

UNIVERSIDAD NACIONAL DE SAN ANTONIO ABAD DEL CUSCO

**FACULTAD DE INGENIERÍA ELÉCTRICA, ELECTRÓNICA,
INFORMÁTICA Y MECÁNICA**

ESCUELA PROFESIONAL DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA



TESIS

**DISEÑO E IMPLEMENTACION DE UN DETECTOR ELECTRONICO
TRIDIMENSIONAL PARA EL CONTROL DE CALIDAD DOSIMETRICO
DE UN ACELERADOR LINEAL**

PRESENTADO POR:

Br. ZINTIA MILAGROS ARQUE MEZA

**PARA OPTAR AL TÍTULO PROFESIONAL
DE INGENIERO ELECTRÓNICO**

ASESOR:

Mgt. Ing. LUIS JIMÉNEZ TRONCOSO

CUSCO - PERÚ

2024

INFORME DE ORIGINALIDAD

(Aprobado por Resolución Nro.CU-303-2020-UNSAAC)

El que suscribe, **Asesor** del trabajo de investigación/tesis titulada:

“DISEÑO E IMPLEMENTACION DE UN DETECTOR ELECTRONICO TRIDIMENSIONAL PARA EL CONTROL DE CALIDAD DOSIMETRICO DE UN ACELERADOR LINEAL”

presentado por: ZINTIA MILAGROS ARQUE MEZAcon DNI Nro.: 70169953

presentado por: con DNI Nro.:

para optar el título profesional/grado académico de INGENIERO ELECTRONICO

.....
Informo que el trabajo de investigación ha sido sometido a revisión por 04 veces, mediante el Software Antiplagio, conforme al Art. 6° del **Reglamento para Uso de Sistema Antiplagio de la UNSAAC** y de la evaluación de originalidad se tiene un porcentaje de 9 %.

Evaluación y acciones del reporte de coincidencia para trabajos de investigación conducentes a grado académico otítulo profesional, tesis

Porcentaje	Evaluación y Acciones	Marque con una (X)
Del 1 al 10%	No se considera plagio.	X
Del 11 al 30 %	Devolver al usuario para las correcciones.	
Mayor a 31%	El responsable de la revisión del documento emite un informe al inmediato jerárquico, quien a su vez eleva el informe a la autoridad académica para que tome las acciones correspondientes. Sin perjuicio de las sanciones administrativas que correspondan de acuerdo a Ley.	

Por tanto, en mi condición de asesor, firmo el presente informe en señal de conformidad y **adjunto** la primera página del reporte del Sistema Antiplagio.

Cusco, 4 de diciembre de 2024



Firma

Post firma LUIS JIMENEZ TRONCOSO

Nro. de DNI 08275751

ORCID del Asesor.....0000-0001-6414-9742

Se adjunta:

1. Reporte generado por el Sistema Antiplagio.
2. Enlace del Reporte Generado por el Sistema Antiplagio: **oid: 27259:412550356**

Zintia Milagros Arqqe Meza

VolumenTesisZintiArqqe2024.pdf

 Universidad Nacional San Antonio Abad del Cusco

Detalles del documento

Identificador de la entrega

trn:oid:::27259:412550356

Fecha de entrega

4 dic 2024, 10:25 a.m. GMT-5

Fecha de descarga

4 dic 2024, 10:29 a.m. GMT-5

Nombre de archivo

VolumenTesisZintiArqqe2024.pdf

Tamaño de archivo

6.1 MB

171 Páginas

35,998 Palabras

186,416 Caracteres

9% Similitud general




El total combinado de todas las coincidencias, incluidas las fuentes superpuestas, para cada



Filtrado desde el informe



- Bibliografía
- Texto citado
- Texto mencionado
- Coincidencias menores (menos de 9 palabras)
- Trabajos entregados

Fuentes principales

- 9%  Fuentes de Internet
- 2%  Publicaciones
- 0%  Trabajos entregados (trabajos del estudiante)

Marcas de integridad

N.º de alertas de integridad para revisión

-  **Caracteres reemplazados**
190 caracteres sospechosos en N.º de páginas
Las letras son intercambiadas por caracteres similares de otro alfabeto.
-  **Texto oculto**
223 caracteres sospechosos en N.º de páginas
El texto es alterado para mezclarse con el fondo blanco del documento.

Los algoritmos de nuestro sistema analizan un documento en profundidad para buscar inconsistencias que permitirían distinguirlo de una entrega normal. Si advertimos algo extraño, lo marcamos como una alerta para que pueda revisarlo.

Una marca de alerta no es necesariamente un indicador de problemas. Sin embargo, recomendamos que preste atención y la revise.

DEDICATORIA

*A mi madre, Eusebia Meza,
Una mujer valiente y luchadora.
Quien siempre me impulsa a convertirme en una
profesional y ser humano ejemplar.
A mi padre, Carlos Quejia,
Por su constante apoyo y guía que han sido fundamental
para superar los desafíos y seguir adelante sin rendirme.
A mi hermano menor Andre
Quien me ve como un ejemplo a seguir*

AGRADECIMIENTO

Quiero expresar mi más sincero agradecimiento a mi familia, tanto a mis padres y hermano, como a mi esposo e hijo, por ser mi apoyo incondicional durante esta travesía académica. Su amor y aliento han sido esenciales en cada paso que he dado.

Agradezco enormemente a mi asesor por su valioso apoyo y su contribución con su vasto conocimiento. Sus orientaciones han sido fundamental en el desarrollo y éxito de mi tesis.

También quisiera expresar mi gratitud a los docentes de mi escuela profesional de Ingeniería Electrónica en la Universidad Nacional de San Antonio Abad del Cusco. Sus enseñanzas y dedicación me han brindado una sólida formación académica que ha sido fundamental en la realización de este proyecto.

INTRODUCCIÓN

El cáncer, también denominado tumor maligno, es una enfermedad que representa una de las mayores amenazas para la salud global. Esta afección se caracteriza por la proliferación descontrolada de células anormales, que no solo exceden los límites normales de crecimiento, sino que también tienen la capacidad de invadir tejidos circundantes y diseminarse a otras partes del cuerpo. Este proceso, conocido como metástasis, es el principal causante de la mortalidad relacionada con el cáncer, lo que convierte a esta enfermedad en la segunda causa de muerte a nivel mundial. (Organización Mundial de la Salud, 2019)

En la lucha contra el cáncer, se emplean varias modalidades terapéuticas, entre las cuales la radioterapia ocupa un lugar destacado. La radioterapia utiliza radiación ionizante para dañar el ADN de las células cancerosas, lo que detiene su capacidad de reproducirse y, eventualmente, conduce a su muerte. Este tratamiento es particularmente efectivo cuando se aplica con precisión, lo que minimiza el daño a los tejidos sanos circundantes. (Instituto Nacional del Cáncer, 2019)

El acelerador lineal es un dispositivo clave en la administración de radioterapia. Este equipo avanzado permite la entrega precisa de radiación a los tumores malignos, ajustando la energía y el tipo de radiación, como fotones o electrones, según las necesidades específicas del tratamiento. La precisión en la dosimetría, es decir, en la medición y control de la dosis de radiación administrada, es fundamental para asegurar la eficacia del tratamiento y la seguridad del paciente. (Ensunza Lamikiz, 2019)

En este contexto, el desarrollo de tecnologías de control de calidad dosimétrico es crucial. Como parte de esta tendencia, en la presente tesis se aborda el diseño e implementación de un detector electrónico tridimensional, basado en una matriz activa de fotodiodos, para el control de calidad dosimétrico en aceleradores lineales. Este proyecto se enmarca en el ámbito de la ingeniería electrónica y se centra en la creación de una herramienta capaz de realizar mediciones precisas de la distribución de dosis en tres dimensiones, con el fin de mejorar la confiabilidad y seguridad de los tratamientos radioterápicos.

La validación de este dispositivo se realizó mediante pruebas experimentales utilizando un acelerador Varian 2100 C/D con energía de fotones de 6MV. Para asegurar la precisión de los resultados, estos se compararon con mediciones obtenidas mediante una cámara de ionización

calibrada siendo este un detector de referencia ampliamente utilizado en dosimetría clínica. Los resultados de estas pruebas demostraron la efectividad y viabilidad del detector diseñado para su uso en el control de calidad en tratamientos de radioterapia.

RESUMEN

El avance en las tecnologías de radioterapia ha incrementado la necesidad de sistemas de dosimetría tridimensional (3D) que aseguren la precisión en la administración de dosis de radiación. En respuesta a esta necesidad, se diseñó e implementó un detector electrónico tridimensional basado en una matriz activa de fotodiodos, orientado al control de calidad dosimétrico de aceleradores lineales.

El detector, compuesto por 125 fotodiodos BPW34S distribuidos en un volumen de $10 \times 10 \times 10 \text{ cm}^3$, está encapsulado en un material con propiedades equivalentes a las del agua, lo que permite replicar las condiciones de irradiación del cuerpo humano. Para la adquisición y transmisión de datos, se empleó un microcontrolador STM32 junto con un sistema de comunicación RS-485, garantizando la fiabilidad y precisión necesarias para el análisis dosimétrico.

Se realizaron diversas pruebas experimentales para evaluar el rendimiento del detector. En la prueba de calidad del píxel, se obtuvo una desviación estándar relativa del 1.09%, cumpliendo con los estándares internacionales. La prueba de linealidad mostró diferencias porcentuales entre 0.42% y 1.03%, demostrando una respuesta adecuada del detector en diferentes rangos de dosis. Sin embargo, la evaluación de la dependencia con la tasa de dosis reveló discrepancias que alcanzaron un máximo de 3.26%, indicando la necesidad de ajustes adicionales para mejorar la respuesta del detector en este aspecto.

Por otro lado, los perfiles de campo de $8 \times 8 \text{ cm}^2$ y $12 \times 12 \text{ cm}^2$ mostraron diferencias máximas de 18.13% y 4.02%, respectivamente, lo que refleja la necesidad de mejorar la estabilidad y precisión del sistema en ciertas condiciones. A pesar de estos desafíos, el detector demostró ser una herramienta prometedora para el control de calidad en radioterapia, con un significativo potencial para optimizar la seguridad y eficacia en los tratamientos oncológicos.

Palabras clave:

Dosimetría tridimensional, Acelerador lineal, Matriz activa, Fotodiodos BPW34S, Control de calidad dosimétrico en radioterapia, Microcontrolador STM32, Comunicación RS-485, Radioterapia.

ABSTRACT

Advancements in radiotherapy technologies have heightened the demand for three-dimensional (3D) dosimetry systems that ensure precision in radiation dose administration. In response to this need, a three-dimensional electronic detector based on an active Matrix of photodiodes was designed and implemented, specifically aimed at dosimetric quality control in linear accelerators.

The detector, consisting of 125 BPW34S photodiodes distributed within a $10 \times 10 \times 10 \text{ cm}^3$ volume, is encapsulated in a material with properties equivalent to those of water, allowing it to replicate the irradiation conditions of the human body. For data acquisition and transmission, an STM32 microcontroller was employed, along with an RS-485 communication system, ensuring the reliability and precision required for dosimetric analysis.

Several experimental tests were conducted to evaluate the performance of the detector. In the pixel quality test, a relative standard deviation of 1.09% was obtained, meeting international standards. The linearity test revealed percentage differences ranging from 0.42% to 1.03%, demonstrating the detector's adequate response across different dose ranges. However, the evaluation of dose rate dependency revealed discrepancies reaching up to 3.26%, indicating the need for further adjustments to improve the detector's response in this aspect.

Additionally, the field profiles of $8 \times 8 \text{ cm}^2$ and $12 \times 12 \text{ cm}^2$ showed maximum differences of 18.13% and 4.02%, respectively, highlighting the need to enhance the system's stability and precision under certain conditions. Despite these challenges, the detector proved to be a promising tool for quality control in radiotherapy, with significant potential to optimize the safety and efficacy of oncological treatments.

Keywords:

Three-dimensional dosimetry, Linear accelerator, Active Matrix, BPW34 photodiodes, Quality control in radiotherapy, STM32 microcontroller, RS-485.

CONTENIDO

DEDICATORIA.....	II
AGRADECIMIENTO	III
INTRODUCCIÓN.....	IV
RESUMEN	VI
ABSTRACT	VII
CAPITULO I: GENERALIDADES.....	1
1.1. Situación problemática.....	1
1.2. Formulación del problema	1
1.2.1. Problema general	1
1.3. Identificación de variables	2
1.3.1. Variable independiente	2
1.3.2. Variable dependiente	2
1.4. Justificación.....	2
1.5. Objetivos	3
1.5.1 . Objetivo general	3
1.5.2 . Objetivos específicos	3
1.6. Delimitaciones del estudio	3
1.6.1, Delimitación espacial	3
1.6.2, Delimitación temporal	3
1.6.3, Alcances.....	3
1.6.4, Limitaciones	4
CAPITULO II: MARCO TEÓRICO.....	5
2.1. Estado del Arte	5
2.2. Bases Teóricas.....	6

2.2.1.	Acelerador lineal.....	6
2.2.2.	Control de calidad del acelerador lineal	8
2.2.3.	Perfiles de campo.....	8
2.2.4.	Dosis absorbida en profundidad (PDD)	9
2.2.5.	Cámara de ionización	10
2.2.6.	Control de calidad en una cuba de agua	10
2.2.7.	Pruebas del control de calidad dosimétrico	11
2.2.8.	Diodo semiconductor.....	12
2.2.9.	Matriz activa.....	13
2.2.10.	Adquisición de datos.....	14
2.2.11.	Radiación usada en radioterapia	14
2.2.12.	Dosimetría con diodos PIN.....	15
2.2.13.	Fotodiodo	15
2.2.14.	Fotodiodo BPW34S	15
2.2.15.	Capacitor	16
2.2.16.	MOSFET.....	17
2.2.17.	Acoplamiento de señal.....	17
2.2.18.	Filtro paso bajo	17
2.2.19.	Amplificador inversor.....	17
2.2.20.	Resistencia	17
2.2.21.	Optoacoplador.....	18
2.2.22.	Arduino	18
2.2.23.	Stm32 Black Pill	18
2.2.24.	Módulo RS-485.....	18
2.2.25.	Modulo Adaptador convertidor USB a RS-485.....	18
2.2.26.	ST LINK V2	19

2.2.27.	Comunicación I2C	19
2.2.28.	Python	19
2.2.29.	PyQt	19
CAPITULO III: MÉTODO		20
3.1.	Tipo de investigación	20
3.2.	Alcance de investigación.....	20
3.3.	Diseño de investigación	20
3.4.	Población.....	20
3.5.	Muestra.....	20
3.6.	Unidad de análisis	21
3.7.	Técnicas e instrumentos de recolección de datos.....	21
3.8.	Validez y confiabilidad de instrumentos.....	21
3.9.	Plan de análisis de datos.....	21
3.10.	Viabilidad y factibilidad	22
3.11.	Limitaciones de la investigación	22
3.12.	Aspectos éticos	22
CAPITULO IV: DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN		23
4.1.	Diseño e implementación de un detector electrónico tridimensional	23
4.1.1.	Diseño e implementación de la matriz activa.....	24
4.1.2.	Diseño e implementación del sistema DAQ.....	48
4.1.3.	Diseño e implementación del sistema de comunicación utilizando el Módulo RS-485	54
CAPITULO V: COSTOS Y PRESUPUESTO REFERENCIAL		63
5.1.	Costos de Detectores Comerciales Existentes.....	63
5.2.	Presupuesto del Prototipo Desarrollado	63
5.3.	Comparación y Análisis de Presupuesto	65

CAPITULO VI: PRUEBAS DE VALIDACIÓN Y RESULTADOS.....	66
6.1. Validación del pixel	66
6.2. Validación de la Matriz Activa	74
DISCUSION.....	88
CONCLUSIONES.....	90
RECOMENDACIONES	93
BIBLIOGRAFÍA	94

ÍNDICE DE FIGURAS

FIGURA 1 <i>ACELERADOR LINEAL</i>	8
FIGURA 2 <i>PERFILES DE CAMPO A DIFERENTE PROFUNDIDAD</i>	9
FIGURA 3 <i>CURVA DE DISTRIBUCIÓN DEL PDD</i>	9
FIGURA 4 <i>CÁMARA DE IONIZACIÓN</i>	10
FIGURA 5 <i>CUBA DE AGUA PARA EL CONTROL DE CALIDAD</i>	11
FIGURA 6 <i>ESQUEMA DE UN DETECTOR DE DIODO</i>	13
FIGURA 7 <i>DIAGRAMA ESQUEMÁTICO DE UNA MATRIZ ACTIVA</i>	14
FIGURA 8 <i>FOTODIODO BPW34S</i>	16
FIGURA 9 <i>CIRCUITO EQUIVALENTE BPW34S</i>	16
FIGURA 10 <i>DISEÑO DEL DETECTOR ELECTRÓNICO TRIDIMENSIONAL</i>	23
FIGURA 11 <i>MATRIZ ACTIVA CON 25 FOTODIODOS COMO DETECTORES</i>	24
FIGURA 12 <i>SERIE DE PULSOS OBTENIDOS CON EL OSCILOSCOPIO CONECTADO A LA SALIDA DEL FOTODIODO BPW34S DESPUÉS DE LA RADIACIÓN</i>	27
FIGURA 13 <i>CIRCUITO PRUEBA PARA LA MEDICIÓN DEL BPW34S</i>	28
FIGURA 14 <i>IMPLEMENTACIÓN PARA LA MEDIDA DE UN FOTODIODO BPW34S CON RADIACIÓN DENTRO DE UNA CUBA DE AGUA</i>	28
FIGURA 15 <i>ENCAPSULAMIENTO DEL FOTODIODO BPW34S</i>	29
FIGURA 16 <i>LECTURA DEL BPW34S PARALELO A UNA RESISTENCIA 1 KΩ</i>	30
FIGURA 17 <i>LECTURA DEL BPW34S PARALELO A UNA RESISTENCIA 10 KΩ</i>	31
FIGURA 18 <i>LECTURA DEL BPW34S EN PARALELO CON UNA RESISTENCIA DE 100 KΩ</i>	32
FIGURA 19 <i>LECTURA DEL BPW34S PARALELO A UNA RESISTENCIA 1 MΩ</i>	33
FIGURA 20 <i>CIRCUITO DE ACOPLAMIENTO DE SEÑAL DE UN PIXEL</i>	42
FIGURA 21 <i>CIRCUITO DE ACOPLAMIENTO DE SEÑAL DE UN PIXEL</i>	43
FIGURA 22 <i>IMPLEMENTACIÓN DE LA MATRIZ ACTIVA CON 25 FOTODIODOS</i>	47
FIGURA 23 <i>DIAGRAMA DE BLOQUES DEL SISTEMA DE ADQUISICIÓN DE DATOS</i>	49
FIGURA 24 <i>IMPLEMENTACIÓN DEL CIRCUITO DE ACONDICIONAMIENTO DE SEÑAL</i>	50
FIGURA 25 <i>SEIS SEÑALES DIGITALES DADAS POR EL MICROCONTROLADOR, PARA UNA MATRIZ CON 25 FOTODETECTORES</i>	53
FIGURA 26 <i>DIAGRAMA DE CONEXIÓN PARA EL SISTEMA DE COMUNICACIÓN CON EL MÓDULO RS-485</i> ..	55
FIGURA 27 <i>IMPLEMENTACIÓN DE LA TARJETA DE ADQUISICIÓN DE DATOS PARA LA LECTURA DE 25 FOTODIODOS</i>	56
FIGURA 28 <i>TOMA DE DATOS CON LA PC EN LA ZONA SUPERVISADA</i>	57

FIGURA 29 <i>DIAGRAMA DE FLUJO DEL CÓDIGO MAESTRO.</i>	59
FIGURA 30 <i>DIAGRAMA DE FLUJO DEL CÓDIGO ESCLAVO.</i>	61
FIGURA 31 <i>REPRODUCIBILIDAD DEL PIXEL.</i>	67
FIGURA 32 <i>PRUEBA DE LINEALIDAD DEL PIXEL.</i>	69
FIGURA 33 <i>PRUEBA DE DEPENDENCIA DE LA TASA DE DOSIS DE UN PÍXEL.</i>	71
FIGURA 34 <i>PORCENTAJE DE DOSIS EN PROFUNDIDAD (PDD) DE UN PÍXEL.</i>	73
FIGURA 35 <i>MEDICIÓN DE LAS MATRICES I, II, III, IV Y V PARA EL CÁLCULO DEL FACTOR DE UNIFORMIDAD.</i>	74
FIGURA 36 <i>TOMA I Y II PARA EL CÁLCULO DE LOS PERFILES DE CAMPO DE 5 X 5 CM² EN LAS MATRICES I, II, III, IV Y V.</i>	75
FIGURA 37 <i>CÁLCULO DE LA DIFERENCIA PORCENTUAL ENTRE LA MEDIDA CALIBRADA Y EL PROMEDIO OBTENIDO EN LAS MATRICES.</i>	76
FIGURA 38 <i>PERFILES DE CAMPO DE 5 X 5 CM² PARA LAS MATRICES M1, M2, M3, M4 Y M5.</i>	77
FIGURA 39 <i>TOMA I Y II PARA EL CÁLCULO DE LOS PERFILES DE CAMPO DE 8 X 8 cm² EN LAS MATRICES I, II, III, IV Y V.</i>	79
FIGURA 40 <i>CÁLCULO DE LA DIFERENCIA PORCENTUAL ENTRE LA MEDIDA CALIBRADA DEL COMISIONAMIENTO Y EL PROMEDIO OBTENIDO EN LAS MATRICES M1, M2, M3, M4 Y M5.</i>	80
FIGURA 41 <i>PERFILES DE CAMPO DE 8 X 8 cm² PARA LAS MATRICES M1, M2, M3, M4 Y M5.</i>	82
FIGURA 42 <i>TOMA I Y II PARA EL CÁLCULO DE LOS PERFILES DE CAMPO DE 12 X 12 CM² EN LAS MATRICES I, II, III, IV Y V.</i>	83
FIGURA 43 <i>CÁLCULO DE LA DIFERENCIA PORCENTUAL ENTRE LA MEDIDA CALIBRADA DEL COMISIONAMIENTO Y EL PROMEDIO OBTENIDO EN LAS MATRICES I, II, III, IV Y V PARA EL PERFIL DE CAMPO DE 12 X 12 cm².</i>	85
FIGURA 44 <i>PERFILES DE CAMPO DE 12 X 12 cm² PARA LAS MATRICES M1, M2, M3, M4 Y M5.</i>	87

ÍNDICE DE CUADRO

CUADRO 1 CUADRO COMPARATIVO DE FOTODIODOS	26
CUADRO 2 CUADRO COMPARATIVO DE LA TARJETA DE ADQUISICION.	51
CUADRO 3 PRESUPUESTO DE MATERIALES.....	63
CUADRO 4 PRESUPUESTO DE ESTRUCTURA	64
CUADRO 5 RESUMEN DE PRESUPUESTO.....	65
CUADRO 6 MEDIDA DE LA REPRODUCIBILIDAD DEL PIXEL	66
CUADRO 7 MEDIDA DE LA LINEALIDAD DEL PIXEL.....	68
CUADRO 8 MEDIDA DE LA DEPENDENCIA CON LA TASA DE DOSIS EN UN PÍXEL.....	70
CUADRO 9 MEDIDA DEL PORCENTAJE DE DOSIS EN PROFUNDIDAD (PDD) DE UN PÍXEL.....	72

ÍNDICE DE ANEXOS

ANEXO A CÓDIGO EN LENGUAJE C ARDUINO PARA STM32F103C8T6 COMO ESCLAVO.....	98
ANEXO B CÓDIGO EN LENGUAJE PYTHON PARA EL MAESTRO.	113
ANEXO C MODULO RS-485.....	116
ANEXO D DISEÑO DEL ESQUEMÁTICO DE LA MATRIZ ACTIVA.....	117
ANEXO E DISEÑO DEL ESQUEMÁTICO DEL CIRCUITO DE ACONDICIONAMIENTO DE SEÑAL.	119
ANEXO F DISEÑO DEL ESQUEMÁTICO DEL SISTEMA DE ADQUISICIÓN DE DATOS.	120
ANEXO G PLACA EN PCB DE LA MATRIZ ACTIVA.	122
ANEXO H FANTOMA DE ACRÍLICO PARA CUBRIR LAS TARJETAS CON MATRIZ ACTIVA.....	123
ANEXO I IMPRESIÓN EN 3D DE LA CAJA PARA LAS TARJETAS.	124
ANEXO J ZONA CONTROLADA DONDE SE ENCUENTRA EL ACELERADOR LINEAL.	125
ANEXO K ZONA SUPERVISADA.	126
ANEXO L DIAGRAMA DE PINES DEL STM32F103C8T6.....	127
ANEXO M DATASHEET: STM32F103C8T6 / BPW34S / 2N7002 / LMC662 / MAX485.....	128

CAPITULO I: GENERALIDADES

1.1. Situación problemática

La OMS, organización mundial de la salud menciona el control de calidad en radioterapia como una serie de acciones destinadas a recuperar, mantener y/o elevar el estándar de excelencia en el tratamiento. (Sección de dosimetría y Física Médica, 2000)

Los objetivos de todo tratamiento en radioterapia buscan reducir la exposición del personal sanitario expuesto, mantener los tejidos sanos y distribuir una dosis adecuada de la forma más uniforme posible al volumen tumoral. Para poder garantizar estos objetivos es preciso aplicar un control de calidad. (Alert Silva, 2002)

Un conjunto significativo de investigaciones clínicas sugiere que la administración precisa de la dosis absorbida al paciente es crucial para la correcta administración de la radioterapia. Por esto, es evidente que el control de calidad de los parámetros geométricos y dosimétricos de las unidades de radiación es de vital importancia. (Sociedad Española de Física Médica, 2012)

El control de calidad dosimétrico típicamente se realiza en un maniquí de agua con una cámara de ionización. También es posible realizar pruebas del control de calidad con otro tipo de detectores tales como arreglos de diodos, arreglo de cámaras de ionización, dosímetros centelladores, dosímetros Gel. Cada uno de estos con ventajas y desventajas respecto al otro. Actualmente los detectores comerciales para el control de calidad del acelerador lineal están basados en arreglos de cámaras de ionización y/o diodos estos permiten la medición inmediata, pero corresponden a una matriz bidimensional. Mientras que un arreglo ideal debería ser capaz de medir una verdadera distribución de dosis 3D; es decir los detectores dispuestos en una red 3D. (Mohammad, 2015)

1.2. Formulación del problema

1.2.1. Problema general

Los sistemas actuales de control de calidad dosimétrico en radioterapia, como los detectores bidimensionales, presentan limitaciones significativas en cuanto a la capacidad de realizar mediciones tridimensionales en tiempo real. Esta restricción no solo alarga el proceso de control de calidad, requiriendo múltiples irradiaciones y generando un uso prolongado del acelerador, sino que también incrementa el tiempo de exposición del operador y de todo el equipo participante, lo que afecta la eficiencia global del procedimiento. El desarrollo de un detector

electrónico tridimensional con tecnología de matriz activa ofrece una mejora sustancial, ya que permitiría realizar mediciones más completas y precisas en un tiempo considerablemente menor, optimizando tanto el proceso de control de calidad como la eficiencia operativa, sin comprometer la precisión necesaria para la administración de dosis al paciente oncológico.

1.3. Identificación de variables

1.3.1. Variable independiente

- Dosis impartida (Gy) equivalente a 1 J/Kg.
- Distancia fuente a superficie (cm)

1.3.2. Variable dependiente

- Dosis absorbida (Gy) equivalente a 1J/Kg,
- Error porcentual entre la dosis absorbida de la cámara de ionización y el prototipo del dosímetro elaborado con la tecnología de matriz activa.

1.4. Justificación

Este trabajo se justifica en varios niveles, destacándose principalmente a nivel tecnológico y clínico. Desde una perspectiva tecnológica, la investigación se centra en el desarrollo de un dispositivo innovador basado en tecnología de matriz activa, diseñado para el control de calidad dosimétrico en aceleradores lineales de 6MV. A pesar de que los medidores actuales ofrecen niveles aceptables de precisión y eficiencia, presentan limitaciones significativas en cuanto a la capacidad de realizar mediciones tridimensionales en tiempo real.

La incorporación de mediciones tridimensionales en tiempo real representa una mejora sustancial en comparación con las tecnologías bidimensionales existentes. Esta innovación no solo tiene el potencial de aumentar la precisión y la confiabilidad de las mediciones dosimétricas, sino que también puede optimizar el tiempo requerido para llevar a cabo los controles de calidad. La reducción del tiempo de medición es especialmente crucial en entornos clínicos, donde el tiempo de inactividad de los equipos debe ser minimizado para no afectar la programación de tratamientos de radioterapia.

Además, desde un punto de vista clínico, la capacidad de realizar mediciones tridimensionales precisas es vital para garantizar la seguridad del paciente. Los errores en la dosimetría pueden llevar a la administración de dosis incorrectas de radiación, lo que puede resultar en

tratamientos ineficaces o, en el peor de los casos, en daños colaterales a los tejidos sanos circundantes. Por lo tanto, el desarrollo de este detector tridimensional tiene el potencial de mejorar la seguridad y eficacia de los tratamientos radioterápicos, contribuyendo directamente a mejores resultados clínicos para los pacientes.

Finalmente, el proyecto también se justifica por su contribución al avance del conocimiento en el campo de la ingeniería electrónica aplicada a la medicina. La implementación de una tecnología de matriz activa en un contexto de alta precisión y exigencia, como es el control de calidad en radioterapia, puede abrir nuevas oportunidades para la investigación y desarrollo de dispositivos electrónicos de control en otras áreas médicas

1.5. Objetivos

1.5.1 . Objetivo general

Diseñar e implementar un detector electrónico tridimensional utilizando matriz activa para el control de calidad dosimétrico de un acelerador lineal de 6MV.

1.5.2 . Objetivos específicos

- Diseñar e implementar un detector electrónico tridimensional utilizando matriz activa.
- Diseñar e implementar las etapas de instrumentación electrónica necesarias.
- Validar si el detector electrónico tridimensional es capaz de realizar el control de calidad dosimétrico de un acelerador lineal de 6 MV.

1.6. Delimitaciones del estudio

1.6.1, Delimitación espacial

El estudio se llevará a cabo en ONCOSUR, clínica de radioterapia del Cusco que cuenta con un acelerador lineal de 6MV.

1.6.2, Delimitación temporal

Se efectuará con los datos obtenidos en el año 2021.

1.6.3, Alcances

Diseñar e implementar un detector electrónico tridimensional utilizando matriz activa y validar si es capaz de realizar el control de calidad dosimétrico de un acelerador lineal de 6MV

1.6.4, Limitaciones

El trabajo se limitará para un acelerador lineal de 6 MV, y el detector electrónico tridimensional utilizando matriz activa en un volumen de $10 \times 10 \times 10 \text{ cm}^3$, desarrollado a nivel de un prototipo.

CAPITULO II: MARCO TEÓRICO

2.1. Estado del Arte

En lo siguiente se detalla algunos estudios que sirve como antecedentes.

- Mestrando, H. M. (2016). Caracterización de sensores y componentes para la construcción de un arreglo de fotodetectores para dosimetría en radioterapia. Tesis de Maestría en Física Médica, Universidad Nacional de Cuyo, Bariloche, Argentina.

Este estudio se centró en la caracterización de sensores y componentes para la construcción de un arreglo de fotodetectores destinado a dosimetría en radioterapia. El objetivo fue evaluar las propiedades de los fotodiodos y otros componentes electrónicos relevantes para la dosimetría de radiación. El método incluyó pruebas de rendimiento y calibración de los dispositivos. Los resultados obtenidos permitieron determinar la viabilidad y precisión del arreglo de fotodetectores para su aplicación en el control de calidad dosimétrico en radioterapia.

- Salcedo Soto, C. H. (2013). Diseño de un detector de rayos X y rayos gamma para aplicaciones de radiografía industrial. Tesis para optar el Título de Ingeniero Electrónico, Pontificia Universidad Católica del Perú, Lima, Perú.

Esta investigación aborda el diseño de un equipo de detección de rayos X y rayos gamma utilizando un diodo PIN de silicio como pieza principal. El objetivo es evadir los efectos dañinos de la radiación ionizante, específicamente de los rayos X y gamma. El equipo es capaz de sensar la intensidad de los rayos gamma y rayos X a distintas energías, procesar los datos utilizando un microcontrolador y mostrar la dosis de radiación en tiempo real al usuario a través de una pantalla de cristal líquido.

- Causil, J. M. (2012). Caracterización del haz de fotones de un acelerador lineal. Tesis de Magister en Ciencia Física, Universidad Nacional de Colombia, Medellín, Colombia.

En este estudio, se caracteriza el haz de fotones de un acelerador lineal, lo que incluye la evaluación de la distribución de la dosis de radiación. Los resultados obtenidos proporcionaron información crucial sobre la dosimetría de radiación, lo que contribuyó a mejorar la precisión en la planificación del tratamiento radioterapéutico.

- Montezuma Velásquez, R. A. (noviembre de 2016). Implementación de un protocolo de control de calidad dosimétrico de un acelerador lineal 2300 CD utilizando un sistema de detectores Arccheck. Trabajo Especial de la Escuela de Ciencias Físicas y Matemáticas, Universidad de San Carlos de Guatemala, Guatemala.

Esta investigación aborda la implementación de un protocolo de control de calidad dosimétrico para un acelerador lineal 2300 CD, utilizando un sistema de detectores Arccheck. Se describen las especificaciones del equipo de entrega de radiación, sus accesorios para la modulación del haz de radiación, así como el equipo de medición dosimétrica empleado y el software utilizado para su análisis. Además, se hace referencia a documentos de la AAPM y del OIEA que proporcionan recomendaciones para los controles de calidad en aceleradores lineales para uso médico. Este estudio proporciona información valiosa sobre los protocolos de control de calidad dosimétrico, así como sobre el uso de sistemas de detectores específicos, lo cual puede ser relevante para el desarrollo de la tecnología propuesta en esta investigación.

Estos estudios proporcionan antecedentes fundamentales para el desarrollo del arreglo de diodos cúbicos propuesto en esta investigación, ya que ofrecen información relevante sobre la caracterización de haces de fotones y la evaluación de componentes para la dosimetría en radioterapia. Sus resultados y conclusiones informarán directamente el diseño, implementación y validación del dispositivo propuesto en el plan de tesis.

2.2. Bases Teóricas

2.2.1. Acelerador lineal

Los aceleradores lineales tienen el poder curativo en determinados tipos de metástasis, Como cuando sólo hay unos pocos tumores en un órgano (a menudo entre cuatro y seis), hay más

posibilidades de curar ciertos tipos de metástasis si se deposita más radiación. Por ejemplo, es factible irradiar sólo las regiones afectadas del cerebro en lugar de todo el cerebro en casos con diversas enfermedades cerebrales. La posibilidad de curación aumenta con la cantidad de radiación depositada. Por ello, para preservar al máximo los tejidos sanos cercanos, la administración de esta energía debe ir acompañada inevitablemente de una mayor precisión. Además, al utilizar este acelerador lineal, los tratamientos pueden administrarse teniendo en cuenta el movimiento de los órganos, lo que permite administrar la radiación de acuerdo con el ciclo respiratorio del paciente. Esto puede ser especialmente útil, por ejemplo, en tumores de pulmón, hígado o próstata. (Ensunza Lamikiz, 2019)

El acelerador lineal acelera electrones en la "guía de ondas", una sección del acelerador, utilizando tecnología de microondas (similar a la utilizada en los radares). A continuación, permite que los electrones incidan sobre un blanco de metal pesado, permitiendo la generación de los rayos X en energía alta. Cuando los rayos X salen de la máquina, adoptan una forma similar a la del tumor del paciente, y este haz especialmente diseñado se dirige al tumor. Normalmente, un colimador multilamina incluido en el cabezal de la máquina modela el haz. Los láseres se utilizan para asegurarse de que el paciente está en la postura correcta mientras está tumbado en una camilla de tratamiento móvil. La camilla puede moverse en varias direcciones: hacia arriba, hacia abajo, hacia la derecha, hacia la izquierda, hacia dentro y hacia fuera. El haz sale de una parte del acelerador llamada gantry, que puede ser rotada alrededor del paciente. La radiación se puede administrar al tumor desde cualquier ángulo rotando el gantry y moviendo la camilla de tratamiento. (RadiologyInfo, 2019)

Figura 1

Acelerador Lineal.



Nota. Tomado de la Revista Mexicana de Física Médica (De la llana Granja, 2015).

2.2.2. Control de calidad del acelerador lineal

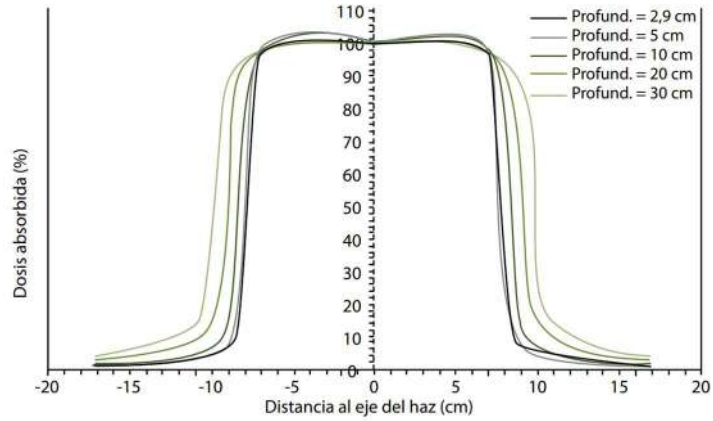
El acelerador lineal debe cumplir estrictos requisitos periódicos de control de calidad para que pueda ofrecer tratamientos precisos y exactos. De esto depende un tratamiento exitoso. (Palma Esparza, 2014) Para lo que se utiliza equipo de control de calidad, en su mayoría los equipos para control de calidad son arreglos de diodos o cámaras de ionización, los cuales miden la dosis absorbida y reconstruyen la distribución de dosis comparando esta distribución con la que se obtuvo en el sistema de planificación en radioterapia. (Montezuma Velasquez, 2016)

2.2.3. Perfiles de campo

Los perfiles de campo constituyen la dosis absorbida de forma lateral, es decir la dosis que cae de forma perpendicular al eje del haz a una profundidad, esto permite analizar la homogeneidad y simetría del haz.

Figura 2

Perfiles de campo a diferente profundidad.



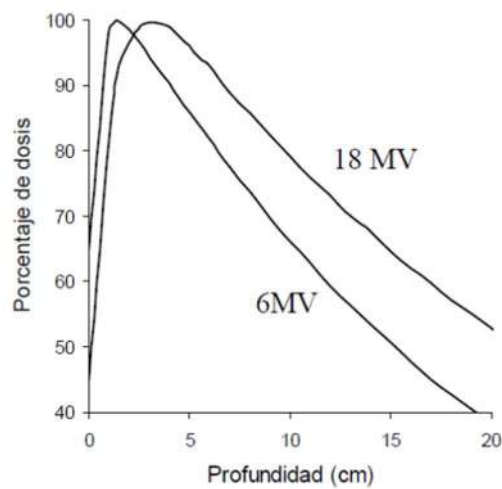
Nota. Tomado de la Guía de Física Médica en Radioterapia, (Sociedad Española de Física Médica, 2012).

2.2.4. Dosis absorbida en profundidad (PDD)

Dependiendo de la profundidad, cambiará la dosis del paciente o un volumen de masa. Mientras que la energía del haz, el tamaño del campo del haz, la distancia de la fuente del haz y el mecanismo de colimación del haz afectarán a esta fluctuación.

Figura 3

Curva de distribución del PDD



Nota. Tomado de la Revista Mexicana de Física Médica, (De la llana Granja, 2015).

2.2.5. Cámara de ionización

La cámara de ionización es un detector el cual controla la calidad del haz de un equipo en radioterapia. los resultados obtenidos por la cámara de ionización sirven de referencia para que se pueda comparar la eficiencia de los demás detectores. (Leon Santana, 2011)

La cámara de ionización está formada por un recipiente lleno de gas y dos electrodos separados entre sí y expuestos a una diferencia de potencial. Las cámaras de ionización se clasifican en planas o cilíndricas en función de la forma de los electrodos y de si tienen instalados electrodos cilíndricos o planos paralelos. Las cámaras se llenan con una variedad de gases, incluyendo aire a presión atmosférica y gases nobles como el argón. Como la corriente que se crea en la cámara suele ser muy modesta, antes de medirla es necesario amplificarla aún más mediante un circuito electrónico accionado por las baterías que hay dentro de la cámara. Respecto al campo de utilización de las cámaras de ionización debe decirse, que se usan preferentemente para la detección de fotones. (Alcaraz Baños, s.f.)

Figura 4

Cámara de Ionización.



Nota. Fotografía tomada por la autora.

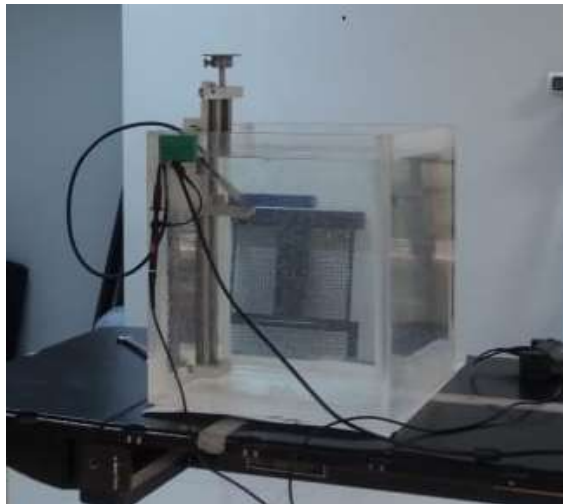
2.2.6. Control de calidad en una cuba de agua

De acuerdo al control de calidad del acelerador lineal, Las principales convenciones internacionales abogan por el uso del agua para las evaluaciones de calibración de dosis de haces de electrones. El dispositivo a usar tiene una estructura a la que se pueden acoplar

diferentes soportes para cada tipo de detector de radiación que haya de utilizarse y deben estar diseñados para poder sumergirse en agua, estas estructuras tienen la capacidad de moverse en las tres direcciones cartesianas permitiendo un analizador tridimensional. (De la Vega Fernandez, 2015)

Figura 5

Cuba de agua para el control de calidad.



Nota. Fotografía tomada por la autora.

2.2.7. Pruebas del control de calidad dosimétrico

Estas pruebas son evaluaciones periódicas realizadas para verificar y garantizar que el equipo esté funcionando correctamente y entregando dosis de radiación precisas y seguras. Estas pruebas implican la medición y verificación de parámetros relacionados con la dosimetría como:

- Reproducibilidad, donde la dispersión relativa de las lecturas tomadas con el detector debe ser $< 1\%$ (IAEA-TECDOC-1151).
- Linealidad, donde la relación entre las unidades monitor (UM) y la lectura promedio del detector debe ser lineal con una dispersión relativa $< 1\%$ (IAEA-TECDOC-1151).
- Dependencia con la tasa de dosis, se refiere a la sensibilidad o respuesta de un sistema o dispositivo ante cambios en la tasa a la que se administra la dosis de radiación. Esto es particularmente importante en los aceleradores que pueden dar una alta tasa de dosis

absorbida por pulso, con una dispersión relativa $< 1\%$ (IAEA-TECDOC-1151). (Sociedad Española de Física Medica, 2012)

- Porcentaje de Dosis en Profundidad, Con una fluctuación de la curva PDD inferior al 2%, este método muestra cómo cambia la dosis absorbida de un paciente con la profundidad en función de factores como la intensidad del haz, el tamaño del campo, la distancia a la fuente y el sistema de colimación del haz. (IAEA-TECDOC-1151). (De la llana Granja, 2015)

2.2.8. Diodo semiconductor

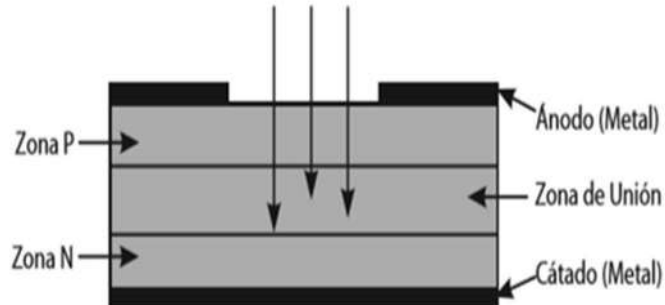
En diversas aplicaciones de detección se requiere un dispositivo robusto y compacto que pueda controlar varias veces la incidencia de la radiación. Es por esto que la detección de radiación con diodos semiconductores es muy usual ya que cumple estas características. (De la Vega Fernandez, 2015)

El principio de funcionamiento de los dosímetros de semiconductores puede asemejarse al de la cámara de ionización, donde el medio ionizable, en vez de un gas, consiste en un semiconductor. (Sociedad Española de Física Medica, 2011)

Como resultado, cuando se expone a la radiación, el diodo semiconductor crea pares electrón-hueco por todo él, especialmente en la unión o zona de carga espacial, donde la mayoría de los portadores están ausentes. Debido al campo eléctrico presente en esta zona, las cargas generadas en su interior pueden atravesarla. Polarizar adecuadamente la zona p de forma negativa con respecto a la zona n permite ampliar la zona de carga espacial y conseguir periodos de captación lo suficientemente pequeños como para reducir la recombinación de pares electrón-hueco. El diodo trabaja en polarización inversa, también pueden ser utilizado sin polarización externa, para reducir las corrientes de fugas; en este caso el potencial aplicado sobre los portadores es el intrínseco del diodo en la zona de unión. (Sociedad Española de Física Medica, 2011)

Figura 6

Esquema de un detector de diodo.



