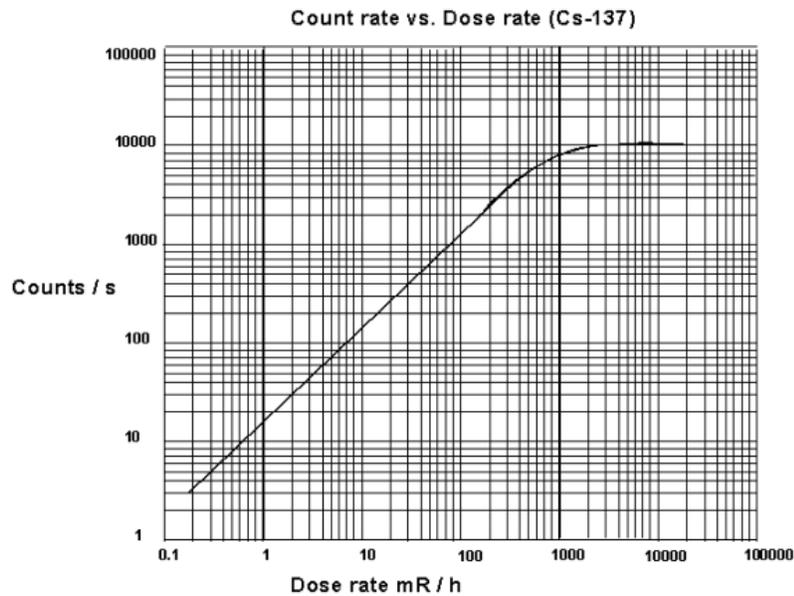


Figura 22. Número de pulsos vs dosis medida. (UPCT, 2017)

En la siguiente imagen de la figura 23, se pueden observar los diferentes comportamientos de estos tubos frente a distintas fuentes de radiación.

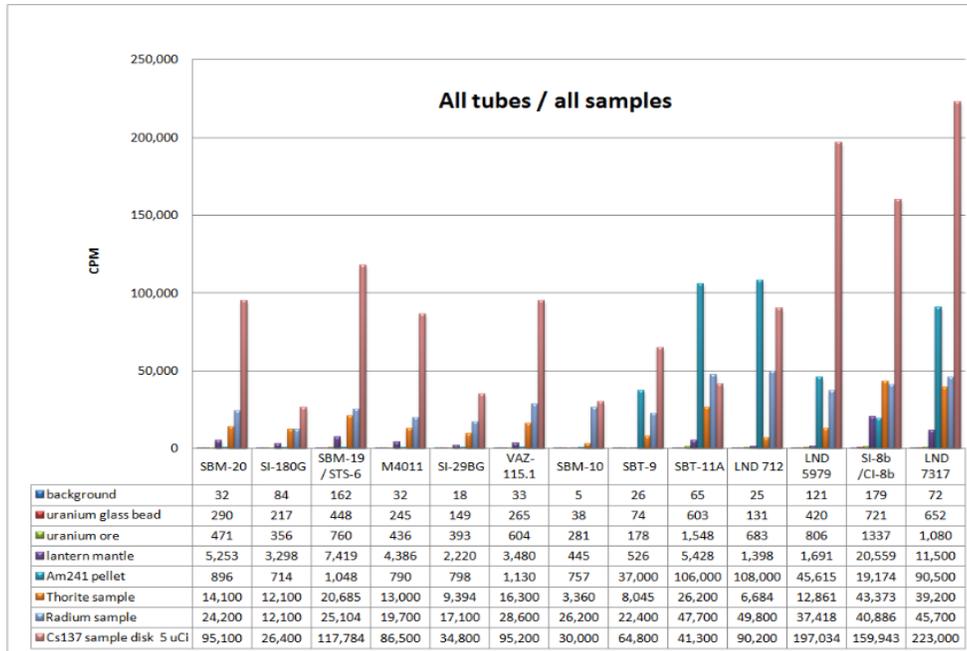


Figura 23. Mediciones de ciclos por segundo. (UPCT, 2017)

6.2.4.2.- Tubo Geiger- Müller LND7317

Como se observa y se muestra en la figura 24, se ha optado por utilizar el modelo LND7317 de tubo Geiger- Müller. Es uno de los mejores contra tubos del mundo. No solo es extremadamente grande (diámetro de medición activo de 45 mm), también tiene un tiempo muerto ultracorto y una ventana de mica extremadamente delgada con un increíble $<2 \text{ mg/cm}^2$.



Figura 24. Tubo Geiger LND7317. (MARKUSLIECHTI, 2020)

En la tabla 8 que se muestra, se detallan los parámetros de funcionamiento del tubo LND7317:

Características	Parametros
Valor máximo del rango de medición	0,001 a 125 mR/h \equiv 0,01 a 1,250 uSv/hora
Voltaje de operación recomendado (Volts)	500
Radio de trabajo	360
Tiempo muerto Mínimo (microsegundos)	40
Sensibilidad Gamma CO60 (CPS/mR/HR)	58
Rango de voltaje de operación (Volts)	475-675
Voltaje de trabajo en modo corriente (Volts)	425
Resistencia de Ánodo recomendado (Meg Ohm)	4.7

Tabla 8. Tabla de parámetros LND7317. (LND INC, 2023)

6.2.4.3.- Límites de Dosis

La cantidad de radiación recibida, se puede evaluar en términos de efectos ionizantes y de energía transmitida al medio irradiado.

El Sistema Internacional (SI) tiene como unidad para ello el Sievert (Sv).

Dentro de una categoría de exposición, ocupacional o del público, los límites de dosis se aplican a la suma de las exposiciones provocadas por fuentes relacionadas con prácticas que ya están justificadas.

Los límites de dosis son sólo aplicables a situaciones de exposición planificada excepto en las exposiciones médicas de pacientes. Para esto existe recomendaciones por parte de la Comisión de Protección Radiológica que considera límites de radiación en situaciones de exposición planificada, y continúa recomendando que el límite debería expresarse como una dosis efectiva de 1 mSv por año. (CIPR, 2007)

6.2.4.3.1.- Comisión Internacional de Protección Radiológica (CIPR)

En la tabla 9 que se muestra, se encuentran los límites de dosis recomendados en situaciones de exposición planificadas

Tipo de límite	Ocupacional	Público
Dosis efectiva	20 mSv por año promediada en periodos definidos de 5 años	1 mSv en un año
Dosis equivalente anual en:		
Cristalino	150 mSv	15 mSv
Piel	500 mSv	50 mSv
Manos y pies	500 mSv	

Tabla 9. Tabla de límite de dosis efectiva. (CIPR, 2007)

Los límites de dosis efectivas son para la suma de las dosis efectivas de relevancia procedentes de exposiciones externas en el periodo de tiempo especificado y la dosis efectiva comprometida de la incorporación de radionucleidos en el mismo periodo. Para adultos, la dosis efectiva comprometida se calcula para un periodo de 50 años tras la incorporación, mientras que para niños se calcula para el periodo de hasta 70 años de edad.

Este límite está actualmente siendo revisado por un grupo de trabajo de la ICRP.

La limitación de dosis efectiva proporciona una protección suficiente para la piel frente a efectos estocásticos.

Promediado en un área de 1 cm² de piel, independientemente del área expuesta.

Con la condición adicional de que la dosis efectiva no debe exceder los 50 mSv en ninguno de los años individuales. En el caso de la exposición ocupacional de mujeres embarazadas se aplican restricciones adicionales.

En circunstancias especiales, se puede permitir un nivel superior de dosis efectiva en un único año, a condición de que la media durante 5 años no exceda 1 mSv por año. (CIPR, 2007)

La dosis de radiación que un paciente puede recibir como consecuencia de un estudio diagnóstico, va a depender de muchos factores como son: el tipo de estudio, las características del paciente y también el equipamiento utilizado.

6.2.4.4.- Circuito de acondicionamiento ADC

Los sensores, por lo general no pueden ser conectados directamente al procesador, por lo que es necesario una etapa de acondicionamiento de la señal, esta se puede definir como el término general para describir la forma de procesar, requerida para las señales eléctricas recibidas de los sensores a señales que un procesador acepte. El objetivo consiste en amplificar la señal y convertirla a otro de formato fácil de leer y compatible con fines de adquisición de datos. (INAOE, 2010).

Las funciones fundamentales para el acondicionamiento de la señal consisten en recoger una señal y transformarla esto se puede lograr mediante las siguientes etapas:

6.2.4.4.1.- Amplificación

En algunos casos se requiere de un amplificador a la entrada, estos amplificadores sirven para reforzar la señal de entrada y darle ganancia.

6.2.4.4.2.- Atenuación

Es lo contrario que la amplificación, se necesita cuando las tensiones que se van a digitalizar están fuera del rango del sistema de adquisición de datos, esta forma de acondicionamiento de señal disminuye la amplitud de la señal de entrada, de modo que la señal acondicionada quede dentro del rango de tensión del sistema de adquisición de datos, la atenuación es típicamente necesaria cuando se miden tensiones de más de 10v. (INAOE, 2010)

6.2.4.4.3.- Filtrado

El propósito de filtrar es eliminar señales no deseadas de la señal que se trate de medir, tomar una señal que varía en el tiempo y volverla más limpia.

6.2.4.4.4.- Linealización

Existen diferentes métodos para linealizar la respuesta de un sensor, desde utilizar circuitería (hardware) como por ejemplo conectar redes de resistencias, hasta utilizar programación (software), para procesar datos y aplicarles algún algoritmo.

Los procesos del acondicionamiento de señales pueden ser: Protección contra el daño, convertir señales en el tipo adecuado, obtención del nivel adecuado de la señal, eliminar o reducir el ruido y manipulación de la señal.

Su función general es captar la señal del sensor, traducir los valores de una señal analógica a una señal binaria, para poder ser interpretada por un sistema digital. Los sistemas digitales se utilizan en la transformación de las señales analógicas a digitales por medio de una conversión A/D.

Para la etapa de establecer el circuito de acondicionamiento de pulsos del sensor Geiger Müller, es necesario mejorar la señal proveniente del cátodo del sensor, esta señal es un pulso con amplitud variable, por lo que no es adecuada para dispositivos electrónicos, por lo tanto, a través del circuito ADC, se obtendrá una señal cuadrada adecuada para los dispositivos electrónicos.

En la siguiente figura 25, se muestra la simulación en proteus del circuito ADC:

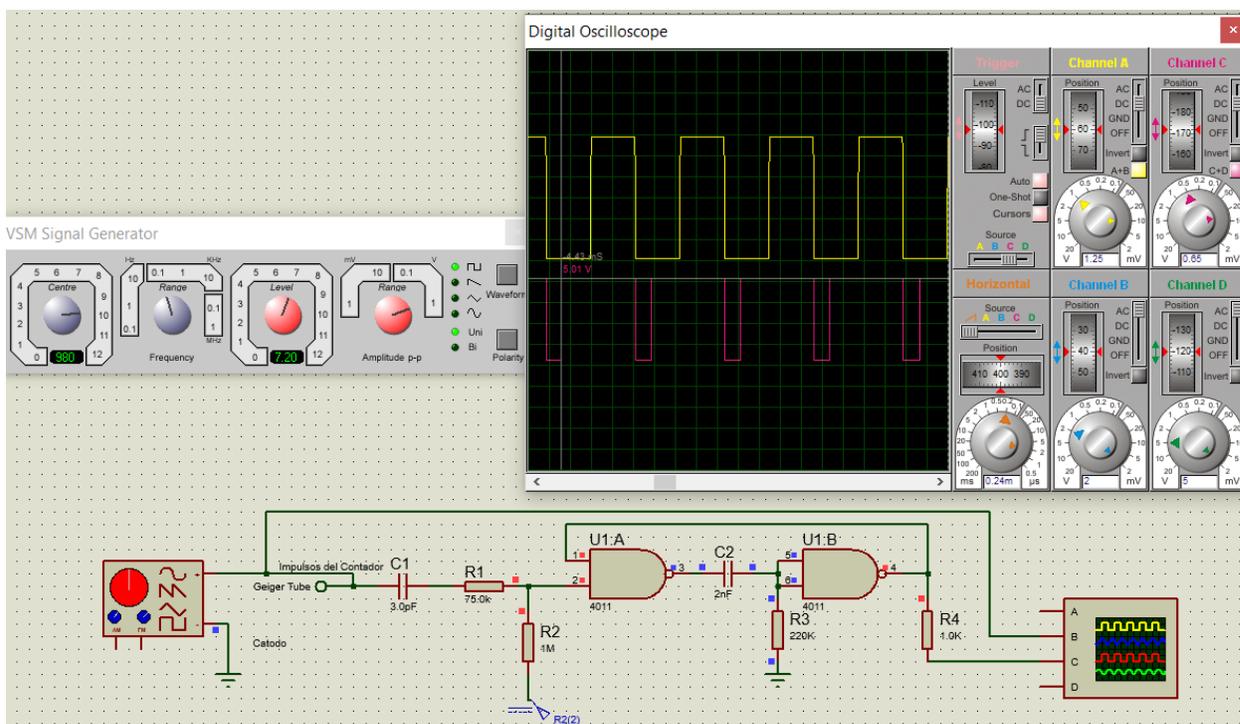


Figura 25. Simulación circuito ADC. IMG de fuente propia

En la siguiente tabla 10, se muestran los componentes del circuito acondicionador de señal (ADC) y presupuesto de costos:

Cantidad	Componente	Valor	Precio
1	Circuito Integrado	CD4011B	\$ 7.00
1	Capacitor Cerámico	3pF	\$ 1.50
1	Capacitor Cerámico	2nF	\$ 1.00
1	Resistencia	75 kΩ	\$ 0.50
1	Resistencia	1MΩ	\$ 0.90
1	Resistencia	220 kΩ	\$ 0.60
1	Resistencia	1 kΩ	\$ 0.50
			\$12.00

Tabla 10. Tabla de componentes del ADC. IMG fuente propia

6.2.4.5.- Etapa de Simulación Tubo Geiger- Müller LND7317

En la etapa de conexión del sensor Geiger Müller al circuito, utilizando el software libre de simulación en proteus, no se ha encontrado una librería del sensor LND7317, por tal razón y en respuesta a una solución semejante al propuesto, se utilizó un sensor ultrasónico, que pertenece a la familia de sensores de proximidad, estos tienen como medición principal la magnitud del tiempo y distancia, son de pequeño tamaño, bajo consumo, gran precisión y bajo precio, para esta simulación los datos que se obtendrán serán una representación de las dosis de radiación en unidades de msv en salas de rayos X. (ULTRASONICO, 2023)

Se optó por este sensor, ya que este al igual que el Geiger Muller, son sensores de medición y detección, además se caracterizan por tener módulos electrónicos que componen un sistema del sensor de tipo activo, que tienen que ser alimentados para ser utilizados.

El sensor ultrasónico que se muestra en la figura 26, es un módulo que cuenta con un par de transductores de ultrasonido, que se utilizan para determinar la distancia del sensor con un objeto colocado en frente de este, su funcionamiento radica en emitir un sonido ultrasónico, por uno de sus transductores, y esperar que el sonido rebote de algún objeto presente, el eco es captado por el segundo transductor, la distancia es proporcional al tiempo que tarda en llegar el eco.

Con este sensor se puede contar y detectar, se compone de un emisor de sonido ultrasónico, que emite una onda no audible de 40KHZ, un receptor de ultrasonido el cual es capaz de recibir reflexión ultrasónica sobre un objeto, tiene dos pines de alimentación eléctrica de 5V y GND, también cuenta con dos pines

para su control, el pin trigger para el control de la emisión, el pin echo para la medición de la recepción.

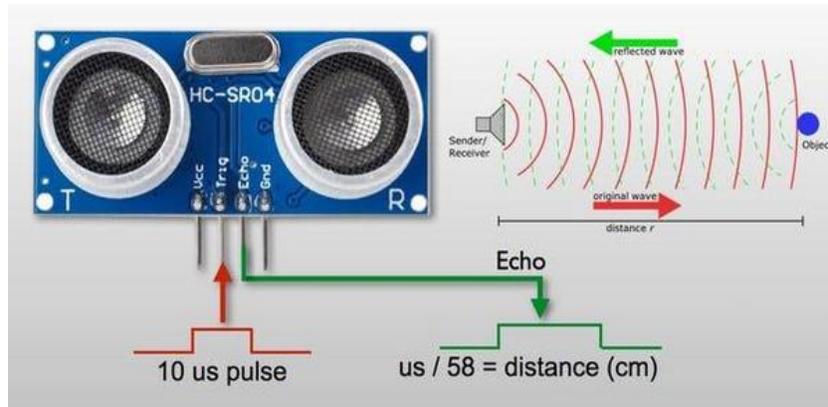


Figura 26. Funcionamiento del ultrasónico. (TECHMAKE, 2023)

Su funcionamiento para activar la detección se utiliza el pin trigger, se coloca un pulso eléctrico de 5V de magnitud, con una duración de 10us como mínimo, el módulo emite una onda de sonido ultrasónico, con una frecuencia de 40KHZ, esta onda se desplaza en el aire y si se encuentra un objeto en su camino rebota en su superficie en sentido contrario, y regresa nuevamente al sensor ultrasónico, la onda es captada por el receptor, y este la traduce en variaciones eléctricas, en el pin echo se genera un pulso eléctrico con una duración proporcional al tiempo que tardo la onda de ultrasonido en ir al objeto y regresar nuevamente al sensor, midiendo la duración de este pulso. La fórmula física que se utiliza para realizar los cálculos es la siguiente:

$$\text{Distancia} = \text{Velocidad} \times \text{Tiempo}$$

$$\text{Velocidad (sonido)} = 340 \text{ m/s}$$

$$\text{Tiempo} = \text{Duración} / 2.$$

6.2.4.5.1.- Característica del sensor HC SR04

En la siguiente tabla 11, se muestran los parámetros de funcionamiento del sensor ultrasónico (SR04):

Características	Parametros
Tensión de alimentación.	5Vcc
Frecuencia de trabajo	40 KHZ
Corriente de trabajo	15MA
Rango máximo	4m
Rango mínimo	1.7cm
Resolución	3mm o 0.3cm
Duración mínima del pulso del disparo	10µs
Apertura del pulso ultrasónico.	15°.
Velocidad de la onda sonora	343 m/s=0.0343cm/s.
T	29.15µs.
Vcc	(+5DC)
TRIGGER	(disparo del ultrasonido)
ECHO	(recepción de ultrasonido)
GND	Tierra

Tabla 11. Tabla de parámetros HC-SR04. (MADE, 2020)

En la figura 27, se muestra el esquema de conexión entre el Arduino y el SR04:

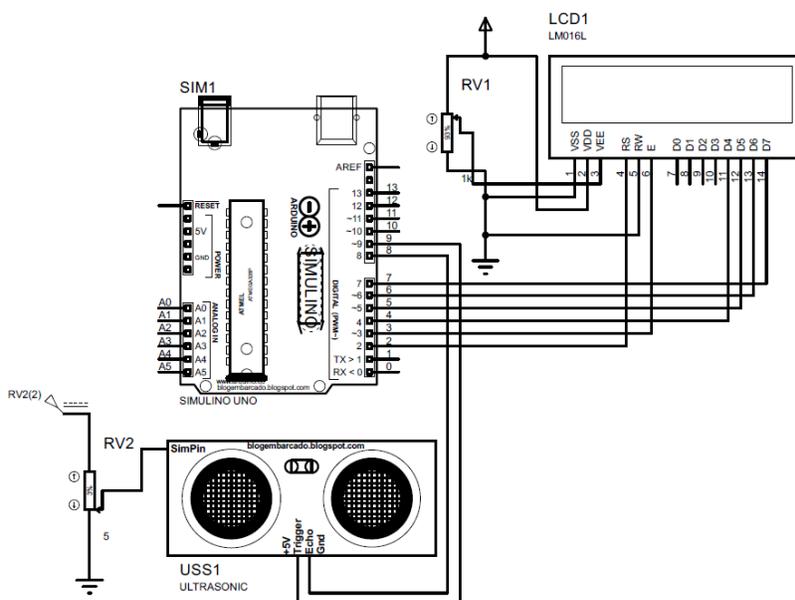


Figura 27. Esquema del HC-SR04. IMG fuente propia

6.2.4.6.- Procesamiento y obtención de los datos del contador Geiger

Esta información se recoge y procesa a través de una placa Arduino. El procesamiento de los datos se realiza mediante el uso de una aplicación de Arduino para la lectura de los valores de los sensores. Esta aplicación está diseñada para convertir los datos de los sensores en gráficos o tablas, para que los usuarios puedan interpretar los resultados. También se pueden configurar la aplicación para que envíe alertas cuando los valores de radiación alcanzan un umbral predefinido. Esta aplicación también permite guardar los datos en archivos para su análisis posterior.

Para obtener los datos del Contador Geiger, primero se debe preparar el hardware y el software necesarios. El hardware necesario incluye los componentes, como el Arduino, una placa de prototipo, un contador Geiger, un contador de exposición, una resistencia de 4.7M ohmios, 10k ohmios, un condensador de 470pf y cables de conexión. El software necesario para obtener los datos del Contador Geiger es el IDE de Arduino y la biblioteca para el contador.

Una vez que los componentes estén conectados, se debe configurar el IDE de Arduino. Para hacer esto, se abre una ventana de comandos y ejecute el comando para recopilar los datos. El comando devolverá los datos en formato JSON. Estos datos incluyen información sobre la exposición acumulada, los conteos de CPM y el valor de la exposición por minuto.

Este valor CPM será convertido en unidad de dosis (uSv/h) y se guardará en una base de datos que puede ser consultada por personal autorizado para su control y evaluación de la información.

6.2.5.- Monitor de visualización de dosis

El monitor es un dispositivo electrónico de salida, que muestra las dosis de radiación recibida en una persona, su función principal es permitir al usuario visualizar la lectura de dosis en tiempo real.

Un monitor médico, también puede tener la función de producir una alarma (como es el caso de las señales audibles), para alertar al personal médico cuando se establecen ciertos criterios, como cuando algún parámetro excede los límites de niveles normales.

6.2.5.1.- Monitores más utilizados LCD y LED.

Monitor LCD: Son un tipo de monitor que se caracteriza porque su pantalla es relativamente delgada y es de cristal líquido.

Monitor LED: Los monitores LED consumen aún menos energía que los monitores LCD, por lo tanto, se calientan menos que los monitores LCD y pueden ser más delgados y sin bordes. (RECURSOSTIC, 2005)

6.2.5.1.1.- Display LCD LCD1602

Para este diseño se propone utilizar un display LCD 16x12 modelo LCD1602, mostrado en la figura 28, debido a su bajo consumo tienen vida útil muy amplia, además de ser muy sencillo de usar y accesible.

El chip controlador de esta pantalla es extremadamente común y el código necesario se encuentra disponible libremente. Se puede utilizar fácilmente con cualquier microcontrolador que tenga al menos 6 pines disponibles, ya que para su conexión se utiliza un bus paralelo de 4 u 8 bits y al menos dos señales de control.



Figura 28. Pantalla 16X2. (ZONAMAKER , 2016)

Se mostrará la lectura del sensor de radiación, con ayuda de una pantalla LCD 16x2, esto ayudará al operador de Rayos X a monitorear la lectura de dosis que se utilizó en el momento del estudio.

En la siguiente tabla 12, se muestran la tabla pines y características de conexión del LCD1602:

Pin	Símbolo	Función
1	VSS	Pin conectado a GND (masa)
2	VDD	Alimentación +5v
3	V0	Pin para fijar el contraste de la pantalla
4	RS	Selector de registro
5	R/W	Selector de modo (lectura o escritura)
6	E	Habilitación de la pantalla para recibir información
7- 10	DB0~ DB3	Bus de comunicación (para operaciones de 8 bit´s)
11- 14	DB4~DB7	Bus de comunicación para transferir los datos (4 bit´s)
15	LED+	Retroiluminación (+5v)
16	LED-	Retroiluminación (GND)

Tabla 12. Tabla de Pines del LCD. (ZONAMAKER , 2016)

6.2.5.1.2.- Conexión del LCD y sensores de monitoreo

En la siguiente figura 29, se muestra la simulación en proteus de la conexión entre: El Arduino (UNO), sensor ultrasónico, pantalla LCD, LED y Buzzer (BZR):

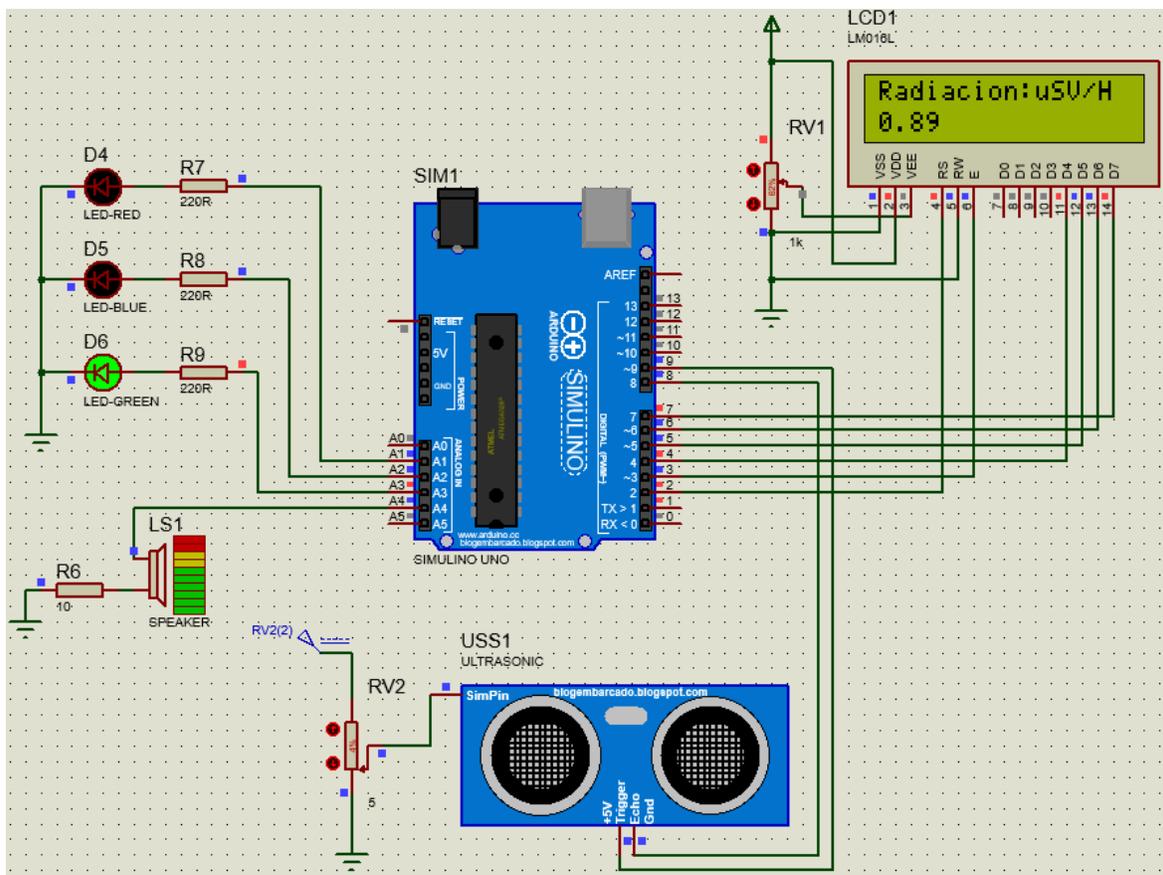


Figura 29. Simulación UNO-LCD-LED-BZR. IMG fuente propia

Se realiza activación a través del pin A4 del Arduino para conectar un altavoz, este puerto se activa como una salida por medio de programación alarma sonora para identificación por medio del sonido cuando exista una mayor radiación de la recomendada, a la que pueden generar los equipos de rayos X en la sala.