Nota. Tomado de la Guía de Física Médica en Radioterapia, (Sociedad Española de Física Médica, 2011).

2.2.9. Matriz activa

En 1990 los estudios demostraron que la misma tecnología que fabricaba pantallas planas mediante TFT podía usarse para adquirir una imagen de Rayos X bidimensional. Actualmente esta tecnología ha avanzado en aplicaciones clásicas clínicas tanto en radiografía como en fluoroscopia. (Udías Moineiro, 2008)

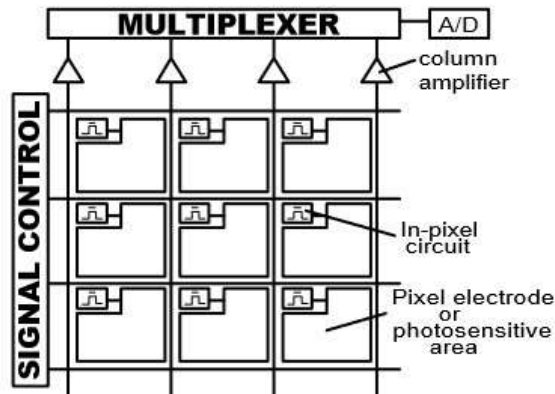
La matriz de matriz activa TFT está compuesta por millones de elementos detectores individuales, cada uno de los cuales contiene un transistor, un electrodo colector de carga y un condensador de almacenamiento, todos ellos dispuestos sobre un sustrato de silicio amorfo. Los elementos individuales están conectados por la respectiva compuerta del TFT a lo largo de filas y por el drenador a lo largo de columnas. Los amplificadores de carga están conectados a las líneas de drenador para recibir la carga de elementos detectores específicos. (Seibert, 2006)

Al mantener el interruptor TFT cerrado durante la exposición, los rayos X incidentes interactúan con el convertidor y producen una carga correspondiente que se almacena en el condensador local. Cuando finaliza la exposición a rayos X, una línea de compuerta a la vez se configura para activar todas las TFT conectadas a lo largo de la fila, donde la carga fluye desde los condensadores locales a través de los transistores y hacia abajo en paralelo a los amplificadores de carga de salida. En cada columna de la matriz se produce la digitalización de la señal de salida y la imagen digital se acumula una fila a la vez. La desactivación de la línea de puerta

restablece las TFT para la próxima exposición, y la línea de puerta adyacente se activa para la siguiente fila de datos, el proceso continúa hasta que se analiza toda la matriz. (Seibert, 2006)

Figura 7

Diagrama esquemático de una matriz activa.



Nota. Tomado de *Development of Active Matrix Detectors*, (Lai, 2008).

2.2.10. Adquisición de datos

Proceso de toma muestras de señales que representan circunstancias físicas que existen en el mundo real y convertirlas en valores numéricos con los que pueda trabajar un ordenador. Normalmente, los sistemas de adquisición de datos a menudo abreviado como "DAQ" transforman las formas de onda analógicas en valores digitales para poder procesarlos. Entre los componentes principales de los sistemas de adquisición de datos destacan: los sensores, para convertir los parámetros físicos en señales eléctricas; los circuitos de acondicionamiento de señal, para convertir las señales del sensor en una forma capaz de convertirse en valores digitales; y los convertidores analógicos-digitales, encargados de convertir las señales de los sensores acondicionados en valores digitales. (JMIndustrial, 2021)

2.2.11. Radiación usada en radioterapia

En radioterapia se utilizan dos tipos de radiaciones: las directamente ionizantes, que dañan el ADN celular al interactuar directamente con la materia biológica, como las partículas cargadas o los rayos X de alta energía. Además, están las indirectamente ionizantes que, a través de sus interacciones con el agua y otros componentes de los tejidos, forman radicales libres que dañan moléculas esenciales para la actividad celular, incluido el ADN. Suelen generarlos los rayos X de baja energía.

Cuando un fotón atraviesa cualquier material, puede interactuar con el mismo de diversas formas (efecto fotoeléctrico, efecto Compton) según la energía que posea. (Mateos, 2016)

2.2.12. Dosimetría con diodos PIN

Una de las principales ventajas de los diodos PIN es que pueden hacerse más pequeños sin sacrificar el rendimiento debido a su mayor sensibilidad en comparación con las cámaras de ionización.

Existen dos métodos para utilizar fotodiodos como dosímetros, en un componente activo donde se requiere una polarización correcta; o en un componente pasivo, donde no se requiere la polarización del semiconductor.

Uno de los inconvenientes de los detectores PIN es que el efecto fotoeléctrico predomina a baja energía fotónica incidente, produciendo una sobre respuesta que altera la linealidad del dispositivo. Una solución es agregarle un blindaje al detector, para adaptar el haz incidente. (Mateos, 2016)

Pese a que los fotodiodos PIN comerciales son diseñados para tener una respuesta óptima a longitudes de onda entre el infrarrojo y el ultravioleta, han sido utilizados en una gran cantidad de experiencias con radiación con buenos resultados. (Mondragon Contreas, 2009)

2.2.13. Fotodiodo

Un dispositivo semiconductor que transforma la luz en corriente eléctrica se denomina fotodiodo. A medida que los fotones son captados por el fotodiodo, se produce corriente. Se basa en una unión p-n o p-i-n. Cuando un fotón de energía suficiente golpea el diodo, se excita un electrón creando así un electrón móvil y un agujero de electrones con carga positiva. (Santiago)

2.2.14. Fotodiodo BPW34S

Los fotodiodos BPW34S son dispositivos electrónicos basados en fotodiodos PIN y producidos por diversas compañías de semiconductores. Sus principales aplicaciones están en el campo de foto interruptores y control. Según su nomenclatura electrónica, el número de pieza BPW34S significa lo siguiente: B es el material utilizado para la región activa del dispositivo (B=Silicio), P indica la función del circuito (diodo sensible a la radiación), W34 es el número de serie y S el empaquetamiento (tecnología superficial SMD). (Ravotti, 2007)

- Área activa de silicio: $2.65 \times 2.65 \text{ mm}^2$
- Cubierta de plástico: $4.4 \times 3.9 \times 1.15 \text{ mm}^3$

Figura 8

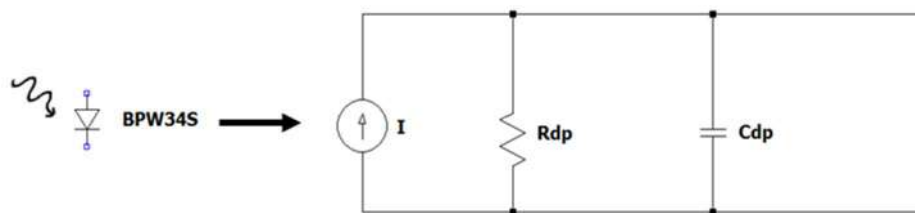
Fotodiodo BPW34S.



Nota. Fotografía tomada por la autora.

Figura 9

Circuito equivalente BPW34S.



Nota. Tomado de Principles of Electric of Electric Circuits, (Floyd, 2008).

2.2.15. Capacitor

Componente electrónico pasivo formado por dos laminas dieléctricas que permite el almacenamiento de una energía en un proceso de carga, y desprendimiento de esta misma en un proceso de descarga.

2.2.16. MOSFET

Dispositivo semiconductor que funciona como conmutador y también para amplificación de señales. La estructura del transistor explica su nombre completo: transistor semiconductor de óxido metálico de efecto de campo (MOSFET).

2.2.17. Acoplamiento de señal

El proceso de adquisición de datos a través del acondicionamiento de la señal se lleva a cabo mediante un dispositivo conocido como acondicionador de señal. Este dispositivo transforma una señal eléctrica o mecánica (señal de entrada) en una señal de salida. El objetivo es potenciar la señal y cambiarla a un formato diferente que pueda utilizarse para el control de máquinas o la recopilación de datos.

Como requisito previo necesario para la precisión de la adquisición de datos o el control de máquinas, un acondicionador de señal ayuda a obtener mediciones precisas. Este tipo de instrumentos también puede utilizarse para otros fines. (HBM, s.f.)

2.2.18. Filtro paso bajo

Las señales de alta frecuencia son bloqueadas o impedidas por un filtro de paso bajo, que deja pasar las señales de baja frecuencia. En otras palabras, las señales de baja frecuencia pasan a través de mucho más fácil y con menos resistencia y las señales de alta frecuencia tienen un mucho más difícil de obtener, por lo que es un filtro de paso bajo. (Aprender Sobre la Electronica, s.f.)

2.2.19. Amplificador inversor

El amplificador inversor es cuando la señal de entrada es invertida a la salida, pudiendo ser mayor, igual o menor, esto dependerá de la ganancia dada al amplificador en lazo cerrado.

2.2.20. Resistencia

Componente pasivo que restringe el paso de la corriente eléctrica; la resistencia que presenta determina cuánta menos corriente circulará por él cuanto mayor sea su valor. La resistencia medida en ohmios (Ω) es su magnitud física.

2.2.21. Optoacoplador

Dispositivo que sirve como acoplamiento por medios ópticos, consta de un fototransistor el cual actúa como interruptor al recibir luz.

2.2.22. Arduino

Arduino es una plataforma de desarrollo construida sobre una placa electrónica de hardware libre con muchos pines hembra y un microcontrolador reprogramable. Estos permiten establecer conexiones entre el microcontrolador y los diferentes sensores y actuadores de una manera muy sencilla. (Arduino, s.f.)

2.2.23. Stm32 Black Pill

El STM32 Black Pill es una placa pequeña, económica y rica en sus características, basada en el STM32F103C8T6, posee en su mayoría pines tolerantes de 3.3 V a 5V. Para la programación existe la opción de utilizar el adaptador de descarga STLink o un adaptador estándar USB a 3.3V TTL. En el soporte para esta placa se puede agregar al Arduino IDE.

El STM32 black pill es ideal para una amplia gama de proyectos como medición, domótica, IOT, inversor, convertidor, controlador de motor, etc. (stm32STMMicroelectronics, 2019)

2.2.24. Módulo RS-485

Construir una interfaz serie RS-485 a TTL es posible gracias a este módulo. Debido a su facilidad de uso y durabilidad, el protocolo RS-485 es un protocolo industrial popular utilizado en aplicaciones de control y recopilación de datos. Esto permite usar varios módulos RS-485 en el mismo bus, en donde la señal es transportada por dos cables. (NAYLAMP, 2019)

2.2.25. Modulo Adaptador convertidor USB a RS-485

El conversor USB a RS-485 es perfecto para la comunicación por cable a larga distancia entre una PC con dispositivos periféricos remotos, ya que combina un chip serie a RS-485 (MAX485) con un conversor serie USB a TTL (CH340). Dispone de un puerto USB para PC y salida RS-485; es compatible tanto con USB 2.0 como con USB 1.1 y no necesita fuente de alimentación externa.

Este dispositivo tiene gran cantidad de aplicaciones ya que provee todo tipo de comunicaciones de datos y configuraciones para dispositivos con puerto RS-485. (Geek, 2019)

2.2.26. ST LINK V2

El ST-Link v2 es un programador construido por ST Microelectronics que permite programar los procesadores STM8 y STM32. El ST-Link v2 implementa SWIM (Single Wire Interface Module) y JTAG/SWD (Serial Wire Debugging) para comunicar con los procesadores de la placa de desarrollo. (Luis Llamas, 2019)

2.2.27. Comunicación I2C

Interfaz usado para la comunicación entre microcontroladores y periféricos con gran capacidad en modo Half-duplex referido a la transmisión en un solo sentido.

2.2.28. Python

Python es un lenguaje de programación de alto nivel orientado a objetos que se utiliza principalmente para el desarrollo web y de software. (Centro de formación técnica para la industria, 2019)

2.2.29. PyQt

Es una biblioteca que le permite usar el marco de la GUI Qt de Python. Qt en sí está escrito en C ++. Al usarlo desde Python, puede crear aplicaciones mucho más rápidamente sin sacrificar gran parte de la velocidad de C ++. (Build-System, s.f.)

CAPITULO III: MÉTODO

3.1. Tipo de investigación

Este trabajo se enmarca en una investigación tecnológica y experimental. La investigación se centra en el diseño, implementación y validación de un detector electrónico tridimensional basado en tecnología de matriz activa, diseñado para el control de calidad dosimétrico en un acelerador lineal de 6MV. Se empleó un enfoque experimental para evaluar la efectividad del detector mediante la manipulación controlada de variables como la dosis de radiación y la configuración del sistema de detección.

3.2. Alcance de investigación

El estudio abarca el diseño, implementación y validación de un detector tridimensional que utiliza una matriz de fotodiodos. Se realizaron pruebas en un entorno clínico controlado, utilizando un acelerador lineal de 6MV. El objetivo es evaluar la capacidad del detector para realizar mediciones precisas y confiables, comparando los resultados con los valores de comisionamiento del acelerador lineal.

3.3. Diseño de investigación

El diseño de la investigación es experimental. Se desarrolló y validó un sistema de detección tridimensional a través de varias etapas: diseño del detector, implementación de las etapas de instrumentación electrónica, y pruebas de validación comparativas con los valores de comisionamiento del acelerador lineal.

3.4. Población

La población del estudio está constituida por los datos de dosis de radiación obtenidos a partir de la matriz de fotodiodos BPW34S, irradiados bajo diferentes configuraciones.

3.5. Muestra

La muestra incluye 125 fotodiodos BPW34S distribuidos en cinco matrices diferentes (M1, M2, M3, M4 y M5), sometidas a pruebas de campo bajo distintas configuraciones y profundidades

3.6. Unidad de análisis

La unidad de análisis son los valores de dosis de radiación detectados por los fotodiodos, expresados en porcentaje de dosis, comparados con los valores de comisionamiento del acelerador lineal Varian 2100 C/D.

3.7. Técnicas e instrumentos de recolección de datos

Para la recolección de datos, se utilizaron un acelerador lineal Varian 2100 C/D, una cámara de ionización Farmer Type Chamber PTW 30013, y un osciloscopio Tektronix 1202B-EDU para capturar las señales generadas por los fotodiodos. Los datos obtenidos fueron transmitidos y almacenados mediante un microcontrolador STM32F103C8T6 a través de un módulo RS-485. Posteriormente, esta información fue exportada a Excel para su análisis detallado.

3.8. Validez y confiabilidad de instrumentos

Para asegurar la precisión y confiabilidad de las mediciones en este estudio, se siguieron una serie de pasos clave. Los equipos que utilicé, como el acelerador lineal Varian 2100 C/D y la cámara de ionización Farmer Type Chamber PTW 30013, fueron calibrados según las normativas internacionales y nacionales. Este proceso de calibración fue esencial para garantizar que los datos recolectados fueran precisos y consistentes.

Además, se redujo el ruido electrónico que pudiera interferir con las mediciones. Como parte del proceso de validación, utilicé los valores de comisionamiento obtenidos del sistema de planificación de tratamientos del acelerador lineal. Estos valores sirvieron como una referencia confiable para comparar con las mediciones obtenidas por el detector tridimensional. De esta manera, pude evaluar si el sistema de detección cumplía con los altos estándares requeridos para el control de calidad dosimétrico en un entorno clínico, asegurando que el detector no solo fuera preciso, sino también seguro y efectivo para su uso en la práctica médica.

3.9. Plan de análisis de datos

Los datos recolectados fueron exportados a Excel para su análisis. Se compararon las mediciones obtenidas por el detector electrónico tridimensional con los valores de comisionamiento del acelerador lineal Varian 2100 C/D. Se utilizaron herramientas estadísticas para evaluar la uniformidad y precisión de las mediciones, identificando cualquier discrepancia y ajustando los parámetros del sistema de detección según fuera necesario.

3.10. Viabilidad y factibilidad

El estudio fue viable gracias a la disponibilidad de los recursos necesarios, incluyendo equipos de medición de alta precisión y personal técnico especializado. La clínica ONCOSUR en Cusco proporcionó el entorno adecuado para llevar a cabo las pruebas y validar el sistema de detección. Además, la infraestructura tecnológica disponible permitió la implementación y análisis del sistema de forma efectiva.

3.11. Limitaciones de la investigación

Durante la investigación, se identificaron algunas limitaciones, como posibles interferencias electrónicas y variaciones en la respuesta de los fotodiodos. Estas limitaciones podrían afectar la precisión de las mediciones en ciertas condiciones experimentales. Además, la configuración del equipo y la estabilidad del sistema electrónico pueden influir en los resultados obtenidos.

3.12. Aspectos éticos

El estudio se llevó a cabo respetando estrictamente las normativas éticas y de radioprotección vigentes, asegurando la seguridad de todos los participantes y la integridad del proceso. Todos los procedimientos fueron realizados siguiendo las mejores prácticas para proteger tanto a los operadores como a los estudiantes, garantizando que el desarrollo del detector tridimensional cumpla con los estándares éticos requeridos en un entorno clínico.

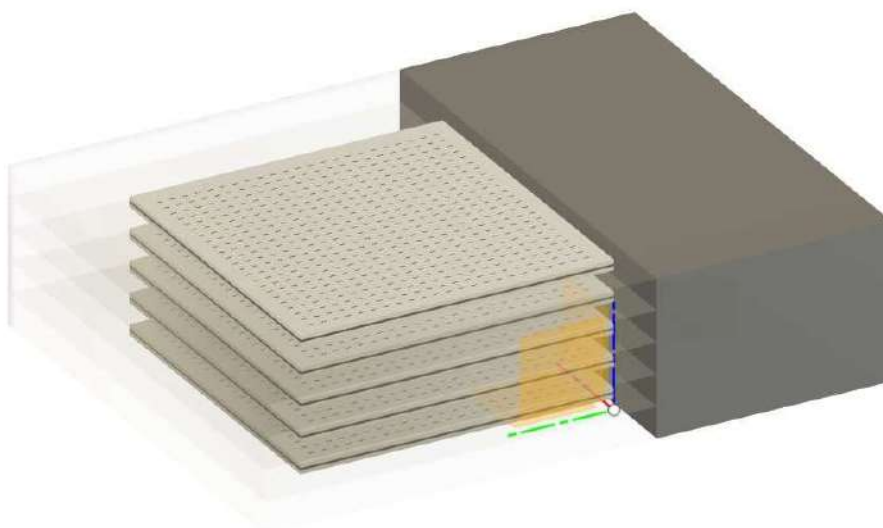
CAPITULO IV: DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN

4.1. Diseño e implementación de un detector electrónico tridimensional

El arreglo de diodos cubico deberá ser capaz de generar a la salida, valores equivalentes a la dosis de radiación, donde estos valores serán comparados con un instrumento calibrado, para el control de calidad dosimétrico de un acelerador lineal.

Figura 10

Diseño del detector electrónico tridimensional.



Nota. Es el diseño en 3D del detector electrónico tridimensional hecho en AUTOCAD, aquí se logra visualizar 5 capas con una placa de 25 fotodiodos en cada una (Matriz Activa 1, Matriz Activa 2, Matriz Activa 3, Matriz Activa 4 y Matriz Activa 5) cubierto con una lámina delgada de silicona para evitar la filtración de la luz visible, a su vez cada placa a parte de la silicona están encapsulados con material solido de acrílico, el cubo gris de la figura representa la ubicación de la electrónica.

El detector electrónico tridimensional se define en tres etapas, la primera es la etapa de diseño e implementación de la matriz activa, esta tecnología es elegida debido a su capacidad para realizar la multiplexion de las señales permitiendo construir matrices de gran tamaño.

La segunda etapa es la del diseño e implementación del sistema DAQ, capaz de medir la data adquirida por la matriz activa expuesta a radiación.

La tercera etapa del diseño e implementación del sistema de comunicación, basado en el protocolo RS-485, este protocolo es usado por que permite usar varios módulos en un mismo bus.

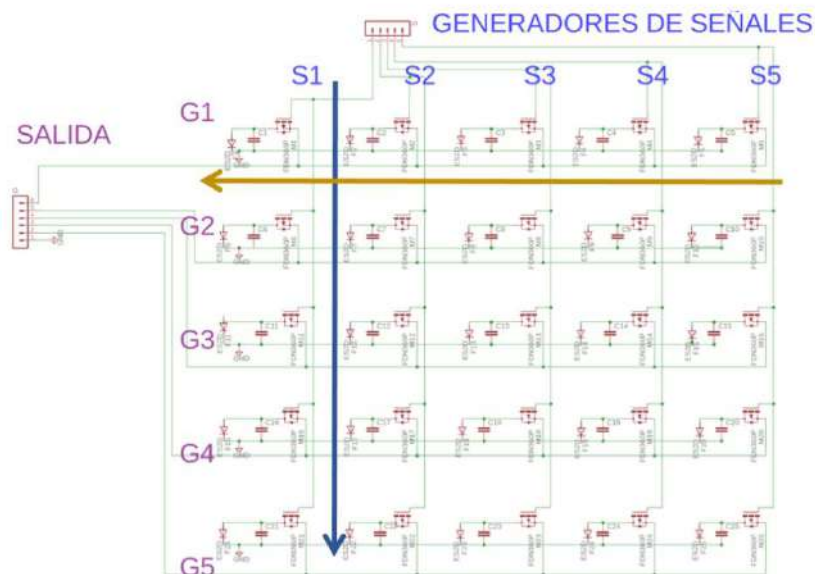
Primera etapa:

4.1.1. Diseño e implementación de la matriz activa

Una matriz activa está compuesta por 25 fotodiodos como detectores con sus respectivos conmutadores y capacitores, consta de 5 filas y 5 columnas, donde todos los MOSFET (gate) de una columna están conectados en serie a una línea de señal de apertura (GENERADORES DE SEÑALES) y todos los MOSFET (drain) de una fila están conectados en serie a una línea de transmisión de datos (SALIDA). La distancia entre fotodiodos es de 2 cm con la finalidad de abarcar un campo aproximado de $10 \times 10 \text{ cm}^2$.

Figura 11

Matriz Activa con 25 fotodiodos como detectores.



Nota. Fotografía del diseño en software de circuito electrónicos EAGLE tomada por la autora.

I. Selección de diodos

En este trabajo, se utilizaron fotodiodos comerciales para la construcción del arreglo de diodos cubico. Se evaluaron varios tipos de fotodiodos, incluyendo el BPW34S, SFH213 y BPW21 para determinar cuál sería el más adecuado para el sistema.

Se consideraron varios criterios de selección al evaluar los diferentes tipos de fotodiodos, incluyendo su sensibilidad espectral, área sensible, tiempo de respuesta, ruido oscuro, linealidad y estabilidad a largo plazo. Tras la evaluación detallada de cada tipo de diodo, se decidió utilizar el fotodiodo BPW34S debido a su alta sensibilidad, buena linealidad y estabilidad a largo plazo.

El fotodiodo BPW34S tiene una sensibilidad espectral de 430 nm a 1100 nm, lo que hace que sea adecuado para la detección de radiación ionizante y luz visible en el rango espectral de interés. Además, presenta una gran área sensible de 7.5 mm², lo que permite una mayor recolección de carga generada por la radiación incidente. El tiempo de respuesta del BPW34S es de 75 ns(nanosegundos), lo que es suficientemente rápido para nuestras necesidades de medición.

En cuanto al ruido oscuro, el BPW34S tiene un valor de 2 nA(nanoamperios), que es una medida de la pequeña corriente eléctrica que fluye a través del diodo incluso en ausencia de luz. Este valor es comparable al de otros diodos evaluados. La linealidad del BPW34S también fue buena en comparación con otros diodos evaluados. Por último, la estabilidad a largo plazo del BPW34S fue excelente, lo que es importante para realizar mediciones precisas y repetibles.

En resumen, se eligió el fotodiodo BPW34S como detector para el arreglo de diodos cubico debido a su sensibilidad espectral, gran área sensible, tiempo de respuesta adecuado, bajo ruido oscuro, buena linealidad y estabilidad a largo plazo. Este fotodiodo se utilizó en conjunto con un DAQ (Data Acquisition System) para medir la dosis de radiación ionizante.

Cuadro 1

Cuadro comparativo de fotodiodos.

Característica	Fotodiodo BPW34S	Fotodiodo SFH213	Fotodiodo BPW21
Sensibilidad espectral	430-1100 nm	350-1100 nm	400-1100 nm
Área sensible	7.5 mm ²	1.3 mm ²	7.5 mm ²
Tiempo de respuesta	75 ns	50 ns	150 ns
Ruido oscuro	2 nA	1 nA	5 nA
Linealidad	Buena	Buena	Mala
Estabilidad a largo plazo	Buena	Buena	Buena

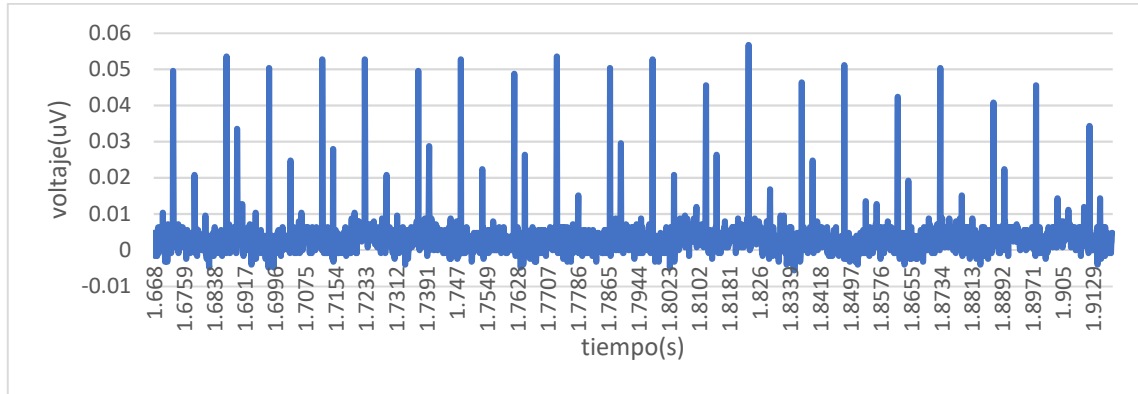
Nota. Datos tomados de las especificaciones técnicas de los fotodiodos.

II. Medida de un fotodiodo BPW34S con radiación

La medición de la corriente producida por el fotodiodo BPW34S en respuesta a la radiación ionizante es un paso importante en el diseño de un detector de radiación ionizante. Es así que Inicialmente se colocó un fotodiodo encapsulado con filamento de PLA (Ácido Poliláctico) dentro de una cuba de agua a una profundidad de 10 cm (Figura 1) siendo está expuesta al haz directo de radiación emitido por el acelerador lineal. Donde se logró medir una serie de pulsos con un osciloscopio Tektronix 1202B-EDU permitiendo visualizar la señal generada por el fotodiodo como una función del tiempo (Figura 12). Siendo útil para determinar el tiempo de respuesta del fotodiodo y evaluar la calidad de la señal medida. Considerando que la amplitud de los pulsos puede estar relacionada con la energía de los fotones incidentes se requirió de calibración adicional para establecer la relación entre corriente medida y la dosis absorbida de radiación, además de realizar medidas adicionales en diferentes condiciones experimentales, como variaciones en la tasa de dosis lo que permitió una caracterización más completa del comportamiento del fotodiodo.

Figura 12

Serie de pulsos obtenidos con el osciloscopio conectado a la salida del fotodiodo BPW34S después de la radiación.

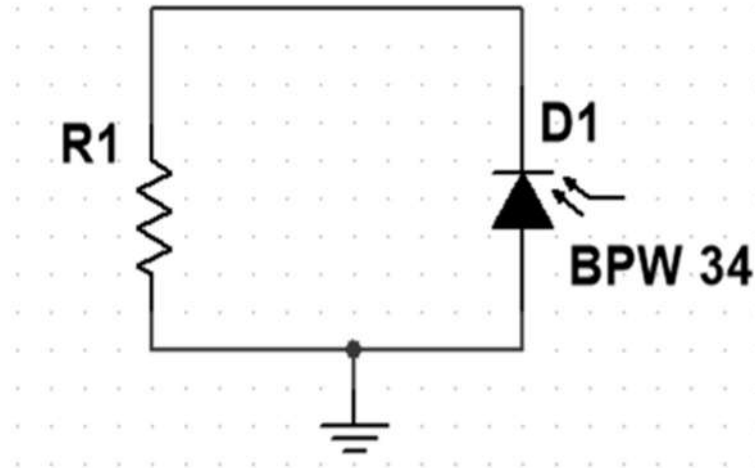


Nota. Los pulsos generados por el fotodiodo bajo irradiación fueron capturados en tiempo real utilizando un osciloscopio Tektronix 1202B-EDU. La configuración del osciloscopio se estableció en 25 ms/div para el eje horizontal y 20 mV/div para el eje vertical, con una frecuencia de muestreo de 10 kHz. Los datos obtenidos fueron exportados a un archivo XLS y posteriormente procesados en Microsoft Excel para generar la gráfica, representando la variación temporal del voltaje detectado.

Durante la etapa de diseño de este proyecto, se consideró el uso de un fotodiodo BPW34S para medir la dosis producida por un acelerador lineal con fotones de 6 MV en un campo de 10 x 10 cm², a una profundidad de 10 cm y una tasa de dosis de 400UM/min. Donde para determinar la resistencia óptima a utilizar conectado en paralelo al fotodiodo D1, se probaron diferentes valores de resistencia R1 (1kΩ, 10kΩ, 100kΩ y 1MΩ) y se midió el voltaje en el circuito en función de la resistencia utilizada.

Figura 13

Circuito prueba para la medición del BPW34S.



Nota. La figura muestra una captura del circuito del fotodiodo BPW34S conectado en paralelo a resistencias R1 de diferentes valores (1 k Ω , 10 k Ω , 100 k Ω , y 1 M Ω). El circuito fue diseñado utilizando el software LTspice. Esta configuración permitió evaluar cómo varía la respuesta del fotodiodo en función de la resistencia, proporcionando datos esenciales para analizar su comportamiento bajo diversas condiciones.

Figura 14

Implementación para la medida de un fotodiodo BPW34S con radiación dentro de una cuba de agua



Nota. Imagen capturada durante el experimento en el que se implementó el circuito previamente armado (Figura 13) y se colocó dentro de una cuba de agua. El experimento se

llevó a cabo dentro de un búnker, utilizando un acelerador lineal de 6 MV, para evaluar la respuesta del fotodiodo bajo condiciones de radiación controladas.

Figura 15

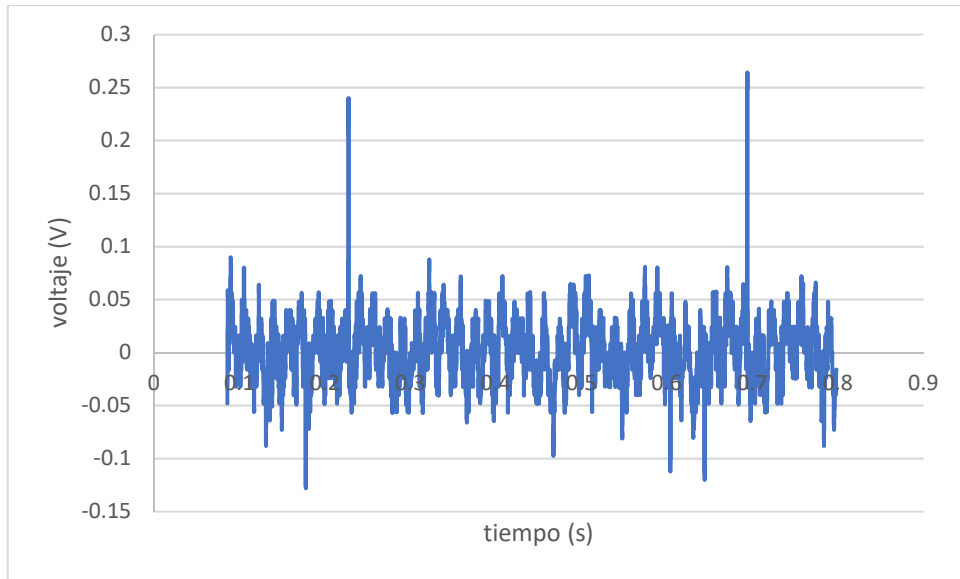
Encapsulamiento del fotodiodo BPW34S



Nota. El fotodiodo BPW34S fue encapsulado en una cápsula fabricada con filamento de PLA utilizando una impresora 3D. La cápsula fue sellada para asegurar la protección del fotodiodo y luego colocada dentro de una cuba de agua como parte del experimento. Este encapsulamiento permitió evaluar la respuesta del fotodiodo en agua.

Figura 16

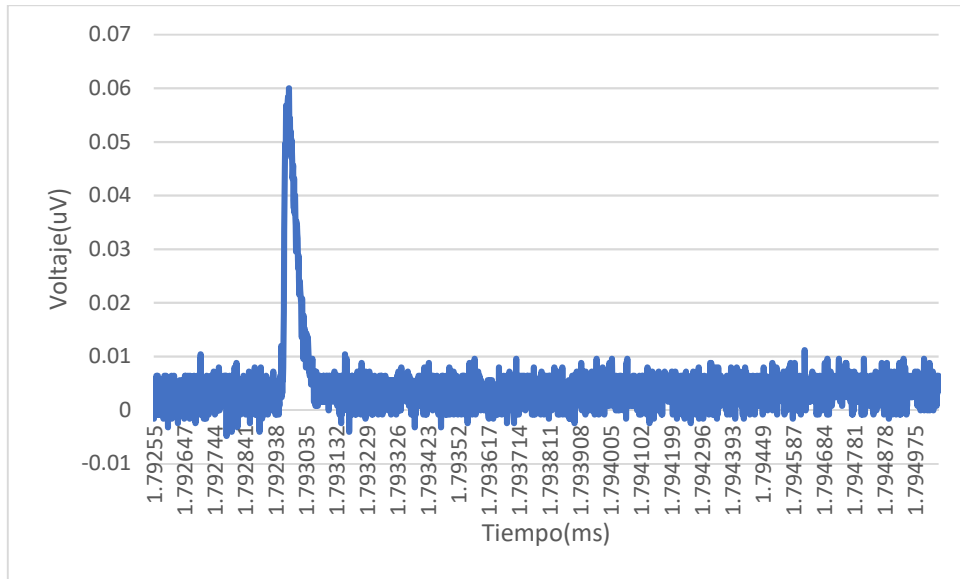
Lectura del BPW34S paralelo a una resistencia 1 k Ω .



Nota. La figura muestra la lectura obtenida en el osciloscopio Tektronix TBS1202B-EDU cuando el fotodiodo BPW34S se conecta en paralelo con una resistencia de 1 k Ω . La medición se realizó con una frecuencia de muestreo de 2.5 kHz, capturando la señal en tiempo real. El osciloscopio se configuró con un tiempo por división de 100 ms/div y un voltaje por división de 200 mV/div, permitiendo evaluar la respuesta eléctrica del fotodiodo bajo las condiciones específicas del experimento. Los datos obtenidos fueron exportados a un archivo XLS y procesados en Microsoft Excel para generar la gráfica final.

Figura 17

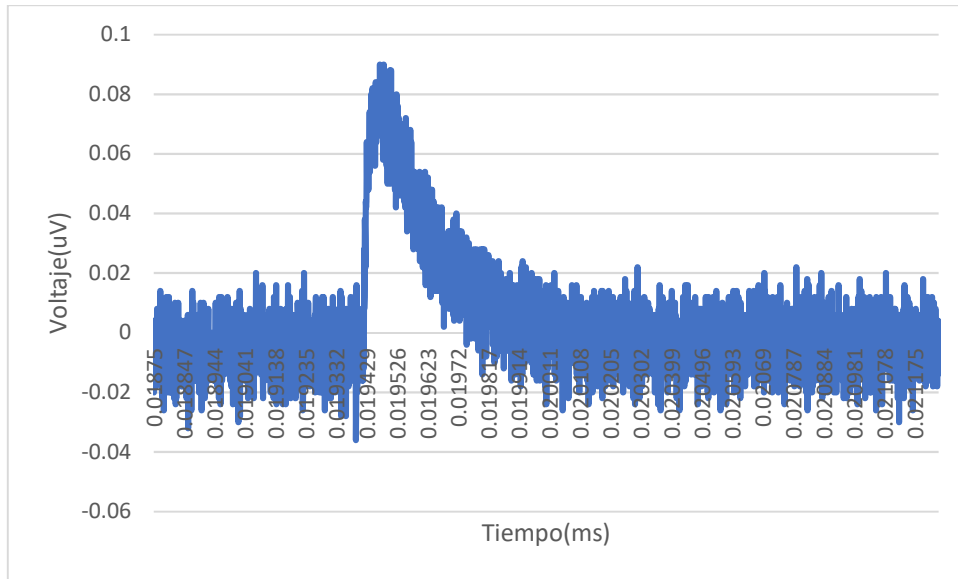
Lectura del BPW34S paralelo a una resistencia 10 k Ω .



Nota. La figura muestra la lectura obtenida en el osciloscopio Tektronix TBS1202B-EDU cuando el fotodiodo BPW34S se conecta en paralelo con una resistencia de 10 k Ω . La medición se realizó con una frecuencia de muestreo de 1 MHz, capturando la señal en tiempo real. El osciloscopio se configuró con un tiempo por división de 250 μ s/div y un voltaje por división de 20 mV/div, lo que permitió evaluar la respuesta eléctrica del fotodiodo bajo las condiciones específicas del experimento. Los datos obtenidos fueron exportados a un archivo XLS y procesados en Microsoft Excel para generar la gráfica final.

Figura 18

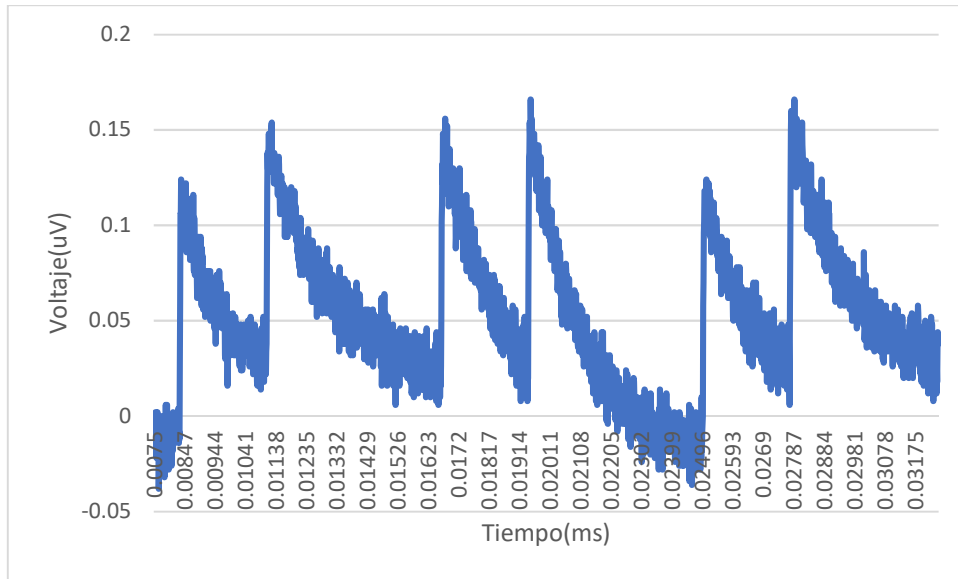
Lectura del BPW34S en paralelo con una resistencia de 100 k Ω .



Nota. La figura muestra la lectura obtenida en el osciloscopio Tektronix TBS1202B-EDU cuando el fotodiodo BPW34S se conecta en paralelo con una resistencia de 100 k Ω . La medición se realizó con una frecuencia de muestreo de 1 MHz, capturando la señal en tiempo real. El osciloscopio se configuró con un tiempo por división de 250 μ s/div y un voltaje por división de 50 mV/div, lo que permitió evaluar la respuesta eléctrica del fotodiodo bajo las condiciones específicas del experimento. Los datos obtenidos fueron exportados a un archivo XLS y procesados en Microsoft Excel para generar la gráfica final.

Figura 19

Lectura del BPW34S paralelo a una resistencia 1 M Ω .



Nota. La figura muestra la lectura obtenida en el osciloscopio Tektronix TBS1202B-EDU cuando el fotodiodo BPW34S se conecta en paralelo con una resistencia de 1 M Ω . La medición se realizó con una frecuencia de muestreo de 100 kHz, capturando la señal en tiempo real. El osciloscopio se configuró con un tiempo por división de 2.5 ms/div y un voltaje por división de 50 mV/div, lo que permitió evaluar la respuesta eléctrica del fotodiodo bajo las condiciones específicas del experimento. Los datos obtenidos fueron exportados a un archivo XLS y procesados en Microsoft Excel para generar la gráfica final.

Se encontró que la resistencia de 10 k Ω proporciono una mejor visualización por lo que se procedió a medir la dosis producida por el acelerador lineal utilizando esta resistencia en paralelo al fotodiodo.

En el caso del fotodiodo BPW34S la energía ionizante producida por la radiación incidente genera pares electrón-hueco en el material del detector, lo que a su vez produce una corriente eléctrica proporcional a la carga generada, registrada y visualizada como una serie de pulsos exponenciales debido al proceso de descarga de la carga eléctrica generada por la radiación a través de la resistencia del circuito de medición, capacitancia parasita del fotodiodo y del propio osciloscopio.

Cabe considerar que la frecuencia de aparición de estos pulsos depende de la tasa de dosis a la radiación en el entorno medido.

Para calcular la carga por pulso del circuito con el BPW34S en paralelo a una resistencia de 10 k Ω , la expresión es:

$$Q_P = \int_{t_o}^{t_f} I_{(t)} dt$$
$$Q_P = \frac{1}{R} \int_{t_o}^{t_f} V_{(t)} dt$$

Donde:

$V_{(t)}$: Función de voltaje en función del tiempo (Voltios).

$I_{(t)}$: Corriente producida por el fotodiodo a causa de la radiación (Amperios).

Q_P : Carga generada por un pulso (Coulomb).

t_o : Tiempo al inicio del pulso (segundos).

t_f : Tiempo al fin del pulso (segundos).

R : Resistencia de 10k Ω .

A partir de los valores proporcionados, se estimó el valor de la carga generada en un pulso siguiendo los siguientes pasos:

Definición del voltaje $V_{(t)}$

El voltaje $V_{(t)}$ decrece linealmente de 4.6 mV a 0 mV en un intervalo de tiempo de 100 μ s (Figura 20). La ecuación que describe esta variación es:

$$V_{(t)} = 4.6 mV * \left(1 - \frac{t}{100 \mu s}\right)$$

Cálculo del área bajo la curva

La carga generada por el pulso se puede determinar integrando la función de voltaje $V_{(t)}$ sobre el tiempo. La integral de $V_{(t)}$ sobre el intervalo de tiempo desde $T1 = 0 \mu$ s hasta $T2 = 100 \mu$ s nos da el área bajo la curva de $V_{(t)}$ en función del tiempo.

Con la regla del trapecioide el área se aproxima a:

$$\begin{aligned} \text{Área} &\approx \frac{(V1 + V2) * (T2 - T1)}{2} \\ \text{Área} &\approx \frac{(4.6 \text{ mV} + 0 \text{ mV}) * (100 \mu\text{s} - 0 \text{ s})}{2} \\ \text{Área} &\approx 230 \text{ nV.s} \end{aligned}$$

Cálculo de la carga Q_p

Al sustituir el área bajo la curva y la resistencia en la fórmula para la carga, obtenemos:

$$\begin{aligned} Q_p &= \frac{1}{R} * \text{Área} \\ Q_p &= \frac{1}{10\text{k}\Omega} * 230 \text{ nV.s} \end{aligned}$$

Donde

$$\begin{aligned} \frac{\text{Voltios}(V) * \text{segundos}(s)}{\Omega(\text{ohm})} &= \text{Coulombs}(C) \\ Q_p &= 23 \text{ pC (pico Coulombs)} \end{aligned}$$

la capacitancia se puede expresar en términos de la carga eléctrica generada y la caída de voltaje medida a través del mismo resultando:

$$\begin{aligned} C &= \frac{Q_p}{V(t)} \\ C &= \frac{23\text{pC}}{4.6 \text{ mV}} = 5\text{nF (nanoFaradio)} \end{aligned}$$

El intervalo de tiempo entre los pulsos se conoce como periodo y la frecuencia del proceso se puede calcular como la inversa del periodo. Y si conocemos la carga generada por un solo pulso Q_p , podemos estimar la carga total generada durante un numero N de pulsos:

$$I = \frac{N * Q_p}{T}$$

Donde:

I : Corriente eléctrica promedio generada por unidad de tiempo (Amperios).

T : Periodo (segundos).

III. Medida de un pixel - Matriz activa

Cada píxel está compuesto por un fotodiodo conectado en paralelo a un capacitor (C_{pixel}) y en serie a un MOSFET que actúa como interruptor. Cuando la luz incide sobre el fotodiodo, se genera una corriente que carga el capacitor (C_{pixel}). El MOSFET controla el momento en que se lee la carga almacenada, permitiendo que esta se descargue y se convierta en una señal eléctrica analógica que representa la intensidad de la luz que incide sobre el fotodiodo.

Para el diseño del pixel se consideró factores como la resistencia parasita y la capacitancia no deseada del circuito del pixel. Donde la resistencia parasita puede disminuir la corriente generada por el fotodiodo y causar una señal más débil. Por otro lado, la capacitancia no deseada puede introducir ruido en la señal y reducir la sensibilidad del detector.

Para minimizar esto, se ajustó la constante de tiempo RC para lograr una carga y descarga optima del capacitor del pixel. Donde el voltaje en el capacitor del pixel (C_{pixel}) se expresa como:

$$V_{C_{pixel}(t)} = V_{in} \left(1 - e^{\frac{-t}{R_{ppixel}C_{pixel}}} \right)$$

Donde:

$V_{C_{pixel}(t)}$: Voltaje en el capacitor del pixel en un momento dado (Voltios).

V_{in} : Voltaje a la entrada del fotodiodo (Voltios).

R_{ppixel} : Resistencia parasita del pixel en Ω .

C_{pixel} : Capacitancia del pixel (Faradio).

El tiempo que tarda el capacitor del pixel en cargarse depende del valor de la capacitancia y la resistencia interna del propio fotodiodo, donde la capacitancia del capacitor del pixel suele ser pequeña, lo que significa que el tiempo de carga del capacitor es relativamente corto, además que el MOSFET del pixel al permanecer cerrado también influirá en la forma de la señal.

La carga eléctrica se almacena en el capacitor del pixel cuando el MOSFET del pixel está en su estado abierto durante el ciclo de carga. Después de que el capacitor del pixel se ha cargado por completo, el MOSFET del pixel debe cerrarse para evitar la descarga del capacitor antes de iniciar el ciclo de lectura.

Durante el ciclo de lectura, el optoacoplador conectado a un circuito integrador capacitivo, se utiliza para leer la carga eléctrica almacenada en el capacitor del pixel y convertirla en una señal de voltaje cada vez que este se encuentre abierto. Durante este proceso, el MOSFET del pixel permanece cerrado para mantener la carga almacenada en el capacitor del pixel y evitar que se pierda o se degrade la señal medida.

El voltaje en el capacitor del pixel representa la cantidad de carga eléctrica acumulada en el mismo, y está directamente relacionado con el voltaje de entrada y el tiempo de integración t en el circuito de integración mediante la siguiente ecuación:

$$V_{cpixel} = \frac{1}{C_{pixel}} \int_{t_0}^{t_1} i_{cp(t)} dt$$

Donde:

V_{cpixel} : Voltaje en el capacitor del pixel (Voltios).

C_{pixel} : capacitor del pixel (Faradio).

$i_{cp(t)}$: Corriente que fluye en el capacitor de un pixel en un tiempo t (Amperios).

La relación entre el voltaje del capacitor del pixel y la corriente generada por el fotodiodo se puede expresar como:

$$i_{cp(t)} = C_{pixel} \frac{dV_{cpixel}}{dt}$$

La ecuación matemática para un circuito integrador de corriente, donde la corriente de entrada se convierte en un voltaje a través del capacitor integrador $C_{integrador}$ durante el proceso de integración. A medida que la corriente de entrada fluye hacia el capacitor integrador, se acumula carga eléctrica en el mismo, produciendo un voltaje de salida proporcional a la integración de la corriente de entrada.

$$V_{outintegrador} = -\frac{1}{R_M C_{integrador}} \int_{t_0}^{t_1} i_{integrador(t)} dt$$

$V_{outintegrador}$: Voltaje a la salida del circuito integrador capacitivo (Voltios).

R_M : Resistencia interna del MOSFET (Ω).

$C_{integrador}$: Capacitor del integrador en (Faradio).

$i_{integrador(t)}$: Corriente a la entrada del integrador

Cuando el MOSFET está completamente encendido o cerrado, su resistencia interna es muy pequeña y se aproxima a cero, lo que significa que puede actuar como un conductor de baja resistencia. En este estado, la corriente fluye libremente a través del MOSFET y se produce una caída de voltaje muy pequeña en él. Esta corriente fluye hacia el circuito integrador capacitivo, donde se integra para producir un voltaje de salida proporcional a la carga eléctrica acumulada en el capacitor del integrador. Sin embargo, la ausencia de una resistencia externa en el circuito integrador puede hacer que sea vulnerable a fluctuaciones de voltaje y ruido eléctrico lo que afectaría la calidad de la señal de salida. Por lo tanto, para minimizar estos efectos, se usó amplificadores operacionales y filtro paso bajo para mejorar la precisión y la calidad de la señal.

Para ello se utilizó un filtro pasa bajo de primer orden, donde la ecuación que describe la ganancia del amplificador operacional con esta configuración es:

$$G = -\frac{R_f}{R_{in}}$$

G : Ganancia del amplificador operacional.

R_{in} : Resistencia de entrada (Ω).

R_f : Resistencia de retroalimentación(Ω).

Esta relación negativa de ganancia significa que la señal se invierte en polaridad y se amplifica en magnitud.

El valor del filtro o frecuencia de corte está dado por:

$$f_c = \frac{1}{2\pi R_f C_f}$$

f_c : Frecuencia de corte (Hz).

C_f : Capacitancia del capacitor en paralelo con la resistencia de retroalimentación (Faradio).

La función de transferencia compleja del circuito filtro paso bajo de primer orden se puede expresar como:

$$H(s) = \frac{-\frac{R_f}{R_{in}}}{1 + R_f C_f * s}$$

$H(s)$: Es la función de transferencia.

s : Variable compleja de Laplace.

La función de transferencia en frecuencia del circuito filtro es:

$$H(j\omega) = \frac{-\frac{R_f}{R_{in}}}{1 + j\omega R_f C_f}$$

$H(s)$: Es la función de transferencia.

j : Unidad imaginaria.

ω : Frecuencia angular de la señal de entrada en radianes por segundo.

La magnitud de la función de transferencia es:

$$|H(j\omega)| = \frac{-\frac{R_f}{R_{in}}}{\sqrt{1 + (\omega R_f C_f)^2}}$$

La fase de la función de transferencia es:

$$\varphi(j\omega) = \tan^{-1}(-\omega R_f C_f)$$

El voltaje de salida V_{out2} se calcula como:

$$V_{out2} = -G * V_{outintegrador}$$

V_{out2} : voltaje de salida del amplificador inversor con filtro paso bajo de primer orden.

Para convertir la señal analógica V_{out} en una lectura digital en el microcontrolador en este caso STM32F103C8T6, se necesitó utilizar el conversor analógico digital (ADC) integrado en el microcontrolador. el ADC convierte la señal analógica continua en una serie de valores digitales discretos.

La fórmula matemática para calcular el valor digital correspondiente a la señal analógica

V_{out} por pulso es:

$$Digital\ Value = \frac{V_{in} - V_{ref}}{\frac{V_{ref}}{4096}}$$

Digital Value: valor digital obtenido por el ADC para un pulso individual en la serie de pulsos cuadrados analógicos V_{out} .

V_{in} : Voltaje de entrada al ADC (Voltios).

V_{ref} : Voltaje de referencia del ADC (suele ser de 3.3V en el caso de STM32) y 4096 es el número de pasos discretos que puede medir el ADC (correspondiente a una resolución de 12 bits).

Considerando $V_{in} = V_{out}$

$$Digital\ Value = \frac{V_{out} - V_{ref}}{\frac{V_{ref}}{4096}}$$

Para calcular la lectura del microcontrolador a partir de una serie de pulsos cuadrados analógicos V_{out2} que entran al ADC del STM32F103C8T6, donde la sumatoria se realiza sobre todos los pulsos en la serie es la siguiente:

$$N = \frac{Duracion\ del\ tren\ de\ pulsos}{T}$$

$$M = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} Digital\ Value(n)$$

M: Lectura promedio de todos los pulsos en la serie (lectura del microcontrolador).

T: Periodo del tren de pulsos (segundos).

N: Número total de pulsos en la serie.

Digital Value(n): Valor digital obtenido por el ADC para el n-esimo pulso.

Finalmente, para determinar la dosis recibida por el fotodiodo se usa la siguiente fórmula matemática:

$$D = K_c * M$$

D: Dosis absorbida en Gray (Gy).

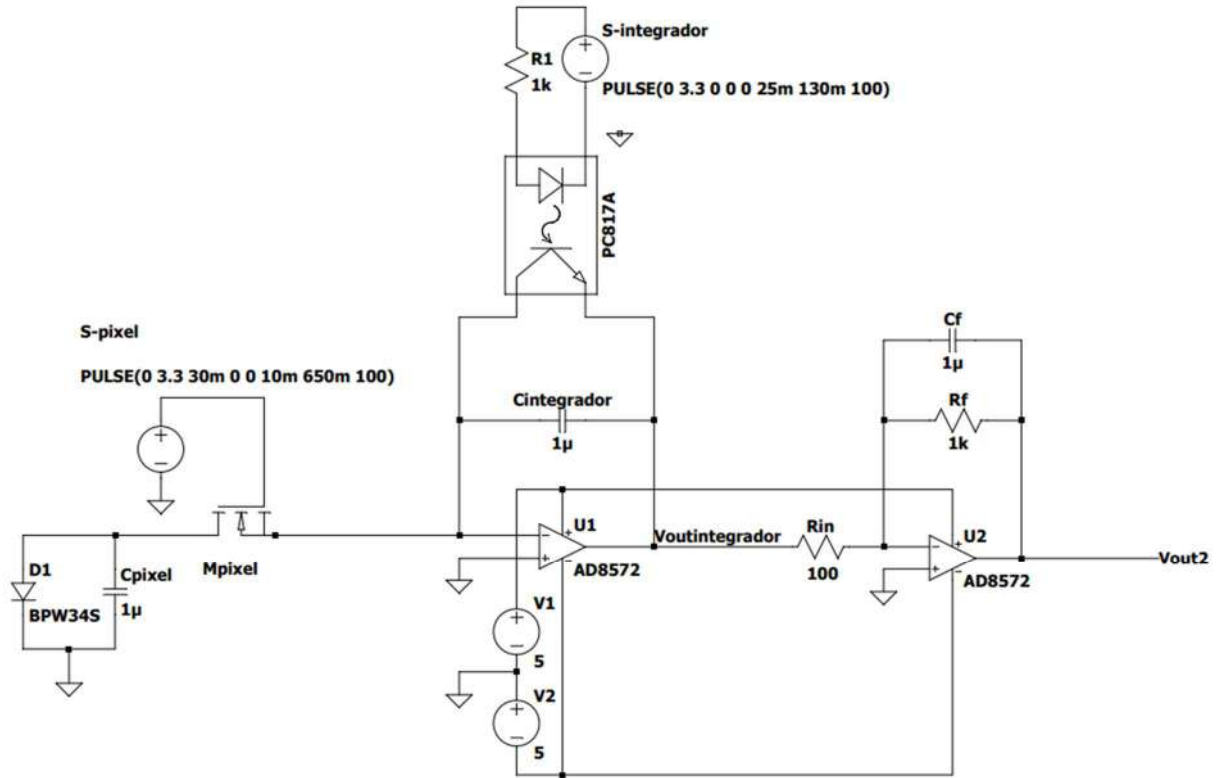
K_c: Constante de calibración.

Para obtener la constante de calibración del fotodiodo es comparando las mediciones obtenidas por el fotodiodo con las mediciones de dosis realizadas por otro medidor de radiación, como fue en este caso una cámara de ionización y la dosis de radiación correspondiente.

Para realizar esta comparación de manera efectiva, es importante tener en cuenta que ambos instrumentos deben ser calibrados correctamente y bajo las mismas condiciones experimentales.

Figura 20

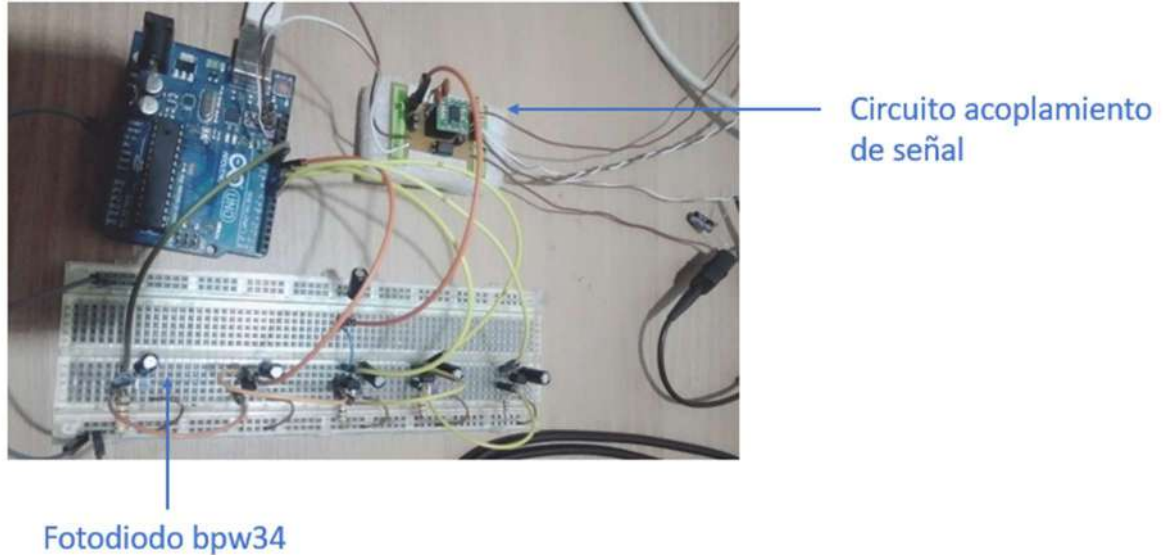
Circuito de acoplamiento de señal de un pixel.



Nota. La figura presenta el diseño del circuito de acoplamiento de señal, que comienza con un circuito de píxel compuesto por un fotodiodo BPW34S conectado en paralelo a un capacitor (C_{pixel}) de $1 \mu F$ y en serie con un MOSFET controlado con una señal digital denominada S-pixel. Este circuito está conectado a un integrador, implementado con un primer amplificador operacional (U1). Posteriormente, un segundo amplificador operacional (U2) se utiliza para realizar las funciones de filtrado paso bajo, amplificación, e inversión de la señal. El diseño fue realizado utilizando el software LTspice.

Figura 21

Circuito de acoplamiento de señal de un pixel.



Nota. La figura muestra la implementación física del circuito de un pixel, integrador, y filtro. El pixel incluye un fotodiodo en paralelo con un capacitor de 1 μ F y en serie con un MOSFET M1. Este está conectado a un integrador, seguido por un circuito que realiza filtrado paso bajo, amplificación, e inversión de la señal, utilizando dos amplificadores operacionales.

IV. Validación del pixel - Matriz activa

Validación del pixel:

La validación del pixel fue realizada mediante pruebas de reproducibilidad, linealidad, constancia tasa de dosis y porcentaje de dosis profundidad PDD. Para cada prueba, se sometió el pixel sumergido en el maniquí de agua a un haz de fotones de 6 MV generado por un acelerador lineal Varian 2100 C/D (Varian Medical Systems).

Prueba de reproducibilidad

Para evaluar la reproducibilidad del pixel, se midió la dosis absorbida por el diodo durante 10 ciclos consecutivos de irradiación en el mismo punto de irradiación. La prueba se realizó con el pixel sumergido en agua con su cubierta para evitar el ingreso de agua y luz. Las condiciones de la prueba fueron las siguientes:

- Maniquí de agua de 30 x 30 x 30 cm^3 .

- Distancia fuente-superficie SSD de 100 cm.
- Profundidad del detector de 10 cm.
- Campo de irradiación de $10 \times 10 \text{ cm}^2$.
- Unidades Monitor de 100 UM.
- Tasa de dosis de 400 UM/min.
- Número de irradiaciones: 10

Prueba de Linealidad

Para evaluar la linealidad del pixel, se sumergió el diodo en agua con su cubierta para evitar el ingreso de agua y luz. Se configuraron los parámetros del acelerador lineal según las condiciones que se muestran a continuación, variando las unidades monitor (UM). Luego, se realizaron tres irradiaciones para cada UM seleccionada, registrando un total de quince lecturas proporcionadas por el microcontrolador. Las condiciones de la prueba fueron las siguientes:

- Maniquí de agua de $30 \times 30 \times 30 \text{ cm}^3$.
- Distancia fuente-superficie SSD de 100 cm.
- Profundidad del detector de 10 cm.
- Campo de irradiación de $10 \times 10 \text{ cm}^2$.
- Unidades Monitor de 50, 100, 150, 200 y 250 UM.
- Tasa de dosis de 400 UM/min.
- Número de irradiaciones: 15

El objetivo de esta prueba fue evaluar si la respuesta del sensor era lineal al variar las UM utilizadas durante la irradiación. Los resultados obtenidos fueron analizados para determinar si la respuesta del pixel era coherente con los valores esperados.

Prueba de dependencia con la tasa de dosis

Para evaluar la prueba de dependencia con la tasa de dosis, se sumergió el diodo en agua con su cubierta para evitar el ingreso de agua y luz. Se configuraron los parámetros del acelerador lineal según las condiciones que se muestran a continuación, variando la tasa de dosis. Luego, se realizaron tres irradiaciones para cada tasa de dosis seleccionada,

registrando un total de dieciocho lecturas proporcionadas por el microcontrolador. Las condiciones de la prueba fueron las siguientes:

- Maniquí de agua de 30 x 30 x 30 cm^3 .
- Distancia fuente-superficie SSD de 100 cm.
- Profundidad del detector de 10 cm.
- Campo de irradiación de 10 x 10 cm^2 .
- Unidades Monitor de 100 UM.
- Tasa de dosis de 100, 200, 300, 400, 500 y 600 UM/min.
- Número de irradiaciones: 18.

El objetivo de esta prueba fue evaluar si la tasa de dosis del acelerador lineal era constante al variar las tasas de dosis utilizadas durante la irradiación. Los resultados obtenidos se registraron y analizaron cuidadosamente para determinar si la tasa de dosis era consistente con los valores esperados.

Porcentaje de dosis en Profundidad (PDD)

Para evaluar el porcentaje de dosis profundidad (PDD), se sumergió el fotodiodo en agua con su cubierta para evitar el ingreso de agua y luz. Se configuraron los parámetros del acelerador lineal según las condiciones que se muestran a continuación, variando la profundidad del detector. Luego, se realizaron tres irradiaciones para cada profundidad seleccionada, registrando un total de quince lecturas proporcionadas por el microcontrolador. Las condiciones de la prueba fueron las siguientes:

- Maniquí de agua de 30 x 30 x 30 cm^3 .
- Distancia fuente-superficie SSD de 100 cm.
- Profundidad del detector de 1.6, 2, 5, 10 y 20 cm.
- Campo de irradiación de 10 x 10 cm^2 .
- Unidades Monitor de 100 UM.
- Tasa de dosis de 400 MU/min.
- Número de irradiaciones: 15.

El objetivo de esta prueba fue evaluar el comportamiento de la dosis absorbida a diferentes profundidades. Los resultados obtenidos se registraron y analizaron cuidadosamente para determinar si la distribución de la dosis cumplía con los valores esperados.

Se normaliza los promedios calculados a 2cm de profundidad mediante la siguiente formula:

$$\overline{M_{Ni}} = M_{TPS(2cm)} \times \frac{\overline{M_i}}{\overline{M_{2cm}}}$$

$\overline{M_{Ni}}$: Promedio normalizado a 2 cm de profundidad.

$M_{TPS(2cm)}$: Valor PDD de comisionamiento a 2 cm de profundidad.

$\overline{M_i}$: Valor de lectura promedio en la profundidad i

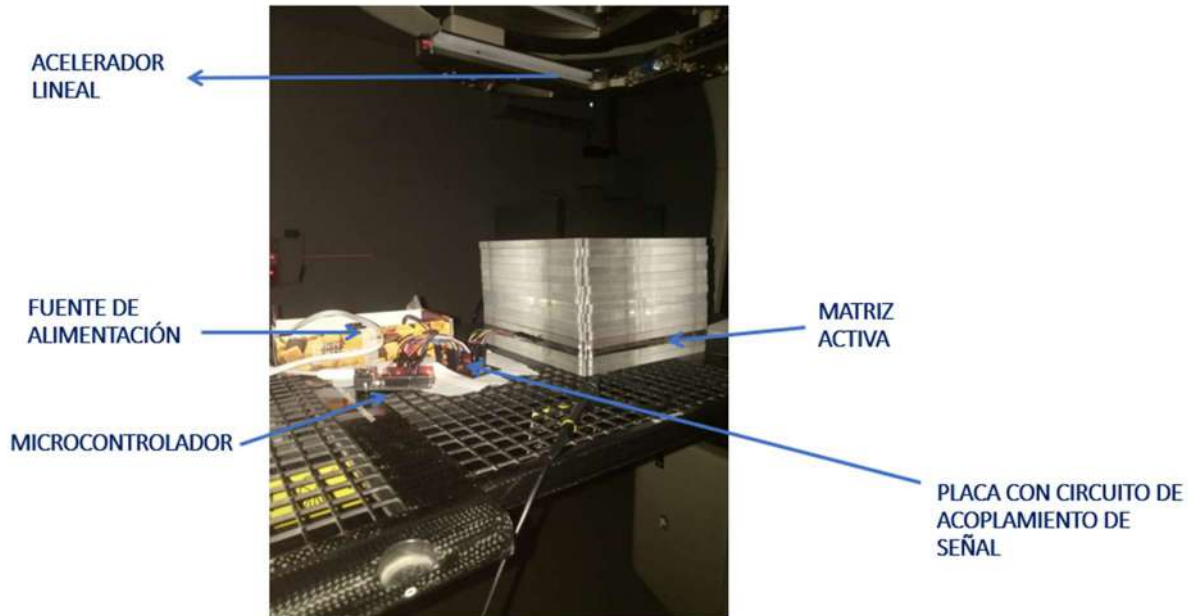
$\overline{M_{2c}}$: Valor de lectura promedio en la profundidad de 2 cm

Validación de la matriz activa

En la validación de la matriz activa, se colocó la matriz dentro de un maniquí construido a partir de láminas de material PMMA para realizar las pruebas correspondientes. El maniquí fue irradiado utilizando un haz de fotones de 6 MV de un acelerador lineal Varian 2100 C/D (Varian Medical Systems). Antes de realizar las pruebas, se calculó el ruido de fondo y el factor de uniformidad de los fotodiodos. Para validar los resultados obtenidos con la matriz activa, se utilizó una cámara de ionización Farmer Type Chamber PTW 30013, previamente calibrada, la cual es comúnmente empleada en el control de calidad dosimétrico de aceleradores lineales. Este instrumento aseguró la precisión de las mediciones realizadas.

Figura 22

Implementación de la matriz activa con 25 fotodiodos.



Nota. La figura muestra la implementación de una matriz activa compuesta por 25 fotodiodos, cubierta por un maniquí construido con láminas de material PMMA, que simula las propiedades de una cuba de agua. La matriz se encuentra dentro de un búnker bajo el haz de radiación de un acelerador lineal, lo que permite evaluar su respuesta en condiciones de radiación controladas.

- **Cálculo del factor de uniformidad:**

Debido a que no todos los fotodiodos poseen la misma sensibilidad a la radiación, se calculó un factor de uniformidad para cada uno de ellos. Se irradió la matriz con un campo de $40 \times 40 \text{ cm}^2$ y 100 UM, registrando los valores proporcionados por el microcontrolador a partir de la lectura de los 25 fotodiodos. Este procedimiento se repitió tres veces para obtener medidas más precisas. A partir de estas mediciones, se calculó el factor de uniformidad de cada fotodiodo, mediante la siguiente fórmula.

$$FU_{i,j} = \frac{PM_{i,j}}{M_{i,j}}$$

$FU_{i,j}$: Factor de uniformidad de cada fotodiodo en la posición i, j

$PM_{i,j}$: Promedio total de $\overline{M_{i,j}}$ de los 25 fotodiodos

$\overline{M_{i,j}}$: Promedio de las 3 lecturas de un fotodiodo en la posición i, j menos el ruido de fondo de la columna correspondiente.

- **Perfiles de Campo**

Se llevaron a cabo pruebas de perfil de campo, colocando la matriz en bloques de PMMA a 3.6 cm de profundidad. Se configuraron los parámetros del acelerador lineal como se detalla a continuación, variando el tamaño de campo. Para cada tamaño de campo seleccionado, se realizaron tres irradiaciones, registrando las lecturas del microcontrolador correspondientes a los 25 fotodiodos de la matriz. Las condiciones de la prueba fueron las siguientes:

- Maniquí de acrílico de 20 x 20 x 20 cm^3 .
- Distancia fuente-superficie SSD de 100 cm.
- Profundidad de la matriz de 10 cm.
- Campos de irradiación de 5 x 5, 8 x 8 y 12 x 12 cm^2 .
- Unidades Monitor de 100 UM.
- Tasa de dosis de 400 UM/min.
- Número de irradiaciones: 9.

Todos los procedimientos se realizaron con equipos de calibración adecuados para asegurar las mediciones. Los resultados obtenidos se analizaron cuidadosamente para determinar si la matriz cumplía con los requisitos del proyecto en cuanto a su funcionamiento.

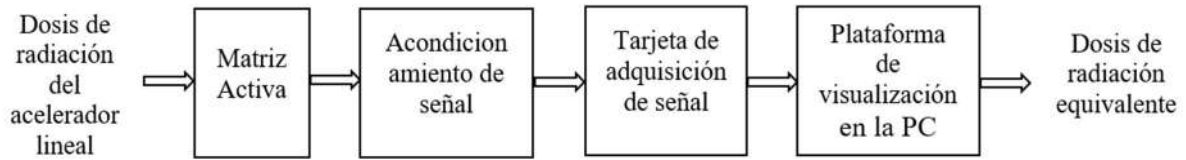
Segunda etapa:

4.1.2. Diseño e implementación del sistema DAQ

Para poder comparar los resultados de la lectura de la matriz activa con los de un instrumento calibrado para el control de calidad de un acelerador lineal, es necesario implementar un sistema de adquisición de datos que mida la data obtenida por la matriz activa expuesta a radiación en un determinado tiempo.

Figura 23

Diagrama de bloques del sistema de adquisición de datos.



Nota. El diagrama de bloques ilustra el flujo de información en el sistema de adquisición de datos. La dosis de radiación del acelerador lineal es capturada por la Matriz Activa, cuya señal es acondicionada antes de ser adquirida y almacenada por una tarjeta de adquisición de señal. Finalmente, los datos son visualizados en una plataforma en la PC, permitiendo obtener la dosis de radiación equivalente.

La señal de entrada del sistema de adquisición de datos es la dosis de radiación dada por el acelerador lineal ubicado dentro de un bunker. El sistema cuenta con cuatro etapas: matriz activa, circuito de acondicionamiento de señal, tarjeta de adquisición de señales, y el ordenador para visualizar y almacenar la información.

Para el sistema DAQ se usó el microcontrolador STM32F103C8T6 y el protocolo de comunicación RS-485, ya que permiten la transmisión de datos a largas distancias con una alta inmunidad al ruido electromagnético. Además, el uso de Python como lenguaje de programación ofrece una gran flexibilidad en el manejo de datos y la interfaz de usuario. Esto permite realizar el almacenamiento de datos de forma continua y en tiempo real, utilizando librerías y extensiones que establecen la comunicación entre los programas.

I. Circuito de acondicionamiento de señal

El diseño del circuito de acondicionamiento de señal para una matriz activa de 25 píxeles utilizando circuitos de acoplamiento de señal se adapta del diseño anterior para un solo pixel, y requiere el diseño de 5 circuitos de acoplamiento de señal, cada uno procesando las señales generadas por un grupo de 5 píxeles.

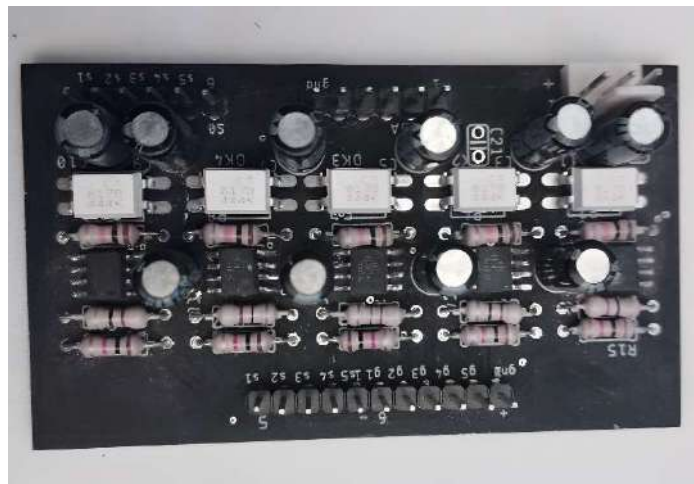
Cada circuito de acoplamiento de señal constará del circuito del pixel, integrador capacitivo y filtro paso bajo de primer orden, donde se ajustarán los tiempos de apertura del MOSFET del pixel y del optoacoplador del integrador capacitivo, adecuados para

garantizar una lectura eficiente y confiable de la señal en cada grupo de 5 píxeles. Es importante que los tiempos de apertura del MOSFET y del optoacoplador del integrador estén bien ajustados, ya que esto afecta la carga y la lectura de la señal del sensor del pixel.

La impedancia de entrada del circuito de acoplamiento de señal será alta para minimizar el efecto de carga en el fotodiodo de cada pixel. También se consideró la relación señal a ruido para garantizar una medición precisa y confiable de la señal en los 25 píxeles de la matriz activa.

Figura 24

Implementación del circuito de acondicionamiento de señal.



Nota. La figura muestra la implementación del circuito de acondicionamiento de señal, diseñado para optimizar y preparar las señales provenientes de la Matriz Activa antes de su adquisición y almacenamiento. Este circuito es crucial para asegurar la integridad y precisión de los datos capturados en el sistema de adquisición.

II. Tarjeta de adquisición de señales

i. Selección de la tarjeta de adquisición

Para la adquisición de datos de matriz de fotodiodos, considere la posibilidad de utilizar el microcontrolador Arduino Uno o el STM32F103C8T6. En la siguiente tabla, se muestran las especificaciones relevantes de estos dos dispositivos:

Cuadro 2

Cuadro comparativo de la tarjeta de adquisición.

Características	Arduino Uno	STM32F103C8T6
Velocidad de CPU	16 MHz	24 MHz
Memoria Flash	32 KB	128 KB
Pines digitales	14	37
Pines analógicos	6	10
ADC resolución	10 bits	12 bits
Comunicación Serial	UART, SPI, I2C	UART, SPI, I2C, CAN
Precisión del reloj interno	+/-0.5%	+/-1%

Nota. El cuadro compara las principales características de las placas Arduino Uno y STM32F103C8T6, evaluando su velocidad de CPU, memoria flash, cantidad de pines digitales y analógicos, resolución del ADC, opciones de comunicación serial, precisión del reloj interno y precio aproximado. Esta comparación es útil para determinar la placa más adecuada según las necesidades específicas del proyecto.

Como se puede observar en la tabla, ambos microcontroladores tienen características similares en cuanto a los protocolos de comunicación disponibles (UART, SPI, I2C) y la cantidad de pines y canales ADC. Sin embargo, el STM32F103C8T6 tiene una velocidad de CPU ligeramente mayor y más memoria flash, lo que podría ser beneficioso para aplicaciones donde se requiere un procesamiento rápido y almacenamiento de datos.

Además, el STM32F103C8T6 tiene una resolución ADC más alta (12 bits frente a 10 bits), lo que podría permitir mediciones más precisas de las señales analógicas de los fotodiodos. Aunque ambos dispositivos tienen una precisión del reloj interno aceptable, el STM32F103C8T6 tiene una precisión ligeramente mejor.

En conclusión, después de considerar las características relevantes para nuestro proyecto de adquisición de datos de matriz de fotodiodos, decidí utilizar el microcontrolador STM32F103C8T6 debido a su velocidad de procesamiento superior y resolución ADC más alta. Además, su precio más bajo también fue un factor importante en nuestra decisión.

ii. **Generador de señales digitales**

La generación de señales de pulsos digitales es una parte crítica del diseño de la matriz activa en la adquisición de señales de fotodiodos. Los pulsos digitales se utilizan para controlar tanto el MOSFET como el circuito integrador con el optoacoplador.

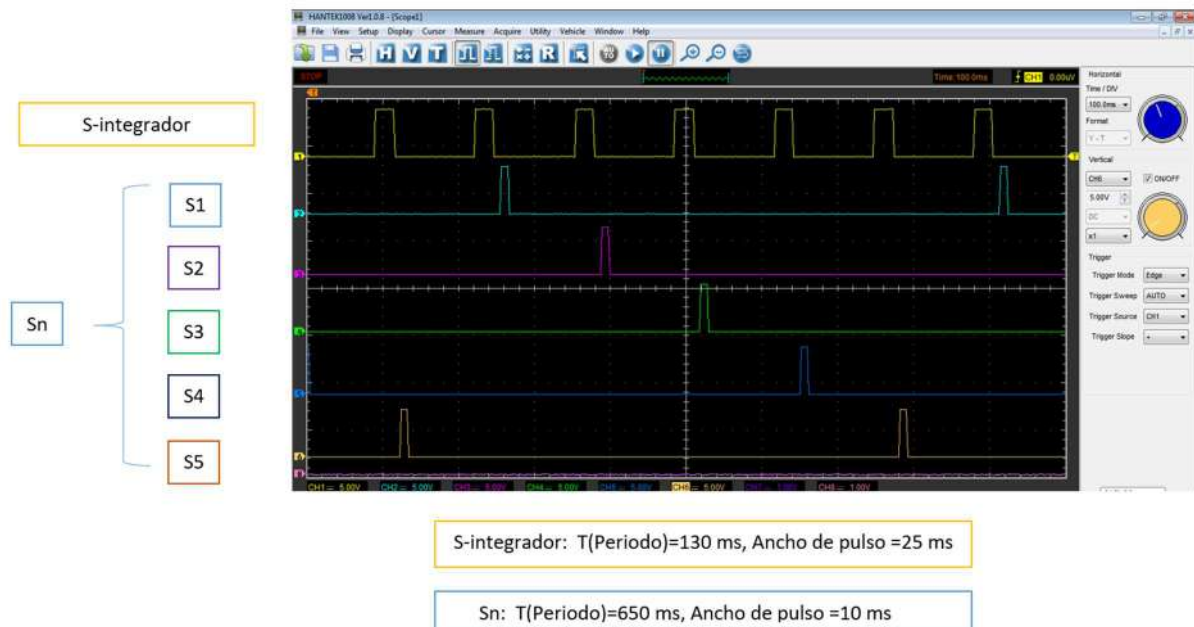
En general, las señales de pulsos digitales se generan utilizando un temporizador o contador interno del microcontrolador, que genera una señal de onda cuadrada a una frecuencia determinada. Esta señal se puede ajustar para controlar el tiempo de apertura y cierre del MOSFET, así como el tiempo de activación del optoacoplador en el circuito integrador.

Es importante que los pulsos digitales estén sincronizados correctamente, ya que cualquier desfase o error en la señal puede resultar en mediciones inexactas o erróneas. Además, es importante asegurarse de que la frecuencia de los pulsos digitales sea lo suficientemente alta para garantizar una respuesta rápida y precisa del sistema.

El diseño que se realizó para la matriz activa de 25 fotodiodos incluyó el uso de 5 pulsos de señales digitales para controlar el MOSFET de cada pixel. Cada pulso digital tuvo un ancho de pulso en alto de 5V de 10 ms, un periodo de 650 ms y un tiempo bajo de 0V de 640 ms. Los pulsos estuvieron desfasados entre sí en 120 ms para permitir una carga completa del capacitor antes de la lectura de la carga. Además, se generó una sexta señal de pulso digital para controlar el optoacoplador en el circuito integrador. Este pulso tuvo un ancho de pulso en alto de 5V de 25 ms, un periodo de 130 ms y un tiempo bajo de 0V de 105 ms. Esta señal se envió para leer la carga del capacitor después de que se haya cargado completamente con los pulsos del MOSFET.

Figura 25

Seis Señales digitales dadas por el microcontrolador, para una matriz con 25 fotodetectores.



Nota. La figura muestra seis señales digitales capturadas por el osciloscopio Hantek 1008C, generadas por el microcontrolador para controlar una matriz con 25 fotodetectores. En la figura, S-integrador representa la señal digital que abre el circuito integrador, mientras que Sn (s1, s2, s3, s4, s5) corresponden a las señales digitales de apertura para el MOSFET de cada píxel. La medición se realizó con una frecuencia de muestreo de 10 kHz.

iii. Lectura del ADC

En el diseño del sistema para la matriz activa de 25 fotodiodos, se utilizó un microcontrolador STM32F103C8T6 para generar los pulsos digitales y controlar los ADC (convertidores analógico-digitales) que se encargan de leer las señales generadas por los fotodiodos.

En este sistema, los ADC fueron configurados para garantizar mediciones de las señales analógicas generadas por los fotodiodos en respuesta a la radiación incidente. Cada ADC lee las señales analógicas generadas por los fotodiodos correspondientes en cada grupo de 5 fotodiodos.

Durante el proceso de lectura, las señales analógicas son amplificadas y filtradas antes de ser convertidas en señales digitales por los ADC.

El valor de voltaje medido por cada ADC es equivalente a la medida de radiación capturada por cada uno de los fotodiodos. Una vez obtenidos los valores de voltaje correspondientes a cada uno de los fotodiodos, el microcontrolador realiza una suma acumulativa de las mediciones de voltaje correspondientes a cada fotodiodo durante el tiempo de exposición deseado. La data medida por cada uno de los 25 fotodiodos son enviados al visor de Arduino, donde pueden ser visualizados y analizados por el usuario.

Tercera etapa:

4.1.3. Diseño e implementación del sistema de comunicación utilizando el Módulo RS-485

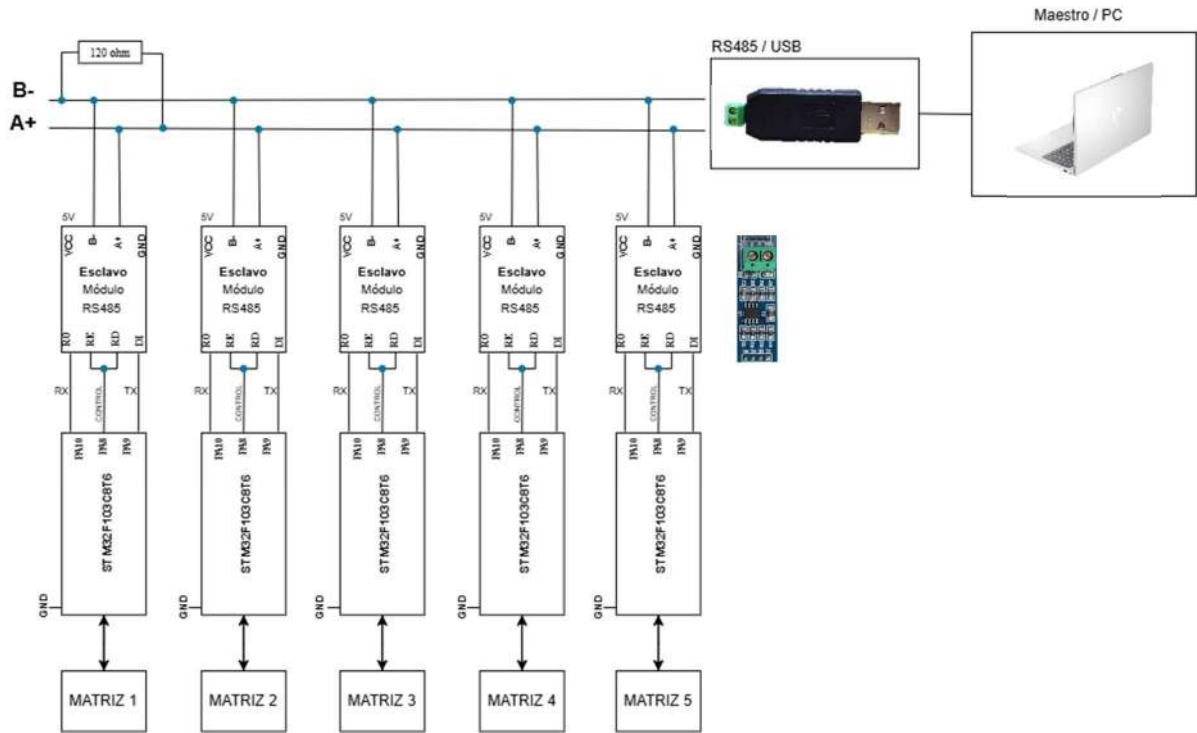
En el diseño del sistema de comunicación para el detector cúbico tridimensional que consta de 5 matrices activas, se utilizó la tecnología RS-485 para transmitir los datos obtenidos desde los 125 fotodiodos hasta la PC.

La necesidad de usar esta configuración se debe a la necesidad de medir la radiación en tiempo real, por lo que se requiere una alta velocidad de transmisión de datos y una comunicación confiable. Además, la ubicación del detector dentro del bunker hace que sea necesario garantizar una transmisión de datos segura y eficaz a través de largas distancias (aproximadamente 10 metros).

Para lograr esto, se utilizaron 5 microcontroladores STM32F103C8T6, uno para cada matriz activa con 25 fotodiodos. Cada microcontrolador se encargaba de procesar las señales analógicas generadas por los fotodiodos correspondientes y convertirlas en señales digitales. Luego, los valores digitales generados se transmitían directamente al módulo USB RS-485. Donde la PC estaba conectada a este módulo USB RS-485, que funcionaba como un maestro en la red y permitía controlar la adquisición de datos desde todos los microcontroladores al mismo tiempo.