El sensor ultrasónico se conecta en los pines 8,9, el pin 8 declarado como entrada y el pin 9 como salida para el envío de los pulsos de señal.

Adicionalmente se agregan LED, en los puertos A1, A2, A3 en configuración de salidas y activación mediante programación, proporcional a la intensidad de radiación detectada por el dispositivo; Si la radiación detectada en la simulación, es mayor de $10 < 20\text{mSV}$, se activa el LED rojo, Si la radiación detectada se encuentra entre valores de $10 < 1$ se activa un LED azul, indicativo de término medio de exposición, si la detección se encuentra en valores menores que 1, los valores se encuentran en el rango permitido de radiación y se activara el LED verde.

6.2.5.1.3.- Código de programación del Arduino

```

#include <LiquidCrystal.h>
LiquidCrystal lcd(2,3,4,5,6,7); // Create an LCD object. Parameters: (RS, E, D4,
D5, D6, D7):
const int trigPin = 9;
const int echoPin = 8;
//buzzer & leds
int ledR=A1;
int ledB=A2;
int ledG=A3;
int buzzer=A4;
float time, distance;
void setup()
{
  lcd.begin(16, 2); // Specify the LCD's number of columns and rows. Change
to (20, 4) for a 20x4 LCD
  pinMode(trigPin, OUTPUT);
  pinMode(echoPin, INPUT);
  Serial.begin(9600);
  pinMode(ledR, OUTPUT);
  pinMode(ledB, OUTPUT);
  pinMode(ledG, OUTPUT);
  pinMode(buzzer, OUTPUT);
}

void loop()
{
  digitalWrite(trigPin, LOW);
  delayMicroseconds(2);
  digitalWrite(trigPin, HIGH);
  delayMicroseconds(10);
  digitalWrite(trigPin, LOW);

  time = pulseIn(echoPin, HIGH);

  distance = (time*.0343)/100;

  // For Serial Monitor
  Serial.print("Radiacion:usv/H ");
  Serial.println(distance);

  // For LCD Display
  lcd.setCursor(0,0);
  lcd.print("Radiacion:usv/H");
  lcd.setCursor(0,1);
  lcd.print(distance);

  //sound
  if (distance >= 20){

```

```

tone(buzzer, 450, 5);
delay(1);

}

if (distance < 20 && distance >= 15){
tone(buzzer, 450, 5);
delay(distance*5);
}

if (distance < 15 && distance >= 12){
tone(buzzer, 450, 5);
delay(distance*10);
}

if (distance < 12 && distance >= 10){
tone(buzzer, 450, 5);
delay(distance*20);
}

if (distance < 10 && distance >= 8){
tone(buzzer, 450, 5);
delay(distance*40);
}

if (distance < 8 && distance >= 5){
tone(buzzer, 450, 5);
delay(distance*60);
}

if (distance < 5 && distance >= 1){
tone(buzzer, 450, 5);
delay(distance*90);
}

if (distance < 1){
tone(buzzer, 450, 5);
delay(400);
}

//leds
if (distance >= 10) {
setColor(255, 0, 0); //red
}

if (distance < 10 && distance >= 8) {
setColor(0, 0, 255); //orange
}

if (distance < 8 && distance >= 5) {
setColor(0, 0, 255); //orange
}

if (distance < 5 && distance >= 1) {
setColor(0, 0, 255); //orange
}

if (distance < 1) {
setColor(0, 255, 0); //green
}

}

//rgb colours
void setColor (int red_light, int green_light, int blue_light)
{
analogwrite(ledR, red_light);
analogwrite(ledB, blue_light);
analogwrite(ledG, green_light);
}

```

6.2.6.- Software de procesamiento y almacenamiento de datos

6.2.6.1.- Interfaz RS232-Ethernet con servidor Web externo

En esta alternativa se usa al sistema basado en la plataforma TINI haciendo de puente entre un dispositivo con salida RS232 y una red Ethernet. Una computadora funciona con una aplicación servidor que va a almacenar en un fichero texto (.txt) los datos enviados por TINI. Se tendrá también una interfaz gráfica de usuario mediante la cual se podrán configurar los parámetros de puerto serie, así como los de red en TINI. (CIENTIFICA, 2023)

6.2.6.2.- Interfaz RS232-Ethernet con servidor Web interno

El software de la aplicación que se describe es un servidor web simple creado para la plataforma TINI en lenguaje Java. para el logro de los objetivos propuestos de conformar un módulo de interfaz RS232-Ethernet, las cuales consisten en la creación de tres programas Java (hilos) dentro de este, que atenderán lo referente a las comunicaciones serie, el almacenamiento de los datos obtenidos vía RS232 y permitir el graficado y borrado de estos desde la página web del servidor (index.html) a través de applets. (CIENTIFICA, 2023)

6.2.6.3.- Software IDE Arduino

Arduino ofrece la plataforma Arduino IDE (Entorno de Desarrollo Integrado), que es un entorno de programación con el que cualquiera puede crear aplicaciones para las placas Arduino, de manera que se les puede dar todo tipo de utilidades. Para este caso se realizará la programación del dispositivo para transmitir y procesar los datos y enviarlos a un servidor mediante su salida ETHERNET.

En el proyecto se requiere almacenar información de forma permanente por lo cual la memoria EEPROM integrada en la placa Arduino estaría limitada 1024 bytes. Por lo cual se nos hace necesario establecer la comunicación entre nuestra placa de controlador Arduino y una base de datos alojada en un servidor, de esta forma poder obtener, procesar información y también poder generar graficas de la radiación generada en la sala de rayos X. (ARDUINO, 2023)

La base de datos a utilizar en el proyecto será basada en MySQL, debido a que no se cuenta con una librería para establecer la conexión con esta base de datos se establecerá el siguiente código, mediante PHP:

```
<?php
$conexion = mysql_connect("SVRHOM", "UsuarioBD", "ContraseñaBD");
mysql_select_db("proyectorradiacion_BD", $conexion);
mysql_query("INSERT INTO `Medicion-Radiacion` (`valor`) VALUES ('" .
$_GET['valor'] . "')", $conexion);
?>
```

Variables declaradas en el código:

Nombre del servidor:	SVRHOM
Nombre de usuario de la base de datos:	admin
Contraseña de Usuario de la base de datos:	admin
Nombre de la base de datos:	bd_radiacion
Nombre de la tabla:	radiacion-milisievert
Carácter a registrar:	Valor (mSVR)

A continuación, se detalla el código de programación para la plataforma Arduino:

```
/*  
  
Web client  
Circuit:  
* Ethernet shield attached to pins 10, 11, 12, 13  
*/  
#include <SPI.h>  
#include <Ethernet.h>  
// Ingresa la direccion MAC del Arduino.  
byte mac[] = { 0xDE, 0xAD, 0xBE, 0xEF, 0xFE, 0xED };  
IPAddress server(192, 168, 21, 240);  
// Inicializar la libreria de cliente Ethernet  
// con la direccion IP del servidor  
// El puerto por defecto es el puerto 80  
EthernetClient client;  
//inicializa la variable sensor - Geiger- Müller  
int sensor = 0;  
void setup() {  
  sensor=50;  
  // Inicia la libreria serial:  
  Serial.begin(9600);  
  // Inicia la conexion Ethernet:  
  if (Ethernet.begin(mac) == 0) {  
    Serial.println("Failed to configure Ethernet using DHCP");  
    // Error de conexion, detiene la funcion:  
    for(;;)  
      ;  
  }  
  // Ethernet shield inicia cada segundo:  
  delay(1000);  
  Serial.println("connecting..");  
  // si obtiene una conexión, informe de nuevo a través de serie:  
  if (client.connect(server, 80)) {  
    Serial.println("connected");  
    // Hacer una solicitud HTTP:  
    client.print("GET /arduino/mysql.php?valor=");  
    client.print(sensor);  
    client.println(" HTTP/1.0");  
    //client.println("GET /arduino/ethernet.php HTTP/1.0");  
    client.println();  
  }  
  else {  
    // No obtuviste una conexión con el servidor:  
    Serial.println("connection failed");  
  }  
}  
void loop()  
{  
  // si hay bytes entrantes disponibles  
  // del servidor, leerlos e imprimirlos:  
  if (client.available()) {  
    char c = client.read();  
    Serial.print(c);  
  }  
  // si el servidor está desconectado, detener el cliente:  
  if (!client.connected()) {  
    Serial.println();  
    Serial.println("disconnecting.");  
    client.stop();  
    // No hacer nada más:  
    for(;;)  
      ;  
  }  
}
```

Mediante la programación realizada del Arduino, se obtendrán los datos del sensor Geiger- Müller y serán enviados utilizando protocolo ETHERNET y PHP a la tabla Medición- Radiación, una vez estos datos ya estén registrados en la base de datos se pueden procesar y graficar mediante una página web o un programa que permita manipular los datos.

6.2.7.- Infraestructura de red

Es necesario seleccionar un medio de comunicación para la transferencia de datos desde el dispositivo a un equipo servidor donde se almacenarán los datos, los tipos de conexión que se podrían utilizar son los siguientes:

6.2.7.1.- Red inalámbrica WI-FI

La red WI-FI requiere un dispositivo router para transmitir la señal en el medio, tiene alcance de entre 20 a 100m dependiendo las capacidades del dispositivo y estas experimentan interferencias en la señal y delimitación del alcance dependiendo las paredes que interceptan la señal entre el dispositivo router al PC.

6.2.7.2.- Red alámbrica de datos

Se seleccionó el medio de conexión por red alámbrica debido a que ya se cuenta con infraestructura de red ETHERNET en el hospital, En el área de estación de trabajo se encuentra ubicado un punto de conexión. Solo sería necesario implementar el equipo que tendría la función de servidor y seleccionar un lugar en cualquier parte del hospital que haya disponible un puerto de red y con la colaboración del personal de la administración de la red, implementar los permisos correspondientes en el equipo switch para establecer la comunicación entre el equipo y el equipo M-DUINO.

6.2.8.- Servidor

Un servidor es un equipo informático que almacena, suministra y distribuye información, este tiene instalado un software que sirve de recursos de información que se necesitan, el termino de servidor está dividido en dos conceptos, cada uno de ellos correspondientes a las partes de un sistema informático, el primero de ellos el servidor basado en hardware, el cual se refiere a un sistema de cómputo físico el cual está integrado a una red y tiene tanto el sistema operativo, como el software adicional que se requiere. (UNAM, 2012)

6.2.8.1.- Tipos de servidores

FTP: Es un protocolo de transferencia, su función es transferir archivos a través de la red de computadores, generalmente no tiene una interfaz gráfica para el usuario final, este se maneja a través de una consola de comando, los cuales a través de estos comandos se envían los archivos de videos, archivos comprimidos, es decir este protocolo solo sirve para transferencia de datos.

IRC: Es un protocolo de comunicación en tiempo real basado en texto.

CORREO: Es un protocolo simple de transferencia de correo, su función es prestar servicio de correo electrónico, no posee una comunicación sincrónica.

BASE DE DATOS: Es un servidor que guarda una colección de datos organizados sistemáticamente, básicamente la función de este servidor es buscar en una base de datos, y enviar a través de la red toda la información que se solicite, es muy propio de empresas o bancos. (UAL, 2017)

Una base de datos es una recopilación organizada de información o datos estructurados, que normalmente se almacena de forma electrónica en un sistema informático. Normalmente, una base de datos está controlada por un sistema de gestión de bases de datos (DBMS). En conjunto, los datos y el DBMS, junto con las aplicaciones asociadas a ellos, reciben el nombre de sistema de bases de datos, abreviado normalmente a simplemente base de datos. (ORACLE, 2023)

Los datos de los tipos más comunes de bases de datos en funcionamiento actualmente se suelen utilizar como estructuras de filas y columnas en una serie de tablas para aumentar la eficacia del procesamiento y la consulta de datos. Así, se puede acceder, gestionar, modificar, actualizar, controlar y organizar fácilmente los datos. La mayoría de las bases de datos utilizan un lenguaje de consulta estructurada (SQL) para escribir y consultar datos. (ORACLE, 2023)

WEB: Es un servidor que utiliza el protocolo de transferencia de hiper texto. HTTP los cuales son etiquetas para construir sitios web, para diseñar las páginas.