Figura 26

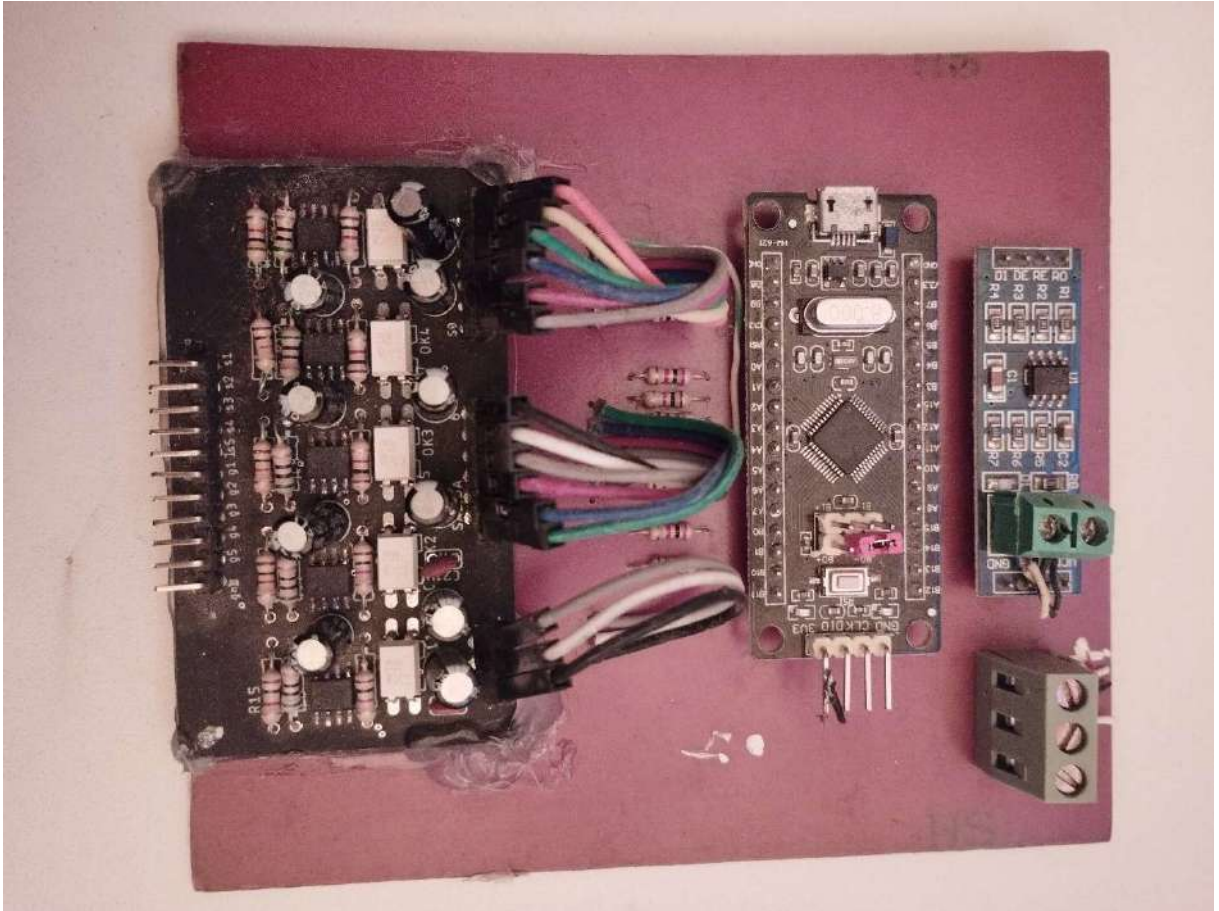
Diagrama de conexión para el sistema de comunicación con el módulo RS-485.



Nota. La figura muestra el diagrama de conexión que incluye 5 microcontroladores (uC1, uC2, uC3, uC4, uC5), 5 módulos RS-485, y un módulo USB RS-485, diseñados para la adquisición de datos del detector electrónico cúbico que contiene 125 fotodetectores (MATRIZ 1, MATRIZ 2, MATRIZ 3, MATRIZ 4 Y MATRIZ 5). Este sistema permite la transmisión de los datos adquiridos por los microcontroladores al ordenador a través del módulo USB RS-485, facilitando una comunicación eficiente para el procesamiento y almacenamiento de la información capturada.

Figura 27

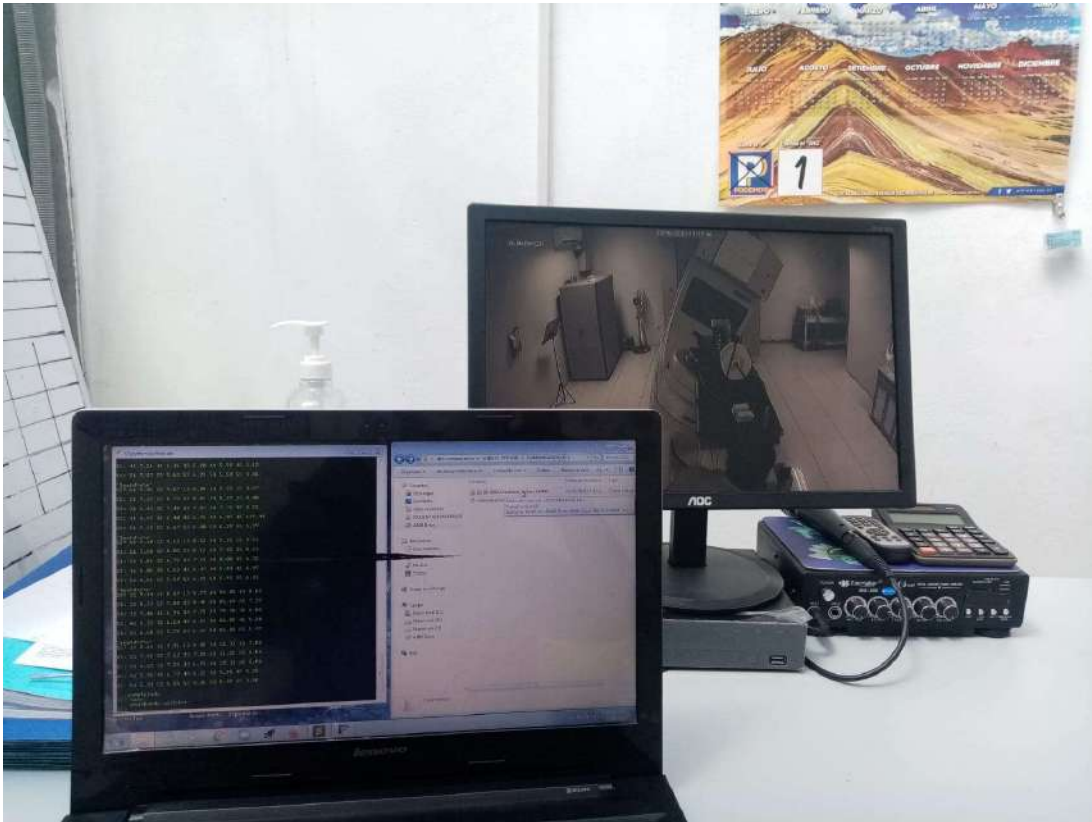
Implementación de la tarjeta de adquisición de datos para la lectura de 25 fotodiodos.



Nota. La figura muestra la implementación de la tarjeta de adquisición de datos, la cual incluye el sistema de acoplamiento de señal, un microcontrolador STM32F103C8T6, y un módulo RS-485, diseñados para la lectura de 25 detectores. Esta tarjeta permite la captura, transmisión, y almacenamiento eficiente de los datos obtenidos por los fotodiodos.

Figura 28

Toma de datos con la PC en la zona supervisada.



Nota. La figura muestra la configuración empleada para la toma de datos, en la que la PC se ubica en la zona supervisada, protegida por una puerta y una pared blindada de plomo. El detector electrónico 3D, expuesto a radiación dentro del búnker donde se encuentra el acelerador lineal, transmite las señales a la PC a través de un cable utilizando la comunicación RS-485. Esta disposición permite el monitoreo y registro seguro de los datos de radiación en tiempo real, asegurando la protección del operador.

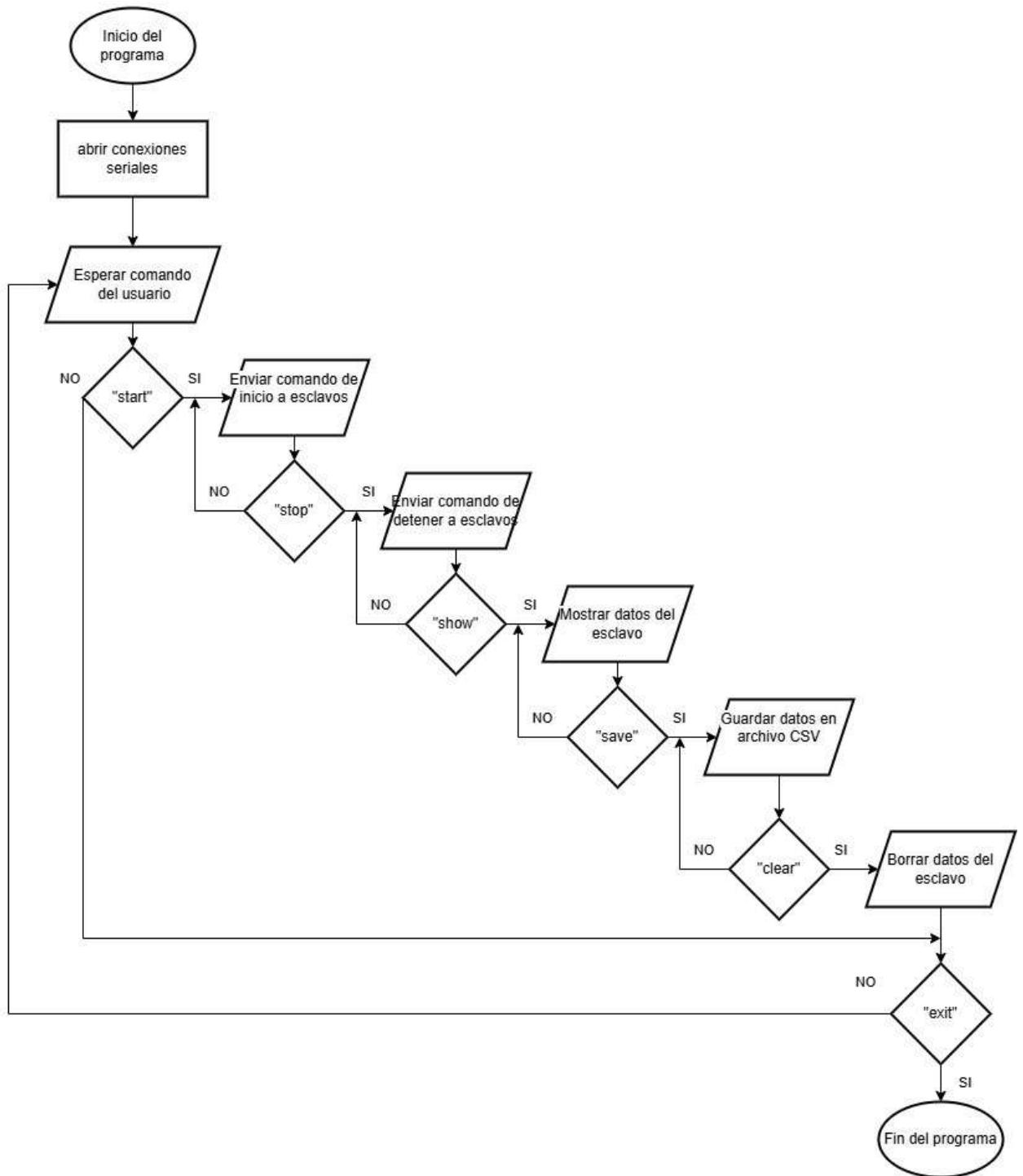
i. Código maestro

El diagrama de flujo del maestro detalla las acciones que realiza la PC como nodo central del sistema maestro-esclavo, operando con una tasa de transmisión/recepción de 9600 bps a través del bus RS-485. Esta tasa se selecciona para garantizar una transferencia de datos confiable en distancia de hasta 10 metros.

- Inicio y espera de comandos:
El esclavo permanece en un estado de espera, monitorizando el bus RS-485 para recibir un comando desde el maestro. Este comando puede ser cualquier instrucción predefinida como strt, stop, clea, o getd.
- Recepción y desempaqueado de datos:
El esclavo valida que el paquete recibido no esté corrupto. Si el paquete es válido, el esclavo procede con el procesamiento del comando.
- Procesamiento de comandos:
strt(inicio): El esclavo activa los MOSFET correspondientes para comenzar la adquisición de datos desde la matriz activa con fotodiodos. Los datos analógicos generados por los fotodiodos se acondicionan.
stop: Detiene la adquisición de datos, dejando de capturar nuevas lecturas de los fotodiodos.
clea: Reinicia las variables acumuladas de las mediciones previas.
getd: Los datos adquiridos se empaquetan en un formato adecuado y se envían al maestro a través del bus RS-485.
- Empaquetado de datos:
Los datos adquiridos por el esclavo se empaquetan de la siguiente forma:
Dirección del esclavo: Identifica el esclavo que está enviando los datos.
Datos adquiridos: Valores de las mediciones tomadas por la matriz activa con fotodiodos.
Este paquete se transmite nuevamente al maestro, utilizando la misma configuración de bus RS-485.
- Retorno al estado inicial:
Una vez procesado el comando y enviado el paquete de datos al maestro, el esclavo regresa a su estado de espera para recibir nuevos comandos del maestro.

Figura 29

Diagrama de flujo del código maestro.



Nota. La figura muestra el diagrama de flujo del código maestro.

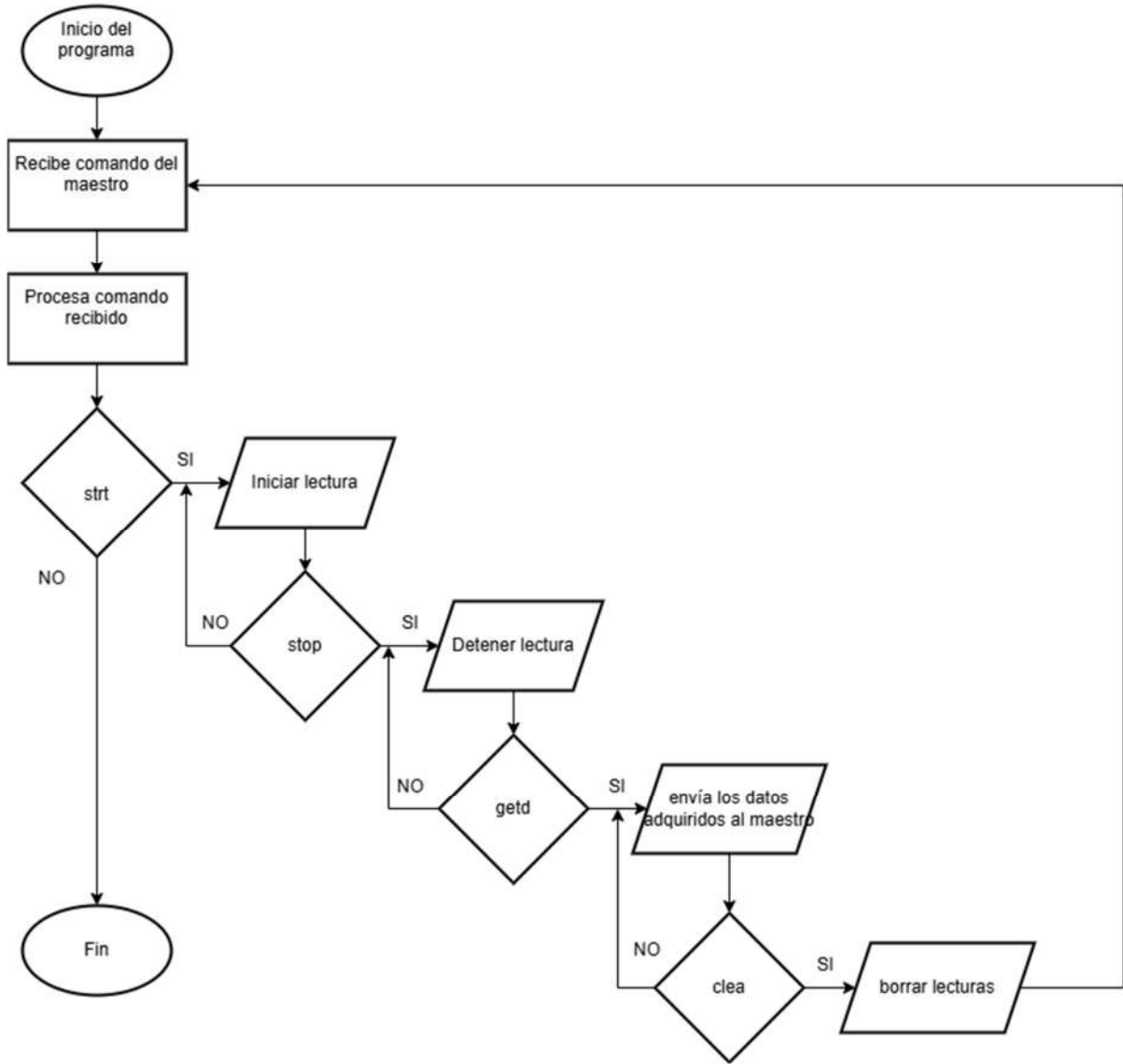
ii. Código esclavo

Para diseñar el código esclavo del microcontrolador STM32F103C8T6, se siguió los siguientes pasos:

- Se seleccionó el microcontrolador STM32F103C8T6 para el uso de los esclavos. Donde se instaló la librería adecuada en el IDE de Arduino y se configuro para que fuera compatible con el microcontrolador.
- Se conectó el programador ST-LINK al microcontrolador STM32F103C8T6 y se verifico que los pines de programación estuvieran correctamente conectados.
- Se escribió el código en el lenguaje de programación de Arduino para los esclavos, considerando la configuraron de los pines de entrada y salida, para generar pulsos digitales y leer los 5 ADCs, también se configuro la comunicación con el módulo RS-485 para poder transmitir los datos desde cada microcontrolador esclavo al módulo USB RS-485 esto incluyo la configuraron de los registros de control de transmisión y recepción, así como la selección de las velocidades de transmisión y recepción.
- Se realizaron pruebas para verificar que el código esclavo funcionara correctamente y donde se ajustaron los parámetros necesarios.
- Se repitieron los pasos para cada uno de los microcontroladores, donde se usó el mismo código y solo se modificó el número de esclavo `slaveAddress = '1'` para el primer esclavo, `slaveAddress = '2'` para el segundo esclavo, `slaveAddress = '3'` para el tercer esclavo, `slaveAddress = '4'` para el cuarto esclavo, `slaveAddress = '5'` para el quinto esclavo.

Figura 30

Diagrama de flujo del código esclavo.



Nota. La figura muestra el diagrama de flujo del código esclavo.

El diagrama de flujo del esclavo describe cómo los microcontroladores STM32F103C8T6, actuando como esclavos en el sistema maestro-esclavo, reciben comandos del maestro a través del bus RS-485, procesan las señales de acuerdo con esos comandos y devuelven los datos de manera estructurada y segura.

El bus RS-485 se utiliza para permitir la comunicación bidireccional entre el maestro y los esclavos, ya que permite que tanto el maestro envíe comandos a los esclavos como los esclavos respondan con los datos solicitados.

CAPITULO V: COSTOS Y PRESUPUESTO REFERENCIAL

En este capítulo se detallan los presupuestos asociados al diseño e implementación del detector electrónico tridimensional propuesto en esta tesis. Se incluye una comparación con detectores comerciales como el Daily QA y la Cámara de Ionización, ampliamente utilizados en el mercado, para evaluar la viabilidad económica del prototipo desarrollado.

5.1. Costos de Detectores Comerciales Existentes

Daily QA

Este equipo facilita un control de calidad rápido y eficiente, especialmente útil en controles de rutina diarios. Sin embargo, el costo de adquisición de un Daily QA oscila entre \$10,000 y \$15,000 USD (aproximadamente S/. 37,000 a S/. 55,000), lo cual representa una inversión considerable que puede ser un reto financiero para instituciones con recursos limitados.

Cámara de Ionización

La cámara de ionización, uno de los detectores estándar para mediciones dosimétricas puntuales, permite obtener lecturas precisas de dosis en áreas específicas. Esta tecnología es utilizada principalmente para calibraciones dosimétricas en diferentes configuraciones de medición. No obstante, su costo varía entre \$5,000 y \$8,000 USD (aproximadamente S/. 18,500 a S/. 30,000). Además, requiere un electrómetro y accesorios adicionales, lo cual incrementa la inversión total necesaria para su uso en clínicas.

5.2. Presupuesto del Prototipo Desarrollado

Cuadro 3

Presupuesto de Materiales.

PRESUPUESTO DE MATERIALES				
Detalle	Descripción	Cantidad	Precio Unitario (S/.)	Sub Total(S/.)
Componentes electrónicos	Transistor metal-óxido-semiconductor de efecto de campo (MOSFET) N-CHANNEL 60V 115mA	500	0.76	382.00
	Fotodiodos BPW 34 S-Z	500	2.13	1065.00
	Capacitores cerámicos de capas múltiples (MLCC) - SMD/SMT 100V 0.27uF X7R 0805 10%	500	0.57	284.50
	Amplificadores operacionales - Op Amps CMOS DUAL OP AMP	50	5.47	273.50

	Optoacopladores de salida Triac y SCR DIP-6 TRIAC IFT 5MA	50	2.38	119.00
	Resistencias varias	1	20.00	20.00
	Condensadores varios	1	20.00	20.00
	Placa ARM STM32F103C8T6	5	38.00	190.00
	Módulo RS-485 con MAX485	10	4.00	40.00
	Adaptador modulo USB a RS-485	1	18.00	18.00
Material de escritorio				
	Papel bond A4(500 und)	2	35.00	70.00
	Impresión	1	50.00	50.00
Herramienta de trabajo				
	Cauting tipo lápiz 80W	1	39.90	39.90
	Rollo de estaño	1	59.90	59.90
	Minitraladro	1	54.00	54.00
	Cable utp-dixon, conectores rj-4	1	16.60	16.60
	Sikasil negro	2	16.00	32.00
Trabajo encargado	Impresión de tarjetas en PCBWay	1	200.00	200.00
Total				S/. 2,934.40

Nota. El presupuesto de materiales corresponde a la adquisición de los componentes electrónicos, materiales de oficina y herramientas necesarias para la fabricación y ensamblaje del prototipo.

Cuadro 4

Presupuesto de Estructura.

PRESUPUESTO DE ESTRUCTURA				
Detalle	Descripción	Cantidad	Precio Unitario (S/.)	Sub Total(S/.)
Material	Material acrílico	1	1150.50	1150.50
	Filamento para impresora 3D	7	70.00	490.00
Total				S/. 1,640.50

Nota. El presupuesto de estructura abarca los materiales utilizados en la fabricación de la carcasa del prototipo, como el material acrílico y el filamento para impresora 3D.

Cuadro 5

Resumen de presupuesto.

RESUMEN DE PRESUPUESTO	
Detalle	Total (S/.)
Presupuesto de materiales	S/. 2,934.40
Presupuesto de estructura	S/. 1,640.50
Presupuesto Total	S/. 4,574.90

Nota. El presupuesto total del prototipo incluye tanto los materiales electrónicos como la estructura, resultando en una inversión considerablemente inferior a la de los detectores comerciales mencionados.

El diseño e implementación del detector electrónico tridimensional propuesto en esta tesis representa una solución económica y adaptada a las necesidades específicas del control de calidad dosimétrico en aceleradores lineales. El presupuesto total del prototipo es significativamente menor en comparación con detectores comerciales, equivalentes a una fracción del precio del Daily QA y menos de un tercio del costo de la cámara de ionización.

5.3. Comparación y Análisis de Presupuesto

La diferencia de presupuestos entre el prototipo propuesto y los detectores comerciales de referencia (Daily QA y Cámara de Ionización) es sustancial. Mientras que el Daily QA y la cámara de ionización ofrecen precisión y confiabilidad comprobadas, el prototipo de detector tridimensional desarrollado en este proyecto proporcionaría una alternativa económica, adaptable y eficiente para los controles dosimétricos. Este dispositivo permitiría a instituciones de salud con presupuesto limitado realizar mediciones en tres dimensiones, manteniendo los estándares de calidad necesarios para garantizar la seguridad y eficacia en tratamientos de radioterapia.

CAPITULO VI: PRUEBAS DE VALIDACIÓN Y RESULTADOS

6.1. Validación del pixel

6.1.1. Prueba de reproducibilidad

Estos valores te permiten evaluar la dispersión y la consistencia de las mediciones del sensor en relación con su promedio. Una desviación estándar baja y una desviación estándar relativa baja indican una buena reproducibilidad en las mediciones. en este caso 1.09% forma parte de un valor bajo por lo tanto aceptable en comparación con una cámara de ionización.

Cuadro 6

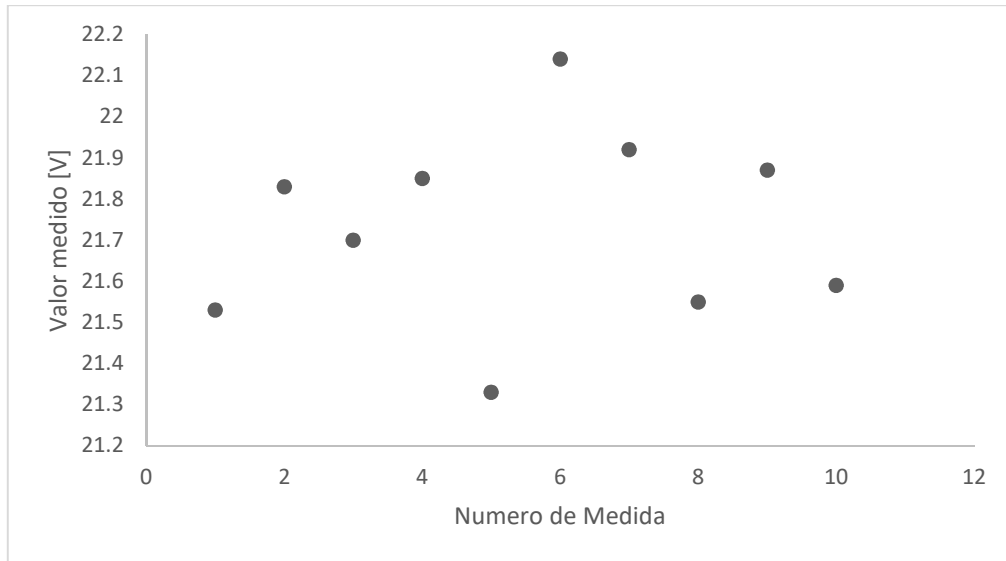
Medida de la reproducibilidad del pixel.

Reproducibilidad del pixel										
N° de medida	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Lectura del microcontrolador (V)	21.53	21.83	21.7	21.85	21.33	22.14	21.92	21.55	21.87	21.59
Promedio	21.731									
Desviación estándar	0.24									
Desviación estándar relativa (%)	1.09%									

Nota. Las condiciones detalladas para evaluar la reproducibilidad del pixel, previamente mencionadas, se utilizaron para la medición de la dosis absorbida por el fotodiodo durante 10 ciclos consecutivos de irradiación, bajo condiciones controladas, incluyendo un maniquí de agua de 30 x 30 x 30 cm³, SSD de 100 cm, profundidad del detector de 10 cm, campo de irradiación de 10 x 10 cm², 100 UM, y una tasa de dosis de 400 UM/min.

Figura 31

Reproducibilidad del pixel.



Nota. La figura muestra un gráfico de la reproducibilidad del pixel, elaborado en Excel a partir de los datos obtenidos durante las pruebas de irradiación. Los resultados ilustran la consistencia en la dosis absorbida por el diodo a lo largo de 10 ciclos consecutivos de irradiación.

6.1.2. Prueba de linealidad

En la prueba de linealidad, el sensor se mantiene a una profundidad constante mientras se varían las unidades monitor (UM). En este caso, los resultados del coeficiente de variación de linealidad en la tabla representan la consistencia del sensor en relación con la linealidad de su respuesta a diferentes niveles de unidades monitor en esa misma profundidad.

Al examinar los valores en la tabla, podemos observar cómo varía la linealidad del sensor a medida que aumentan las unidades monitor. En este caso, se puede notar que la desviación estándar relativa es baja para todas las unidades monitor, lo que sugiere que el sensor muestra una buena consistencia y linealidad en general en esa profundidad específica.

Cuadro 7

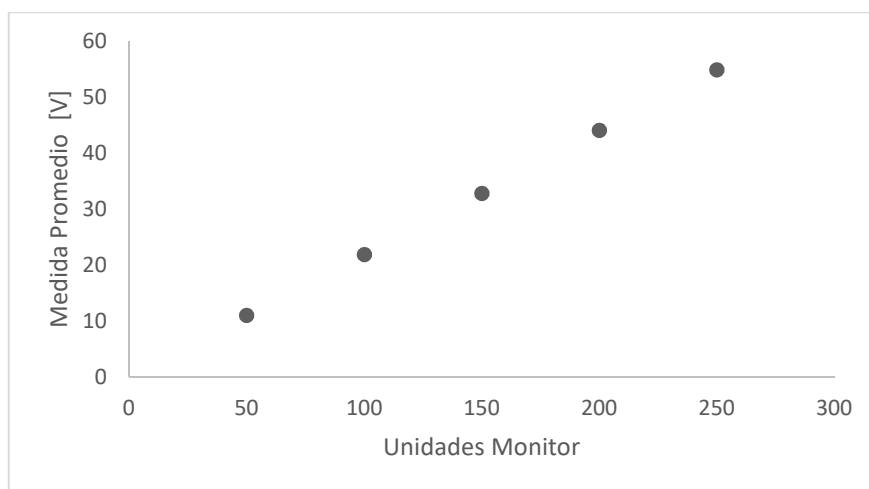
Medida de la linealidad del Pixel.

Linealidad						
Unidades Monitor	Lectura del microcontrolador			Promedio	Desviación estándar	Desviación estándar relativa (%)
	1	2	3			
50	11.05	11.04	10.99	11.027	0.03	0.29%
100	22.14	21.83	21.7	21.89	0.23	1.03%
150	32.68	32.61	33.15	32.813	0.29	0.89%
200	44.26	43.9	44.22	44.127	0.20	0.45%
250	54.67	54.97	55.12	54.92	0.23	0.42%

Nota. La prueba de linealidad, cuyas condiciones fueron previamente detalladas en la sección de diseño, se realizó sumergiendo el píxel en un maniquí de agua y variando las unidades monitor (UM) del acelerador lineal. Se realizaron tres irradiaciones para cada UM seleccionada, registrando un total de quince lecturas. Las condiciones incluyeron un campo de irradiación de 10 x 10 cm², una SSD de 100 cm, y una tasa de dosis de 400 UM/min. El objetivo fue evaluar si la respuesta del píxel mantenía una relación lineal con las dosis aplicadas.

Figura 32

Prueba de linealidad del pixel.



Nota. La figura muestra los resultados de la prueba de linealidad del píxel, donde el sensor se mantuvo a una profundidad constante mientras se variaban las unidades monitor (UM). Los resultados reflejan el coeficiente de variación de linealidad, indicando la consistencia del sensor frente a diferentes niveles de UM. La baja desviación estándar relativa observada sugiere que el sensor mantiene una buena consistencia y linealidad en esa profundidad específica.

6.1.3. Prueba dependencia con la tasa de dosis

La prueba de dependencia con la tasa de dosis se realiza para evaluar si existe una relación entre la tasa de dosis administrada y las mediciones realizadas. En el contexto de la radioterapia, es crucial garantizar que la tasa de dosis entregada se mantenga constante y no varíe significativamente, ya que cualquier desviación podría afectar la precisión del tratamiento.

Durante esta prueba, se obtienen mediciones de la dosis administrada a diferentes tasas de dosis predefinidas. Se calcula el promedio de las mediciones y se determina la desviación estándar relativa para evaluar la coherencia y consistencia de los resultados obtenidos.

La interpretación de los resultados permite identificar si hay una dependencia significativa entre la tasa de dosis y las mediciones realizadas. Si la desviación estándar relativa se encuentra dentro de un margen aceptable, generalmente del 1%, se considera que la dependencia es aceptable y las mediciones son confiables en diferentes tasas de dosis.

Sin embargo, si la desviación estándar relativa supera el umbral establecido, indica una dependencia significativa entre la tasa de dosis y las mediciones, lo cual puede requerir acciones correctivas, como calibración del sistema o ajustes en el protocolo de tratamiento.

Cuadro 8

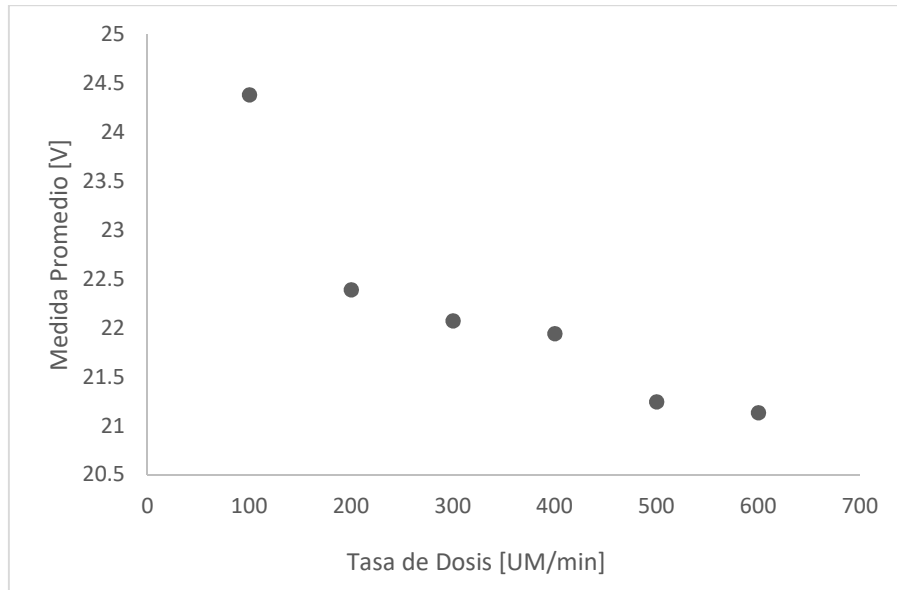
Medida de la dependencia con la tasa de dosis en un píxel.

Dependencia con la tasa de dosis en un píxel						
Tasa de Dosis	Lectura del microcontrolador			Promedio	Desviación estándar	Desviación estándar relativa (%)
UM/min	1	2	3			
100	23.77	25.28	24.1	24.383	0.7939	3.26%
200	22.58	22.47	22.12	22.39	0.2402	1.07%
300	22.18	22.18	21.86	22.073	0.1848	0.84%
400	21.91	22.05	21.86	21.94	0.0985	0.45%
500	20.87	21.33	21.53	21.243	0.3384	1.59%
600	20.71	21.26	21.43	21.133	0.3763	1.78%

Nota. La prueba de dependencia con la tasa de dosis se realizó bajo las condiciones previamente descritas en la sección de diseño. Se llevaron a cabo dieciocho mediciones, con tres irradiaciones para cada tasa de dosis seleccionada, variando entre 100 y 600 UM/min. Los resultados analizados muestran la consistencia de la tasa de dosis del acelerador lineal, evaluando la fiabilidad del píxel en condiciones de irradiación variables.

Figura 33

Prueba de dependencia de la tasa de dosis de un píxel.



Nota. La figura muestra los resultados de la prueba de dependencia de la tasa de dosis en un píxel, realizada bajo condiciones controladas. El gráfico refleja cómo varía la respuesta del píxel en función de diferentes tasas de dosis, proporcionando una evaluación de su estabilidad y fiabilidad. Estos resultados son clave para verificar la consistencia del píxel en aplicaciones dosimétricas con tasas de dosis variables.

6.1.4. Porcentaje de Dosis en Profundidad (PDD)

1. La diferencia porcentual de 2.05% indica que el promedio normalizado a 1.6 cm de profundidad tiene una desviación del 2.05% respecto al valor de referencia establecido. Esto implica que las mediciones tienen una ligera discrepancia con el estándar esperado.
2. La diferencia porcentual de 0.00% indica que el promedio normalizado a 2 cm de profundidad coincide exactamente con el valor de referencia establecido. Esto significa que las mediciones están en completa concordancia con el estándar esperado.
3. La diferencia porcentual de 1.47% indica que el promedio normalizado a 5 cm de profundidad tiene una desviación del 1.47% respecto al valor de referencia establecido. Esto sugiere una pequeña discrepancia entre las mediciones y el estándar, pero aún dentro de límites aceptables.

4. La diferencia porcentual de 1.38% indica que el promedio normalizado a 10 cm de profundidad tiene una desviación del 1.38% respecto al valor de referencia establecido. Al igual que en el caso anterior, esto indica una pequeña discrepancia, pero aún dentro de límites aceptables.

5. La diferencia porcentual de 0.13% indica que el promedio normalizado a 15 cm de profundidad tiene una desviación del 0.13% respecto al valor de referencia establecido. Esta diferencia es muy pequeña y demuestra una alta concordancia entre las mediciones y el estándar esperado.

6. La diferencia porcentual de 2.00% indica que el promedio normalizado a 20 cm de profundidad tiene una desviación del 2.00% respecto al valor de referencia establecido. Esta diferencia sugiere una discrepancia moderada entre las mediciones y el estándar.

En general, los resultados muestran que la mayoría de las mediciones tienen una diferencia porcentual baja, lo cual indica una buena concordancia con los valores de referencia. Sin embargo, en el caso de la profundidad de 20 cm, se observa una mayor discrepancia. Esto podría sugerir la necesidad de verificar la calibración o realizar ajustes en el sistema para mejorar la precisión en esa profundidad específica.

Cuadro 9

Medida del Porcentaje de Dosis en Profundidad (PDD) de un píxel.

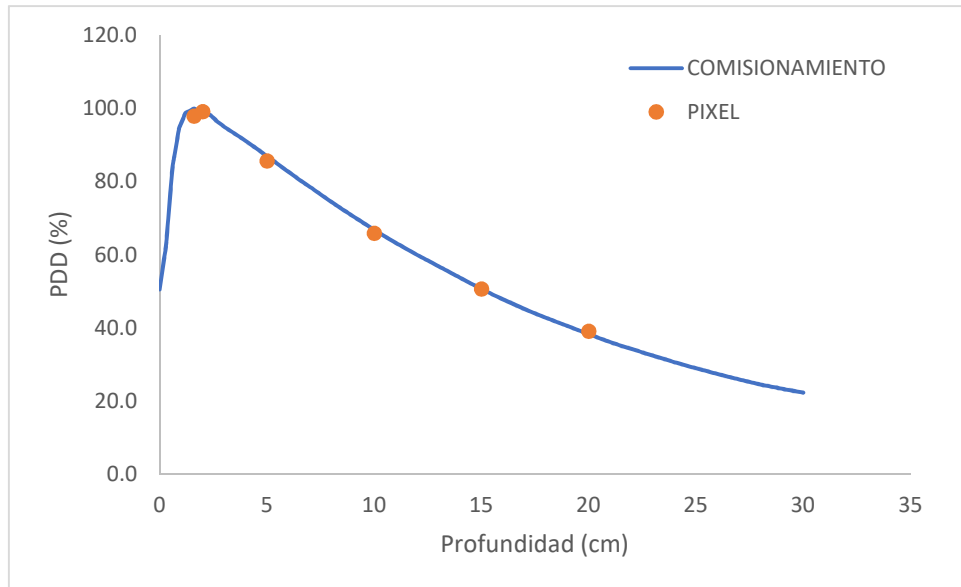
PDD de un píxel									
Profundidad cm	lectura del microcontrolador			Promedio	Desviación estándar	Desviación estándar relativa	Valores de PDD de comisionamiento	Promedio normalizado a 2cm de profundidad	Diferencia Porcentual
	1	2	3						
1.6	22.13	21.79	21.03	21.65	0.56	2.60%	100.00	97.95	2.05%
2	21.71	21.98	22.09	21.93	0.20	0.89%	99.21	99.21	0.00%
5	18.99	18.72	19.13	18.95	0.21	1.10%	87.01	85.72	1.47%
10	14.52	14.28	14.92	14.57	0.32	2.22%	66.86	65.94	1.38%
15	11.23	11.28	11.09	11.20	0.10	0.88%	50.74	50.67	0.13%
20	8.46	8.72	8.79	8.66	0.17	2.01%	38.40	39.17	2.00%

Nota. El cuadro presenta los resultados de la medida del Porcentaje de Dosis en Profundidad (PDD) para un píxel, obtenidos bajo condiciones previamente detalladas en la sección de diseño. Se evaluó la dosis absorbida a diferentes profundidades, con tres irradiaciones realizadas para cada profundidad seleccionada. Los resultados reflejan la variación de la dosis

en función de la profundidad, destacando tanto la concordancia con los valores de referencia como las discrepancias observadas en profundidades mayores.

Figura 34

Porcentaje de Dosis en Profundidad (PDD) de un píxel.



Nota. La figura muestra el Porcentaje de Dosis en Profundidad (PDD) de un píxel, obtenido bajo condiciones controladas. El gráfico representa cómo varía la dosis absorbida por el píxel a diferentes profundidades, comparando los resultados con los valores de referencia esperados.

6.2. Validación de la Matriz Activa

6.2.1. Factor de uniformidad

Figura 35

Medición de las matrices I, II, III, IV y V para el cálculo del factor de uniformidad.

		Voltios					Promedio	Factor de uniformidad				
		c1	c2	c3	c4	c5		c1	c2	c3	c4	c5
Matriz I							16.98					
	f1	18.42	17.36	17.04	16.51	15.74		0.92	0.98	1.00	1.03	1.08
	f2	18.56	16.91	16.88	16.07	15.83		0.92	1.00	1.01	1.06	1.07
	f3	18.39	16.88	16.79	16.29	15.83		0.92	1.01	1.01	1.04	1.07
	f4	18.42	17.04	16.85	16.15	15.81		0.92	1.00	1.01	1.05	1.07
	f5	19.12	16.62	17.68	17.02	16.40		0.89	1.02	0.96	1.00	1.04
Matriz II							15.08					
	f1	16.81	15.76	15.02	15.04	15.04		0.90	0.96	1.00	1.00	1.00
	f2	13.67	15.68	14.71	14.96	14.96		1.10	0.96	1.02	1.01	1.01
	f3	13.71	15.39	14.77	14.74	16.36		1.10	0.98	1.02	1.02	0.92
	f4	13.34	15.16	14.41	14.85	14.26		1.13	0.99	1.05	1.02	0.00
	f5	14.45	16.23	15.54	15.61	15.59		1.04	0.93	0.97	0.97	0.97
Matriz III							13.25					
	f1	12.46	13.12	11.86	13.29	13.78		1.06	1.01	1.12	1.00	0.96
	f2	12.65	13.21	13.79	12.87	14.06		1.05	1.00	0.96	1.03	0.94
	f3	11.23	13.07	13.34	0.03	13.89		1.18	1.01	0.99	0.00	0.95
	f4	12.70	13.12	13.64	13.00	13.94		1.04	1.01	0.97	1.02	0.95
	f5	13.12	13.71	13.91	13.40	14.82		1.01	0.97	0.95	0.99	0.89
Matriz VI							12.13					
	f1	12.50	11.66	12.57	67.84	11.63		0.97	1.04	0.96	0.00	1.04
	f2	12.54	11.58	12.64	67.49	11.19		0.97	1.05	0.96	0.00	1.08
	f3	12.40	11.47	12.75	62.84	12.11		0.98	1.06	0.95	0.00	1.00
	f4	12.78	11.54	12.53	67.85	10.83		0.95	1.05	0.97	0.00	1.12
	f5	13.12	12.37	13.15	67.71	11.19		0.92	0.98	0.92	0.00	1.08
Matriz V							11.02					
	f1	10.54	10.81	10.32	13.41	10.00		1.05	1.02	1.07	0.82	1.10
	f2	10.60	10.18	10.19	13.44	10.04		1.04	1.08	1.08	0.82	1.10
	f3	10.34	10.63	10.16	13.46	9.90		1.07	1.04	1.08	0.82	1.11
	f4	10.56	10.62	10.13	13.21	9.87		1.04	1.04	1.09	0.83	1.12
	f5	10.72	11.23	10.49	13.96	10.58		1.03	0.98	1.05	0.79	1.04

Nota. La figura presenta las mediciones realizadas en las matrices I, II, III, IV y V, utilizadas para calcular el factor de uniformidad. Estas mediciones son cruciales para evaluar la homogeneidad de la respuesta de los fotodiodos en las diferentes matrices, asegurando que la variación en la dosis detectada se mantenga dentro de los límites aceptables para un análisis dosimétrico preciso.

6.2.2. Perfiles de campo 5 X 5 cm²

Figura 36

Toma I y II para el cálculo de los perfiles de campo de 5 x 5 cm² en las matrices I, II, III, IV y V.

	Toma I					Toma II					Promedio					Factor de uniformidad					Promedio * Factor de uniformidad					Profundidad [cm]	Valor Normalizado	
	c1	c2	c3	c4	c5	c1	c2	c3	c4	c5	c1	c2	c3	c4	c5	c1	c2	c3	c4	c5	c1	c2	c3	c4	c5			
Matriz I	f1	3.13	2.3	3.02	1.98	0	1.93	1.28	1.9	1.36	0	2.53	1.79	2.46	1.67	0	0.92	0.98	1	1.03	1.08	2.33	1.75	2.45	1.72	0	64	0.23
	f2	3.33	13.2	14.5	12.6	0.16	2.17	12.3	13.5	12.1	0.14	2.75	12.7	14	12.4	0.15	0.92	1	1.01	1.06	1.07	2.52	12.8	14.1	13.1	0.16	64	1.31
	f3	3.41	13.9	14.4	13.5	0.27	2.25	13	14.2	12.6	0.25	2.83	13.4	14.3	13.1	0.26	0.92	1.01	1.01	1.04	1.07	2.61	13.5	14.5	13.6	0.28	64	1.35
	f4	3.32	11.6	13.8	11.7	0.26	2.13	11	12.6	11.1	0.1	2.73	11.3	13.2	11.4	0.18	0.92	1	1.01	1.05	1.07	2.51	11.3	13.3	12	0.19	64	1.23
	f5	4.16	2.88	3.29	2.09	1.05	3.03	2.14	2.63	1.68	1.13	3.6	2.51	2.96	1.89	1.09	0.89	1.02	0.96	1	1.04	3.19	2.57	2.84	1.88	1.13	64	0.26
Matriz II	f1	0.99	2.49	2.04	2.77	1.63	0.79	1.54	1.58	1.71	0.78	0.89	2.02	1.81	2.24	1.21	0.9	0.96	1	1	1	0.8	1.93	1.82	2.25	1.21	82	0.17
	f2	1.43	12.9	12.4	11.9	1.23	1.04	11.6	11.4	11.2	0.92	1.24	12.2	11.9	11.5	1.08	1.1	0.96	1.02	1.01	1.01	1.36	11.8	12.2	11.6	1.08	82	1.13
	f3	1.41	12.4	12.7	12.6	3.73	0.89	11.6	11.7	11.5	2.3	1.15	12	12.2	12	3.02	1.1	0.98	1.02	1.02	0.92	1.26	11.7	12.5	12.3	2.78	82	1.16
	f4	0.95	10.8	10.7	10.9	198	0.82	10.3	10.5	10.2	116	0.89	10.6	10.6	10.6	157	1.13	0.99	1.05	1.02	0	1	10.5	11.1	10.7	0	82	1.03
	f5	2.12	3.45	3.01	3.59	2.29	1.82	2.63	2.59	2.73	1.81	1.97	3.04	2.8	3.16	2.05	1.04	0.93	0.97	0.97	0.97	2.06	2.82	2.72	3.05	1.98	82	0.25
Matriz III	f1	2.39	2.95	3.23	3.35	3.55	1.45	1.81	1.93	2.17	1.86	1.92	2.38	2.58	2.76	2.71	1.06	1.01	1.12	1	0.96	2.04	2.4	2.88	2.75	2.6	100	0.27
	f2	2.42	10.5	12.3	10.3	3.43	1.89	9.73	10.4	9.27	2.18	2.16	10.1	11.4	9.81	2.81	1.05	1	0.96	1.03	0.94	2.26	10.2	10.9	10.1	2.64	100	1.02
	f3	2.92	10.7	11.3	0	3.01	1.83	9.55	10.4	0	1.88	2.38	10.1	10.8	0	2.45	1.18	1.01	0.99	0	0.95	2.8	10.3	10.8	0	2.33	100	1.00
	f4	2.72	9.14	11.1	9.78	3.41	1.68	8.9	9.96	8.67	1.93	2.2	9.02	10.5	9.23	2.67	1.04	1.01	0.97	1.02	0.95	2.3	9.11	10.2	9.4	2.54	100	0.95
	f5	3.01	3.45	4.13	3.24	4.45	2.27	3.05	2.9	2.66	3.04	2.64	3.25	3.52	2.95	3.75	1.01	0.97	0.95	0.99	0.89	2.67	3.14	3.35	2.92	3.35	100	0.31
Matriz IV	f1	4.03	3.29	3.69	142	3.13	1.54	2.11	2.66	83.6	1.99	2.79	2.7	3.18	113	2.56	0.97	1.04	0.96	0	1.04	2.7	2.81	3.06	0	2.67	118	0.28
	f2	3.19	10.7	11.1	142	3.69	1.99	8.6	9.5	83.1	1.73	2.59	9.63	10.3	112	2.71	0.97	1.05	0.96	0	1.08	2.5	10.1	9.9	0	2.94	118	0.92
	f3	3.38	10.6	12.1	132	3.84	2.73	8.78	9.89	77.4	2.57	3.06	9.67	11	105	3.21	0.98	1.06	0.95	0	1	2.99	10.2	10.5	0	3.21	118	0.97
	f4	3.46	7.52	9.29	142	2.77	2.18	6.28	7.62	83.6	2.13	2.82	6.9	8.46	113	2.45	0.95	1.05	0.97	0	1.12	2.68	7.25	8.18	0	2.74	118	0.76
	f5	4.91	3.53	4.19	142	3.15	3.32	3.34	2.98	83.5	2.64	4.12	3.44	3.59	113	2.9	0.92	0.98	0.92	0	1.08	3.8	3.37	3.31	0	3.14	118	0.31
Matriz V	f1	2.4	3.06	2.82	7.36	0.69	1.46	1.98	1.93	4.57	0.5	1.93	2.52	2.38	5.97	0.6	1.05	1.02	1.07	0.82	1.1	2.02	2.57	2.54	4.9	0.66	136	0.24
	f2	2.58	8.34	8.88	13.7	0.77	1.73	7.2	7.88	11	0.45	2.16	7.77	8.38	12.4	0.61	1.04	1.08	1.08	0.82	1.1	2.24	8.41	9.06	10.1	0.67	136	0.84
	f3	2.8	8.82	8.94	13.8	1.21	1.56	7.74	7.48	11	0.83	2.18	8.28	8.21	12.4	1.02	1.07	1.04	1.08	0.82	1.11	2.32	8.58	8.9	10.1	1.13	136	0.83
	f4	2.45	7.39	7.85	12.3	1.18	1.33	6.1	6.31	9.46	0.62	1.89	6.75	7.08	10.9	0.9	1.04	1.04	1.09	0.83	1.12	1.97	7	7.7	9.05	1	136	0.72
	f5	3.09	3.44	3.93	8.15	1.69	2.76	2.63	2.81	5.35	1.48	2.93	3.04	3.37	6.75	1.59	1.03	0.98	1.05	0.79	1.04	3.01	2.98	3.54	5.33	1.65	136	0.33

Nota. La figura muestra las mediciones I y II utilizadas para calcular los perfiles de campo de 5 x 5 cm² en las matrices I, II, III, IV y V. Estas mediciones son esenciales para analizar la distribución de la dosis a lo largo del campo irradiado y asegurar que se cumplan los parámetros establecidos.

Figura 37

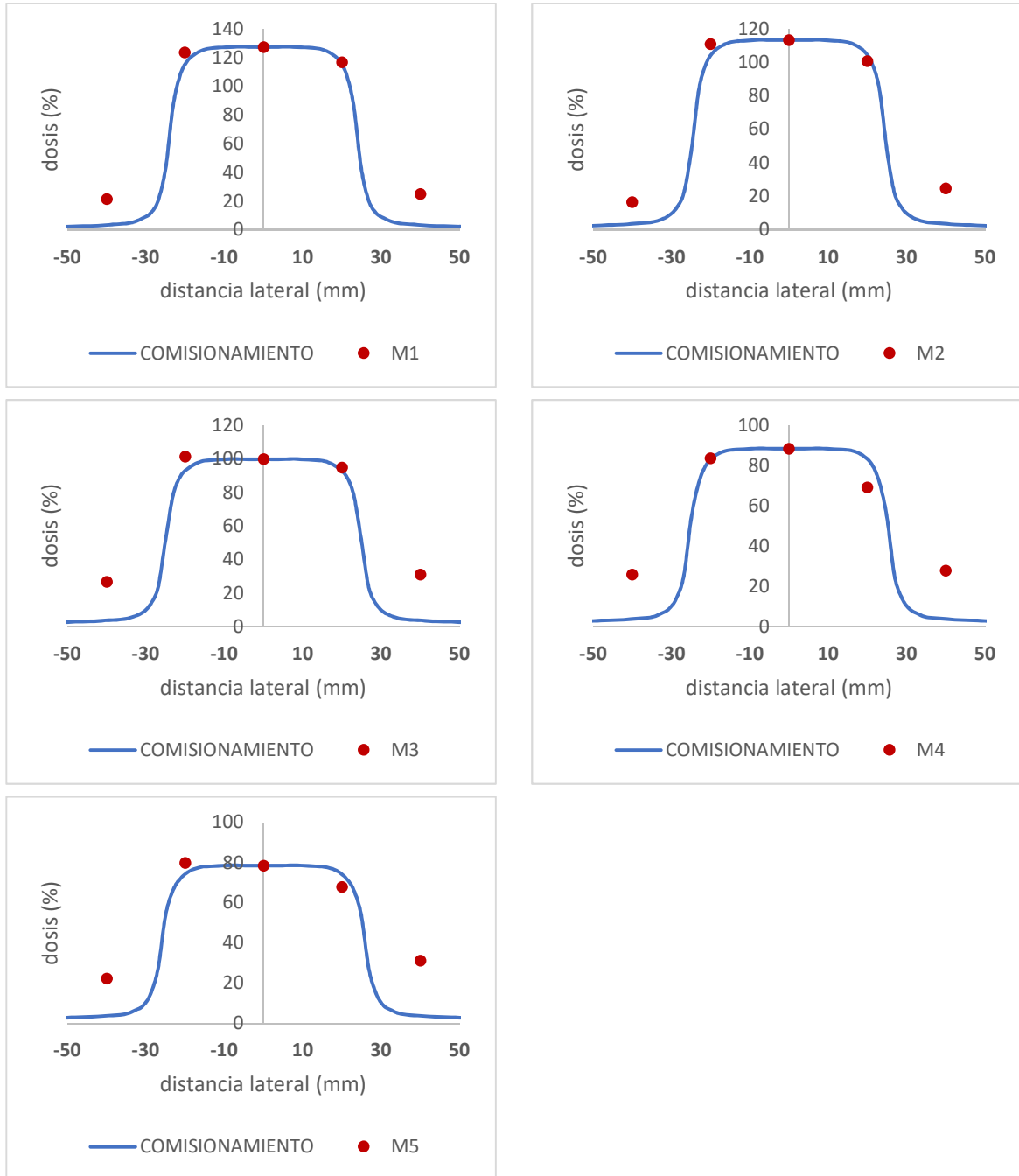
Cálculo de la diferencia porcentual entre la medida calibrada y el promedio obtenido en las matrices.

Profundidad [cm]	x[mm]	Comisionamiento M1	Valor normalizado*100	Promedio corregido M1	Diferencia porcentual %
64	-40	3.4	22.77	21.52	533.04%
	-20	118.4	130.61	123.43	4.25%
	0	127.2	134.60	127.20	0.00%
	20	118.4	123.44	116.66	1.47%
	40	3.4	26.41	24.96	634.13%
Profundidad [cm]	x[mm]	Comisionamiento M2	Valor normalizado*100	Promedio corregido M2	Diferencia porcentual %
82	-40	3.7	16.87	16.53	346.74%
	-20	106.5	113.23	110.92	4.15%
	0	113.3	115.66	113.30	0.00%
	20	106.5	102.76	100.66	5.48%
	40	3.7	25.23	24.71	567.97%
Profundidad [cm]	x[mm]	Comisionamiento M3	Valor normalizado*100	Promedio corregido M3	Diferencia porcentual %
100	-40	3.8	26.77	26.77	604.50%
	-20	94.5	101.56	101.56	7.47%
	0	100	100.00	100.00	0.00%
	20	94.5	95.05	95.05	0.58%
	40	3.8	31.10	31.10	718.35%
Profundidad [cm]	x[mm]	Comisionamiento M4	Valor normalizado*100	Promedio corregido M4	Diferencia porcentual %
118	-40	3.8	28.45	25.93	582.31%
	-20	84.6	91.92	83.77	0.98%
	0	88.6	97.23	88.60	0.00%
	20	84.6	76.01	69.27	18.13%
	40	3.8	30.71	27.98	636.43%
Profundidad [cm]	x[mm]	Comisionamiento M5	Valor normalizado*100	Promedio corregido M5	Diferencia porcentual %
136	-40	3.8	23.55	22.38	489.08%
	-20	75.4	84.14	79.99	6.09%
	0	78.6	82.68	78.60	0.00%
	20	75.4	71.51	67.98	9.84%
	40	3.8	32.87	31.25	722.33%

Nota. La figura muestra el cálculo de la diferencia porcentual entre los valores obtenidos durante el comisionamiento (medida calibrada) y el promedio de las mediciones realizadas en cada una de las matrices I, II, III, IV y V.

Figura 38

Perfiles de campo de 5 x 5 cm² para las matrices M1, M2, M3, M4 y M5.



Nota. La figura muestra la comparación entre los perfiles de campo de 5 x 5 cm² obtenidos durante el comisionamiento del equipo y las lecturas obtenidas por las matrices M1, M2, M3, M4 y M5. En el gráfico, el eje X representa la distancia lateral en milímetros (mm), mientras que el eje Y muestra la dosis

porcentual (%). Esta comparación permite evaluar la consistencia y precisión de las matrices frente a la data de comisionamiento establecida del equipo.

La diferencia porcentual del 533.04% a una profundidad de 64 cm a un campo x[mm] de -40 a 40 lo que equivale a un área de $8 \times 8 \text{ cm}^2$. indica una discrepancia significativa entre el valor esperado y el valor detectado en esa región fuera del campo. Sin embargo, debido a la naturaleza de mi configuración, es importante tener en cuenta que esta diferencia está influenciada por factores como el ruido del sistema electrónico, la dispersión de la radiación fuera del campo, la posición de los detectores, etc.

Dado que las mediciones fuera del campo pueden ser menos confiables y más susceptibles al ruido, se recomienda centrarse principalmente en las mediciones dentro del campo irradiado de $5 \times 5 \text{ cm}^2$.

En radioterapia, se busca que los perfiles de campo sean lo más uniformes posible para garantizar una entrega precisa y homogénea de las dosis. Las normativas internacionales, como las recomendaciones de la Comisión Internacional de Unidades Radiológicas (ICRU), suelen establecer tolerancias del rango del 2 al 5 % para la uniformidad de la dosis en el campo irradiación.

Con los resultados obtenidos en la Figura 38, donde la diferencia porcentual varía de 0 % y 18.13 %, algunos valores cumplirían con estas tolerancias, mientras que otros podrían estar fuera de ellas, debido a la estabilidad del sistema electrónico, donde los componentes electrónicos utilizados en el detector, como los capacitores, resistencias, microcontroladores y fuente de alimentación deben ser de alta calidad y estar correctamente instalados para garantizar la estabilidad y precisión del sistema electrónico, ya que cualquier variación o falla en estos componentes puede afectar los resultados de las mediciones. Por otro lado, las interferencias electromagnéticas pueden provenir de otros dispositivos electrónicos cercanos o de fuentes externas, las cuales causan ruido en el sistema electrónico.

6.2.3. Perfiles de campo 8 X 8 cm²

Figura 39

Toma I y II para el cálculo de los perfiles de campo de 8 x 8 cm² en las matrices I, II, III, IV y V.

	Toma I					Toma II					Promedio					Factor de uniformidad					promedio *factor Uniformidad					Profundidad [cm]	Valor Normalizado
	c1	c2	c3	c4	c5	c1	c2	c3	c4	c5	c1	c2	c3	c4	c5	c1	c2	c3	c4	c5	c1	c2	c3	c4	c5		
f1	3.23	7.64	8.44	6.66	1.79	3.27	7.39	7.64	6.75	1.80	3.25	7.52	8.04	6.71	1.80	0.92	0.98	1.00	1.03	1.08	3.00	7.35	8.01	6.90	1.94	64	0.69
f2	4.20	14.23	15.40	13.74	3.82	4.24	14.63	15.13	13.61	3.80	4.22	14.43	15.27	13.68	3.81	0.92	1.00	1.01	1.06	1.07	3.86	14.49	15.36	14.45	4.09		1.31
f3	4.47	14.77	14.98	14.42	3.56	4.51	14.70	15.12	14.04	3.56	4.49	14.74	15.05	14.23	3.56	0.92	1.01	1.01	1.04	1.07	4.15	14.83	15.22	14.84	3.82		1.30
f4	4.46	14.32	14.50	13.61	2.96	4.48	14.31	14.55	13.68	2.97	4.47	14.32	14.53	13.65	2.97	0.92	1.00	1.01	1.05	1.07	4.12	14.27	14.64	14.35	3.19		1.25
f5	3.26	3.08	3.65	2.56	1.16	3.65	2.98	4.03	3.00	1.50	3.46	3.03	3.84	2.78	1.33	0.89	1.02	0.96	1.00	1.04	3.07	3.10	3.69	2.77	1.38		0.32
f1	3.45	10.02	9.07	9.58	3.17	3.53	10.00	9.35	9.67	3.22	3.49	10.01	9.21	9.63	3.20	0.90	0.96	1.00	1.00	1.00	3.13	9.57	9.24	9.65	3.20	82	0.79
f2	3.90	13.57	12.58	12.74	4.28	4.04	13.17	12.97	12.69	4.18	3.97	13.37	12.78	12.72	4.23	1.10	0.96	1.02	1.01	1.01	4.38	12.85	13.09	12.81	4.26		1.12
f3	4.22	13.28	12.76	12.94	6.09	4.63	13.14	12.91	13.19	5.85	4.43	13.21	12.84	13.07	5.97	1.10	0.98	1.02	1.02	0.92	4.87	12.94	13.10	13.36	5.50		1.12
f4	3.74	12.97	12.22	12.68	125.76	3.76	12.99	12.18	12.41	128.92	3.75	12.98	12.20	12.55	127.34	1.13	0.99	1.05	1.02	0.00	4.24	12.91	12.76	12.74	0.00		1.09
f5	1.72	3.31	3.08	3.59	1.72	2.04	3.87	3.41	4.06	2.07	1.88	3.59	3.25	3.83	1.90	1.04	0.93	0.97	0.97	0.97	1.96	3.33	3.15	3.69	1.83		0.27
f1	3.28	9.39	9.02	9.02	7.09	3.13	9.64	8.43	9.49	7.18	3.21	9.52	8.73	9.26	7.14	1.06	1.01	1.12	1.00	0.96	3.41	9.61	9.75	9.23	6.86	100	0.83
f2	4.18	11.14	11.71	10.71	8.27	3.82	10.70	12.08	10.70	8.37	4.00	10.92	11.90	10.71	8.32	1.05	1.00	0.96	1.03	0.94	4.19	10.95	11.43	11.02	7.84		0.98
f3	3.45	11.14	11.74	0.00	8.00	3.67	10.78	11.79	0.00	7.80	3.56	10.96	11.77	0.00	7.90	1.18	1.01	0.99	0.00	0.95	4.20	11.11	11.68	0.00	7.54		1.00
f4	3.75	11.00	11.67	10.73	7.74	3.98	10.60	11.95	10.89	7.71	3.87	10.80	11.81	10.81	7.73	1.04	1.01	0.97	1.02	0.95	4.03	10.91	11.47	11.02	7.34		0.98
f5	2.63	3.31	4.14	3.72	3.63	2.90	3.69	4.15	3.89	3.95	2.77	3.50	4.15	3.81	3.79	1.01	0.97	0.95	0.99	0.89	2.79	3.38	3.95	3.76	3.39		0.34
f1	7.97	8.99	9.92	90.44	4.91	7.87	9.41	10.10	92.86	4.62	7.92	9.20	10.01	91.65	4.77	0.97	1.04	0.96	0.00	1.04	7.68	9.57	9.66	0.00	4.97	118	0.83
f2	7.98	8.88	11.47	89.95	4.79	8.84	9.72	10.39	92.36	4.85	8.41	9.80	10.93	91.16	4.82	0.97	1.05	0.96	0.00	1.08	8.13	10.26	10.49	0.00	5.22		0.90
f3	8.92	10.19	11.07	83.76	5.22	9.22	9.82	11.68	86.01	5.28	9.07	10.01	11.38	84.89	5.25	0.98	1.06	0.95	0.00	1.00	8.87	10.58	10.82	0.00	5.26		0.93
f4	9.32	9.38	10.34	90.46	3.50	9.02	9.27	10.39	92.89	3.57	9.17	9.33	10.37	91.68	3.54	0.95	1.05	0.97	0.00	1.12	8.70	9.80	10.03	0.00	3.96		0.86
f5	2.88	3.22	3.11	90.40	2.33	4.01	3.24	3.43	92.84	2.44	3.45	3.23	3.27	91.62	2.39	0.92	0.98	0.92	0.00	1.08	3.18	3.17	3.02	0.00	2.58		0.26
f1	5.38	8.54	8.15	11.68	6.30	5.19	8.56	8.27	11.80	6.29	5.29	8.55	8.21	11.74	6.30	1.05	1.02	1.07	0.82	1.10	5.52	8.71	8.76	9.64	6.93	136	0.75
f2	5.83	8.51	8.45	12.37	6.73	5.68	8.46	8.68	12.47	6.60	5.76	8.49	8.57	12.42	6.67	1.04	1.08	1.08	0.82	1.10	5.98	9.18	9.26	10.18	7.31		0.79
f3	5.54	9.16	8.83	12.30	6.49	5.69	8.69	8.64	12.32	6.62	5.62	8.93	8.74	12.31	6.56	1.07	1.04	1.08	0.82	1.11	5.98	9.25	9.47	10.07	7.29		0.81
f4	5.53	8.60	8.16	11.90	6.31	5.60	8.52	8.49	12.06	6.36	5.57	8.56	8.33	11.98	6.34	1.04	1.04	1.09	0.83	1.12	5.81	8.88	9.05	9.99	7.07		0.77
f5	2.48	3.41	3.24	6.44	1.68	2.73	3.55	3.59	6.79	1.89	2.61	3.48	3.42	6.62	1.79	1.03	0.98	1.05	0.79	1.04	2.68	3.41	3.59	5.22	1.86		0.31

Nota. La figura muestra las mediciones I y II utilizadas para calcular los perfiles de campo de 8 x 8 cm² en las matrices I, II, III, IV y V. Estos resultados son esenciales para evaluar la distribución de la dosis en cada matriz y asegurar que los perfiles de campo cumplan con los parámetros establecidos.

Figura 40

Cálculo de la diferencia porcentual entre la medida calibrada del comisionamiento y el promedio obtenido en las matrices M1, M2, M3, M4 Y M5.

Profundidad [cm]	x[mm]	Comisionamiento M1	Valor normalizado*100	Promedio corregido M1	Diferencia porcentual %
64	-40	33.2	68.58	66.22	99.45%
	-20	126	131.45	126.92	0.73%
	0	125.8	130.29	125.80	0.00%
	20	126	125.30	120.98	3.98%
	40	33.2	31.57	30.48	8.19%
Profundidad [cm]	x[mm]	Comisionamiento M2	Valor normalizado*100	Promedio corregido M2	Diferencia porcentual %
82	-40	39.6	79.11	79.38	100.46%
	-20	112.6	112.04	112.43	0.15%
	0	112.5	112.11	112.50	0.00%
	20	112.6	109.23	109.61	2.66%
	40	39.6	26.94	27.03	31.73%
Profundidad [cm]	x[mm]	Comisionamiento M3	Valor normalizado*100	Promedio corregido M3	Diferencia porcentual %
100	-40	47.4	83.42	83.58	76.33%
	-20	99.9	97.81	98.00	1.90%
	0	100.2	100.00	100.20	0.00%
	20	99.9	98.17	98.37	1.53%
	40	47.4	33.79	33.86	28.57%
Profundidad [cm]	x[mm]	Comisionamiento M4	Valor normalizado*100	Promedio corregido M4	Diferencia porcentual %
118	-40	55.5	82.65	79.98	44.10%
	-20	89.2	89.75	86.84	2.64%
	0	89.6	92.60	89.60	0.00%
	20	89.2	85.85	83.08	6.86%
	40	55.5	25.81	24.97	55.00%
Profundidad [cm]	x[mm]	Comisionamiento M5	Valor normalizado*100	Promedio corregido M5	Diferencia porcentual %
136	-40	55.7	75.00	74.12	33.07%
	-20	79.7	79.24	78.31	1.74%
	0	80.1	81.05	80.10	0.00%
	20	79.7	77.47	76.57	3.93%
	40	55.7	30.69	30.33	45.55%

Nota. En el perfil de campo de $8 \times 8 \text{ cm}^2$, las diferencias porcentuales oscilaron entre 0% y 18.13% a diferentes profundidades. Algunos valores cumplen con las tolerancias internacionales, mientras que otros podrían estar fuera de ellas, posiblemente debido a la estabilidad del sistema electrónico y variaciones en la sensibilidad del fotodiodo.

Los resultados obtenidos en la Figura 41, para $x[\text{mm}]$ de -40 y 40 con valores de 8.19% a 100.46% en las diferentes profundidades, indican una discrepancia significativa en la dosis recibida por los fotodiodos en esa ubicación, considerando que solo parte de la mitad del área de los fotodiodos está haciendo la lectura. A su vez pueden estar influenciadas por varios factores como la dispersión de la radiación fuera del campo de irradiación principal sea un factor importante en estos resultados. Aunque se esté irradiando un campo de $8 \times 8 \text{ cm}^2$, es posible que haya cierta dispersión de la radiación hacia áreas adyacentes. Esto puede llevar a mediciones más altas de lo esperado en los detectores fuera del rango.

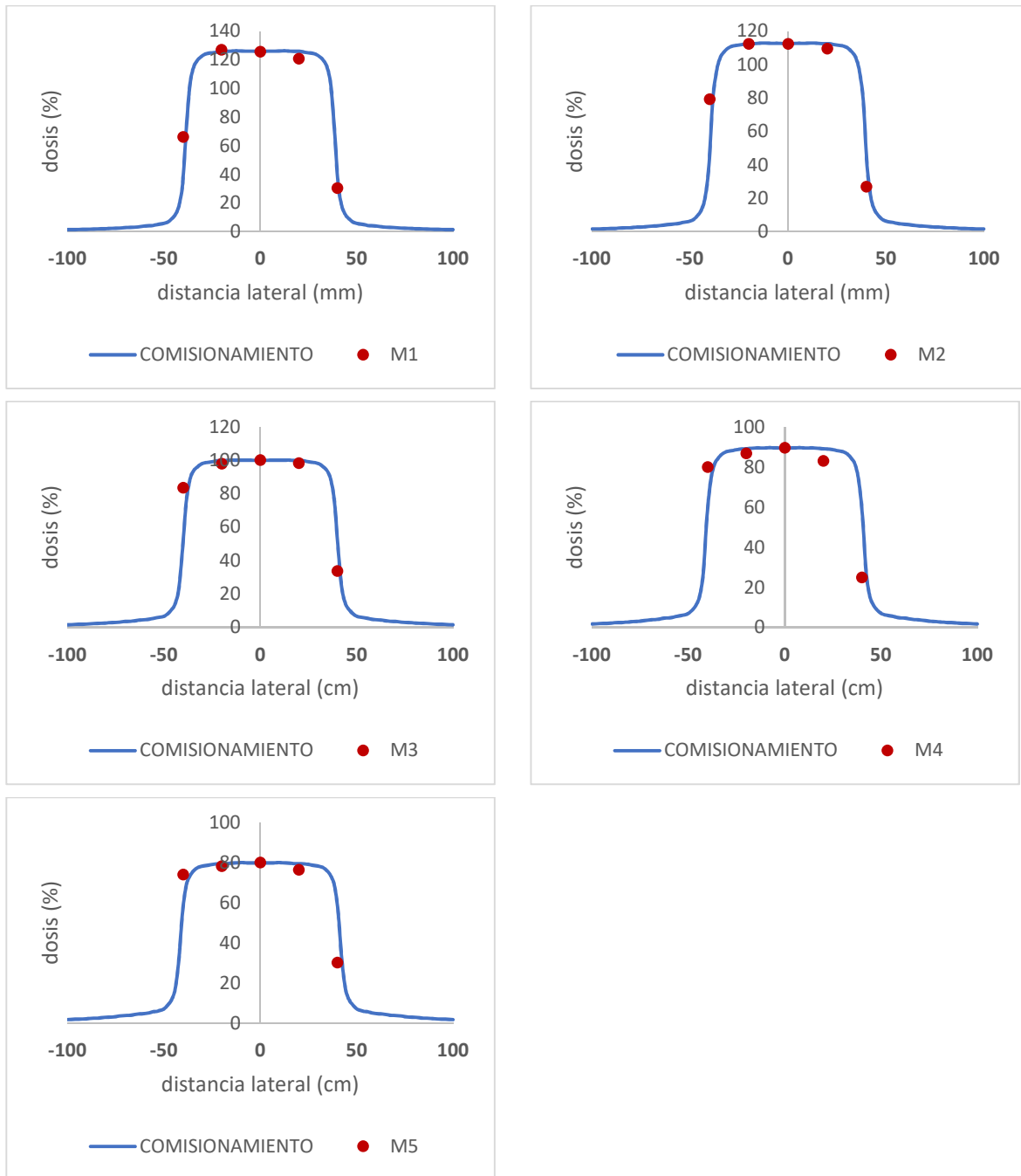
La sensibilidad y respuesta del fotodiodo utilizado pueden también variar en diferentes partes del campo de irradiación, donde algunos serán más sensibles o tengan una respuesta diferente a la radiación que otros, lo que podría contribuir a las discrepancias observadas en los resultados.

Las limitaciones técnicas asociadas con el diseño o la implementación del detector electrónico tridimensional también influyen en los resultados. Por ejemplo, el tamaño o la ubicación de los sensores dentro del detector podría afectar la capacidad para medir con precisión la dosis de radiación.

En cuanto a los detectores ubicados en el centro del campo de irradiación, donde se espera que reciban el haz de radiación directamente, es positivo ver valores de diferencia porcentual más bajos, como 0 % y Máximo 6.86%. estos resultados sugieren una mejor coincidencia entre el valor esperado y el valor medido en estas áreas específicas.

Figura 41

Perfiles de campo de 8 x 8 cm² para las matrices M1, M2, M3, M4 y M5.



Nota. La figura presenta los perfiles de campo de 8 x 8 cm² para las matrices M1, M2, M3, M4 y M5, comparados con la data de comisionamiento del equipo. En el gráfico, la distancia lateral en milímetros (eje X) se relaciona con la dosis porcentual (eje Y). Esta comparación es clave para validar la precisión y uniformidad de las mediciones de las matrices en relación con los valores de referencia establecidos.

6.2.4. Perfiles de campo 12 X 12 cm²

Figura 42

Toma I y II para el cálculo de los perfiles de campo de 12 x 12 cm² en las matrices I, II, III, IV y V.

		Toma I					Toma II					Promedio					Factor de uniformidad					Promedio * Factor de uniformidad					Profundidad [cm]	Valor Normalizado			
		c1	c2	c3	c4	c5	c1	c2	c3	c4	c5	c1	c2	c3	c4	c5	c1	c2	c3	c4	c5	c1	c2	c3	c4	c5			c1	c2	c3
Matriz I	f1	17.2	15.9	16.5	15.1	13.7	16.9	15.7	15.7	15.1	13.7	17.1	15.8	16.1	15.1	13.7	0.92	0.98	1	1.03	1.08	15.7	15.5	16.1	15.5	14.8	64	1.24			
	f2	17.6	16	16.5	15	14	17.2	15.6	15.9	15	14	17.4	15.8	16.2	15	14	0.92	1	1.01	1.06	1.07	15.9	15.9	16.3	15.9	15		1.26			
	f3	17.4	15.9	15.9	15.3	14	17.1	16	15.7	15.2	14	17.3	15.9	15.8	15.3	14	0.92	1.01	1.01	1.04	1.07	15.9	16	16	15.9	15		1.23			
	f4	17.4	15.9	16.2	14.9	13.9	17.1	15.6	16	14.8	14	17.3	15.7	16.1	14.9	14	0.92	1	1.01	1.05	1.07	15.9	15.7	16.2	15.6	15		1.25			
	f5	17.7	15.3	16.6	15.1	14.1	17.4	15	16.3	15.1	14.1	17.6	15.2	16.5	15.1	14.1	0.89	1.02	0.96	1	1.04	15.6	15.5	15.8	15.1	14.6		1.22			
Matriz II	f1	15.1	14.5	13.7	14	13.3	14.8	14.4	13.5	13.6	13	14.9	14.4	13.6	13.8	13.1	0.9	0.96	1	1	1	13.4	13.8	13.6	13.8	13.1	82	1.05			
	f2	12.6	14.8	13.9	14	13.4	12.2	14.8	14	14.2	13.5	12.4	14.8	14	14.1	13.4	1.1	0.96	1.02	1.01	1.01	13.7	14.2	14.3	14.2	13.5		1.10			
	f3	12.5	14.8	14	14.4	15.6	12.4	14.4	13.7	14	15.5	12.4	14.6	13.9	14.2	15.6	1.1	0.98	1.02	1.02	0.92	13.7	14.3	14.1	14.5	14.3		1.09			
	f4	12	14.4	13.6	14.1	16.4	11.8	14.4	13.4	14.2	14.1	11.9	14.4	13.5	14.2	15.2	1.13	0.99	1.05	1.02	0	13.5	14.3	14.1	14.4	0		1.09			
	f5	12.8	14.9	14.2	14.5	13.6	12.7	14.7	14	14.4	13.5	12.8	14.8	14.1	14.4	13.6	1.04	0.93	0.97	0.97	0.97	13.3	13.7	13.7	13.9	13.1		1.05			
Matriz III	f1	11.4	12.2	11.2	12.4	13.1	11.2	11.9	11.1	11.9	12.7	11.3	12.1	11.2	12.2	12.9	1.06	1.01	1.12	1	0.96	12	12.2	12.5	12.1	12.4	100	0.96			
	f2	11.7	12.4	13	12.2	13.5	11.6	12.1	13.2	11.9	13.3	11.7	12.2	13.1	12	13.4	1.05	1	0.96	1.03	0.94	12.2	12.3	12.6	12.4	12.6		0.97			
	f3	10.6	12.8	13	0.01	13.2	10.4	12	13.1	0.01	12.8	10.5	12.4	13	0.01	13	1.18	1.01	0.99	0	0.95	12.4	12.6	13	0	12.4		1.00			
	f4	11.7	12.5	13	11.9	14.3	11.6	12.2	12.9	12.4	12.8	11.7	12.3	12.9	12.2	13.6	1.04	1.01	0.97	1.02	0.95	12.2	12.4	12.5	12.4	12.9		0.97			
	f5	11.6	12.4	13.6	12.3	14	11.8	12.4	12.8	12.2	13.4	11.7	12.4	13.2	12.3	13.7	1.01	0.97	0.95	0.99	0.89	11.8	12	12.5	12.1	12.2		0.97			
Matriz IV	f1	12.1	12	12	11.7	10.8	11.6	10.8	11.7	10.2	10.5	11.8	11.4	11.8	11.0	10.7	0.97	1.04	0.96	0	1.04	11.5	11.9	11.4	0	11.1	118	0.88			
	f2	11.8	11.9	12.6	11.7	10.8	11.8	11.4	11.9	10.1	10.2	11.8	11.6	12.3	10.9	10.5	0.97	1.05	0.96	0	1.08	11.4	12.2	11.8	0	11.4		0.91			
	f3	11.9	11.3	12.4	10.9	11.9	11.5	11.2	11.8	9.4.2	11.3	11.7	11.3	12.1	10.2	11.6	0.98	1.06	0.95	0	1	11.4	11.9	11.5	0	11.6		0.89			
	f4	12.3	10.9	11.6	11.7	10.5	11.4	10.8	11.6	10.2	9.97	11.8	10.9	11.6	11.0	10.2	0.95	1.05	0.97	0	1.12	11.2	11.4	11.2	0	11.4		0.87			
	f5	12	10.7	12.3	11.7	10.6	11.6	11.1	12	10.2	9.92	11.8	10.9	12.1	11.0	10.2	0.92	0.98	0.92	0	1.08	10.9	10.7	11.2	0	11.1		0.86			
Matriz V	f1	9.57	9.98	9.87	14.3	8.67	9.56	9.98	9.82	13.5	8.55	9.57	9.98	9.85	13.9	8.61	1.05	1.02	1.07	0.82	1.1	10	10.2	10.5	11.4	9.48	136	0.81			
	f2	10.2	10.3	9.97	14.5	8.67	9.78	9.15	9.77	13.7	8.6	9.98	9.71	9.87	14.1	8.64	1.04	1.08	1.08	0.82	1.1	10.4	10.5	10.7	11.6	9.47		0.82			
	f3	9.8	9.98	9.55	14.4	8.59	9.41	9.9	9.63	13.6	8.74	9.61	9.94	9.59	14	8.67	1.07	1.04	1.08	0.82	1.11	10.2	10.3	10.4	11.5	9.64		0.80			
	f4	9.31	10.1	9.98	14.2	8.59	9.41	9.63	9.38	13.5	8.3	9.36	9.85	9.68	13.9	8.45	1.04	1.04	1.09	0.83	1.12	9.76	10.2	10.5	11.6	9.43		0.81			
	f5	9.39	10.4	10.2	14.5	8.85	9.36	9.86	9.62	13.7	8.85	9.38	10.1	9.89	14.1	8.85	1.03	0.98	1.05	0.79	1.04	9.63	9.93	10.4	11.2	9.21		0.80			

Nota. La figura muestra las mediciones Toma I y Toma II utilizadas para calcular los perfiles de campo de $12 \times 12 \text{ cm}^2$ en las matrices I, II, III, IV y V. Estas mediciones son fundamentales para evaluar cómo se distribuye la dosis dentro del campo irradiado y asegurar que los perfiles se ajusten a los parámetros establecidos.

Figura 43

Cálculo de la diferencia porcentual entre la medida calibrada del comisionamiento y el promedio obtenido en las matrices I, II, III, IV y V para el perfil de campo de 12 x 12 cm².

Profundidad [cm]	x[mm]	Comisionamiento M1	Valor normalizado*100	Promedio corregido M1	Diferencia porcentual %
64	-40	122.2	124.14	124.57	1.94%
	-20	123.9	125.82	126.26	1.90%
	0	123.8	123.37	123.80	0.00%
	20	123.9	125.23	125.66	1.42%
	40	122.2	122.02	122.44	0.20%
Profundidad [cm]	x[mm]	Comisionamiento M2	Valor normalizado*100	Promedio corregido M2	Diferencia porcentual %
82	-40	110	105.36	107.74	2.05%
	-20	111.7	110.38	112.88	1.06%
	0	111.7	109.23	111.70	0.00%
	20	111.7	108.81	111.27	0.39%
	40	110	105.46	107.85	1.95%
Profundidad [cm]	x[mm]	Comisionamiento M3	Valor normalizado*100	Promedio corregido M3	Diferencia porcentual %
100	-40	98.1	96.18	96.37	1.76%
	-20	100	97.11	97.30	2.70%
	0	100.2	100.00	100.20	0.00%
	20	100	96.83	97.02	2.98%
	40	98.1	96.75	96.94	1.18%
Profundidad [cm]	x[mm]	Comisionamiento M4	Valor normalizado*100	Promedio corregido M4	Diferencia porcentual %
118	-40	87.8	88.13	89.10	1.49%
	-20	89.8	90.90	91.91	2.35%
	0	90	89.01	90.00	0.00%
	20	89.8	86.58	87.54	2.52%
	40	87.8	86.48	87.44	0.41%
Profundidad [cm]	x[mm]	Comisionamiento M5	Valor normalizado*100	Promedio corregido M5	Diferencia porcentual %
136	-40	78.8	81.14	81.97	4.02%
	-20	80.9	82.38	83.22	2.87%
	0	81.1	80.28	81.10	0.00%
	20	80.9	81.28	82.10	1.49%
	40	78.8	80.19	81.01	2.80%

Nota. Los resultados para el perfil de campo de 12 x 12 cm² muestran diferencias porcentuales que oscilan entre 0% y 4.02%, indicando una buena concordancia con las tolerancias internacionales establecidas para la uniformidad de la dosis.

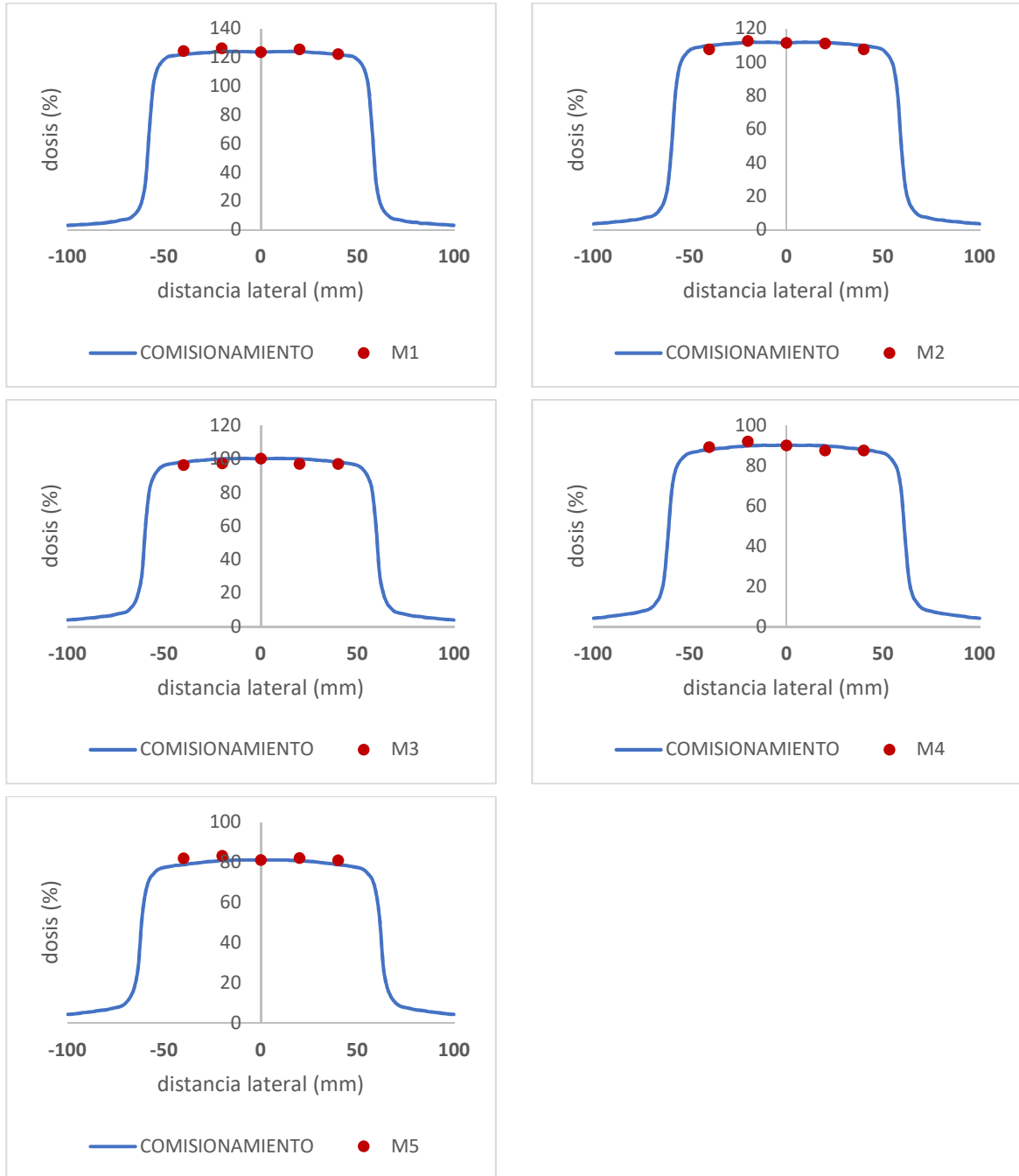
Los resultados obtenidos para el perfil de campo $12 \times 12 \text{ cm}^2$, muestran valores de diferencia porcentual mínima de 0% y máxima de 4.02%, donde estos resultados indican una buena concordancia entre el valor esperado y el valor medido en general.

Considerando la tolerancia establecida por las normativas internacionales, como las recomendaciones del ICRU, que suelen estar en el rango del 2% al 5% para la uniformidad de la dosis en el campo de irradiación, los resultados obtenidos con un máximo del 4.02% cumplirían dentro de esta tolerancia.

Un resultado de 0 % indica que no hay diferencia entre el valor esperado (comisionamiento) y el valor medido, lo cual es deseable y cumple con las tolerancias establecidas.

Figura 44

Perfiles de campo de 12 x 12 cm² para las matrices M1, M2, M3, M4 y M5.



Nota. *La figura presenta los perfiles de campo de 12 x 12 cm² obtenidos para las matrices M1, M2, M3, M4 y M5, comparados con los valores de comisionamiento. Estos perfiles permiten evaluar la uniformidad de la dosis dentro del campo irradiado y asegurar la consistencia entre las diferentes matrices en relación con los valores de referencia.*

DISCUSION

Los resultados obtenidos en esta tesis confirman y amplían el conocimiento existente en el campo de la dosimetría radioterapéutica, tal como lo demuestran los antecedentes investigados.