6.2.8.2.- Bases de datos MySQL

MySQL es un sistema de gestión de datos relacionales de código abierto basado en SQL. Se diseñó y se optimizó para las aplicaciones web y puede utilizarse en cualquier plataforma. A medida que surgían nuevos y diferentes requisitos con Internet, MySQL se convirtió en la plataforma preferida por los desarrolladores web y las aplicaciones basadas en web. Dado que está diseñado para procesar millones de consultas y miles de transacciones, MySQL es una elección popular para las empresas de comercio electrónico que necesitan

gestionar múltiples transferencias de dinero. La flexibilidad on-demand es la principal función de MySQL. (ORACLE, 2023).

6.2.8.3.- Características técnicas del servidor de bases de datos MySQL

Las especificaciones que un servidor web y de bases de datos deben tener, son mostradas en la tabla 13, y son esencial para que nuestras aplicaciones web sean seguras, robustas y funcionen de una manera correcta, además de garantizar la amplia disponibilidad de los servicios.

Por lo tanto, tomando como base las características de hardware propuesto por el estudio de las políticas y buenas prácticas de seguridad en servidores web del CDMIT, pero además con actualizaciones y disponibles por distribuidores locales, para la implementación del servidor (SVR):

Características	Parametros
Marca	DELL
Modelo	POWEREDGE R220
Procesador	Intel Xeon E3-1220 v3 3.1GHz
Memoria RAM	8 GB
Disco Duro	1TB 7.2K
Sistema Operativo	Ubuntu Server 23.04
Servidor WEB	Apache 2.0.3
Motor de base de datos	8.0
Administrador de MySQL	phpMyAdmin 5.2.1
Lenguaje de scripting	PHP 8.2.6

Tabla 13. Tabla de especificaciones SVR. (UNAM, 2012)

7.- Conclusiones

El sistema de medición para la radiación de rayos X, permite monitorear en tiempo real las exposiciones de dosis, en el caso de una implementación, tiene un comportamiento similar a la simulación.

La estructura diseñada para el sistema de medición, proporciona un funcionamiento efectivo y accesible para su implementación.

Los componentes electrónicos seleccionados operan de manera efectiva en cada etapa del circuito de medición.

Se analizó y se verificó el desempeño de todos los circuitos involucrados en el sistema de medición de dosis de radiación al realizar pruebas en un software de simulaciones.

En la simulación del Tubo Geiger se representó por medio de un sensor de proximidad Ultrasónico y su activación aplica el principio de detección sin contacto a distancia y emisión de pulsaciones, esta representación es solo para la simulación ya que el diseño real a implementar se realizaría con su respectivo sensor y la adecuación de la señal con un ADC que se comunica con el microcontrolador Arduino.

El microcontrolador Arduino permite la comunicación en tiempo real del sensor de radiación a través de un display LCD, alarma sonora (bocina) y alarma visual (Leds RGB) que servirá como monitor al operador de Rayos X.

El sistema para el procesamiento de datos usando el protocolo de comunicación ETHERNET permite transferir la información al servidor de manera segura.

La información es visualizada a través del navegador por una URL direccionado al servidor de base de datos. Se utiliza el servidor web (Apache) y de bases de datos (MySQL), al cual se accede desde la red local mediante un punto de red fijo ubicado en el Hospital.

8.- Recomendaciones

Según la revisión de cada diseño de las etapas del circuito se realizan las siguientes recomendaciones que se pueden tomar en cuenta, para mejorar el funcionamiento:

Se recomienda evaluar la posibilidad de establecer una comunicación del dispositivo por medio de protocolo Wi-Fi para transmisión inalámbrica de los datos a la red del hospital.

En la implementación lo ideal sería utilizar una conexión mediante el conector I2C entre el Arduino y el LCD, ya que esto reduce el uso a solo 2 pines en el Microcontrolador.

Se recomienda mediante programación realizar una interfaz gráfica para el tratamiento de los datos de dosis de radiación alojados en la base de datos MySQL, ya sea para llevar control de los técnicos expuestos y para monitoreo de los datos mediante estadísticas de las mediciones del sensor en el mes o año según se requieran.

Como una mejora se puede instalar un control de acceso de personal en la sala, para registrar el tiempo de exposición de los técnicos y sincronizar con interfaz del sistema que se implemente a nivel de programación.

Se sugiere la implementación de un monitor de 19" para una mejor presentación de los datos y alertas, tomando en cuenta el método de conexión y programación a implementar en el Arduino.

Se recomienda elaborar un manual de usuario y de servicio para el uso correcto del sistema de medición y procesamiento de datos.

9.- Bibliografía

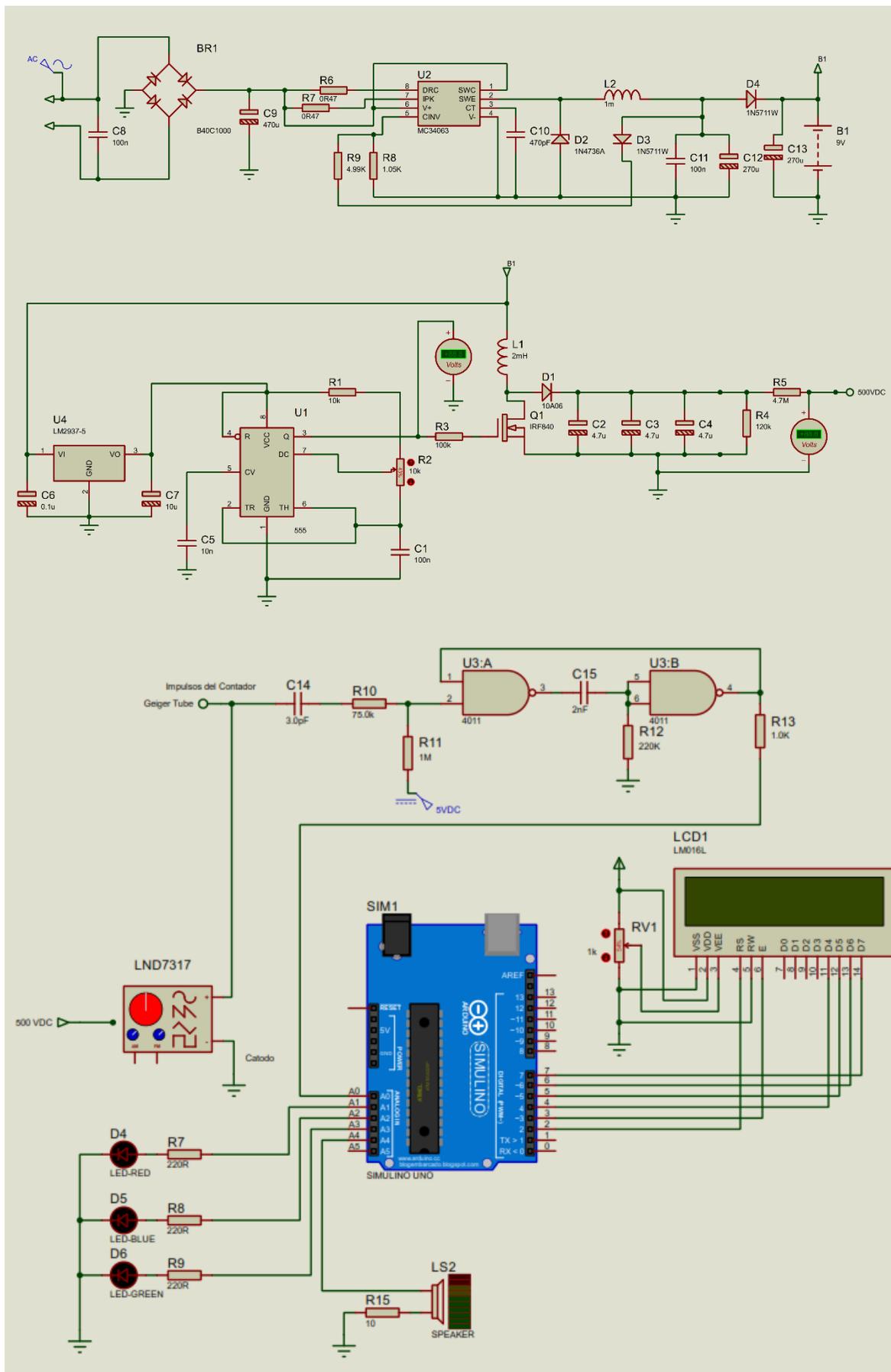
- ALCARAZ. (2023). *webs.um.es*. Obtenido de https://webs.um.es/mab/miwiki/lib/exe/fetch.php?media=lectura_8.pdf
- ARDUINO. (03 de 03 de 2023). *El Arduino Ethernet Rev3 sin PoE*. Obtenido de arduino.cc: https://docs.arduino.cc/retired/boards/arduino-ethernet-rev3-without-poe?queryID=bad4c39596e94ffe385044258773e355&_gl=1*tn3qeh*_ga*MjAzMzEzMDY3Ny4xNjc4OTkzMjA0*_ga_NEXN8H46L5*MTY3ODk5MzlwNC4xLjEuMTY3ODk5MzM2My4wLjAuMA..
- CIENTIFICA. (23 de Enero de 2023). *Interfaz RS232-Ethernet basada en microcontrolador de red DS80C400*. Instituto Politécnico Nacional. Distrito Federal, México: Cientifica. Recuperado el 16 de 03 de 2023, de tecnoelite: <https://www.redalyc.org/articulo.oa?id=61436206003>
- CIPR. (2007). *Las Recomendaciones 2007 de la Comisión Internacional de Protección Radiológica Pág 87*. Madrid: Senda Editorial S.A.
- CSN. (2009). *Consejo de Seguridad Nuclear*. Recuperado el 01 de 03 de 2023, de https://csn.ciemat.es/MDCSN/recursos/ficheros_md/537701088_2411200913237.pdf
- DOCS. (09 de Marzo de 2023). *docs.arduino.cc/*. Obtenido de docs.arduino.cc: https://docs-arduino-cc.translate.google/retired/boards/arduino-ethernet-rev3-without-poe?_x_tr_sl=en&_x_tr_tl=es&_x_tr_hl=es-419&_x_tr_pto=sc
- DR400. (2023). *Rayos X DR400, Manual de Servicio*.
- ELECBEE. (2016). *ELECBEE*. Recuperado el 15 de 03 de 2023, de <https://www.elecbec.com/it-26555-5V-12V-Step-Up-to-300V-1200V-DC-DC-Boost-Converter-High-Voltage-Power-Boost-Module>
- HARDWARELIBRE. (06 de Septiembre de 2021). Obtenido de <https://www.hwlibre.com/tp4056/>
- HARRIS. (Mayo de 1977). *alldatasheet.com*. Obtenido de <https://pdf1.alldatasheet.com/datasheet-pdf/view/100930/HARRIS/LM555N.html>
- INAOE. (2010). *Diseño de un circuito integrado de lectura para sensores de silicio con salida de corriente*. Puebla ,Mexico. Obtenido de <https://inaoe.repositorioinstitucional.mx/jspui/bitstream/1009/509/1/GomezRE.pdf>
- ISSSD. (24 de Septiembre de 2016). *Fig1. Fotodiodo SIEMENS SFH 203P*. Obtenido de https://inis.iaea.org/collection/NCLCollectionStore/_Public/48/016/48016652.pdf
- ISSSD. (24 de Septiembre de 2016). *inis.iaea.org*. (J. A. Ing. Jorge Gonzalez, Ed.) Obtenido de INIS Repository:

- https://inis.iaea.org/collection/NCLCollectionStore/_Public/48/016/48016652.pdf
- LND INC. (Junio de 2023). *www.Indinc.com*. Obtenido de <https://www.Indinc.com/products/geiger-mueller-tubes/7317/>
- MADE. (2020). Obtenido de <https://electronicamade.com/sensor-ultrasonico/>
- MARKUSLIECHTI. (6 de Enero de 2020). *Strahlenmesstechnik*. Obtenido de https://www-strahlenmesstechnik-ch.translate.google/Ind7317/?_x_tr_sl=de&_x_tr_tl=es&_x_tr_hl=es-419&_x_tr_pto=sc
- MINSA. (noviembre de 2008). *Manual de habilitacion de establecimiento proveedores de servicios de salud*. Normativa, MINSA, managua, Managua. Obtenido de http://ciad.oas.org/fortalecimiento_institucional/Legislations/PDF/NI/acuerdo_ministerial_336-2008.pdf
- OAS, I. A. (19 de 06 de 2006). *CONSULTORA FEDERAL DE CONSULTORA FEDERAL DE COMUNICACIONES*. Obtenido de Organizacion de Estados Americanos: http://www.oas.org/citel/project/taller_lima/Alfredo_Debattista_e.pdf
- OMS. (16 de Abril de 2016). *Organización Mundial de la Salud*. Obtenido de Organización Mundial de la Salud: <https://www.who.int/es/news-room/fact-sheets/detail/ionizing-radiation-health-effects-and-protective-measures#>
- ONSEMI. (16 de 02 de 2011). *ONSEMI*. doi:98ASB42420B
- ORACLE. (2023). *Oracle México*. Recuperado el 05 de 05 de 2023, de Oracle México: <https://www.oracle.com/mx/database/what-is-database/>
- RECURSOSTIC. (2005). *El monitor tipos y características*. madrid: creative commons. Obtenido de <http://recursostic.educacion.es/observatorio/web/fr/equipamiento-tecnologico/hardware/268-eduardo-quiroya-gomez>
- SASE. (03 de 2023). *www.sase.com.ar*. Obtenido de Simposio Argentino de Sistemas Embebidos: https://www.sase.com.ar/2011/files/2010/11/SASE2011-Fuentes_de_alimentacion.pdf
- TECHMAKE. (2023). *Sensor ultrasonico*. Obtenido de <https://techmake.com/blogs/tutoriales/empezando-con-arduino-3c-sensor-ultrasonico-hc-sr04>
- TECNOELITE. (23 de Enero de 2023). *tecnoelite*. Obtenido de tecnoelite: <https://tecnoelite.co/que-es-un-microcontrolador-tipos-usos-y-historia/>
- TP ASIC Corp. (2023). *cdn.electronilab*. Obtenido de <https://cdn.electronilab.co/wp-content/uploads/2016/05/TP4056.pdf>

- UAL. (2017). *ual.dyndns.org*. Obtenido de UNIVERSIDAD AMÉRICA LATINA:
http://ual.dyndns.org/biblioteca/Evaluacion_Seleccion_Equipo_2017/pdf/S4d2.pdf
- ULTRASONICO. (2023). *Sensor ultrasonico HC-SR04*. Obtenido de electronicamade.com: <https://electronicamade.com/sensor-ultrasonico/>
- UM. (06 de 02 de 2017). *Alcaraz Miguel, Universidad de Murcia*. Obtenido de <https://webs.um.es/mab/miwiki/lib/exe/fetch.php?media=t4.pdf>
- UNAM. (2012). *Políticas y buenas prácticas de seguridad en servidores WEB del CDMIT*. UNAM, Ingeniería en computación, Mexico. Recuperado el 10 de 05 de 2023, de <http://132.248.52.100:8080/xmlui/handle/132.248.52.100/915>
- UPCT. (31 de Marzo de 2017). *repositorio.upct.es*. (A. García Salinas, Editor) Obtenido de <https://repositorio.upct.es/xmlui/bitstream/handle/10317/6534/tfg-gardis.pdf?sequence=1&isAllowed=y>
- UTP, C. C. (2020). *repositorio.utp.edu.co*. Obtenido de <https://repositorio.utp.edu.co/server/api/core/bitstreams/3ab584e1-79f9-4e4c-b1f5-76de56da045a/content>
- WEIS, O. (08 de 06 de 2021). *NET-USB*. Obtenido de Qué es Ethernet y Cómo Funciona: <https://www.net-usb.com/es/usb-over-ethernet-system/what-is-ethernet/>
- ZONAMAKER . (05 de Mayo de 2016). <https://www.zonamaker.com/arduino/modulos-sensores-y-shields/tipos-de-lcd-para-arduino>. Obtenido de Display's para Arduino: <https://www.zonamaker.com/arduino/modulos-sensores-y-shields/tipos-de-lcd-para-arduino>

10.- Anexos

Diseño circuito final para futura implementación



Programación Arduino con Tubo Geiger Muller:

```
#include <LiquidCrystal.h>
LiquidCrystal lcd(2,3,4,5,6,7);
#include <SPI.h>
#include <Ethernet.h>

byte mac[] = { 0xDE, 0xAD, 0xBE, 0xEF, 0xFE, 0xAF };

IPAddress server(192, 168, 10, 230);

EthernetClient client;

int ledR=A1;
int ledB=A2;
int ledG=A3;
int buzzer=A4;

unsigned long counts;
unsigned long cpm;
unsigned long previousMillis;

void tube_impulse()
{
    counts++;
}

void setup()
{
    lcd.begin(16, 2);
    cpm = 0;
    counts = 0;
    Serial.begin(9600);
    pinMode(ledR, OUTPUT);
    pinMode(ledB, OUTPUT);
    pinMode(ledG, OUTPUT);
    pinMode(buzzer, OUTPUT);
    pinMode(A0, INPUT);
    digitalWrite(A0, LOW);

    //-----Allow
    external interrupts on INT0-----
    //-----

    attachInterrupt(0, tube_impulse,
    RISING); //define external
    interrupts low-high-low

    //-----
    //-----

    Serial.begin(9600);
```

```
if (Ethernet.begin(mac) == 0)
{
    Serial.println("Failed to
    configure Ethernet using DHCP");
    lcd.setCursor(0,0);
    lcd.print("Falla Ethernet
    DHCP");
    for(;;)
    ;
}

delay(1000);
lcd.setCursor(0,0);
lcd.print("connecting...");
if (client.connect(server, 80))
{
    lcd.print("connected");
    client.print("GET
    /arduino/radiacion.php?valor=");
    client.print(cpm);
    client.println(" HTTP/1.0");
    client.println();
    lcd.setCursor(0,0);
}
else
{
    Serial.println("connection
    failed");
}

void loop()
{
    unsigned long currentMillis =
    millis();
    if(currentMillis -
    previousMillis > 60000){
        previousMillis = currentMillis;
        cpm = counts;
        Serial.print(cpm);
        Serial.write(' ');
        Serial.print("Radiacion:uSv/H
    ");
        Serial.println(cpm);
```

```

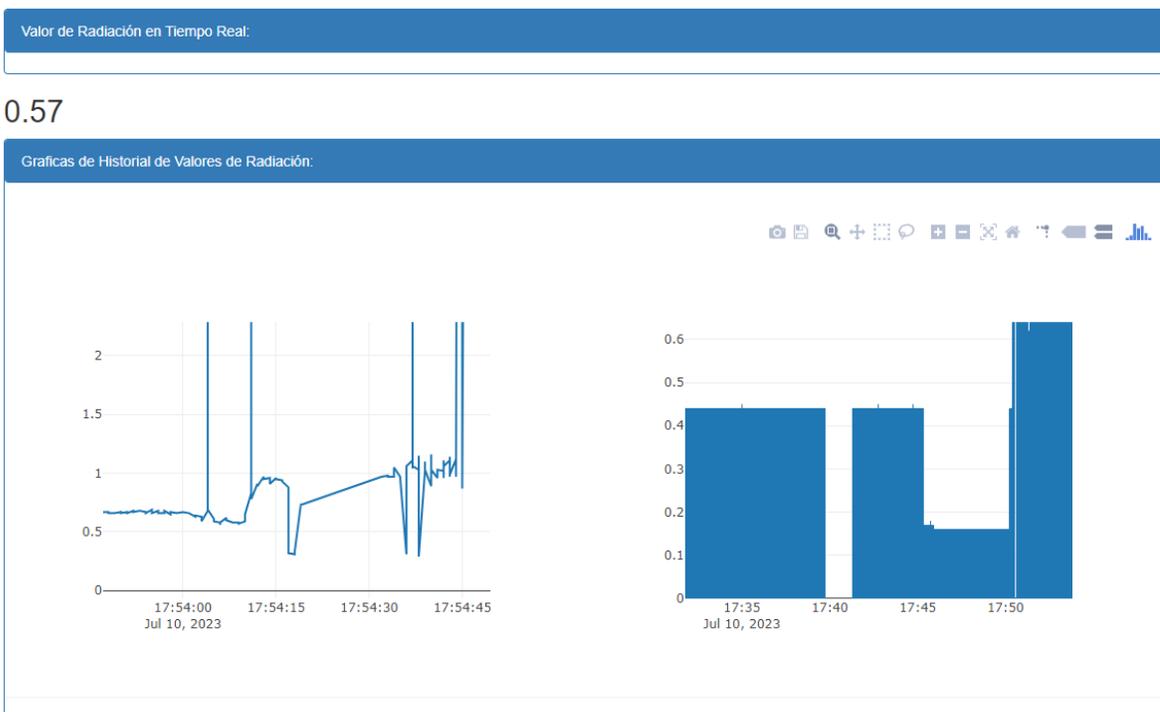
lcd.setCursor(0,0);
lcd.print("Radiacion:usv/H");
lcd.setCursor(0,1);
lcd.print(cpm);
if (cpm >= 0 && cpm < 24)
{
  delay(1);
}
if (cpm >= 20)
{
  tone(buzzer, 450, 5);
  delay(1);
}
if (cpm < 20 && cpm >= 15)
{
  tone(buzzer, 450, 5);
  delay(cpm*5);
}
if (cpm < 15 && cpm >= 12)
{
  tone(buzzer, 450, 5);
  delay(cpm*10);
}
if (cpm < 12 && cpm >= 10)
{
  tone(buzzer, 450, 5);
  delay(cpm*20);
}

if (cpm < 10 && cpm >= 8){
tone(buzzer, 450, 5);
delay(cpm*40);
}
if (cpm < 8 && cpm >= 5)
{
  tone(buzzer, 450, 5);
  delay(cpm*60);
}
if (cpm < 5 && cpm >= 1){
  tone(buzzer, 450, 5);
  delay(cpm*90);
}
if (cpm < 1)
{
  tone(buzzer, 450, 5);
  delay(400);
}
if (cpm >= 10)
{
  setColor(255, 0, 0);
}
if (cpm < 10 && cpm >= 8)
{
  setColor(0, 0, 255);
}
if (cpm < 8 && cpm >= 5)
{
  setColor(0, 0, 255);
}
if (cpm < 5 && cpm >= 1)
{
  setColor(0, 0, 255);
}
if (cpm < 1)
{
  setColor(0, 255, 0);
}
  client.stop();
  client.flush();
  delay(3000);
}
}

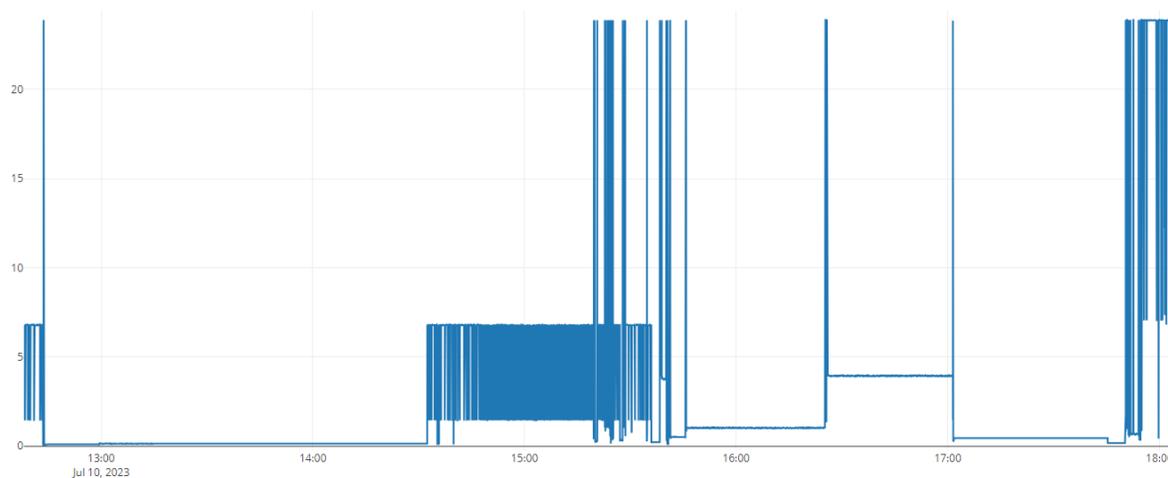
void setColor (int red_light, int
green_light, int blue_light)
{
  analogwrite(ledR, red_light);
  analogwrite(ledB, blue_light);
  analogwrite(ledG, green_light);
}

```

Gráficas de medición de radiación en tiempo real:



Gráfica lineal en intervalos de tiempo:



TP4056 1A Standalone Linear Li-Ion Battery Charger with Thermal Regulation in SOP-8

DESCRIPTION

The TP4056 is a complete constant-current/constant-voltage linear charger for single cell lithium-ion batteries. Its SOP package and low external component count make the TP4056 ideally suited for portable applications. Furthermore, the TP4056 can work within USB and wall adapter.

No blocking diode is required due to the internal PMOSFET architecture and have prevent to negative Charge Current Circuit. Thermal feedback regulates the charge current to limit the die temperature during high power operation or high ambient temperature. The charge voltage is fixed at 4.2V, and the charge current can be programmed externally with a single resistor. The TP4056 automatically terminates the charge cycle when the charge current drops to 1/10th the programmed value after the final float voltage is reached.

TP4056 Other features include current monitor, under voltage lockout, automatic recharge and two status pin to indicate charge termination and the presence of an input voltage.