El estudio de Mestrando (2016) sobre la caracterización de sensores y componentes para dosimetría en radioterapia proporciona una base sólida para entender la importancia de seleccionar y calibrar adecuadamente los fotodiodos en un sistema de dosimetría. En comparación, el trabajo presentado no solo confirmó la viabilidad de los fotodiodos BPW34S en un entorno clínico, sino que también demostró una desviación estándar relativa aceptable del 1.09% en la prueba de reproducibilidad del píxel, lo cual es indicativo de una alta estabilidad y consistencia en las mediciones. Esta reproducibilidad es esencial para asegurar que el detector funcione con precisión constante bajo las condiciones de tratamiento reales, reforzando las conclusiones de Mestrando.

Salcedo Soto (2013) diseñó un detector para rayos X y gamma utilizando un diodo PIN de silicio, lo que permitió medir la intensidad de radiación en tiempo real. En el trabajo presentado, la implementación de un sistema basado en fotodiodos BPW34S, junto con un microcontrolador STM32F103C8T6 y la comunicación RS-485, proporcionó una solución para la adquisición y transmisión de datos. Si bien ambos estudios comparten el objetivo de proporcionar datos precisos de dosimetría en tiempo real, la presente investigación avanzó en la complejidad del sistema al incorporar una matriz tridimensional de 125 fotodiodos, lo que permite no solo medir la intensidad de la radiación sino también mapear la distribución de la dosis en tres dimensiones, algo que el estudio de Salcedo Soto no abordó.

El trabajo de Causil (2012) sobre la caracterización del haz de fotones de un acelerador lineal es crucial para entender la distribución de dosis en tratamientos radioterapéuticos. Los resultados de las pruebas de linealidad y porcentaje de dosis en profundidad (PDD) del trabajo presentado complementan estos hallazgos al demostrar que el detector tridimensional es capaz de medir de manera confiable la distribución de dosis en distintas profundidades, con diferencias porcentuales mínimas de 0% y máximas de 2.05%. Esto sugiere que el detector podría ser una herramienta efectiva para la verificación del plan de tratamiento en radioterapia, contribuyendo a la mejora de la precisión en la administración de la dosis, como se buscaba en el trabajo de Causil.

Finalmente, el trabajo de Montezuma Velásquez (2016) sobre la implementación de protocolos de control de calidad dosimétrico utilizando sistemas de detectores Arccheck proporciona un marco de referencia valioso para la validación del detector tridimensional propuesto. Mientras que Montezuma Velásquez se centró en la dosimetría de campo con detectores bidimensionales, el presente estudio abordó la necesidad de medir la uniformidad de dosis en tres dimensiones, proporcionando una visión más completa de la distribución de la radiación. Los resultados obtenidos en los perfiles de campo de $5 \times 5 \text{ cm}^2$, $8 \times 8 \text{ cm}^2$, y $12 \times 12 \text{ cm}^2$ demostraron que, aunque hay áreas de mejora, especialmente en la estabilidad del sistema electrónico y en las mediciones fuera del campo irradiado, el detector cumple con las tolerancias establecidas por las normativas internacionales en la mayoría de los casos, posicionándose como un avance significativo en el control de calidad dosimétrico en radioterapia.

CONCLUSIONES

1. Se logró diseñar, implementar y validar un detector electrónico tridimensional utilizando matriz activa para el control de calidad dosimétrico de un acelerador lineal de 6MV, manteniéndose dentro de las tolerancias aceptables para la mayoría de las mediciones. Aunque se identificaron áreas de mejora, especialmente en la respuesta fuera del campo irradiado y la dependencia con la tasa de dosis, los resultados obtenidos validan la viabilidad del uso de este detector para aplicaciones de control de calidad en radioterapia.
2. Se diseñó e implementó exitosamente un detector electrónico tridimensional con tecnología de matriz activa. Este detector consta de 125 fotodiodos BPW34, distribuidos en un volumen de $10 \times 10 \times 10 \text{ cm}^3$ y encapsulados en acrílico, un material cuya densidad es equivalente a la del agua. Esta configuración permite simular condiciones de control de calidad dosimétrico bajo situaciones similares a las de tratamiento real, debido a que la densidad del cuerpo humano es similar a la del agua.
3. Se diseñó e implementó exitosamente las etapas de instrumentación electrónica para el detector electrónico tridimensional, en las cuales la señal capturada por los fotodiodos en la matriz activa fue adaptada y acondicionada mediante un circuito de acoplamiento de señal con integrador capacitivo inversor, un filtro paso bajo de primer orden y un amplificador operacional de señal. Estas señales acondicionadas fueron convertidas de analógicas a digitales por el microcontrolador STM32F103C8T6, utilizando sus ADC de 12 bits para proporcionar alta precisión. Los datos digitales se organizaron en tramas y se transmitieron a través del protocolo RS-485, que garantiza una transmisión fiable a largas distancias, aproximadamente 10 metros, con alta inmunidad al ruido electromagnético. Los datos son recibidos por un convertidor RS-485 a USB y luego enviados a una computadora para su almacenamiento, visualización y comparación.
4. El objetivo de validar si el detector electrónico tridimensional es capaz de realizar el control de calidad dosimétrico de un acelerador lineal de 6 MV se cumplió de manera satisfactoria; obteniéndose los siguientes resultados:
 - Para la prueba de calidad del pixel, se obtuvo una desviación estándar relativa del 1.09%, cumpliendo con la tolerancia establecida en la normativa internacional del 1%. Esto indica una buena reproducibilidad y estabilidad del fotodiodo como detector en términos de contar fotones y registrar la dosis.

- En la prueba de linealidad, los resultados mostraron una diferencia porcentual mínima de 0.42% y máxima de 1.03%, dentro de la tolerancia del 1% establecida en la normativa internacional. Esto demuestra que el fotodiodo como detector tiene una respuesta lineal adecuada en diferentes rangos de dosis.
- La prueba de dependencia con la tasa de dosis reveló diferencias porcentuales mínimas de 0.45% y máximas de 3.26%, superando ligeramente la tolerancia del 1% establecida en la normativa internacional. Esto sugiere que podría existir alguna dependencia entre la tasa de dosis y la respuesta del detector, lo cual podría requerir un análisis más detallado y ajustes si es necesario.
- En la prueba de porcentaje de dosis en profundidad (PDD), los resultados mostraron una diferencia porcentual mínima de 0% y máxima de 2.05%, dentro de la tolerancia del 2% establecida en la normativa internacional. Esto indica que el detector proporciona mediciones precisas y confiables de la distribución de dosis a diferentes profundidades.
- Para la validación de la matriz activa con 125 fotodiodos como detectores, el perfil de campo de $5 \times 5 \text{ cm}^2$ mostró una diferencia porcentual del 533.04% a una profundidad de 64 cm en un campo $x[\text{mm}]$ de -40 a 40, lo que equivale a un área de $8 \times 8 \text{ cm}^2$ fuera del campo irradiado directamente. Estos resultados indican una discrepancia significativa entre el valor esperado y el valor detectado en esa región fuera del campo. Sin embargo, debido a la configuración del detector y otros factores mencionados, como el ruido electrónico y la dispersión de radiación fuera del campo, es importante enfocarse principalmente en las mediciones dentro del campo irradiado de $5 \times 5 \text{ cm}^2$.
- Para el perfil de campo de $8 \times 8 \text{ cm}^2$, se obtuvieron diferencias porcentuales mínimas de 0% y máximas de 18.13% en diferentes profundidades. Esto indica que algunos valores cumplen con las tolerancias establecidas por las normativas internacionales, aunque otros podrían estar fuera de ellas debido a factores como la estabilidad del sistema electrónico, interferencias electromagnéticas y posibles variaciones en la sensibilidad y respuesta del fotodiodo utilizado.
- Para el perfil de campo de $12 \times 12 \text{ cm}^2$, se observaron diferencias porcentuales mínimas de 0% y máximas de 4.02%. Estos resultados indican una buena

concordancia entre el valor esperado y el valor medido en general, cumpliendo dentro de las tolerancias establecidas por las normativas internacionales.

RECOMENDACIONES

1. Realizar mediciones y evaluaciones principalmente dentro del campo irradiado directamente, ya que los resultados fuera del campo pueden ser menos confiables debido a la influencia de factores como el ruido electrónico y la dispersión de radiación.
2. Verificar y asegurar la estabilidad y precisión del sistema electrónico utilizado en el detector. Esto implica garantizar que los componentes electrónicos, como capacitores, resistencias, microcontroladores y fuente de alimentación, sean de alta calidad y estén correctamente instalados para evitar variaciones o fallas que podrían afectar los resultados de las mediciones.
3. Considerar la posibilidad de interferencias electromagnéticas provenientes de otros dispositivos electrónicos cercanos o fuentes externas, ya que estas pueden causar ruido en el sistema electrónico. Es importante minimizar estas interferencias para obtener mediciones más precisas y confiables.
4. Evaluar y controlar la sensibilidad y respuesta del fotodiodo utilizado en diferentes partes del campo de irradiación. Si se observan diferencias significativas, se deben tomar medidas para calibrar y corregir estas variaciones, lo que ayudará a mejorar la precisión de las mediciones.
5. Diseñar y ubicar adecuadamente los sensores dentro del detector es crucial para asegurar la precisión en la medición de la dosis de radiación. Se recomienda realizar un diseño óptimo y validar cuidadosamente su correcta implementación. Automatizar el proceso de construcción tanto como sea posible podría ayudar a reducir errores y mejorar la consistencia y precisión del detector.
6. Continuar investigando y desarrollando nuevos detectores basados en la tecnología de matriz activa, considerando los hallazgos y limitaciones identificados en este estudio. Esto permitirá mejorar la viabilidad y eficacia de los detectores para el control de calidad dosimétrico en aceleradores lineales.

BIBLIOGRAFÍA

- Alcaraz Baños, M. (s.f.). *Deteccion de Radiacion Ionizante*. Obtenido de https://webs.um.es/mab/miwiki/lib/exe/fetch.php?media=lectura_4.pdf
- Alert Silva, J. (Setiembre de 2002). La garantia de calidad de tratamiento radiante: enfoques medicos. *Scielo*. Obtenido de Scielo: http://scielo.sld.cu/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0034-75232002000500008
- Aprender Sobre la Electronica. (s.f.). Obtenido de Filtro Paso Bajo: <http://www.learningaboutelectronics.com/Articulos/Filtro-paso-bajo.php>
- Arduino. (s.f.). Obtenido de ¿Que es arduino?: <https://arduino.cl/que-es-arduino/>
- Arque Meza, Z. M. (24 de Setiembre de 2020). Desarrollo de un Arreglo de Diodos cubico para el control de calidad Dosimétrico de un Acelerador Lineal. *XIX Meeting of Physics 2020*, 26. Obtenido de <https://indico.uni.edu.pe/event/85/book-of-abstracts.pdf>
- Build-System. (s.f.). Obtenido de Sistema de compilacion fman: <https://build-system.fman.io/pyqt5-tutorial>
- Causil, J. M. (2012). Caracterizacion del haz de fotones de un acelerador lineal. *universidad nacional de colombia , trabajo de grado para optar Magister en Ciencia Fisica*. colombia, medellin, colombia.
- Centro de formacion tecnica para la industria. (2019). Obtenido de Python: <https://www.cursosaula21.com/que-es-python/>
- De la llana Granja, V. (2015). *Control de calidad en un Linac de radioterapia*. Trabajo de Fin de Grado, Universidad de Valladolid, Fisica Teorica, Atomica y optica, Valladolid. Obtenido de <https://uvadoc.uva.es/bitstream/handle/10324/13501/TFG-G1156.pdf?sequence=1>
- De la Vega Fernandez, J. (2015). *Caracterizacion y control de calidad de la energia de los haces de electrones empleados en radioterapia*. Obtenido de <https://digibug.ugr.es/handle/10481/40535>
- Ensunza Lamikiz, P. (2019). Obtenido de Canal Salud IMQ: <http://canalsalud.imq.es/acelerador-lineal-cancer/>

- Escobar, J. (2019). Obtenido de Acelerador Lineal: <https://www.pardell.es/acelerador-lineal.html>
- Floyd, T. (2008). *Dispositivos Electronicos* (Español ed.). (L. M. Castillo, Ed.) Mexico: Pearson.
- Geek. (2019). Obtenido de Modulo convertidor USB a RS485: <https://www.geekfactory.mx/tienda/modulos/interfaces/modulo-convertidor-usb-a-rs485-ch340g/>
- HBM. (s.f.). *Acondicionamiento de Señal*. Obtenido de <https://www.hbm.com/es/7339/que-es-un-acondicionador-de-senal-funciones/>
- Instituto Nacional del Cancer. (2019). Obtenido de Radioterapia para tratar el cancer: <https://www.cancer.gov/espanol/cancer/tratamiento/tipos/radioterapia>
- JMIndustrial. (2021). Recuperado el 2019, de Adquisicion de datos: <https://www.jmi.com.mx/literatura/blog/item/32-que-es-la-adquisicion-de-datos-y-por-que-es-importante.html>
- Lai, J. (2008). *Active Matrix Flat Panel Bio-Medical X-Ray Imagers*. thesis, University of Waterloo, Electrical and Computer Engineering, Waterloo. Obtenido de https://uwspace.uwaterloo.ca/bitstream/handle/10012/3566/PhD_Thesis_Jackson_Lai.pdf?sequence=1&isAllowed=y
- Leon Santana, J. (2011). *Optimizacion de la calidad de imagen vs dosis al paciente en radiografia panoramica digital*. Trabajo de Diploma, Universidad central Martha Abreu de las Villas, Ingenieria Electrica, Santa Clara. Obtenido de <https://dspace.uclv.edu.cu/bitstream/handle/123456789/2931/Jandry%20Le%c3%b3n%20Santana.pdf?sequence=1&isAllowed=y>
- Low, D. (Enero de 2015). La importancia de la dosimetria 3D. *IOPScience*. <https://doi.org/10.1088/1742-6596/573/1/012009>
- Luis Llamas. (2019). Obtenido de Programar STM32 con IDE de arduino y ST-LINK V2: <https://www.luisllamas.es/programar-stm32-con-ide-de-arduino-y-st-link-v2/>

- Mateos, H. (2016). *Caracterizacion de sensores y componentes para la contruccion de un arreglo de fotodetectores para dosimetria en radioterapia*. Maestria, Universidad Nacional de Cuyo Comision Nacional de Energia Atomica Argentina, Fisica Medica, Bariloche.
- Mestrando, H. M. (diciembre de 2016). caracterizacion de sensores y componentes ara la construccion de un arreglo de fotodetectores para dosimetria en radiotrapia. *tesis carrera maestria en fisica medica*. Argentina, Barliroche, Argentina: universidad Nacional de cuyo.
- Mohammad, H. (2015). Evaluation of detector array technology for the verification of advanced intensity-moduled radiotherapy. *Proquest Dissertations & Theses*. Obtenido de <https://ui.adsabs.harvard.edu/abs/2015PhDT.....292H/abstract>
- Mondragon Contreas. (2009). *PIN Photo-Diodes as Radiation Detectors in Accelerator Applications*. Fisica Medica, Vienna. Obtenido de https://www-pub.iaea.org/MTCD/publications/PDF/P1433_CD/datasets/abstracts/at_p5-12.html
- Montezuma Velasquez, R. (2016). *Implementacion de un protocolo de control de calidad dosimetrico de un acelerador lineal 2300 CD utilizando un sistema de detectores ARCCHECK*. Universidad de San Carlos de Guatemala, Fisica, Guatemala. Obtenido de <https://ecfm.usac.edu.gt/sites/default/files/2018-11/Tesis%20Roberto%20Alejandro%20Montezuma.pdf>
- NAYLAMP. (2019). Obtenido de Modulo Conversor RS485 a Serial TTL: <https://naylampmechatronics.com/comunicacion/62-conversor-rs485-a-serial-ttl.html>
- Organizacion Mundial de la Salud. (2019). Obtenido de CANCER: <https://www.who.int/es/news-room/fact-sheets/detail/cancer>
- Palma Esparza, R. (2014). Evolucion, Planificacion y tratamiento de lesiones tumorales mediante radiocirugia estereotaxica. Obtenido de <https://es.slideshare.net/medinao/evolucion-planificacion-y-tratamiento-de-lesiones-tumorales-mediante-radiocirugia-estereotaxica-r-palma>
- RadiologyInfo. (2019). *Acelerador Lineal*. Obtenido de Acelerador Lineal: <https://www.radiologyinfo.org/es/info/linac#terapia-equipo>

- Ravotti, F. (2007). *BPW34 commercial p-i-n diodes for highlevel I-MeV neutron equivalent fluence monitoring*. *Fisica Medica*. <https://doi.org/10.1109/RADECS.2007.5205483>
- Santiago , S. (s.f.). *Optoelectronica, Fotonica y sensores*. Techpedia. Obtenido de https://upcommons.upc.edu/bitstream/handle/2117/103770/LM14_R_ES.pdf
- Seccion de dosimetria y Fisica Medica. (2000). *Aspectos fisicos de la garantia de calidad en radioterapia :Protocolo de control de calidad*. Viena: OIEA. Obtenido de https://www-pub.iaea.org/MTCD/publications/PDF/te_1151_prn.pdf
- Seibert, J. (2006). *Flat-Panel detectors: How much better are they*. University of California, Pediatric Radiology, California. <https://doi.org/10.1007/s00247-006-0208-0>
- Sociedad Española de Fisica Medica. (2011). *Fundamentos de Fisica Medica* (ADI ed., Vol. 1). (A. Brosed, Ed.) Madrid. Obtenido de <http://proteccionradiologica.cl/wp-content/uploads/2016/08/4.1-Libro-volumen-1-fisica-medica-esp%C3%B1ol.pdf>
- Sociedad Española de Fisica Medica. (2012). *Fundamentos de Fisica Medica* (ADI ed., Vol. 3). (M. C. Arroyo, Ed.) Andalucia. Obtenido de <http://proteccionradiologica.cl/wp-content/uploads/2016/08/1-libro-de-radioterapia-esp%C3%B1ol.pdf>
- stm32STMMicroelectronics. (2019). Obtenido de STlife: <https://www.st.com/en/microcontrollers-microprocessors/stm32f103c8.html>
- Udias Moinelo, J. (2008). *Fisia Nuclear y Medicina*. Granada. Obtenido de <https://dialnet.unirioja.es/servlet/articulo?codigo=2557564>

ANEXO

Anexo A

Código en lenguaje C Arduino para STM32F103C8T6 como esclavo.

```
#define txepin PA8 //pin usado para habilitar la comunicación de tx y rx en el microcontrolador
////////////////////////////////////
const char slaveAddress = '5'; // direccion del esclavo
////////////////////////////////////
const char strtCommand[] = "5strt"; //comando para empezar lectura
const char stopCommand[] = "5stop"; //comando para detener lectura
const char getdCommand[] = "5getd"; //comando para ver la lectura
const char clearCommand[] = "5clea"; //comando para borrar la lectura
const char changCommand[] = "5chan"; //comando para cambiar la lectura
////////////////////////////////////
//declaro variable flag, se inicia en false para que la interrupción cambie a true
volatile bool flagStart = false; //empezar la lectura
volatile bool flagShow = false; //imprimir la lectura
volatile bool flagClear = false; //borrar la lectura
////////////////////////////////////
//bufferize determina el tamaño del buffer de muestra(que determina la cantidad de retraso)
const int buffersize = 40;
volatile char cbuffer;
char buffer[buffersize];
////////////////////////////////////
const int analog = PA4; // lectura analogica0
const int analog1 = PA0; // lectura analogica1
const int analog2 = PA1; // lectura analogica2
const int analog3 = PA2; // lectura analogica3
const int analog4 = PA3; // lectura analogica4
int a = 50;
int b = 25;
int c = 10;
int d = 25;

float An1, An1P, An1S, An1T, An1C;
float An2, An2P, An2S, An2T, An2C;
float An3, An3P, An3S, An3T, An3C;
float An4, An4P, An4S, An4T, An4C;
float An5, An5P, An5S, An5T, An5C;
float An6, An6P, An6S, An6T, An6C;
float An7, An7P, An7S, An7T, An7C;
float An8, An8P, An8S, An8T, An8C;
float An9, An9P, An9S, An9T, An9C;
float An10, An10P, An10S, An10T, An10C;
```

```

float value1, value1P, value1S, value1T, value1C;
float value2, value2P, value2S, value2T, value2C;
float value3, value3P, value3S, value3T, value3C;
float valor, valorP, valorS, valorT, valorC;
float value4, value4P, value4S, value4T, value4C;
float value5, value5P, value5S, value5T, value5C;
float value6, value6P, value6S, value6T, value6C;
float valor1, valor1P, valor1S, valor1T, valor1C;
float value7, value7P, value7S, value7T, value7C;
float value8, value8P, value8S, value8T, value8C;
float value9, value9P, value9S, value9T, value9C;
float valor2, valor2P, valor2S, valor2T, valor2C;
float value10, value10P, value10S, value10T, value10C;
float value11, value11P, value11S, value11T, value11C;
float value12, value12P, value12S, value12T, value12C;
float valor3, valor3P, valor3S, valor3T, valor3C;
float value13, value13P, value13S, value13T, value13C;
float value14, value14P, value14S, value14T, value14C;
float value15, value15P, value15S, value15T, value15C;
float valor4, valor4P, valor4S, valor4T, valor4C;

```

```

int si = PB9; //señal digital de apertura para el swith Si del circuito integrador
int s1 = PB8; //señal digital de apertura para el swith S1.
int s2 = PB7; //señal digital de apertura para el swith S2.
int s3 = PB6; //señal digital de apertura para el swith S3.
int s4 = PB5; //señal digital de apertura para el swith S4.
int s5 = PB0; //señal digital de apertura para el swith S5.

```

```

void setup()
{
    delay(300); //pausa el programa en mmilisegundos
    Serial1.begin(9600); //velocidad de datos en bits por segundo(baudios)
    Serial.begin(115200);
    pinMode(txepin, OUTPUT);
    pinMode(si, OUTPUT);
    pinMode(s1, OUTPUT);
    pinMode(s2, OUTPUT);
    pinMode(s3, OUTPUT);
    pinMode(s4, OUTPUT);
    pinMode(s5, OUTPUT);
    pinMode(PA0, INPUT_ANALOG);
    pinMode(PA1, INPUT_ANALOG);
    pinMode(PA2, INPUT_ANALOG);
    pinMode(PA3, INPUT_ANALOG);
    pinMode(PA4, INPUT_ANALOG);
}

```

```

    estabilizarPulsos();
}

void loop()
//.....
{ //obtiene la cantidad de bytes disponibles para leer desde el puerto serie
  //estos son datos que llegaron y se almacenan en el bufer de recepcion
  while(Serial1.available()) {
    processingRemoteData(Serial1.read());
  }

  if(flagStart) {sacarPromedios();}
  if(flagClear) {borrarPromedios(); flagClear = false;}
  if(flagShow) {escribirV2(); flagShow = false;}

}
//procesamiento de dato en la PC
void processingRemoteData(char c){
  Serial.print(c);
  buffer[cbuffer] = c;
  cbuffer++;
  // \n: nueva linea, \r:, ||:logical or
  if ((c == '\n')||(c == '\r')) {
    if (cbuffer>2){
      comparator();
    }
    cbuffer=0;
  }
  if (cbuffer>=buffersize) cbuffer=0;
}
//encontrar los comandos enviados a un inicio
bool findCommand(void const *commandString){
  if (memcmp(buffer, commandString, 5) == 0)
    return true;
  else
    return false;
}
//compara los comandos
void comparator(void){
  if (findCommand(strtCommand)) {flagStart=true;Serial.println("...StartCommand");}
  if (findCommand(stopCommand)) {flagStart=false;Serial.println("...StopCommand");}
  if (findCommand(getdCommand)) {flagShow=true;Serial.println("...ShowCommand");}
  if (findCommand(clearCommand)) {flagClear=true;Serial.println("...ClearCommand");}
}

void enableTx(){

```

```

    digitalWrite(txepin, HIGH); //habilitar la transmision del microcontrolador
    delay(80);
}

void disableTx(){
    delay(80);
    digitalWrite(txepin, LOW); //deshabilitar la transmision del microncontrolador
}

void estabilizarPulsos(){
    pulso2x(); //
    pulso3x(); //
    pulso4x(); //
    pulso5x(); //
    pulso1x(); //
}

void sacarPromedios(){
    pulso2();
    pulso3();
    pulso4();
    pulso5();
    pulso1();
}

//para inicializar la lectura se pone a cero
void borrarPromedios(){
    value3=0;
    value3P=0;
    value3S=0;
    value3T=0;
    value3C=0;

    value6=0;
    value6P=0;
    value6S=0;
    value6T=0;
    value6C=0;

    value9=0;
    value9P=0;
    value9S=0;
    value9T=0;
    value9C=0;

    value12=0;

```

```

value12P=0;
value12S=0;
value12T=0;
value12C=0;

value15=0;
value15P=0;
value15S=0;
value15T=0;
value15C=0;
}
//.....
void escribir () {
    enableTx();
    Serial1.print( " 1P: ");Serial1.print( value3P );
    Serial1.print( " 1S: ");Serial1.print( value3S );
    Serial1.print( " 1T: ");Serial1.print( value3T );
    Serial1.print( " 1C: ");Serial1.print( value3C );
    Serial1.print( " 1Q: ");Serial1.println( value3 );
    Serial1.print( " 5P: ");Serial1.print( value6P );
    Serial1.print( " 5S: ");Serial1.print( value6S );
    Serial1.print( " 5T: "); Serial1.print( value6T );
    Serial1.print( " 5C: ");Serial1.print( value6C );
    Serial1.print( " 5Q: ");Serial1.println( value6 );
    Serial1.print( " 4P: ");Serial1.print( value9P );
    Serial1.print( " 4S: ");Serial1.print( value9S );
    Serial1.print( " 4T: ");Serial1.print( value9T );
    Serial1.print( " 4C: ");Serial1.print( value9C );
    Serial1.print( " 4Q: ");Serial1.println( value9 );
    Serial1.print( " 3P: ");Serial1.print( value12P );
    Serial1.print( " 3S: ");Serial1.print( value12S );
    Serial1.print( " 3T: ");Serial1.print( value12T );
    Serial1.print( " 3C: ");Serial1.print( value12C );
    Serial1.print( " 3Q: ");Serial1.println( value12 );
    Serial1.print( " 2P: ");Serial1.print( value15P );
    Serial1.print( " 2S: ");Serial1.print( value15S );
    Serial1.print( " 2T: ");Serial1.print( value15T );
    Serial1.print( " 2C: ");Serial1.print( value15C );
    Serial1.print( " 2Q: ");Serial1.println( value15 );
    disableTx();
}

void escribirV2() { //escribir los datos de lectura para una matriz de 25 fotodiodos
    enableTx();
    Serial1.print("S");
    Serial1.print(slaveAddress);

```



```
Serial1.print(":");
Serial1.print(" 11 ");Serial1.print( value3P );
Serial1.print(" 12 ");Serial1.print( value3S );
Serial1.print(" 13 ");Serial1.print( value3T );
Serial1.print(" 14 ");Serial1.print( value3C );
Serial1.print(" 15 ");Serial1.println( value3 );
```

```
Serial1.print("S");
Serial1.print(slaveAddress);
Serial1.print(":");
Serial1.print(" 21 ");Serial1.print( value15P );
Serial1.print(" 22 ");Serial1.print( value15S );
Serial1.print(" 23 ");Serial1.print( value15T );
Serial1.print(" 24 ");Serial1.print( value15C );
Serial1.print(" 25 ");Serial1.println( value15 );
```

```
Serial1.print("S");
Serial1.print(slaveAddress);
Serial1.print(":");
Serial1.print(" 31 ");Serial1.print( value12P );
Serial1.print(" 32 ");Serial1.print( value12S );
Serial1.print(" 33 ");Serial1.print( value12T );
Serial1.print(" 34 ");Serial1.print( value12C );
Serial1.print(" 35 ");Serial1.println( value12 );
```

```
Serial1.print("S");
Serial1.print(slaveAddress);
Serial1.print(":");
Serial1.print(" 41 ");Serial1.print( value9P );
Serial1.print(" 42 ");Serial1.print( value9S );
Serial1.print(" 43 ");Serial1.print( value9T );
Serial1.print(" 44 ");Serial1.print( value9C );
Serial1.print(" 45 ");Serial1.println( value9 );
```

```
Serial1.print("S");
Serial1.print(slaveAddress);
Serial1.print(":");
Serial1.print(" 51 ");Serial1.print( value6P );
Serial1.print(" 52 ");Serial1.print( value6S );
Serial1.print(" 53 ");Serial1.print( value6T );
Serial1.print(" 54 ");Serial1.print( value6C );
Serial1.print(" 55 ");Serial1.println( value6 );
disableTx();
```

```
}
void mostrarDatos() //mostrar los datos de lectura para una matriz de 25 fotodiodos
{
```

```

enableTx();
Serial1.print(slaveAddress); Serial1.print("slave");
Serial1.print(slaveAddress);
Serial1.print(" : ");
Serial1.print( value3P );Serial1.print(',');
Serial1.print( value3S );Serial1.print(',');
Serial1.print( value3T );Serial1.print(',');
Serial1.print( value3C );Serial1.print(',');
Serial1.print( value3 );Serial1.print(',');
Serial1.print( value15P );Serial1.print(',');
Serial1.print( value15S );Serial1.print(',');
Serial1.print( value15T );Serial1.print(',');
Serial1.print( value15C );Serial1.print(',');
Serial1.print( value15 );Serial1.print(',');
Serial1.print( value12P );Serial1.print(',');
Serial1.print( value12S );Serial1.print(',');
Serial1.print( value12T );Serial1.print(',');
enableTx();
Serial1.print( value12C );Serial1.print(',');
Serial1.print( value12 );Serial1.print(',');
Serial1.print( value9P );Serial1.print(',');
Serial1.print( value9S );Serial1.print(',');
Serial1.print( value9T );Serial1.print(',');
Serial1.print( value9C );Serial1.print(',');
Serial1.print( value9 );Serial1.print(',');
Serial1.print( value6P );Serial1.print(',');
Serial1.print( value6S );Serial1.print(',');
Serial1.print( value6T );Serial1.print(',');
Serial1.print( value6C );Serial1.print(',');
Serial1.print( value6 );
enableTx();
Serial1.println();
Serial1.println();
disableTx();
}
void pulso1x(){

digitalWrite(si,LOW);
digitalWrite(s1,LOW);
digitalWrite(s2,LOW);
digitalWrite(s3,LOW);
digitalWrite(s4,LOW);
digitalWrite(s5,LOW);
delay(a);
digitalWrite(si,HIGH);
delay(b);

```

```

digitalWrite(si,LOW);
delay(10);
digitalWrite(s1,HIGH);
delay(10);

}
void pulso1(){ //leer los valores de los fotodiodos de la pimera columna

digitalWrite(si,LOW);
digitalWrite(s1,LOW);
digitalWrite(s2,LOW);
digitalWrite(s3,LOW);
digitalWrite(s4,LOW);
digitalWrite(s5,LOW);
delay(a);
  An1P = analogRead(analog1);
  An1S = analogRead(analog2);
  An1T = analogRead(analog3);
  An1C = analogRead(analog4);
  An1 = analogRead(analog);
  value1P = fmap(An1P, 0, 4096, 0.0, 3.3); //cambiar escala de 0 a 3.3 V
  value1S = fmap(An1S, 0, 4096, 0.0, 3.3);
  value1T = fmap(An1T, 0, 4096, 0.0, 3.3);
  value1C = fmap(An1C, 0, 4096, 0.0, 3.3);
  value1 = fmap(An1, 0, 4096, 0.0, 3.3);
  delay(c);
  An2P = analogRead(analog1);
  An2S = analogRead(analog2);
  An2T = analogRead(analog3);
  An2C = analogRead(analog4);
  An2 = analogRead(analog);
  value2P = fmap(An2P, 0, 4096, 0.0, 3.3);
  value2S = fmap(An2S, 0, 4096, 0.0, 3.3);
  value2T = fmap(An2T, 0, 4096, 0.0, 3.3);
  value2C = fmap(An2C, 0, 4096, 0.0, 3.3);
  value2 = fmap(An2, 0, 4096, 0.0, 3.3);
  delay(d);
  valorP = (value1P + value2P)/2 ;
  value3P= valorP + value3P;
  valorS = (value1S + value2S)/2 ;
  value3S= valorS + value3S;
  valorT = (value1T + value2T)/2 ;
  value3T= valorT + value3T;
  valorC = (value1C + value2C)/2 ;
  value3C= valorC + value3C;
  valor = (value1 + value2)/2 ;

```

```

value3 = valor + value3;

digitalWrite(si,HIGH);
delay(b);
digitalWrite(si,LOW);
delay(10);
digitalWrite(s1,HIGH);
delay(10);
}
void pulso2x(){ //iniciar la primera serie de pulsos Si , S2
digitalWrite(si,LOW);
digitalWrite(s1,LOW);
digitalWrite(s2,LOW);
digitalWrite(s3,LOW);
digitalWrite(s4,LOW);
digitalWrite(s5,LOW);
delay(a);
digitalWrite(si,HIGH);//el switch del integrador se cierra
delay(b);//
digitalWrite(si,LOW);//el switch del integrador se abre
delay(10);
digitalWrite(s2,HIGH);//el switch del S2 se cierra
delay(10);
}
void pulso2(){ //leer los valores de los fotodiodos de la segunda columna
digitalWrite(si,LOW);
digitalWrite(s1,LOW);
digitalWrite(s2,LOW);
digitalWrite(s3,LOW);
digitalWrite(s4,LOW);
digitalWrite(s5,LOW);
delay(a);
An3P = analogRead(analog1);//punto 1 de lectura del fotodiodo 2,1
An3S = analogRead(analog2);//punto 1 de lectura del fotodiodo 2,2
An3T = analogRead(analog3);//punto 1 de lectura del fotodiodo 2,3
An3C = analogRead(analog4);//punto 1 de lectura del fotodiodo 2,4
An3 = analogRead(analog); //punto 1 de lectura del fotodiodo 2,5
value4P = fmap(An3P, 0, 4096, 0.0, 3.3);
value4S = fmap(An3S, 0, 4096, 0.0, 3.3);
value4T = fmap(An3T, 0, 4096, 0.0, 3.3);
value4C = fmap(An3C, 0, 4096, 0.0, 3.3);
value4 = fmap(An3, 0, 4096, 0.0, 3.3);
delay(c);
An4P = analogRead(analog1);//punto 2 de lectura del fotodiodo 2,1
An4S = analogRead(analog2);//punto 2 de lectura del fotodiodo 2,2
An4T = analogRead(analog3);//punto 2 de lectura del fotodiodo 2,3

```

```

An4C = analogRead(analog4); //punto 2 de lectura del fotodiodo 2,4
An4 = analogRead(analog); //punto 2 de lectura del fotodiodo 2,5
value5P = fmap(An4P, 0, 4096, 0.0, 3.3);
value5S = fmap(An4S, 0, 4096, 0.0, 3.3);
value5T = fmap(An4T, 0, 4096, 0.0, 3.3);
value5C = fmap(An4C, 0, 4096, 0.0, 3.3);
value5 = fmap(An4, 0, 4096, 0.0, 3.3);
delay(d);
valor1P = (value4P + value5P)/2 ;//promedio entre el punto 1 y punto 2 de lectura del fotodiodo
ubicado en 2,1
value6P = valor1P + value6P; // suma total de la lectura del fotodiodo 2,1 durante la captura
valor1S = (value4S + value5S)/2 ;//promedio entre el punto 1 y punto 2 de lectura del fotodiodo
ubicado en 2,2
value6S = valor1S + value6S;
valor1T = (value4T + value5T)/2 ;//promedio entre el punto 1 y punto 2 de lectura del fotodiodo
ubicado en 2,3
value6T = valor1T + value6T;
valor1C = (value4C + value5C)/2 ;//promedio entre el punto 1 y punto 2 de lectura del fotodiodo
ubicado en 2,4
value6C = valor1C + value6C;
valor1 = (value4 + value5)/2 ;//promedio entre el punto 1 y punto 2 de lectura del fotodiodo ubicado
en 2,5
value6 = valor1 + value6;
digitalWrite(si,HIGH);
delay(b);
digitalWrite(si,LOW);
delay(10);
digitalWrite(s2,HIGH);
delay(10);
}

void pulso3x(){

digitalWrite(si,LOW);
digitalWrite(s1,LOW);
digitalWrite(s2,LOW);
digitalWrite(s3,LOW);
digitalWrite(s4,LOW);
digitalWrite(s5,LOW);
delay(a);
digitalWrite(si,HIGH);
delay(b);
digitalWrite(si,LOW);
delay(10);
digitalWrite(s3,HIGH);
delay(10);
}

```

```

}
void pulso3(){ //leer los valores de los fotodiodos de la tercera columna

digitalWrite(si,LOW);
digitalWrite(s1,LOW);
digitalWrite(s2,LOW);
digitalWrite(s3,LOW);
digitalWrite(s4,LOW);
digitalWrite(s5,LOW);
delay(a);

An5P = analogRead(analog1);//punto 1 de lectura del fotodiodo 3,1
An5S = analogRead(analog2);
An5T = analogRead(analog3);
An5C = analogRead(analog4);
An5 = analogRead(analog);
value7P = fmap(An5P, 0, 4096, 0.0, 3.3);
value7S = fmap(An5S, 0, 4096, 0.0, 3.3);
value7T = fmap(An5T, 0, 4096, 0.0, 3.3);
value7C = fmap(An5C, 0, 4096, 0.0, 3.3);
value7 = fmap(An5, 0, 4096, 0.0, 3.3);
delay(c);
An6P = analogRead(analog1);//punto 2 de lectura del fotodiodo 3,1
An6S = analogRead(analog2);
An6T = analogRead(analog3);
An6C = analogRead(analog4);
An6 = analogRead(analog);
value8P = fmap(An6P, 0, 4096, 0.0, 3.3);
value8S = fmap(An6S, 0, 4096, 0.0, 3.3);
value8T = fmap(An6T, 0, 4096, 0.0, 3.3);
value8C = fmap(An6C, 0, 4096, 0.0, 3.3);
value8 = fmap(An6, 0, 4096, 0.0, 3.3);
delay(d);
valor2P = (value7P + value8P)/2 ;
value9P = valor2P + value9P;
valor2S = (value7S + value8S)/2 ;
value9S = valor2S + value9S;
valor2T = (value7T + value8T)/2 ;
value9T = valor2T + value9T;
valor2C = (value7C + value8C)/2 ;
value9C = valor2C + value9C;
valor2 = (value7 + value8)/2 ;
value9 = valor2 + value9;

digitalWrite(si,HIGH);
delay(b);

```

```

digitalWrite(si,LOW);
delay(10);
digitalWrite(s3,HIGH);
delay(10);
}
void pulso4x(){ //leer los valores de los fotodiodos de la cuarta columna

digitalWrite(si,LOW);
digitalWrite(s1,LOW);
digitalWrite(s2,LOW);
digitalWrite(s3,LOW);
digitalWrite(s4,LOW);
digitalWrite(s5,LOW);
delay(a);
digitalWrite(si,HIGH);
delay(b);
digitalWrite(si,LOW);
delay(10);
digitalWrite(s4,HIGH);
delay(10);
}
void pulso4(){ //leer valores de los fotodiodos 4,1 4,2 4,3 4,4 4,5

digitalWrite(si,LOW);
digitalWrite(s1,LOW);
digitalWrite(s2,LOW);
digitalWrite(s3,LOW);
digitalWrite(s4,LOW);
digitalWrite(s5,LOW);
delay(a);

An7P = analogRead(analog1); //punto 1 de lectura del fotodiodo 4,1
An7S = analogRead(analog2);
An7T = analogRead(analog3);
An7C = analogRead(analog4);
An7 = analogRead(analog);
value10P = fmap(An7P, 0, 4096, 0.0, 3.3);
value10S = fmap(An7S, 0, 4096, 0.0, 3.3);
value10T = fmap(An7T, 0, 4096, 0.0, 3.3);
value10C = fmap(An7C, 0, 4096, 0.0, 3.3);
value10 = fmap( An7, 0, 4096, 0.0, 3.3);
delay(c);
An8P = analogRead(analog1); //punto 2 de lectura del fotodiodo 4,1
An8S = analogRead(analog2);
An8T = analogRead(analog3);
An8C = analogRead(analog4);

```

```

An8 = analogRead(analog);
value11P = fmap(An8P, 0, 4096, 0.0, 3.3);
value11S = fmap(An8S, 0, 4096, 0.0, 3.3);
value11T = fmap(An8T, 0, 4096, 0.0, 3.3);
value11C = fmap(An8C, 0, 4096, 0.0, 3.3);
value11 = fmap( An8, 0, 4096, 0.0, 3.3);
delay(d);
valor3P = (value10P + value11P )/2 ;
value12P= valor3P + value12P;
valor3S = (value10S + value11S )/2 ;
value12S= valor3S + value12S;
valor3T = (value10T + value11T )/2 ;
value12T= valor3T + value12T;
valor3C = (value10C + value11C )/2 ;
value12C= valor3C + value12C;
valor3 = (value10 + value11 )/2 ;
value12= valor3 + value12;

digitalWrite(si,HIGH);
delay(b);
digitalWrite(si,LOW);
delay(10);
digitalWrite(s4,HIGH);
delay(10);
}
void pulso5x(){ //iniciar la primera serie de pulsos Si , S4
digitalWrite(si,LOW);
digitalWrite(s1,LOW);
digitalWrite(s2,LOW);
digitalWrite(s3,LOW);
digitalWrite(s4,LOW);
digitalWrite(s5,LOW);
delay(a);
digitalWrite(si,HIGH);
delay(b);
digitalWrite(si,LOW);
delay(10);
digitalWrite(s5,HIGH);
delay(10);
}
void pulso5(){ //leer los valores de los fotodiodos de la quinta columna
digitalWrite(si,LOW);
digitalWrite(s1,LOW);
digitalWrite(s2,LOW);
digitalWrite(s3,LOW);
digitalWrite(s4,LOW);

```



```

digitalWrite(s5,LOW);
delay(a);
An9P = analogRead(analog1); //punto 1 de lectura del fotodiodo 5,1
An9S = analogRead(analog2);
An9T = analogRead(analog3);
An9C = analogRead(analog4);
An9 = analogRead(analog);
value13P = fmap(An9P, 0, 4096, 0.0, 3.3);
value13S = fmap(An9S, 0, 4096, 0.0, 3.3);
value13T = fmap(An9T, 0, 4096, 0.0, 3.3);
value13C = fmap(An9C, 0, 4096, 0.0, 3.3);
value13 = fmap( An9, 0, 4096, 0.0, 3.3);
delay(c);
An10P = analogRead(analog1);//punto 2 de lectura del fotodiodo 5,1
An10S = analogRead(analog2);
An10T = analogRead(analog3);
An10C = analogRead(analog4);
An10 = analogRead(analog);
value14P = fmap(An10P, 0, 4096, 0.0, 3.3);
value14S = fmap(An10S, 0, 4096, 0.0, 3.3);
value14T = fmap(An10T, 0, 4096, 0.0, 3.3);
value14C = fmap(An10C, 0, 4096, 0.0, 3.3);
value14 = fmap( An10, 0, 4096, 0.0, 3.3);
delay(d);
valor4P = (value13P + value14P)/2 ;
value15P= valor4P + value15P;
valor4S = (value13S + value14S)/2 ;
value15S= valor4S + value15S;

valor4T = (value13T + value14T)/2 ;
value15T= valor4T + value15T;
valor4C = (value13C + value14C)/2 ;
value15C= valor4C + value15C;
valor4 = (value13 + value14)/2 ;
value15 = valor4 + value15;

digitalWrite(si,HIGH);
delay(b);
digitalWrite(si,LOW);
delay(10);
digitalWrite(s5,HIGH);
delay(10);
}

// cambio de escala entre floats
float fmap(float x, float in_min, float in_max, float out_min, float out_max)

```

```
{  
  return (x - in_min) * (out_max - out_min) / (in_max - in_min) + out_min;  
}
```

Anexo B

Código en lenguaje Python para el maestro.

```
from time import sleep
import serial
import threading
from os import system

#####
portCOM = 'COM3'
slaves = ['1']
#####
global file
file = ""
ser = serial.Serial(portCOM, 9600, timeout=10) # open serial port
flagKill = False
print(ser.name)    # check which port was really used

commandStart = b"str"
commandStop = b"stop"
commandClear = b"clea"
commandShow = b"getd"

def start():
    print("...");
    for slave in slaves:
        command = slave+commandStart+b"\r\n"
        print(repr(command))
        ser.write(command)    # write a string
        sleep(.1)
    print("...iniciado");

def stop():
    print("...");
    for slave in slaves:
        command = slave+commandStop+b"\r\n"
        print(repr(command))
        ser.write(command)    # write a string
        sleep(.1)
    print("...detenido");

def clear():
    print("...");
    for slave in slaves:
        command = slave+commandClear+b"\r\n"
```

```

    print(repr(command))
    ser.write(command) # write a string
    sleep(.1)
    print("...borrado");

def show():
    global file
    file = "
    print("...");
    for slave in slaves:
        command = slave+commandShow+b"\r\n"
        print(repr(command))
        ser.write(command) # write a string
        sleep(1)

    print("...completado");

def getData():
    global file
    while True:
        sleep(.1)
        #try:
        outPut = ser.readline();
        if len(outPut)>5:
            print(outPut);
            if b"S" in outPut:
                outPut = str(outPut)
                outPut = outPut.replace("b", "")
                outPut = outPut.replace("\r\n", "")
                outPut = outPut.replace("\r\n", "")
                outPutdata = outPut.split(" ")
                outPut =
                "%s,%s,%s,%s,%s,%s\n"%(outPutdata[0],outPutdata[2],outPutdata[4],outPutdata[6],outPutdata[8],out
                Putdata[10])
                file = file + outPut
            #except:
            # pass
            if flagKill:
                break

thread = threading.Thread( target=getData)
thread.start()

while True:

```

```

validCommand = False
commandUser = str(raw_input(">>> "))

if "start" in commandUser:
    print("... Iniciando lectura")
    validCommand = True
    start()

if "stop" in commandUser:
    print("... Deteniendo lectura")
    validCommand = True
    stop()

if "show" in commandUser:
    file = "
    print("... Mostrando lectura")
    validCommand = True
    show()

if "clear" in commandUser:
    print("... Borrando promedios")
    validCommand = True
    clear()

if "save" in commandUser:
    print("... guardando archivo")
    f = open("data.csv","w")
    f.write(file)
    f.close()
    validCommand = True

if "exit" in commandUser:
    print("... cerrando")
    stop()
    clear()
    validCommand = True
    break

if not(validCommand):
    print("...")
    print("Comandos disponibles: start, stop, show, clear, exit, save")
    print("...")

flagKill=True
ser.close()
# close port

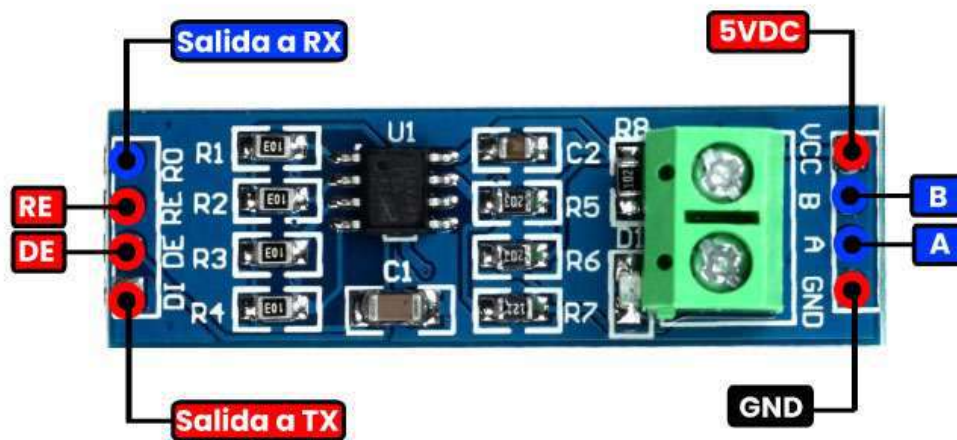
```

Anexo C

Modulo RS-485.

PINOUT

Convertidor TTL a RS485



RE Habilitación de salida del receptor (baja para habilitar)

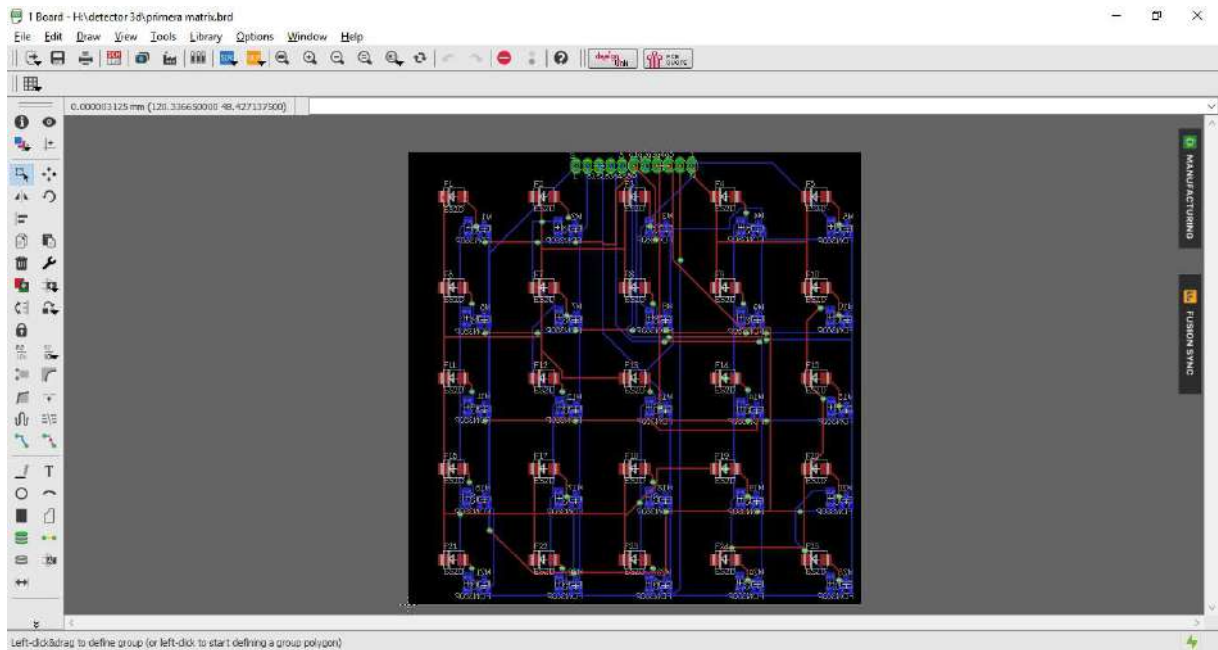
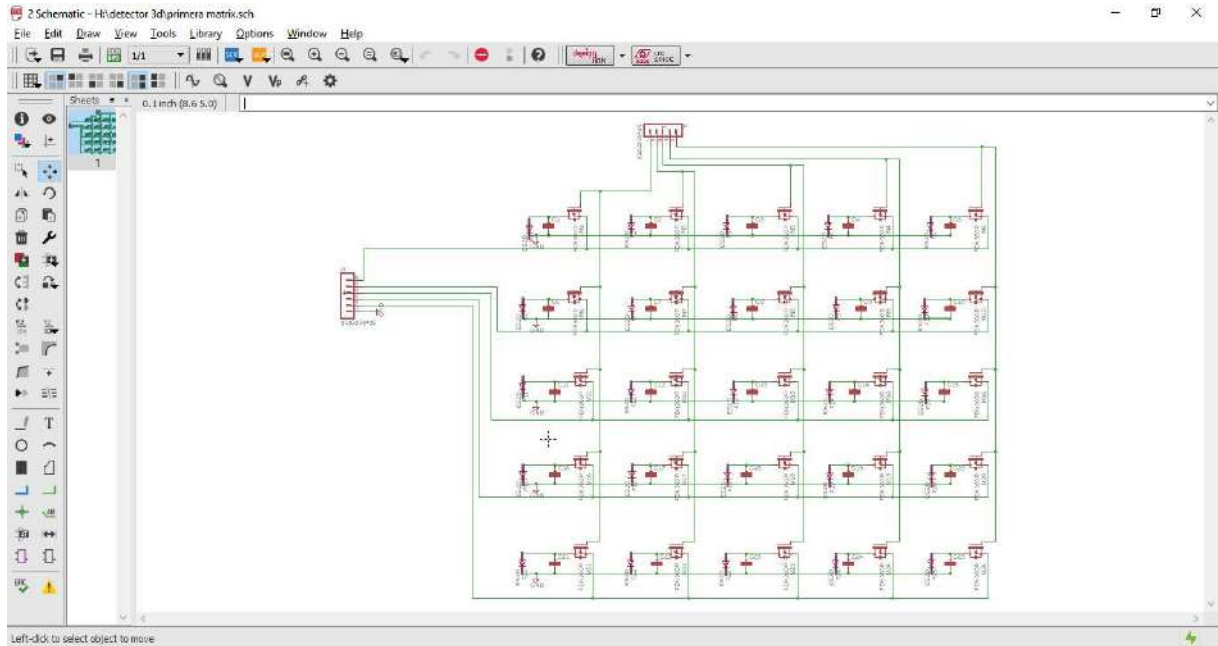
DE Activación de salida del controlador (alta para activar)

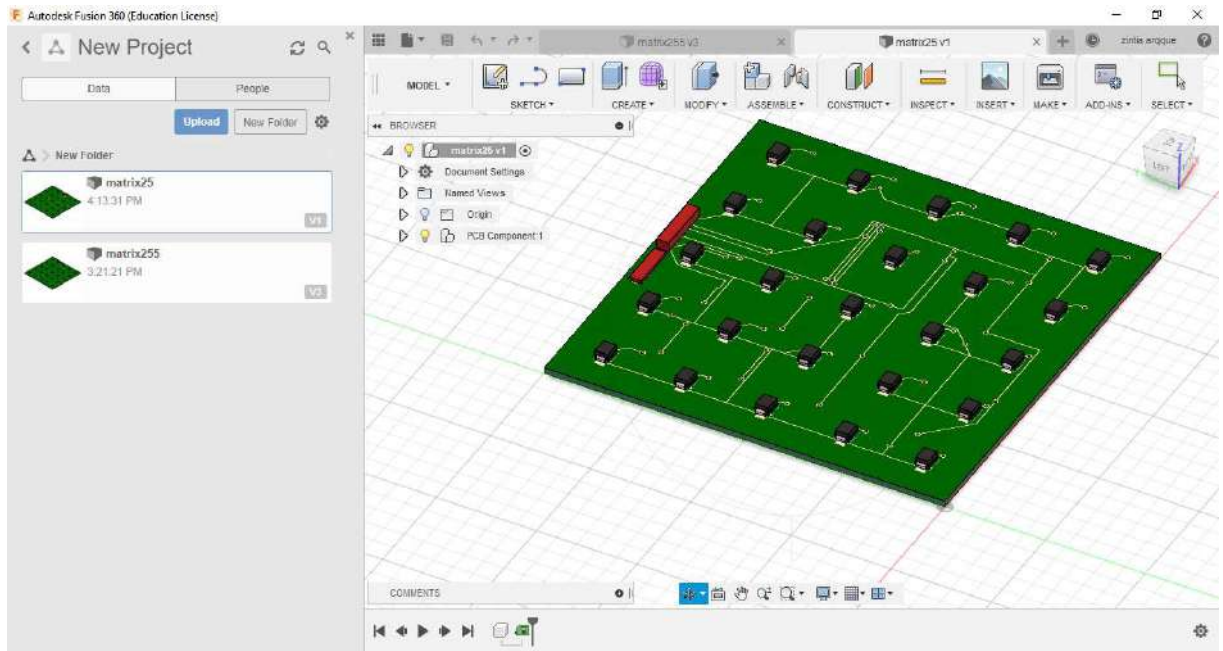
A Entrada no inversora del receptor y salida del controlador sin inversión

B Entrada inversora del receptor y salida del controlador inverso

Anexo D

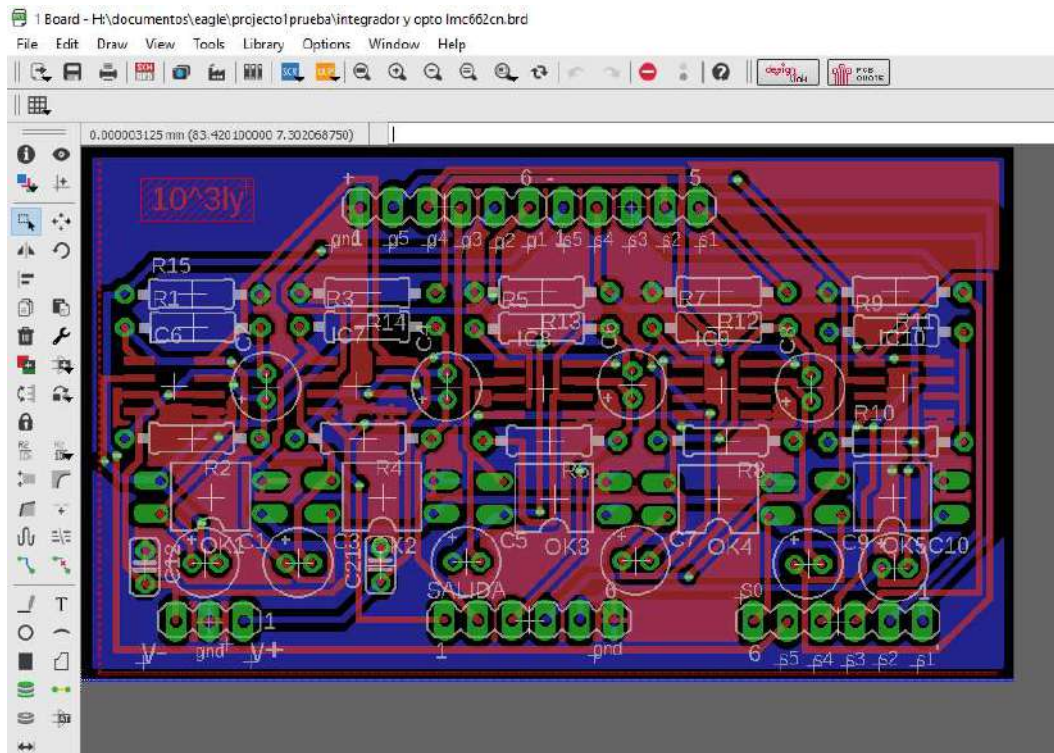
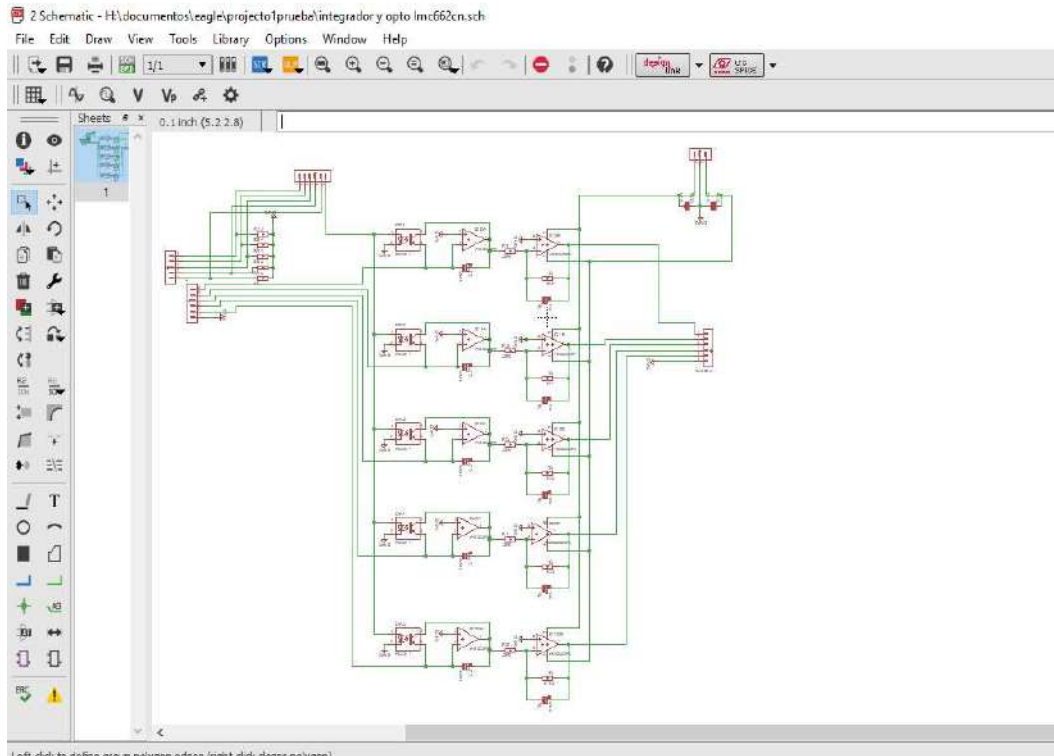
Diseño del esquemático de la matriz activa.





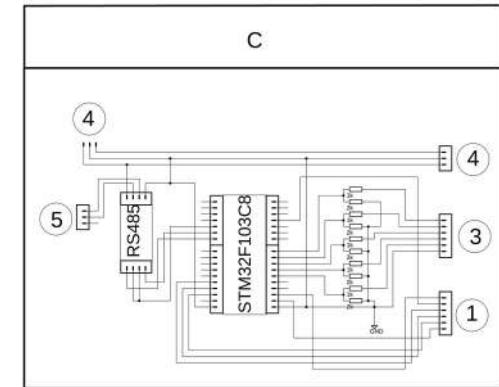
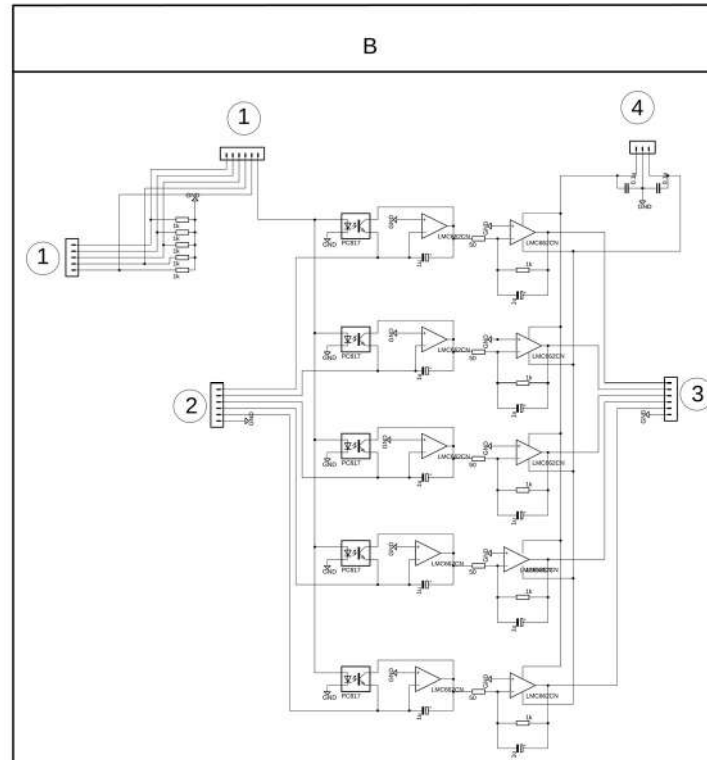
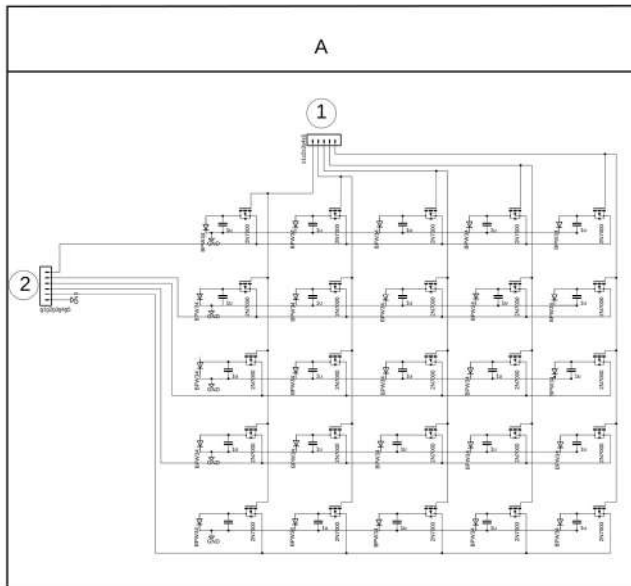
Anexo E

Diseño del esquemático del circuito de acondicionamiento de señal.



Anexo F

Diseño del esquemático del sistema de adquisición de datos.

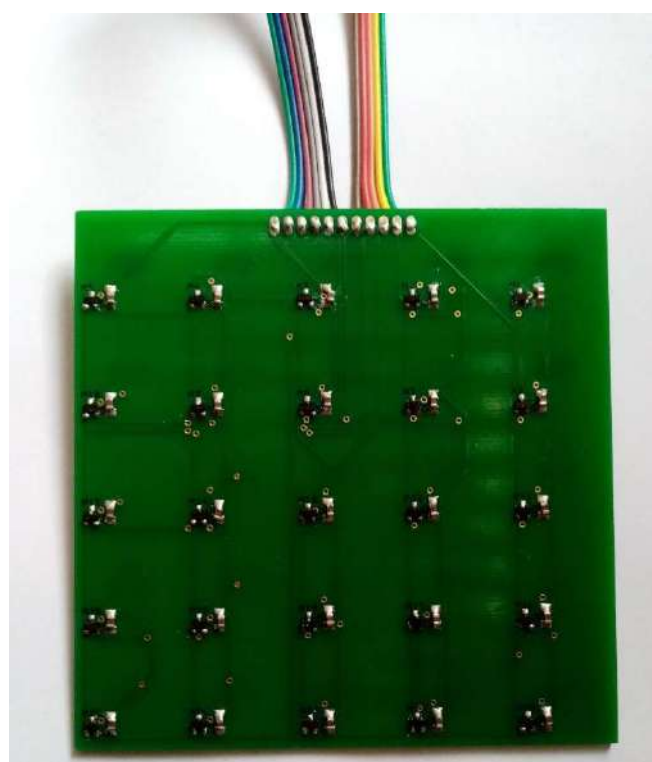
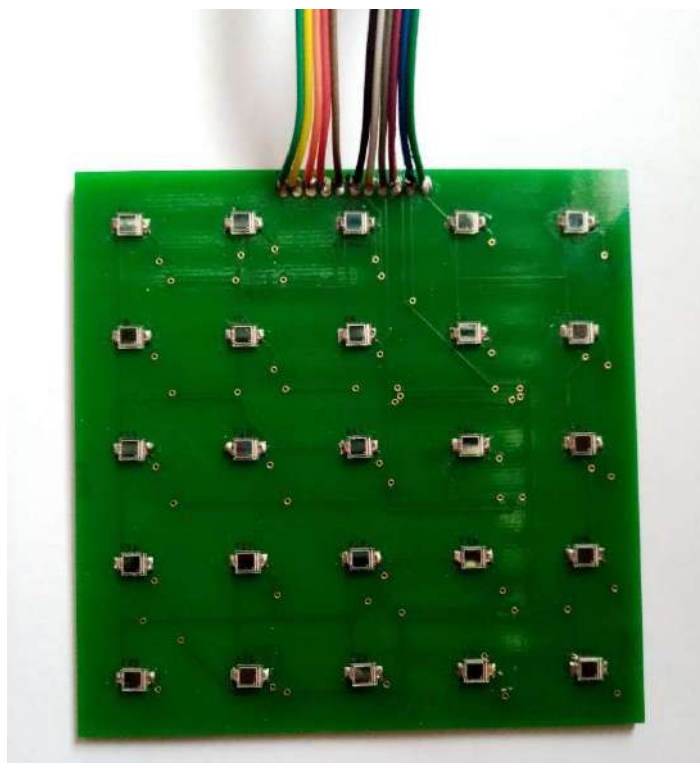


BLOQUE	DESCRIPCION
A	Circuito de la matriz activa con 25 fotodiodos
B	Circuito del acoplamiento de señal para 25 fotodiodos
C	Circuito acondicionado para el microcontrolador STM32F103C8T6 y el Módulo RS-485

NUMERO	1	2	3	4	5
DESCRIPCION	Se generan los pulsos s1, s2, s3, s4, s5 y S-integrador con el STM32F103C8T6, el cual va a apertura los MOSFET en la matriz activa.	Son los datos obtenidos en la matriz de 25 detectores ubicado en el bloque A, para luego pasar al bloque B.	Con 5 salidas, ubicado en el bloque B que pasan por el circuito de acoplamiento de señal (5 integradores, inversor y amplificador de señal.	Fuente simétrica de +-5V para el LM662CN	Puerto A y B del módulo RS-485 .

Anexo G

Placa en pcb de la matriz activa.



Anexo H

Fantoma de acrílico para cubrir las tarjetas con matriz activa.



Anexo I

Impresión en 3D de la caja para las tarjetas.



Anexo J

Zona controlada donde se encuentra el acelerador lineal.



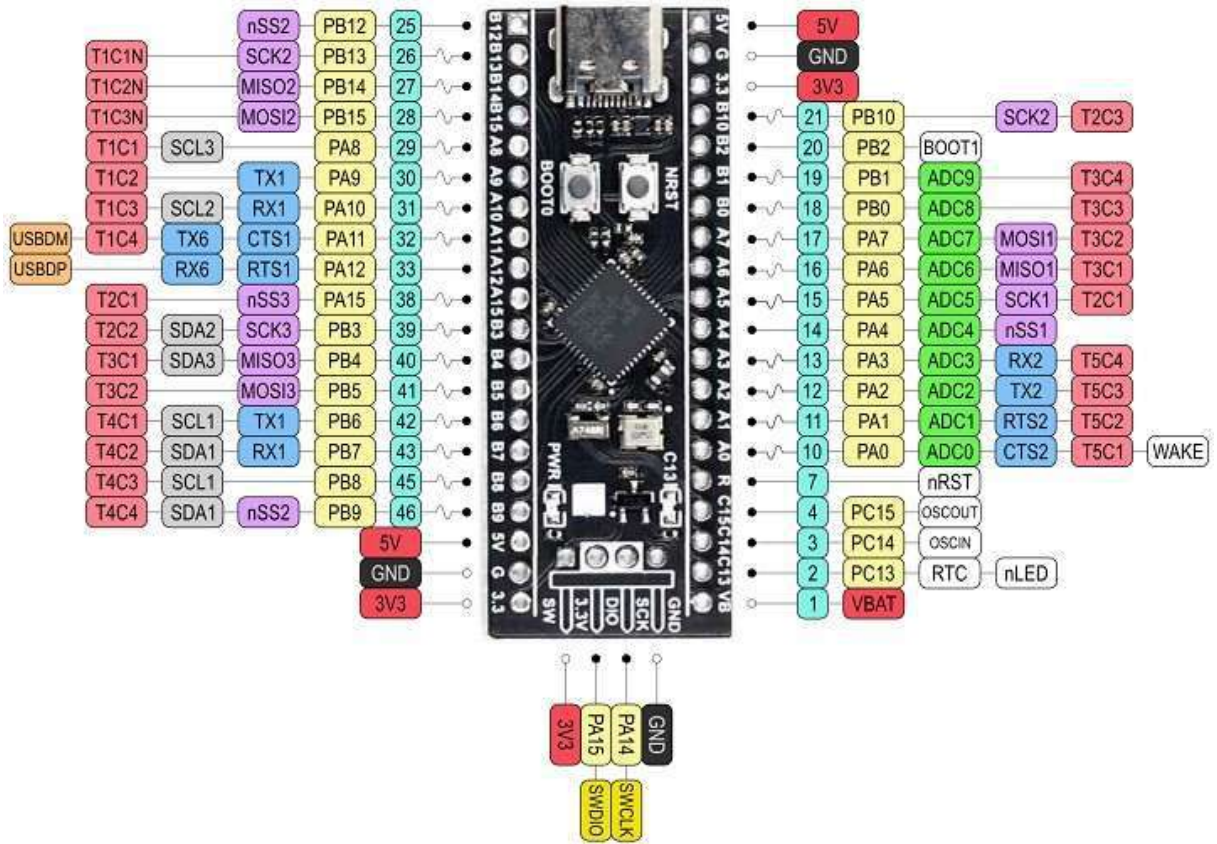
Anexo K

Zona supervisada.



Anexo L

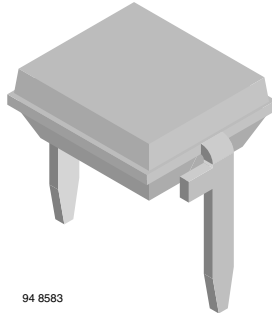
Diagrama de pines del STM32F103C8T6.



Anexo M

Datasheet: STM32F103C8T6 / BPW34S / 2N7002 / LMC662 / MAX485.

Silicon PIN Photodiode



94 8583

DESCRIPTION

BPW34 is a PIN photodiode with high speed and high radiant sensitivity in miniature, flat, top view, clear plastic package. It is sensitive to visible and near infrared radiation. BPW34S is packed in tubes, specifications like BPW34.

FEATURES

- Package type: leaded
- Package form: top view
- Dimensions (L x W x H in mm): 5.4 x 4.3 x 3.2
- Radiant sensitive area (in mm²): 7.5
- High photo sensitivity
- High radiant sensitivity
- Suitable for visible and near infrared radiation
- Fast response times
- Angle of half sensitivity: $\phi = \pm 65^\circ$
- Compliant to RoHS Directive 2002/95/EC and in accordance to WEEE 2002/96/EC



Note

** Please see document "Vishay Material Category Policy":
www.vishay.com/doc?99902

APPLICATIONS

- High speed photo detector

PRODUCT SUMMARY			
COMPONENT	I_{ra} (μA)	ϕ (deg)	$\lambda_{0.1}$ (nm)
BPW34	50	± 65	430 to 1100
BPW34S	50	± 65	430 to 1100

Note

- Test condition see table "Basic Characteristics"

ORDERING INFORMATION			
ORDERING CODE	PACKAGING	REMARKS	PACKAGE FORM
BPW34	Bulk	MOQ: 3000 pcs, 3000 pcs/bulk	Top view
BPW34S	Tube	MOQ: 1800 pcs, 45 pcs/tube	Top view

Note

- MOQ: minimum order quantity

ABSOLUTE MAXIMUM RATINGS ($T_{amb} = 25^\circ C$, unless otherwise specified)				
PARAMETER	TEST CONDITION	SYMBOL	VALUE	UNIT
Reverse voltage		V_R	60	V
Power dissipation	$T_{amb} \leq 25^\circ C$	P_V	215	mW
Junction temperature		T_j	100	$^\circ C$
Operating temperature range		T_{amb}	- 40 to + 100	$^\circ C$
Storage temperature range		T_{stg}	- 40 to + 100	$^\circ C$
Soldering temperature	$t \leq 3$ s	T_{sd}	260	$^\circ C$
Thermal resistance junction/ambient	Connected with Cu wire, 0.14 mm ²	R_{thJA}	350	K/W

BASIC CHARACTERISTICS ($T_{amb} = 25\text{ }^{\circ}\text{C}$, unless otherwise specified)						
PARAMETER	TEST CONDITION	SYMBOL	MIN.	TYP.	MAX.	UNIT
Breakdown voltage	$I_R = 100\text{ }\mu\text{A}$, $E = 0$	$V_{(BR)}$	60			V
Reverse dark current	$V_R = 10\text{ V}$, $E = 0$	I_{ro}		2	30	nA
Diode capacitance	$V_R = 0\text{ V}$, $f = 1\text{ MHz}$, $E = 0$	C_D		70		pF
	$V_R = 3\text{ V}$, $f = 1\text{ MHz}$, $E = 0$	C_D		25	40	pF
Open circuit voltage	$E_e = 1\text{ mW/cm}^2$, $\lambda = 950\text{ nm}$	V_o		350		mV
Temperature coefficient of V_o	$E_e = 1\text{ mW/cm}^2$, $\lambda = 950\text{ nm}$	TK_{V_o}		-2.6		mV/K
Short circuit current	$E_A = 1\text{ klx}$	I_k		70		μA
	$E_e = 1\text{ mW/cm}^2$, $\lambda = 950\text{ nm}$	I_k		47		μA
Temperature coefficient of I_k	$E_e = 1\text{ mW/cm}^2$, $\lambda = 950\text{ nm}$	TK_{I_k}		0.1		%/K
Reverse light current	$E_A = 1\text{ klx}$, $V_R = 5\text{ V}$	I_{ra}		75		μA
	$E_e = 1\text{ mW/cm}^2$, $\lambda = 950\text{ nm}$, $V_R = 5\text{ V}$	I_{ra}	40	50		μA
Angle of half sensitivity		ϕ		± 65		deg
Wavelength of peak sensitivity		λ_p		900		nm
Range of spectral bandwidth		$\lambda_{0.1}$		430 to 1100		nm
Noise equivalent power	$V_R = 10\text{ V}$, $\lambda = 950\text{ nm}$	NEP		4×10^{-14}		$\text{W}/\sqrt{\text{Hz}}$
Rise time	$V_R = 10\text{ V}$, $R_L = 1\text{ k}\Omega$, $\lambda = 820\text{ nm}$	t_r		100		ns
Fall time	$V_R = 10\text{ V}$, $R_L = 1\text{ k}\Omega$, $\lambda = 820\text{ nm}$	t_f		100		ns

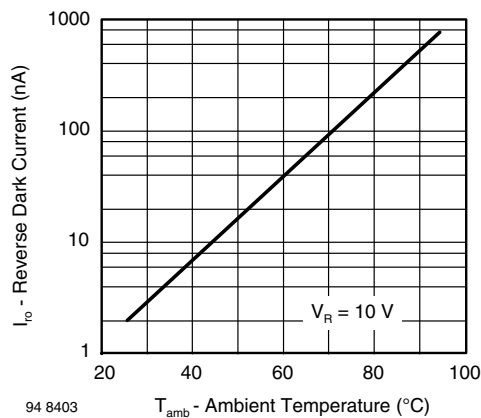
BASIC CHARACTERISTICS ($T_{amb} = 25\text{ }^{\circ}\text{C}$, unless otherwise specified)


Fig. 1 - Reverse Dark Current vs. Ambient Temperature

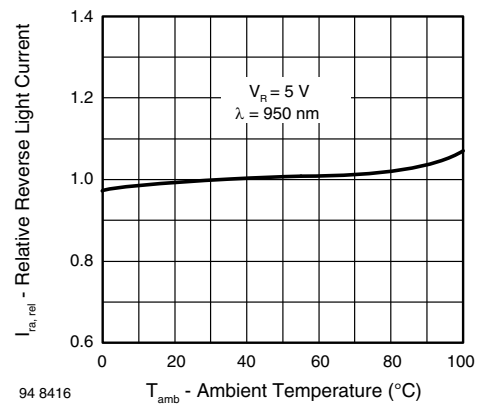


Fig. 2 - Relative Reverse Light Current vs. Ambient Temperature

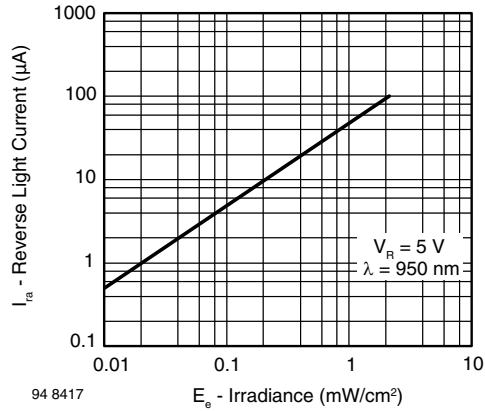


Fig. 3 - Reverse Light Current vs. Irradiance

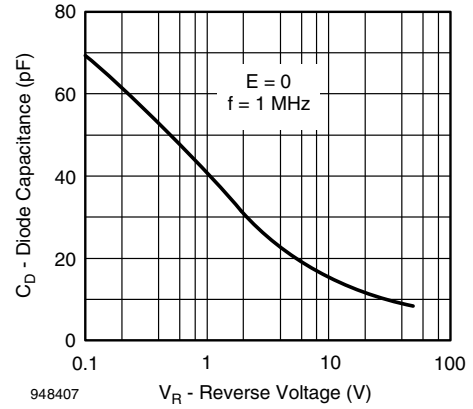


Fig. 6 - Diode Capacitance vs. Reverse Voltage

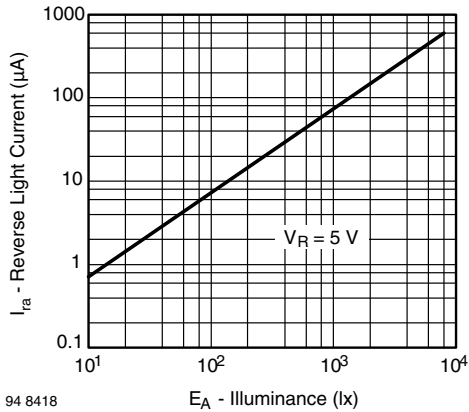


Fig. 4 - Reverse Light Current vs. Illuminance

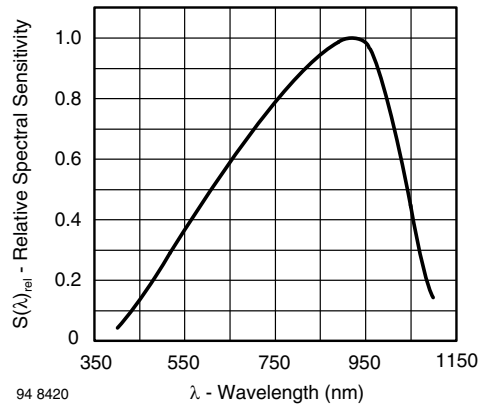


Fig. 7 - Relative Spectral Sensitivity vs. Wavelength

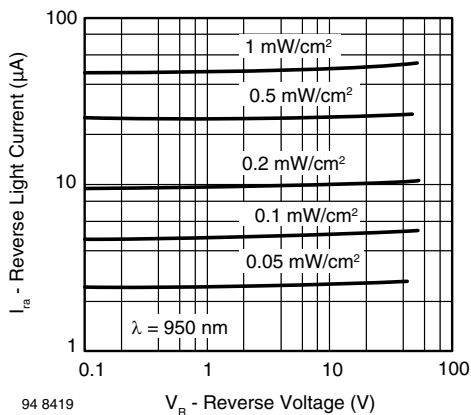


Fig. 5 - Reverse Light Current vs. Reverse Voltage

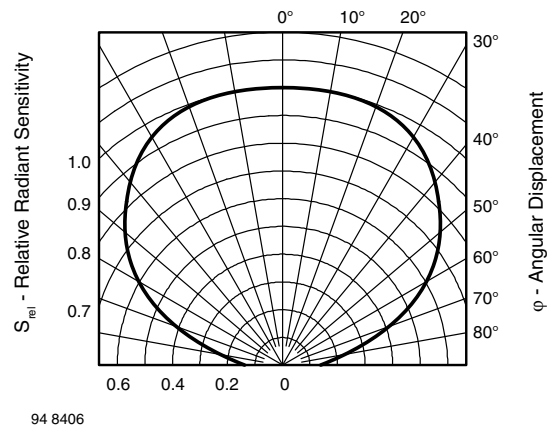
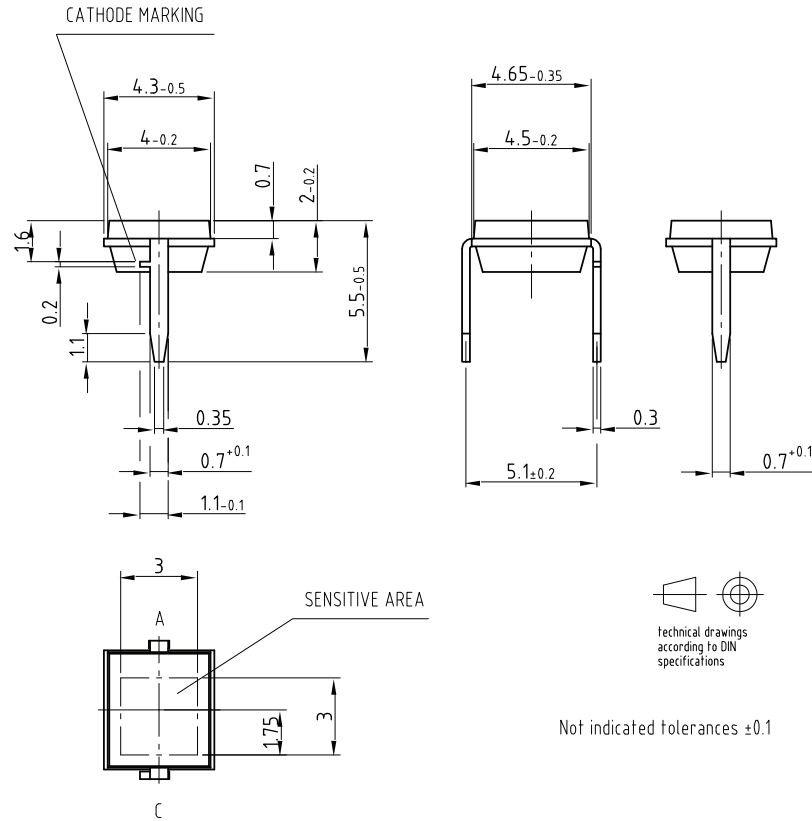


Fig. 8 - Relative Radiant Sensitivity vs. Angular Displacement



PACKAGE DIMENSIONS in millimeters



Drawing-No.: 6.544-5315.01-4
Issue: 1; 19.10.07
96 12186

TUBE PACKAGING DIMENSIONS in millimeters

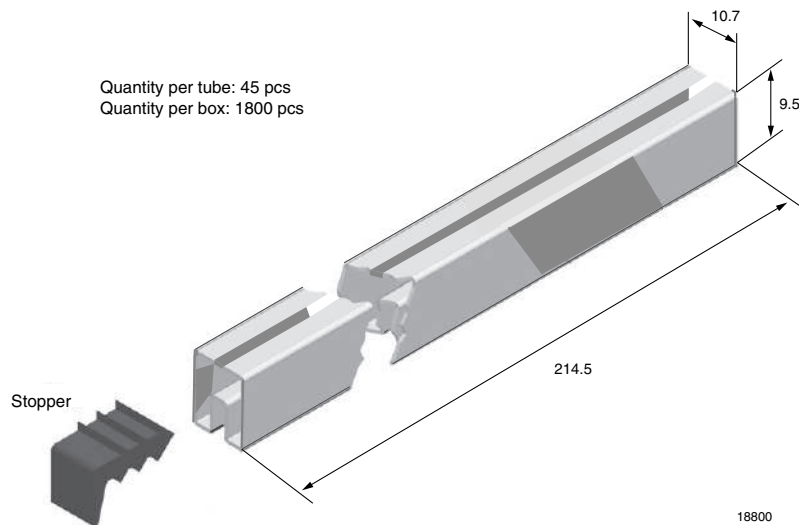


Fig. 9 - Drawing Proportions not scaled



Disclaimer

ALL PRODUCT, PRODUCT SPECIFICATIONS AND DATA ARE SUBJECT TO CHANGE WITHOUT NOTICE TO IMPROVE RELIABILITY, FUNCTION OR DESIGN OR OTHERWISE.

Vishay Intertechnology, Inc., its affiliates, agents, and employees, and all persons acting on its or their behalf (collectively, "Vishay"), disclaim any and all liability for any errors, inaccuracies or incompleteness contained in any datasheet or in any other disclosure relating to any product.

Vishay makes no warranty, representation or guarantee regarding the suitability of the products for any particular purpose or the continuing production of any product. To the maximum extent permitted by applicable law, Vishay disclaims (i) any and all liability arising out of the application or use of any product, (ii) any and all liability, including without limitation special, consequential or incidental damages, and (iii) any and all implied warranties, including warranties of fitness for particular purpose, non-infringement and merchantability.

Statements regarding the suitability of products for certain types of applications are based on Vishay's knowledge of typical requirements that are often placed on Vishay products in generic applications. Such statements are not binding statements about the suitability of products for a particular application. It is the customer's responsibility to validate that a particular product with the properties described in the product specification is suitable for use in a particular application. Parameters provided in datasheets and / or specifications may vary in different applications and performance may vary over time. All operating parameters, including typical parameters, must be validated for each customer application by the customer's technical experts. Product specifications do not expand or otherwise modify Vishay's terms and conditions of purchase, including but not limited to the warranty expressed therein.