FEATURES

- Programmable Charge Current Up to 1000mA
- No MOSFET, Sense Resistor or Blocking Diode Required
- Complete Linear Charger in SOP-8 Package for Single Cell Lithium-Ion Batteries
- Constant-Current/Constant-Voltage
- Charges Single Cell Li-Ion Batteries Directly from USB Port
- Preset 4.2V Charge Voltage with 1.5% Accuracy
- Automatic Recharge
- two Charge Stat us Output Pins
- C/10 Charge Termination
- 2.9V Trickle Charge Threshold (TP4056)
- Soft-Start Limits Inrush Current
- Available Radiator in 8-Lead SOP Package, the Radiator need connect GND or impending

ABSOLUTE MAXIMUM RATINGS

- Input Supply Voltage(V_{CC}): -0.3V~8V
- TEMP: -0.3V~10V
- CE: -0.3V~10V
- BAT Short-Circuit Duration: Continuous
- BAT Pin Current: 1200mA
- PROG Pin Current: 1200uA
- Maximum Junction Temperature: 145°C
- Operating Ambient Temperature Range: -40°C~85°C
- Lead Temp.(Soldering, 10sec): 260°C

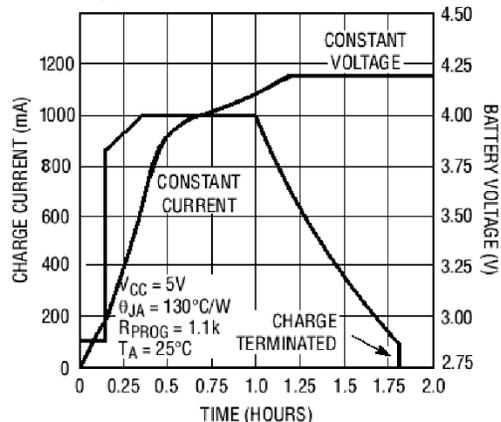
APPLICATIONS

- Cellular Telephones, PDAs, GPS
- Charging Docks and Cradles
- Digital Still Cameras, Portable Devices
- USB Bus-Powered Chargers,Chargers

PACKAGE/ORDER INFORMATION

SOP-8	
<p>photo</p>	<p>ORDER PART NUMBER TP4056-42-SOP8-PP</p>
<p>PART MARKING TP4056</p>	

Complete Charge Cycle (1000mAh Battery)



TEMP(Pin 1) :Temperature Sense Input Connecting TEMP pin to NTC thermistor's output in Lithium ion battery pack. If TEMP pin's voltage is below 45% or above 80% of supply voltage V_{IN} for more than 0.15S, this means that battery's temperature is too high or too low, charging is suspended. The temperature sense function can be disabled by grounding the TEMP pin.

PROG(Pin 2): Constant Charge Current Setting and Charge Current Monitor Pin charge current is set by connecting a resistor R_{ISET} from this pin to GND. When in precharge mode, the ISET pin's voltage is regulated to 0.2V. When in constant charge current mode, the ISET pin's voltage is regulated to 2V. In all modes during charging, the voltage on ISET pin can be used to measure the charge current as follows:

$$I_{BAT} = \frac{V_{PROG}}{R_{PROG}} \times 1200 \quad (V_{PROG}=1V)$$

GND(Pin3): Ground Terminal

Vcc(Pin 4): Positive Input Supply Voltage V_{IN} is the power supply to the internal circuit. When V_{IN} drops to within 30mv of the BAT pin voltage, TP4056 enters low power sleep mode, dropping BAT pin's current to less than 2uA.

BAT(Pin5): Battery Connection Pin. Connect the positive terminal of the battery to BAT pin. BAT pin draws less than 2uA current in chip disable mode or in sleep mode. BAT pin provides charge current to the battery and provides regulation voltage of 4.2V.

STDBY(Pin6): Open Drain Charge Status Output When the battery Charge Termination, the \overline{STDBY} pin is pulled low by an internal switch, otherwise \overline{STDBY} pin is in high impedance state.

CHRG (Pin7): Open Drain Charge Status Output When the battery is being charged, the \overline{CHRG} pin is pulled low by an internal switch, otherwise \overline{CHRG} pin is in high impedance state.

CE(Pin8): Chip Enable Input. A high input will put the device in the normal operating mode. Pulling the CE pin to low level will put the YP4056 into disable mode. The CE pin can be driven by TTL or CMOS logic level.

ELECTRICAL CHARACTERISTICS

The ● denotes specifications which apply over the full operating temperature range, otherwise specifications are at $T_A=25^\circ\text{C}$, $V_{CC}=5V$, unless otherwise noted.

SYMBOL	PARAMETER	CONDITIONS	MIN	TYP	MAX	UNITS	
V_{CC}	Input Supply Voltage		● 4.0	5	8.0	V	
I_{CC}	Input Supply Current	Charge Mode, $R_{PROG} = 1.2k$	●	150	500	μA	
		StandbyMode(Charge Terminated)	●	55	100	μA	
		Shutdown Mode (R_{PROG} Not Connected, $V_{CC} < V_{BAT}$, or $V_{CC} < V_{UV}$)	●	55	100	μA	
V_{FLOAL}	Regulated Output (Float) Voltage	$0^\circ\text{C} \leq T_A \leq 85^\circ\text{C}$, $I_{BAT}=40\text{mA}$	4.137	4.2	4.263	V	
I_{BAT}	BAT Pin Current Text condition: $V_{BAT}=4.0V$	$R_{PROG} = 2.4k$, Current Mode	●	450	500	550	mA
		$R_{PROG} = 1.2k$, Current Mode	●	950	1000	1050	mA
		Standby Mode, $V_{BAT} = 4.2V$	●	0	-2.5	-6	μA
I_{TRIKL}	Trickle Charge Current	$V_{BAT} < V_{TRIKL}$, $R_{PROG}=1.2K$	●	120	130	140	mA
V_{TRIKL}	Trickle Charge Threshold Voltage	$R_{PROG}=1.2K$, V_{BAT} Rising		2.8	2.9	3.0	V
V_{TRHYS}	Trickle Charge Hysteresis Voltage	$R_{PROG}=1.2K$		60	80	100	mV
T_{LIM}	Junction Temperature in Constant Temperature Mode			145		$^\circ\text{C}$	

Inverting Regulator - Buck, Boost, Switching

1.5 A

MC34063A, MC33063A, SC34063A, SC33063A, NCV33063A

The MC34063A Series is a monolithic control circuit containing the primary functions required for DC-to-DC converters. These devices consist of an internal temperature compensated reference, comparator, controlled duty cycle oscillator with an active current limit circuit, driver and high current output switch. This series was specifically designed to be incorporated in Step-Down and Step-Up and Voltage-Inverting applications with a minimum number of external components. Refer to Application Notes AN920A/D and AN954/D for additional design information.

Features

- Operation from 3.0 V to 40 V Input
- Low Standby Current
- Current Limiting
- Output Switch Current to 1.5 A
- Output Voltage Adjustable
- Frequency Operation to 100 kHz
- Precision 2% Reference
- NCV Prefix for Automotive and Other Applications Requiring Unique Site and Control Change Requirements; AEC-Q100 Qualified and PPAP Capable
- These Devices are Pb-Free, Halogen Free/BFR Free and are RoHS Compliant

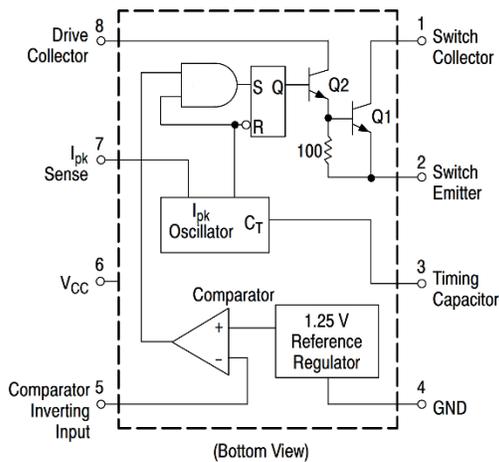
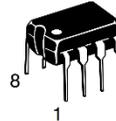
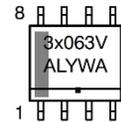
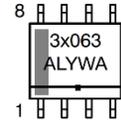


Figure 1. Representative Schematic Diagram

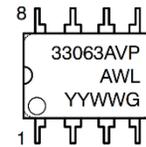
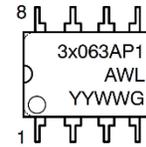


SOIC-8
D SUFFIX
CASE 751

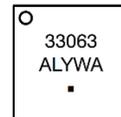
MARKING DIAGRAMS



PDIP-8
P, P1 SUFFIX
CASE 626



DFN8
CASE 488AF



- X = 3 or 4
- A = Assembly Location
- L, WL = Wafer Lot
- Y, YY = Year
- W, WW = Work Week
- G or ■ = Pb-Free Package

ORDERING INFORMATION

See detailed ordering and shipping information in the package dimensions section on page 12 of this data sheet.

MC34063A, MC33063A, SC34063A, SC33063A, NCV33063A

Calculation	Step-Up	Step-Down	Voltage-Inverting
t_{on}/t_{off}	$\frac{V_{out} + V_F - V_{in(min)}}{V_{in(min)} - V_{sat}}$	$\frac{V_{out} + V_F}{V_{in(min)} - V_{sat} - V_{out}}$	$\frac{ V_{out} + V_F}{V_{in} - V_{sat}}$
$(t_{on} + t_{off})$	$\frac{1}{f}$	$\frac{1}{f}$	$\frac{1}{f}$
t_{off}	$\frac{t_{on} + t_{off}}{\frac{t_{on}}{t_{off}} + 1}$	$\frac{t_{on} + t_{off}}{\frac{t_{on}}{t_{off}} + 1}$	$\frac{t_{on} + t_{off}}{\frac{t_{on}}{t_{off}} + 1}$
t_{on}	$(t_{on} + t_{off}) - t_{off}$	$(t_{on} + t_{off}) - t_{off}$	$(t_{on} + t_{off}) - t_{off}$
C_T	$4.0 \times 10^{-5} t_{on}$	$4.0 \times 10^{-5} t_{on}$	$4.0 \times 10^{-5} t_{on}$
$I_{pk(switch)}$	$2I_{out(max)} \left(\frac{t_{on}}{t_{off}} + 1 \right)$	$2I_{out(max)}$	$2I_{out(max)} \left(\frac{t_{on}}{t_{off}} + 1 \right)$
R_{sc}	$0.3/I_{pk(switch)}$	$0.3/I_{pk(switch)}$	$0.3/I_{pk(switch)}$
$L_{(min)}$	$\left(\frac{(V_{in(min)} - V_{sat})}{I_{pk(switch)}} \right) t_{on(max)}$	$\left(\frac{(V_{in(min)} - V_{sat} - V_{out})}{I_{pk(switch)}} \right) t_{on(max)}$	$\left(\frac{(V_{in(min)} - V_{sat})}{I_{pk(switch)}} \right) t_{on(max)}$
C_O	$9 \frac{I_{out} t_{on}}{V_{ripple(pp)}}$	$\frac{I_{pk(switch)}(t_{on} + t_{off})}{8V_{ripple(pp)}}$	$9 \frac{I_{out} t_{on}}{V_{ripple(pp)}}$

V_{sat} = Saturation voltage of the output switch.
 V_F = Forward voltage drop of the output rectifier.

The following power supply characteristics must be chosen:

V_{in} – Nominal input voltage.

V_{out} – Desired output voltage, $|V_{out}| = 1.25 \left(1 + \frac{R2}{R1} \right)$

I_{out} – Desired output current.

f_{min} – Minimum desired output switching frequency at the selected values of V_{in} and I_O .

$V_{ripple(pp)}$ – Desired peak-to-peak output ripple voltage. In practice, the calculated capacitor value will need to be increased due to its equivalent series resistance and board layout. The ripple voltage should be kept to a low value since it will directly affect the line and load regulation.

NOTE: For further information refer to Application Note AN920A/D and AN954/D.

Figure 17. Design Formula Table

Hoja de datos LM2937



Product Folder



Sample & Buy



Technical Documents



Tools & Software



Support & Community



LM2937

SNVS100F – MARCH 2000 – REVISED JULY 2014

LM2937 500-mA Low Dropout Regulator

1 Features

- Fully Specified for Operation Over -40°C to 125°C
- Output Current in Excess of 500 mA
- Output Trimmed for 5% Tolerance Under all Operating Conditions
- Typical Dropout Voltage of 0.5 V at Full Rated Load Current
- Wide Output Capacitor ESR Range, up to $3\ \Omega$
- Internal Short Circuit and Thermal Overload Protection
- Reverse Battery Protection
- 60-V Input Transient Protection
- Mirror Image Insertion Protection

2 Applications

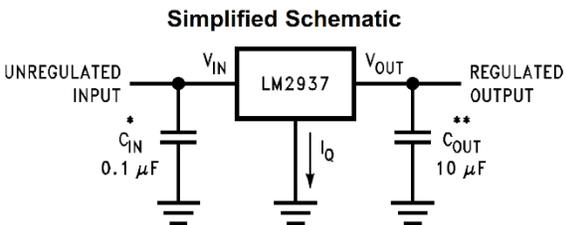
- Automotive
- Industrial Control
- Point-of-Load regulation

3 Description

The LM2937 is a positive voltage regulator capable of supplying up to 500 mA of load current. The use of a PNP power transistor provides a low dropout voltage characteristic. With a load current of 500 mA the minimum input to output voltage differential required for the output to remain in regulation is typically 0.5 V (1-V ensured maximum over the full operating temperature range). Special circuitry has been incorporated to minimize the quiescent current to typically only 10 mA with a full 500-mA load current when the input to output voltage differential is greater than 3 V.

The LM2937 requires an output bypass capacitor for stability. As with most low dropout regulators, the ESR of this capacitor remains a critical design parameter, but the LM2937 includes special compensation circuitry that relaxes ESR requirements. The device is stable for all ESR below $3\ \Omega$. This allows the use of low ESR chip capacitors.

Ideally suited for automotive applications, the LM2937 will protect itself and any load circuitry from reverse battery connections, two-battery jumps, and up to 60-V/-50-V load dump transients. Familiar regulator features such as short circuit and thermal shutdown protection are also built in.



Device Information⁽¹⁾

PART NUMBER	PACKAGE	BODY SIZE (NOM)
LM2937	TO-220 (3)	14.986 mm x 10.66 mm
	SOT (4)	6.50 mm x 3.5 mm
	TO-263 (3)	10.18 mm x 8.41 mm

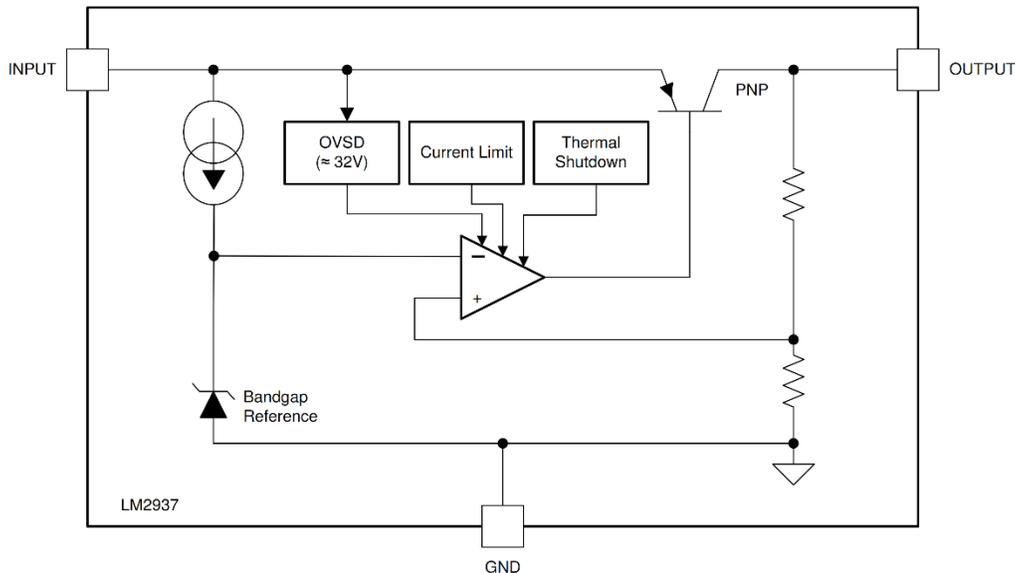
(1) For all available packages, see the orderable addendum at the end of the datasheet.

7 Detailed Description

7.1 Overview

The LM2937 is a positive voltage regulator capable of supplying up to 500 mA of load current. The use of a PNP power transistor provides a low dropout voltage characteristic. With a load current of 500 mA the minimum input to output voltage differential required for the output to remain in regulation is typically 0.5 V (1 V ensured maximum over the full operating temperature range). Special circuitry has been incorporated to minimize the quiescent current to typically only 10 mA with a full 500-mA load current when the input to output voltage differential is greater than 3 V.

7.2 Functional Block Diagram



7.3 Feature Description

7.3.1 Thermal Shutdown (TSD)

The Thermal Shutdown circuitry of the LM2937 has been designed to protect the device against temporary thermal overload conditions. The TSD circuitry is not intended to replace proper heat-sinking. Continuously running the LM2937 device at thermal shutdown may degrade device reliability as the junction temperature will be exceeding the absolute maximum junction temperature rating.

7.3.2 Short Circuit Current Limit

The output current limiting circuitry of the LM2937 has been designed to limit the output current in cases where the load impedance is unusually low. This includes situations where the output may be shorted directly to ground. Continuous operation of the LM2937 at the current limit will typically result in the LM2937 transitioning into Thermal Shutdown mode.

7.3.3 Overvoltage Shutdown (OVSD)

Input voltages greater than typically 32 V will cause the LM2937 output to be disabled. When operating with the input voltage greater than the maximum recommended input voltage of 26 V the device performance is not ensured. Continuous operation with the input voltage greater than the maximum recommended input voltage is discouraged.

LM555/NE555/SA555

Single Timer

Features

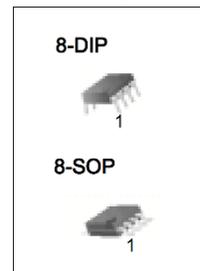
- High Current Drive Capability (200mA)
- Adjustable Duty Cycle
- Temperature Stability of 0.005%/°C
- Timing From μSec to Hours
- Turn off Time Less Than $2\mu\text{Sec}$

Applications

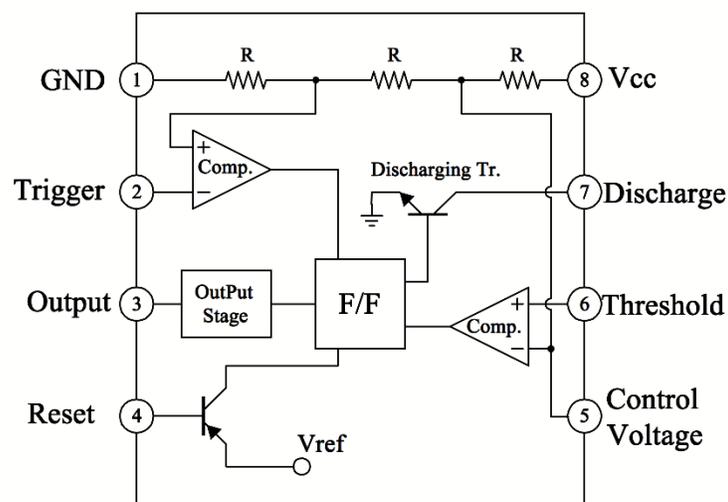
- Precision Timing
- Pulse Generation
- Time Delay Generation
- Sequential Timing

Description

The LM555/NE555/SA555 is a highly stable controller capable of producing accurate timing pulses. With a monostable operation, the time delay is controlled by one external resistor and one capacitor. With an astable operation, the frequency and duty cycle are accurately controlled by two external resistors and one capacitor.



Internal Block Diagram



Application Information

Table 1 below is the basic operating table of 555 timer:

Table 1. Basic Operating Table

Threshold Voltage (V _{th})(PIN 6)	Trigger Voltage (V _{tr})(PIN 2)	Reset(PIN 4)	Output(PIN 3)	Discharging Tr. (PIN 7)
Don't care	Don't care	Low	Low	ON
V _{th} > 2V _{cc} / 3	V _{tr} > 2V _{cc} / 3	High	Low	ON
V _{cc} / 3 < V _{th} < 2 V _{cc} / 3	V _{cc} / 3 < V _{tr} < 2 V _{cc} / 3	High	-	-
V _{th} < V _{cc} / 3	V _{tr} < V _{cc} / 3	High	High	OFF

When the low signal input is applied to the reset terminal, the timer output remains low regardless of the threshold voltage or the trigger voltage. Only when the high signal is applied to the reset terminal, the timer's output changes according to threshold voltage and trigger voltage.

When the threshold voltage exceeds 2/3 of the supply voltage while the timer output is high, the timer's internal discharge Tr. turns on, lowering the threshold voltage to below 1/3 of the supply voltage. During this time, the timer output is maintained low. Later, if a low signal is applied to the trigger voltage so that it becomes 1/3 of the supply voltage, the timer's internal discharge Tr. turns off, increasing the threshold voltage and driving the timer output again at high.

1. Monostable Operation

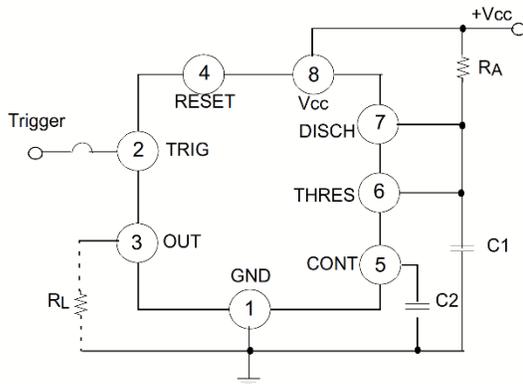


Figure 1. Monoatable Circuit

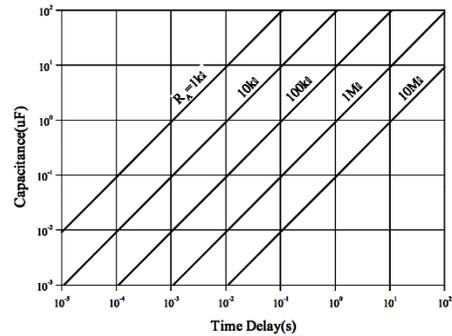


Figure 2. Resistance and Capacitance vs. Time delay(t_d)

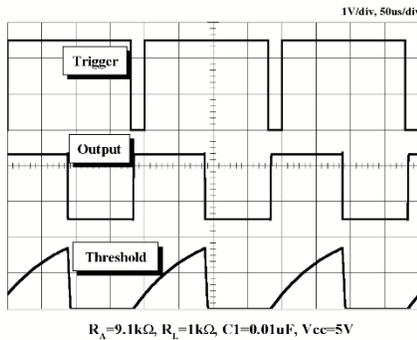


Figure 3. Waveforms of Monostable Operation

Voltage regulator diodes

1N4728A to 1N4749A

FEATURES

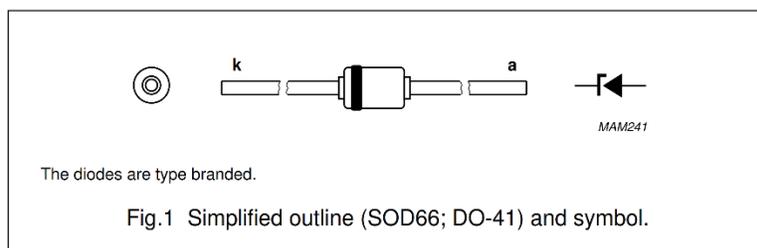
- Total power dissipation:
max. 1 000 mW
- Tolerance series: $\pm 5\%$
- Working voltage range:
nom. 3.3 to 24 V.

APPLICATIONS

- Low voltage stabilizers.

DESCRIPTION

Low voltage regulator diodes in hermetically sealed SOD66 (DO-41) packages. The series consists of 22 types with nominal working voltages from 3.3 to 24 V.



LIMITING VALUES

In accordance with the Absolute Maximum Rating System (IEC 134).

SYMBOL	PARAMETER	CONDITIONS	MIN.	MAX.	UNIT
I_F	continuous forward current		–	500	mA
I_{ZM}	working current		see Table "Per type"		
I_{ZSM}	non-repetitive peak reverse current		see Table "Per type"		
P_{tot}	total power dissipation	$T_{amb} = 50\text{ °C}$	–	1 000	mW
T_{stg}	storage temperature		–65	+200	°C
T_j	junction temperature		–65	+200	°C

ELECTRICAL CHARACTERISTICS

Total series

$T_j = 25\text{ °C}$; unless otherwise specified.

SYMBOL	PARAMETER	CONDITIONS	MIN.	MAX.	UNIT
V_F	forward voltage	$I_F = 200\text{ mA}$; see Fig.3	–	1.2	V

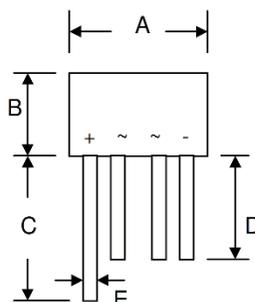


B40C1000 – B500C1000

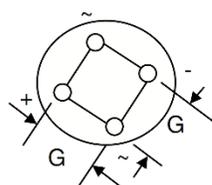
1.0A BRIDGE RECTIFIER

Features

- Diffused Junction
- Low Forward Voltage Drop
- High Current Capability
- High Reliability
- High Surge Current Capability
- Ideal for Printed Circuit Boards



WOB		
Dim	Min	Max
A	8.60	9.10
B	5.0	5.50
C	27.9	—
D	25.4	—
E	0.71	0.81
G	4.60	5.60
All Dimensions in mm		



Mechanical Data

- Case: Molded Plastic
- Terminals: Plated Leads Solderable per MIL-STD-202, Method 208
- Polarity: As Marked on Body
- Weight: 1.1 grams (approx.)
- Mounting Position: Any
- Marking: Type Number

Maximum Ratings and Electrical Characteristics @ $T_A=25^{\circ}\text{C}$ unless otherwise specified

Single Phase, half wave, 60Hz, resistive or inductive load.
For capacitive load, derate current by 20%.