Hyperlinks included in this datasheet may direct users to third-party websites. These links are provided as a convenience and for informational purposes only. Inclusion of these hyperlinks does not constitute an endorsement or an approval by Vishay of any of the products, services or opinions of the corporation, organization or individual associated with the third-party website. Vishay disclaims any and all liability and bears no responsibility for the accuracy, legality or content of the third-party website or for that of subsequent links.

Vishay products are not designed for use in life-saving or life-sustaining applications or any application in which the failure of the Vishay product could result in personal injury or death unless specifically qualified in writing by Vishay. Customers using or selling Vishay products not expressly indicated for use in such applications do so at their own risk. Please contact authorized Vishay personnel to obtain written terms and conditions regarding products designed for such applications.

No license, express or implied, by estoppel or otherwise, to any intellectual property rights is granted by this document or by any conduct of Vishay. Product names and markings noted herein may be trademarks of their respective owners.

N-CHANNEL ENHANCEMENT MODE FIELD EFFECT TRANSISTOR

VOLTAGE 60 Volts

CURRENT 115 mAmp

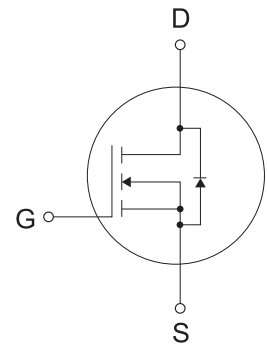
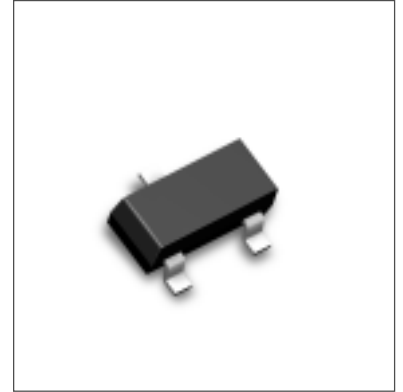
PACKAGE SOT-23

DESCRIPTION

• N-channel enhancement mode field effect transistor, designed for high speed pulsed amplifier and driver applications, which is manufactured by the N-Channel DMOS process.

FEATURES

- High density cell design for low $R_{DS(ON)}$.
- Voltage controlled small signal switching.
- Rugged and reliable.
- High saturation current capability.
- High-speed switching.
- CMOS logic compatible input.
- Not thermal runaway.
- No secondary breakdown.



ABSOLUTE MAXIMUM RATINGS

$T_A = 25^\circ\text{C}$ Unless otherwise noted.

Parameter	Symbol	2N7002	Units
Drain-Source Voltage	V_{DSS}	60	V
Drain-Gate Voltage ($R_{gs} \leq 1M\Omega$)	V_{DRG}	60	V
Gate Source Voltage -Continuous -No Repetitive ($t_p < 50\mu s$)	V_{GSS}	± 20 ± 20	V
Maximum Drain Current -Continuous -Pulsed	I_D	115 800	mA
Maximum POver Dissipation Derated Above 25°C	P_D	200	mW
Operation and Storage Temperature Range	T_J, T_{STG}	-55 to +150	$^\circ\text{C}$
Thermal Resistance, Junction-to-Ambient	$R_{\theta JA}$	625	$^\circ\text{C} / \text{W}$

ELECTRICAL CHARACTERISTICS

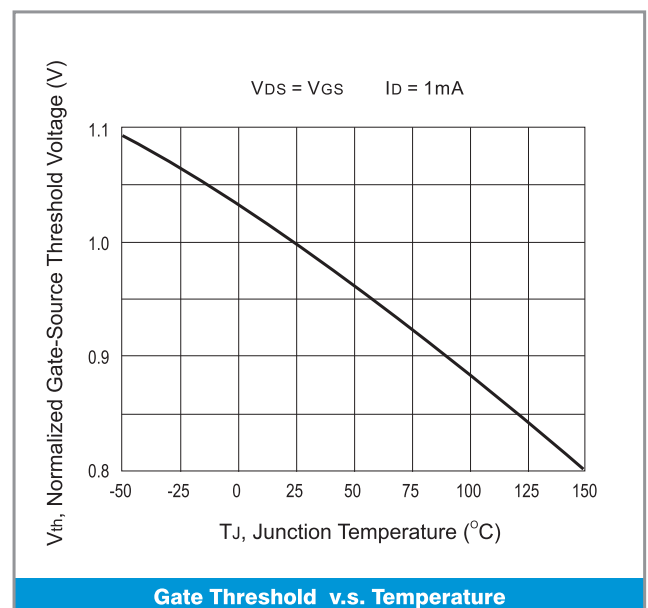
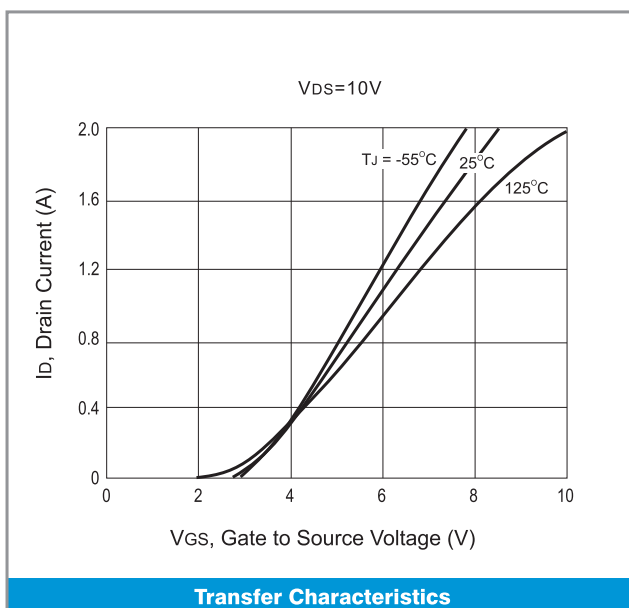
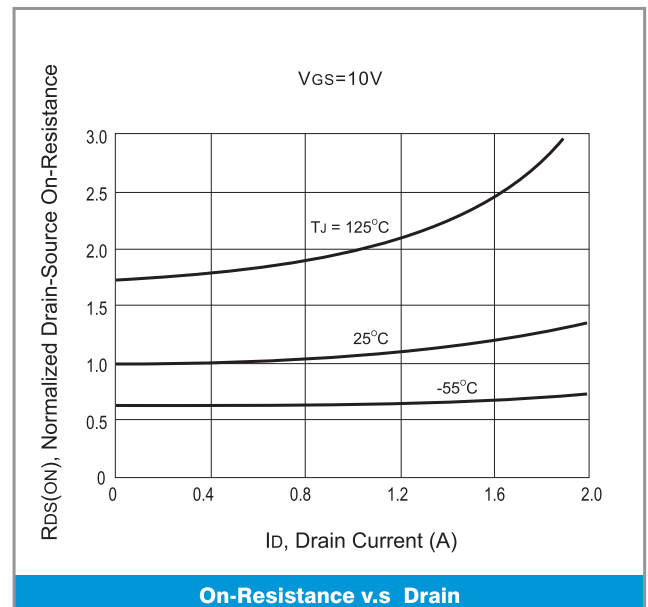
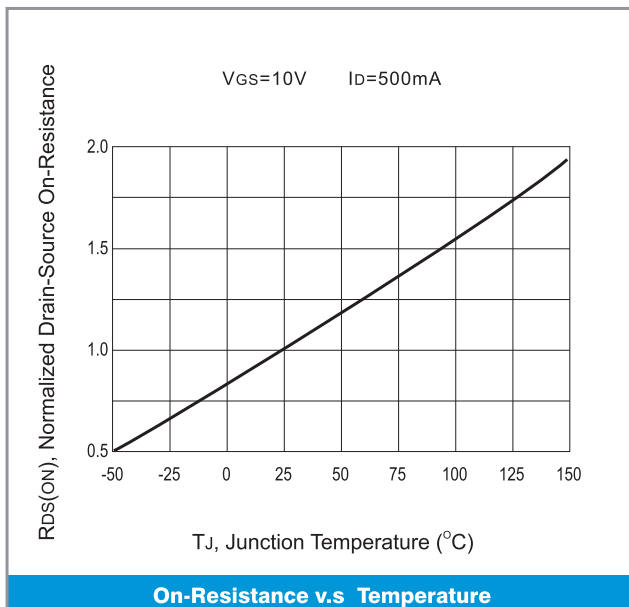
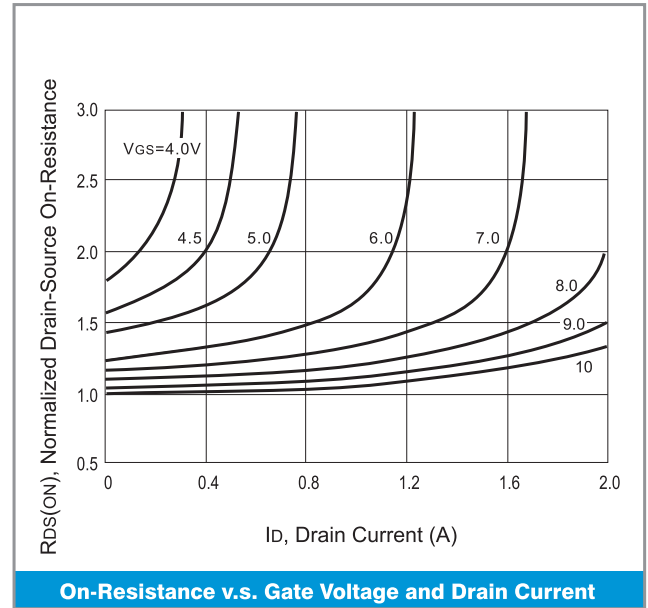
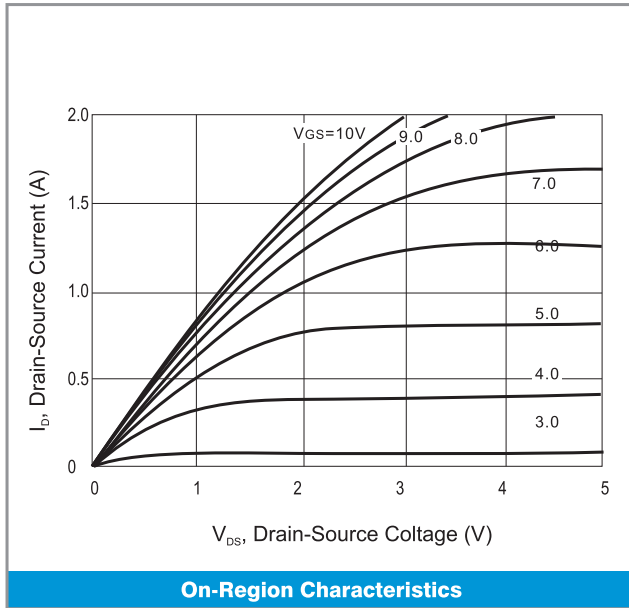
T_A = 25°C Unless otherwise noted.

Parameter	Symbol	Conditions	Min.	Typ.	Max.	Units
OFF CHARACTERISTICS						
Drain-Source Breakdown Voltage	BV _{DSS}	V _{GS} =0V, I _b =10μA	60	-	-	V
Zero Gate Voltage Drain Current	I _{DSS}	V _{DS} =60V, V _{GS} =0V, T _J =25°C V _{DS} =60V, V _{GS} =0V, T _J =125°C	- -	- -	1.0 0.5	μA mA
Gate - Body Leakage, Forward	I _{GSSF}	V _{DS} =0V, V _{GS} =20V	-	-	100	nA
Gate - Body Leakage, Reverse	I _{GSSR}	V _{DS} =0V, V _{GS} = -20V	-	-	-100	nA
ON CHARACTERISTICS (note1)						
Gate Threshold Voltage	V _{GS(th)}	V _{DS} =V _{GS} , I _b =250μA	1	2.1	2.5	V
Static Drain-Source On-Resistance	R _{DS(on)}	V _{GS} =10V, I _b =500mA, T _J =100°C	-	1.2	7.5	Ω
Drain-Source On-Voltage	V _{DS(on)}	V _{GS} =10V, I _b =500mA V _{GS} =5.0V, I _b =50mA	- -	0.60 0.09	3.75 1.50	V
On-State Drain Current	I _{D(on)}	V _{GS} =10V, V _{DS} ≥ 2V _{DS(on)}	500	2700	-	mA
Forward Transconductance	G _{FS}	V _{DS} ≥ 2V _{DS(on)} , I _b =200mA	80	320	-	mS
DYNAMIC CHARACTERISTICS						
Input Capacitance	C _{ISS}	V _{DS} =25V, V _{GS} =0V, F=1.0 MHz	-	20	50	pF
Output Capacitance	C _{OSS}	V _{DS} =25V, V _{GS} =0V, F=1.0 MHz	-	11	25	pF
Reverse Transfer Capacitance	C _{RSS}	V _{DS} =25V, V _{GS} =0V, F=1.0 MHz	-	4	5	pF
Turn-On Time	T _{ON}	V _{DD} =30V, R _L =150Ω, I _b =200 mA V _{GS} =10V, R _{GEN} =25Ω	-	-	20	ns
Turn-Off Time	T _{OFF}	V _{DD} =30V, R _L =150Ω, I _b =200 mA V _{GS} =10V, R _{GEN} =25Ω	-	-	20	ns

Note:

1.Pulse Test: Pulse Width ≤ 300μs, Duty Cycle ≤ 2.0%

RATING and CHARACTERISTIC CURVES



LMC66x CMOS Dual Operational Amplifiers

1 Features

- Rail-to-rail output swing
- Specified for 2kΩ and 600Ω loads
- High voltage gain: 126dB
- Low input offset voltage: 3mV
- Low offset voltage drift: 1.3μV/°C
- Ultra low input bias current: 2fA
- Low voltage noise: 22nV/√Hz
- Input common-mode range includes V-
- Operating range from 4.75V to 15.5V supply
- I_{SS} = 400μA/amplifier; Independent of V+
- Slew rate: 1.1V/μs

2 Applications

- High-impedance buffer or preamplifier
- Precision current-to-voltage converter
- Long-term integrator
- Sample-and-hold circuit
- Peak detector
- Medical instrumentation
- Industrial controls
- Automotive sensors

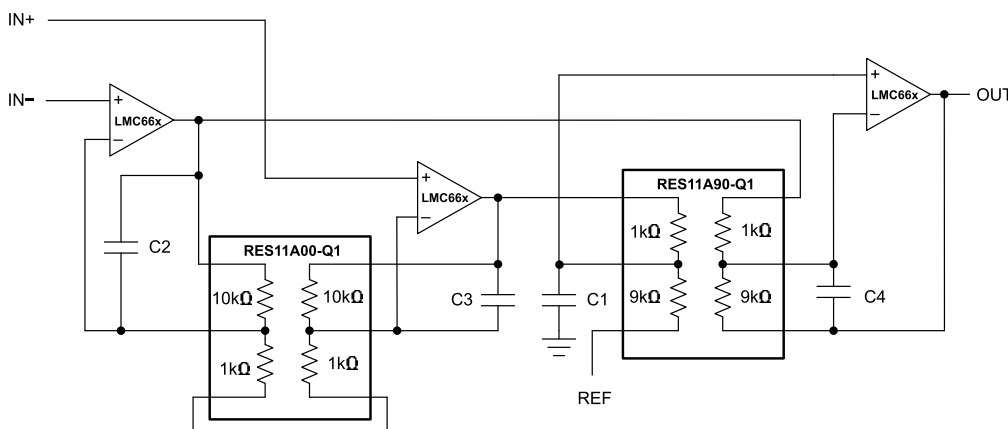
3 Description

The dual LMC662 and quad LMC660 (LMC66x) are CMOS operational amplifiers designed for operation from a single supply, and built with TI's advanced CMOS process. The device operates from 5V to 15V and features rail-to-rail output swing in addition to an input common-mode range that includes ground. Performance limitations that have plagued CMOS amplifiers in the past are not a problem with this design. Input offset voltage (V_{OS}), offset drift, and broadband noise as well as voltage gain into realistic loads (2kΩ and 600Ω) are all equal to or better than widely accepted bipolar equivalents.

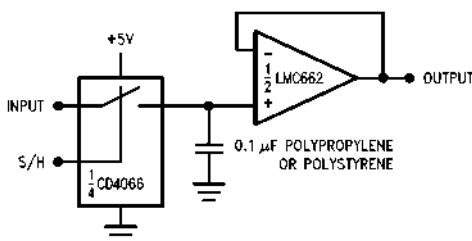
Device Information

PART NUMBER	CHANNEL COUNT	PACKAGE ⁽¹⁾
LMC662	Dual	D (SOIC, 8)
		P (PDIP, 8)
LMC660	Quad	D (SOIC, 8)
		P (PDIP, 8)

(1) For all available packages, see Section 9.



Typical Application: Instrumentation Amplifier With RES11A



Typical Application: Low Leakage Sample and Hold



Table of Contents

1 Features	1	6 Application and Implementation	13
2 Applications	1	6.1 Application Information.....	13
3 Description	1	6.2 Typical Applications.....	16
4 Pin Configuration and Functions	2	6.3 Layout.....	20
5 Specifications	4	7 Device and Documentation Support	23
5.1 Absolute Maximum Ratings.....	4	7.1 Receiving Notification of Documentation Updates....	23
5.2 ESD Ratings.....	4	7.2 Support Resources.....	23
5.3 Recommended Operating Conditions.....	4	7.3 Electrostatic Discharge Caution.....	23
5.4 Thermal Information LMC662.....	5	7.4 Glossary.....	23
5.5 Thermal Information LMC660.....	5	8 Revision History	23
5.6 Electrical Characteristics.....	6	9 Mechanical, Packaging, and Orderable Information ..	24
5.7 Typical Characteristics.....	10		

4 Pin Configuration and Functions

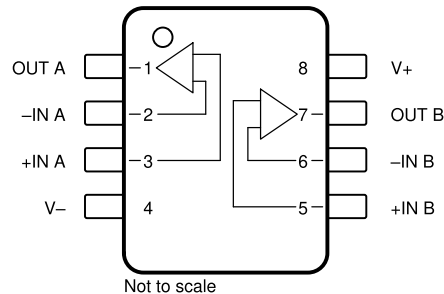


Figure 4-1. LMC662 D Package, 8-Pin SOIC, and P package, 8-Pin PDIP (Top View)

Table 4-1. LMC662 Pin Functions

PIN		TYPE	DESCRIPTION
NAME	NO.		
+IN A	3	Input	Noninverting input, channel A
-IN A	2	Input	Inverting input, channel A
+IN B	5	Input	Noninverting input, channel B
-IN B	6	Input	Inverting input, channel B
OUT A	1	Output	Output, channel A
OUT B	7	Output	Output, channel B
V+	8	Power	Positive (highest) power supply
V-	4	Power	Negative (lowest) power supply

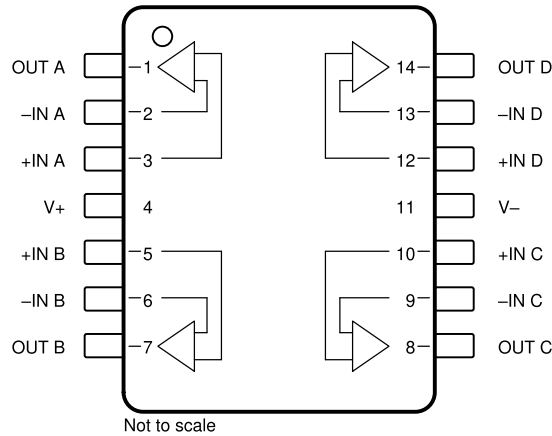


Figure 4-2. LMC660 D Package, 14-Pin SOIC, and P package, 14-Pin PDIP (Top View)

Table 4-2. LMC660 Pin Functions

PIN		TYPE	DESCRIPTION
NAME	NO.		
+IN A	3	Input	Noninverting input, channel A
+IN B	5	Input	Noninverting input, channel B
+IN C	10	Input	Noninverting input, channel C
+IN D	12	Input	Noninverting input, channel D
-IN A	2	Input	Inverting input, channel A
-IN B	6	Input	Inverting input, channel B
-IN C	9	Input	Inverting input, channel C
-IN D	13	Input	Inverting input, channel D
OUT A	1	Output	Output, channel A
OUT B	7	Output	Output, channel B
OUT C	8	Output	Output, channel C
OUT D	14	Output	Output, channel D
V+	4	—	Positive (highest) power supply
V-	11	—	Negative (lowest) power supply

5 Specifications

5.1 Absolute Maximum Ratings

over operating free-air temperature range (unless otherwise noted)^{(1) (2)}

		MIN	MAX	UNIT
Differential input voltage		±Supply Voltage		V
Supply voltage, $V_S = (V+) - (V-)$	Single supply	0	16	V
	Dual supply		±8	
Signal input pins	Voltage	$(V-) - 0.3$	$(V+) + 0.3$	V
	Current		±5	mA
Output pin current			±18	mA
Output short circuit	To V+	See ⁽³⁾		
	To V-	See ⁽⁴⁾		
Power supply pin	Current		35	mA
Power dissipation		See ⁽⁵⁾		
Temperature	Operating, T_A	-40	150	°C
	Junction, T_J		150	
	Storage, T_{stg}	-65	150	
	Lead (soldering, 10 sec.)		260	

- (1) Stresses beyond those listed under *Absolute Maximum Ratings* may cause permanent damage to the device. These are stress ratings only, which do not imply functional operation of the device at these or any other conditions beyond those indicated under *Recommended Operating Conditions*. Exposure to absolute-maximum-rated conditions for extended periods may affect device reliability.
- (2) If Military/Aerospace specified devices are required, please contact the TI Sales Office/Distributors for availability and specifications.
- (3) Do not connect output to V+ when V+ is greater than 13V or reliability will be adversely affected.
- (4) Applies to both single-supply and split-supply operation. Continuous short circuit operation at elevated ambient temperature can result in exceeding the maximum allowed junction temperature of 150°C. Output currents in excess of ±30mA over long term may adversely affect reliability.
- (5) The maximum power dissipation is a function of $T_{J(max)}$, θ_{JA} , and T_A . The maximum allowable power dissipation at any ambient temperature is $P_D = (T_{J(max)} - T_A) / \theta_{JA}$

5.2 ESD Ratings

			VALUE	UNIT
$V_{(ESD)}$	Electrostatic discharge	Human-body model (HBM), per ANSI/ESDA/JEDEC JS-001 ⁽¹⁾	±1000	V

- (1) JEDEC document JEP155 states that 500V HBM allows safe manufacturing with a standard ESD control process.

5.3 Recommended Operating Conditions

over operating free-air temperature range (unless otherwise noted)

		MIN	NOM	MAX	UNIT
Supply voltage, $V_S = (V+) - (V-)$	Single supply	4.75		15.5	V
	Dual supply	±2.375		±7.75	
Temperature range, T_J	LMC66xAI	-40		85	°C
	LMC66xC	0		70	
Power dissipation				See ⁽¹⁾	

- (1) For operating at elevated temperatures the device must be derated based on the thermal resistance θ_{JA} with $P_D = (T_J - T_A) / \theta_{JA}$.



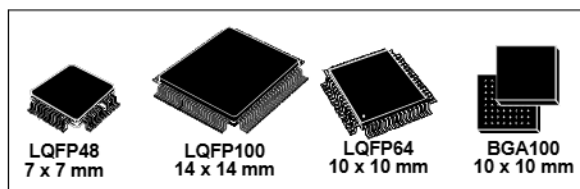
STM32F103x6 STM32F103x8 STM32F103xB

Performance line, ARM-based 32-bit MCU with Flash, USB, CAN, seven 16-bit timers, two ADCs and nine communication interfaces

Preliminary Data

Features

- Core: ARM 32-bit Cortex™-M3 CPU
 - 72 MHz, 90 DMIPS with 1.25 DMIPS/MHz
 - Single-cycle multiplication and hardware division
 - Nested interrupt controller with 43 maskable interrupt channels
 - Interrupt processing (down to 6 CPU cycles) with tail chaining
- Memories
 - 32-to-128 Kbytes of Flash memory
 - 6-to-20 Kbytes of SRAM
- Clock, reset and supply management
 - 2.0 to 3.6 V application supply and I/Os
 - POR, PDR, and programmable voltage detector (PVD)
 - 4-to-16 MHz quartz oscillator
 - Internal 8 MHz factory-trimmed RC
 - Internal 32 kHz RC
 - PLL for CPU clock
 - Dedicated 32 kHz oscillator for RTC with calibration
- Low power
 - Sleep, Stop and Standby modes
 - V_{BAT} supply for RTC and backup registers
- 2 x 12-bit, 1 μ s A/D converters (16-channel)
 - Conversion range: 0 to 3.6 V
 - Dual-sample and hold capability
 - Synchronizable with advanced control timer
 - Temperature sensor
- DMA
 - 7-channel DMA controller
 - Peripherals supported: timers, ADC, SPIs, I²Cs and USARTs



- Debug mode
 - Serial wire debug (SWD) & JTAG interfaces
- Up to 80 fast I/O ports
 - 32/49/80 5 V-tolerant I/Os
 - All mappable on 16 external interrupt vectors
 - Atomic read/modify/write operations
- Up to 7 timers
 - Up to three 16-bit timers, each with up to 4 IC/OC/PWM or pulse counter
 - 16-bit, 6-channel advanced control timer:
 - up to 6 channels for PWM output
 - Dead time generation and emergency stop
 - 2 x 16-bit watchdog timers (Independent and Window)
 - SysTick timer: a 24-bit downcounter
- Up to 9 communication interfaces
 - Up to 2 x I²C interfaces (SMBus/PMBus)
 - Up to 3 USARTs (ISO 7816 interface, LIN, IrDA capability, modem control)
 - Up to 2 SPIs (18 Mbit/s)
 - CAN interface (2.0B Active)
 - USB 2.0 full speed interface

Table 1. Device summary

Reference	Root part number
STM32F103x6	STM32F103C6, STM32F103R6
STM32F103x8	STM32F103C8, STM32F103R8 STM32F103V8
STM32F103xB	STM32F103RB STM32F103VB

1 Introduction

This datasheet provides the STM32F103xx performance line ordering information and mechanical device characteristics.

For information on programming, erasing and protection of the internal Flash memory please refer to the *STM32F10xxx Flash programming reference manual*, pm0042, available from www.st.com.

For information on the Cortex-M3 core please refer to the Cortex-M3 Technical Reference Manual.

2 Description

The STM32F103xx performance line family incorporates the high-performance ARM Cortex-M3 32-bit RISC core operating at a 72 MHz frequency, high-speed embedded memories (Flash memory up to 128Kbytes and SRAM up to 20 Kbytes), and an extensive range of enhanced I/Os and peripherals connected to two APB buses. All devices offer two 12-bit ADCs, three general purpose 16-bit timers plus one PWM timer, as well as standard and advanced communication interfaces: up to two I²Cs and SPIs, three USARTs, an USB and a CAN.

The STM32F103xx performance line family operates in the -40 to +105 °C temperature range, from a 2.0 to 3.6 V power supply. A comprehensive set of power-saving mode allows to design low-power applications.

The complete STM32F103xx performance line family includes devices in 4 different package types: from 48 pins to 100 pins. Depending on the device chosen, different sets of peripherals are included, the description below gives an overview of the complete range of peripherals proposed in this family.

These features make the STM32F103xx performance line microcontroller family suitable for a wide range of applications:

- Motor drive and application control
- Medical and handheld equipment
- PC peripherals gaming and GPS platforms
- Industrial applications: PLC, inverters, printers, and scanners
- Alarm systems, Video intercom, and HVAC

Figure 1 shows the general block diagram of the device family.



2.1 Device overview

Table 2. Device features and peripheral counts (STM32F103xx performance line)

Peripheral		STM32F103Cx		STM32F103Rx			STM32F103Vx	
Flash - Kbytes		32	64	32	64	128	64	128
SRAM - Kbytes		10	20	10	20		20	
Timers	General purpose	2	3	2	3		3	
	Advanced Control	1		1			1	
Communication	SPI	1	2	1	2		2	
	I ² C	1	2	1	2		2	
	USART	2	3	2	3		3	
	USB	1	1	1	1		1	
	CAN	1	1	1	1		1	
GPIOs		32		49			80	
12-bit synchronized ADC Number of channels		2 10 channels		2 16 channels				
CPU frequency		72 MHz						
Operating voltage		2.0 to 3.6 V						
Operating temperature		-40 to +85 °C / -40 to +105 °C						
Packages		LQFP48		LQFP64			LQFP100, BGA100	

2.2 Overview

ARM® Cortex™-M3 core with embedded Flash and SRAM

The ARM Cortex-M3 processor is the latest generation of ARM processors for embedded systems. It has been developed to provide a low-cost platform that meets the needs of MCU implementation, with a reduced pin count and low-power consumption, while delivering outstanding computational performance and an advanced system response to interrupts.

The ARM Cortex-M3 32-bit RISC processor features exceptional code-efficiency, delivering the high-performance expected from an ARM core in the memory size usually associated with 8- and 16-bit devices.

The STM32F103xx performance line family having an embedded ARM core, is therefore compatible with all ARM tools and software.

[Figure 1](#) shows the general block diagram of the device family.

Embedded Flash memory

- Up to 128 Kbytes of embedded Flash is available for storing programs and data.

Embedded SRAM

Up to 20 Kbytes of embedded SRAM accessed (read/write) at CPU clock speed with 0 wait states.

Nested vectored interrupt controller (NVIC)

The STM32F103xx performance line embeds a Nested Vectored Interrupt Controller able to handle up to 43 maskable interrupt channels (not including the 16 interrupt lines of Cortex-M3) and 16 priority levels.

- Closely coupled NVIC gives low latency interrupt processing
- Interrupt entry vector table address passed directly to the core
- Closely coupled NVIC core interface
- Allows early processing of interrupts
- Processing of *late arriving* higher priority interrupts
- Support for tail-chaining
- Processor state automatically saved
- Interrupt entry restored on interrupt exit with no instruction overhead

This hardware block provides flexible interrupt management features with minimal interrupt latency.

External interrupt/event controller (EXTI)

The external interrupt/event controller consists of 19 edge detectors lines used to generate interrupt/event requests. Each line can be independently configured to select the trigger event (rising edge, falling edge, both) and can be masked independently. A pending register maintains the status of the interrupt requests. The EXTI can detect external line with pulse width lower than the Internal APB2 clock period. Up to 80 GPIOs are connected to the 16 external interrupt lines.

Clocks and startup

System clock selection is performed on startup, however the internal RC 8 MHz oscillator is selected as default CPU clock on reset. An external 4-16 MHz clock can be selected and is monitored for failure. During such a scenario, it is disabled and software interrupt management follows. Similarly, full interrupt management of the PLL clock entry is available when necessary (for example with failure of an indirectly used external oscillator).

Several prescalers allow the configuration of the AHB frequency, the High Speed APB (APB2) and the low Speed APB (APB1) domains. The maximum frequency of the AHB and the High Speed APB domains is 72 MHz. The maximum allowed frequency of the Low Speed APB domain is 36 MHz.

Boot modes

At startup, boot pins are used to select one of three boot options:

- Boot from User Flash
- Boot from System Memory
- Boot from SRAM

The boot loader is located in System Memory. It is used to reprogram the Flash memory by using the USART.

Power supply schemes

- $V_{DD} = 2.0$ to 3.6 V: external power supply for I/Os and the internal regulator. Provided externally through V_{DD} pins.
- V_{SSA} , $V_{DDA} = 2.0$ to 3.6 V: external analog power supplies for ADC, Reset blocks, RCs and PLL. In V_{DD} range (ADC is limited at 2.4 V).
- $V_{BAT} = 1.8$ to 3.6 V: power supply for RTC, external clock 32 kHz oscillator and backup registers (through power switch) when V_{DD} is not present.

Power supply supervisor

The device has an integrated Power On Reset (POR)/Power Down Reset (PDR) circuitry. It is always active, and ensures proper operation starting from/down to 2 V. The device remains in reset mode when V_{DD} is below a specified threshold, $V_{POR/PDR}$, without the need for an external reset circuit.

The device features an embedded programmable voltage detector (PVD) that monitors the V_{DD} power supply and compares it to the V_{PVD} threshold. An interrupt can be generated when V_{DD} drops below the V_{PVD} and/or when V_{DD} is higher than the V_{PVD} threshold. The interrupt service routine can then generate a warning message and/or put the MCU into a safe state. The PVD is enabled by software.

Refer to [Table 9: Embedded reset and power control block characteristics](#) for the values of $V_{POR/PDR}$ and V_{PVD} .

Voltage regulator

The regulator has three operation modes: main (MR), low power (LPR) and power down.

- MR is used in the nominal regulation mode (Run)
- LPR is used in the Stop modes.
- Power down is used in Standby Mode: the regulator output is in high impedance: the kernel circuitry is powered-down, inducing zero consumption (but the contents of the registers and SRAM are lost)

This regulator is always enabled after reset. It is disabled in Standby Mode, providing high impedance output.

Low-power modes

The STM32F103xx performance line supports three low-power modes to achieve the best compromise between low power consumption, short startup time and available wakeup sources:

- **Sleep mode**

In Sleep mode, only the CPU is stopped. All peripherals continue to operate and can wake up the CPU when an interrupt/event occurs.

- **Stop mode**

Stop mode allows to achieve the lowest power consumption while retaining the content of SRAM and registers. All clocks in the 1.8 V domain are stopped, the PLL, the HSI and the HSE RC oscillators are disabled. The voltage regulator can also be put either in normal or in low power mode.

The device can be woken up from Stop mode by any of the EXTI line. The EXTI line source can be one of the 16 external lines, the PVD output, the RTC alarm or the USB wakeup.

- **Standby mode**

The Standby mode allows to achieve the lowest power consumption. The internal voltage regulator is switched off so that the entire 1.8 V domain is powered off. The PLL, the HSI and the HSE RC oscillators are also switched off. After entering Standby mode, SRAM and registers content are lost except for registers in the Backup domain and Standby circuitry.

The device exits Standby mode when an external reset (NRST pin), a IWDG reset, a rising edge on the WKUP pin, or an RTC alarm occurs.

Note: The RTC, the IWDG, and the corresponding clock sources are not stopped by entering Stop or Standby mode.

DMA

The flexible 7-channel general-purpose DMA is able to manage memory-to-memory, peripheral-to-memory and memory-to-peripheral transfers. The DMA controller supports circular buffer management avoiding the generation of interrupts when the controller reaches the end of the buffer.

Each channel is connected to dedicated hardware DMA requests, with support for software trigger on each channel. Configuration is made by software and transfer sizes between source and destination are independent.

The DMA can be used with the main peripherals: SPI, I²C, USART, general purpose and advanced control timers TIMx and ADC.

RTC (real-time clock) and backup registers

The RTC and the backup registers are supplied through a switch that takes power either on V_{DD} supply when present or through the V_{BAT} pin. The backup registers (ten 16-bit registers) can be used to store data when V_{DD} power is not present.

The real-time clock provides a set of continuously running counters which can be used with suitable software to provide a clock calendar function, and provides an alarm interrupt and a periodic interrupt. It is clocked by an external 32.768 kHz oscillator, the internal low power RC oscillator or the High Speed External clock divided by 128. The internal low power RC has a typical frequency of 32 kHz. The RTC can be calibrated using an external 512 Hz output to compensate for any natural quartz deviation. The RTC features a 32-bit programmable counter for long term measurement using the Compare register to generate an alarm. A 20-bit prescaler is used for the time base clock and is by default configured to generate a time base of 1 second from a clock at 32.768 kHz.

Independent watchdog

The independent watchdog is based on a 12-bit downcounter and 8-bit prescaler. It is clocked from an independent 32 kHz internal RC and as it operates independently from the main clock, it can operate in Stop and Standby modes. It can be used either as a watchdog to reset the device when a problem occurs, or as a free running timer for application time out management. It is hardware or software configurable through the option bytes. The counter can be frozen in debug mode.

Window watchdog

The window watchdog is based on a 7-bit downcounter that can be set as free running. It can be used as a watchdog to reset the device when a problem occurs. It is clocked from the main clock. It has an early warning interrupt capability and the counter can be frozen in debug mode.

SysTick timer

This timer is dedicated for OS, but could also be used as a standard down counter. It features:

- A 24-bit down counter
- Autoreload capability
- Maskable system interrupt generation when the counter reaches 0.
- Programmable clock source

General purpose timers (TIMx)

There are up to 3 synchronizable standard timers embedded in the STM32F103xx performance line devices. These timers are based on a 16-bit auto-reload up/down counter, a 16-bit prescaler and feature 4 independent channels each for input capture/output compare, PWM or one pulse mode output. This gives up to 12 input captures / output compares / PWMs on the largest packages. They can work together with the Advanced Control Timer via the Timer Link feature for synchronization or event chaining.

The counter can be frozen in debug mode.

Any of the standard timers can be used to generate PWM outputs. Each of the timers has independent DMA request generations.

Advanced control timer (TIM1)

The advanced control timer (TIM1) can be seen as a three-phase PWM multiplexed on 6 channels. It can also be seen as a complete general-purpose timer. The 4 independent channels can be used for

- Input Capture
- Output Compare
- PWM generation (edge or center-aligned modes)
- One Pulse Mode output
- Complementary PWM outputs with programmable inserted dead-times.

If configured as a standard 16-bit timer, it has the same features as the TIMx timer. If configured as the 16-bit PWM generator, it has full modulation capability (0-100%).

The counter can be frozen in debug mode.

Many features are shared with those of the standard TIM timers which have the same architecture. The advanced control timer can therefore work together with the TIM timers via the Timer Link feature for synchronization or event chaining.

I²C bus

Up to two I²C bus interfaces can operate in multi-master and slave modes. They can support standard and fast modes.

They support dual slave addressing (7-bit only) and both 7/10-bit addressing in master mode. A hardware CRC generation/verification is embedded.

They can be served by DMA and they support SM Bus 2.0/PM Bus.

Universal synchronous/asynchronous receiver transmitter (USART)

One of the USART interfaces is able to communicate at speeds of up to 4.5 Mbit/s. The other available interfaces communicate at up to 2.25 Mbit/s. They provide hardware management of the CTS and RTS signals, IrDA SIR ENDEC support, are ISO 7816 compliant and have LIN Master/Slave capability.

All USART interfaces can be served by the DMA controller.

Serial peripheral interface (SPI)

Up to two SPIs are able to communicate up to 18 Mbits/s in slave and master modes in full-duplex and simplex communication modes. The 3-bit prescaler gives 8 master mode frequencies and the frame is configurable from 8-bit to 16-bit. The hardware CRC generation/verification supports basic SD Card/MMC modes.

Both SPIs can be served by the DMA controller.

Controller area network (CAN)

The CAN is compliant with specifications 2.0A and B (active) with a bit rate up to 1 Mbit/s. It can receive and transmit standard frames with 11-bit identifiers as well as extended frames with 29-bit identifiers. It has three transmit mailboxes, two receive FIFOs with 3 stages and 14 scalable filter banks.

Universal serial bus (USB)

The STM32F103xx performance line embeds a USB device peripheral compatible with the USB Full-speed 12 Mbs. The USB interface implements a full speed (12 Mbit/s) function interface. It has software configurable endpoint setting and suspend/resume support. The dedicated 48 MHz clock source is generated from the internal main PLL.

GPIOs (general-purpose inputs/outputs)

Each of the GPIO pins can be configured by software as output (push-pull or open-drain), as input (with or without pull-up or pull-down) or as peripheral alternate function. Most of the GPIO pins are shared with digital or analog alternate functions. All GPIOs are high current-capable.

The I/Os alternate function configuration can be locked if needed following a specific sequence in order to avoid spurious writing to the I/Os registers.

I/Os on APB2 with up to 18 MHz toggling speed

ADC (analog to digital converter)

Two 12-bit Analog to Digital Converters are embedded into STM32F103xx performance line devices and each ADC shares up to 16 external channels, performing conversions in single-shot or scan modes. In scan mode, automatic conversion is performed on a selected group of analog inputs.

Additional logic functions embedded in the ADC interface allow:

- Simultaneous sample and hold
- Interleaved sample and hold
- Single shunt

The ADC can be served by the DMA controller.

An analog watchdog feature allows very precise monitoring of the converted voltage of one, some or all selected channels. An interrupt is generated when the converted voltage is outside the programmed thresholds.

The events generated by the standard timers (TIMx) and the Advanced Control timer (TIM1) can be internally connected to the ADC start trigger, injection trigger, and DMA trigger respectively, to allow the application to synchronize A/D conversion and timers.

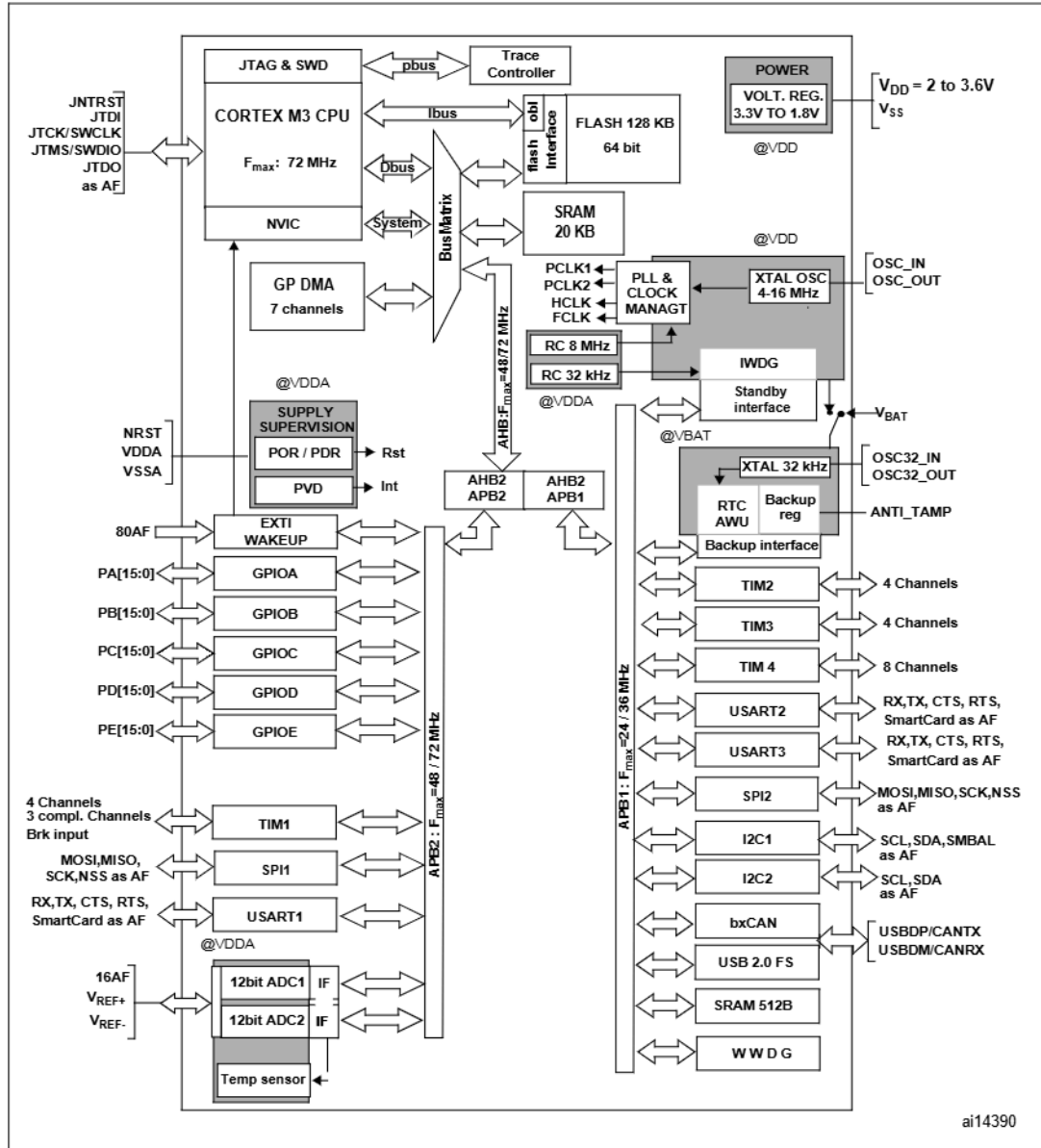
Temperature sensor

The temperature sensor has to generate a linear voltage with any variation in temperature. The conversion range is between $2\text{ V} < V_{DDA} < 3.6\text{ V}$. The temperature sensor is internally connected to the ADC_IN16 input channel which is used to convert the sensor output voltage into a digital value.

Serial wire JTAG debug port (SWJ-DP)

The ARM SWJ