Characteristic	Symbol	B40C 1000	B80C 1000	B125C 1000	B250C 1000	B380C 1000	B500C 1000	Unit
Peak Repetitive Reverse Voltage Working Peak Reverse Voltage DC Blocking Voltage	V_{RRM} V_{RWM} V_R	100	200	300	600	900	1200	V
Input Voltage Recommended	$V_{R(RMS)}$	40	80	125	250	380	500	V
Average Rectified Output Current (Note 1) @ $T_A = 50^{\circ}\text{C}$	I_o	1.0						A
Non-Repetitive Peak Forward Surge Current 8.3ms Single half sine-wave superimposed on rated load (JEDEC Method)	I_{FSM}	45						A
Forward Voltage (per element) @ $I_F = 1.0\text{A}$	V_{FM}	1.0						V
Peak Reverse Current @ $T_A = 25^{\circ}\text{C}$ At Rated DC Blocking Voltage @ $T_A = 100^{\circ}\text{C}$	I_{RM}	10 500						μA
Operating Temperature Range	T_j	-55 to +125						$^{\circ}\text{C}$
Storage Temperature Range	T_{STG}	-55 to +150						$^{\circ}\text{C}$

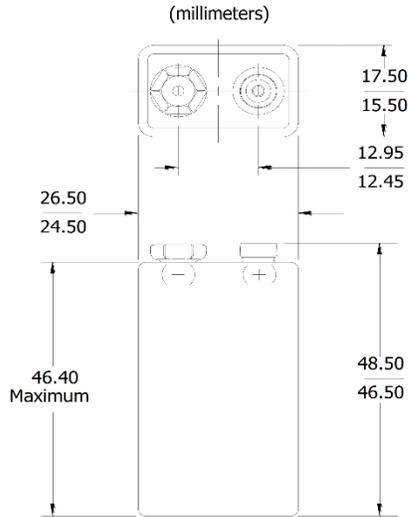
Note: 1. Leads maintained at ambient temperature at a distance of 9.5mm from the case.

ENERGIZER 522 (6LR61)

9V



Industry Standard Dimensions

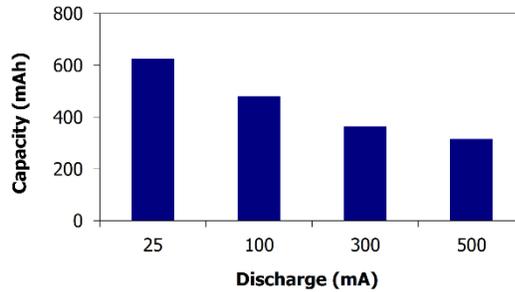


Specifications

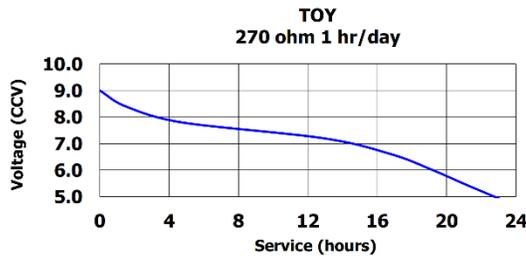
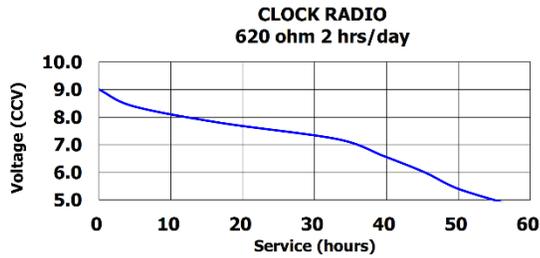
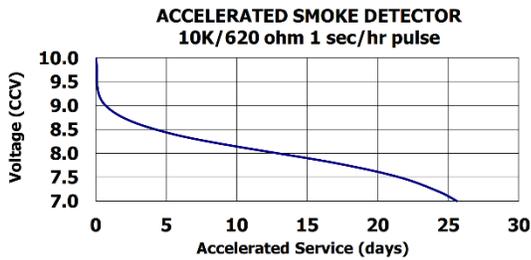
Classification:	Alkaline
Chemical System:	Zinc-Manganese Dioxide (Zn/MnO ₂) No added mercury or cadmium
Designation:	IEC-6LR61
Nominal Voltage:	9.0 volts
Operating Temp:	-18°C to 55°C
Typical Weight:	46.0 grams
Typical Volume:	21.0 cubic centimeters
Jacket:	Metal
Shelf Life:	5 years at 21°C (80% of initial capacity)
Terminal:	Miniature Snap

Milliamp-Hours Capacity

Continuous discharge to 4.8 volts at 21°C



Industry Standard Testing (21°C):



Important Notice

This data sheet contains typical information specific to products manufactured at the time of its publication.
Contents herein do not constitute a warranty and are for reference only.



Ultrasonic Ranging Module HC - SR04

- **Product features:**

Ultrasonic ranging module HC - SR04 provides 2cm - 400cm non-contact measurement function, the ranging accuracy can reach to 3mm. The modules includes ultrasonic transmitters, receiver and control circuit. The basic principle of work:

- (1) Using IO trigger for at least 10us high level signal,
- (2) The Module automatically sends eight 40 kHz and detect whether there is a pulse signal back.
- (3) IF the signal back, through high level, time of high output IO duration is the time from sending ultrasonic to returning.

Test distance = (high level time x velocity of sound (340M/S) / 2,

- **Wire connecting direct as following:**

5V Supply
 Trigger Pulse Input
 Echo Pulse Output
 0V Ground

- **Electric Parameter**

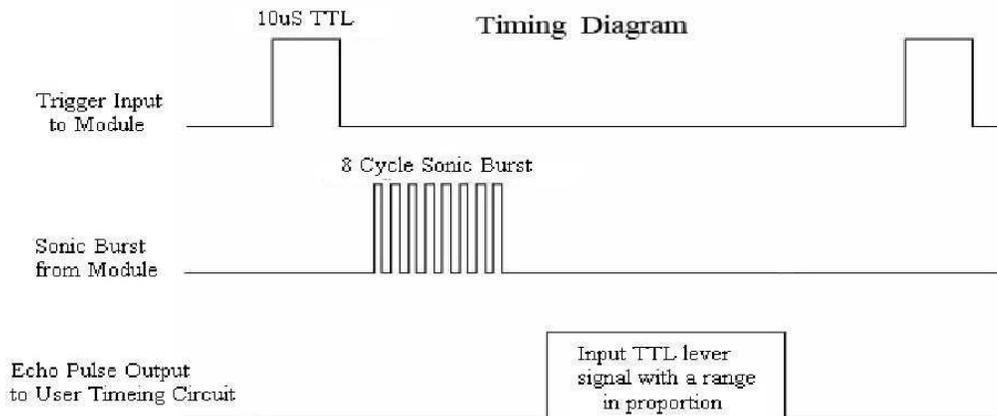
Working Voltage	DC 5 V
Working Current	15mA
Working Frequency	40Hz
Max Range	4m
Min Range	2cm
Measuring Angle	15 degree
Trigger Input Signal	10uS TTL pulse
Echo Output Signal	Input TTL lever signal and the range in proportion
Dimension	45*20*15mm



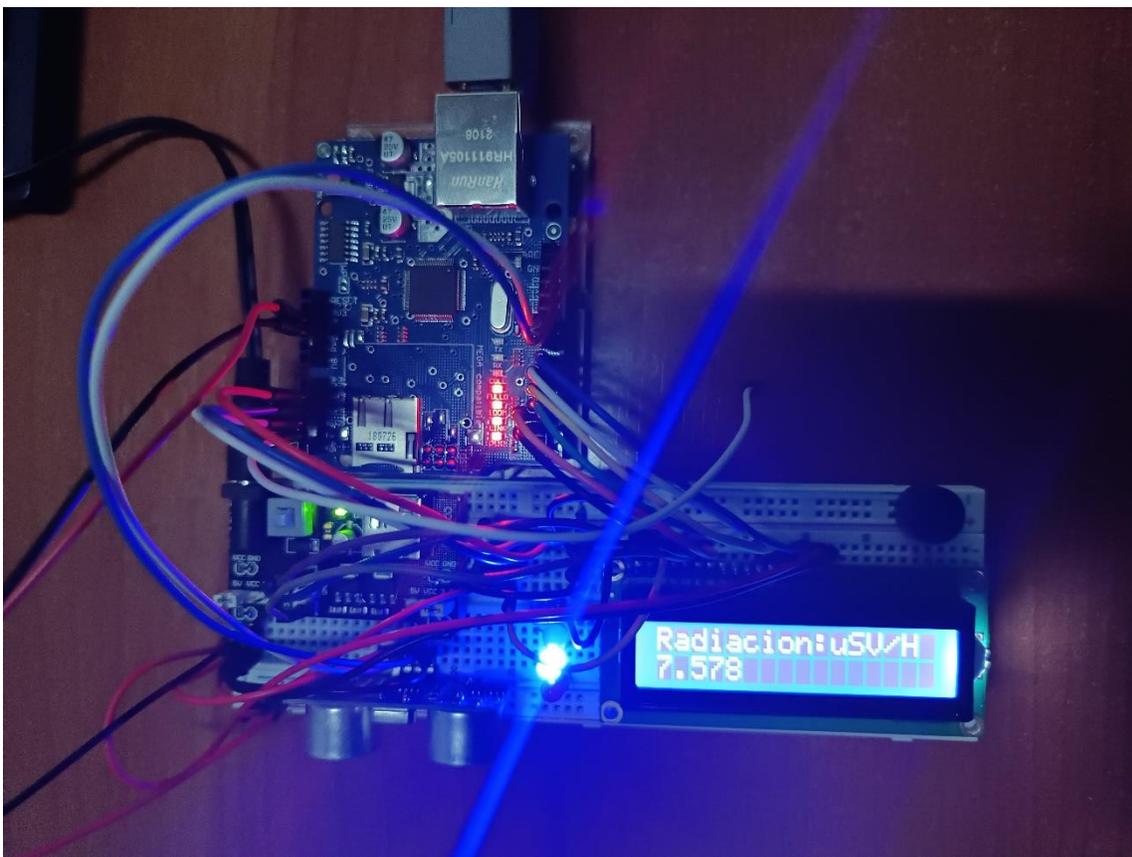
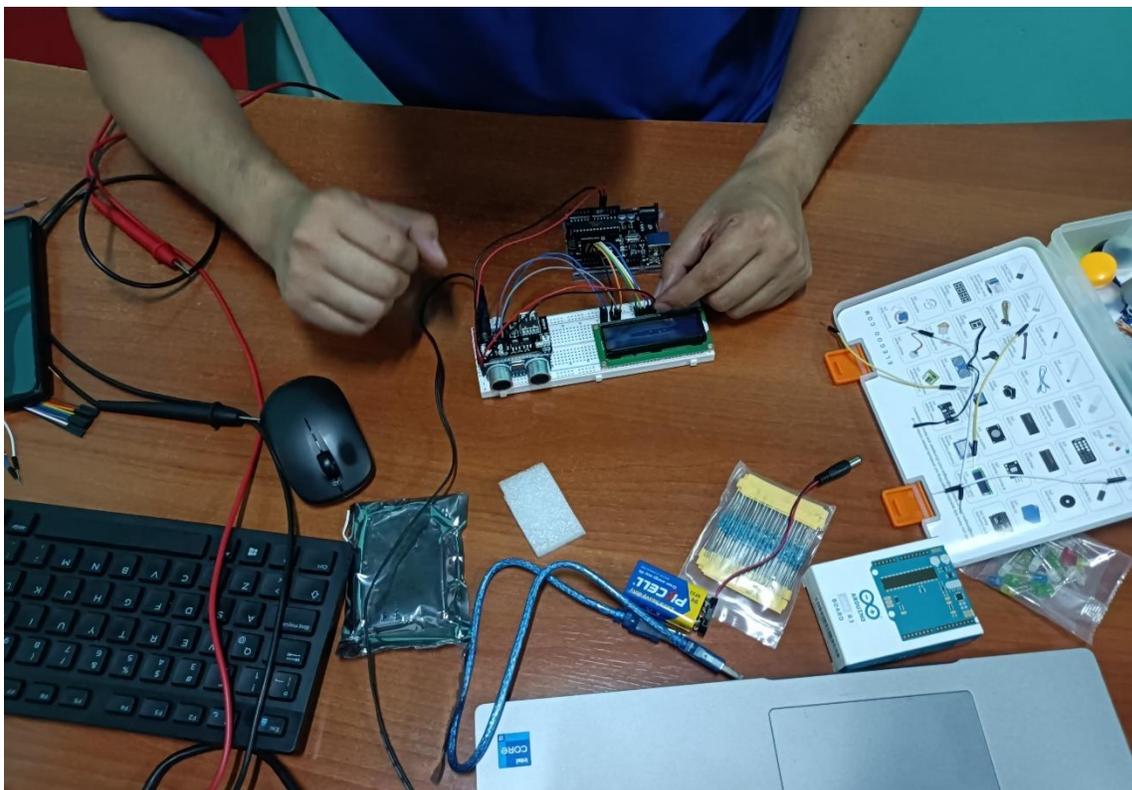
Vcc Trig Echo GND

- **Timing diagram**

The Timing diagram is shown below. You only need to supply a short 10uS pulse to the trigger input to start the ranging, and then the module will send out an 8 cycle burst of ultrasound at 40 kHz and raise its echo. The Echo is a distance object that is pulse width and the range in proportion. You can calculate the range through the time interval between sending trigger signal and receiving echo signal. Formula: $\mu\text{S} / 58 = \text{centimeters}$ or $\mu\text{S} / 148 = \text{inch}$; or: the range = high level time * velocity (340M/S) / 2; we suggest to use over 60ms measurement cycle, in order to prevent trigger signal to the echo signal.



Fotos de montaje del circuito:



Fotos del prototipo:

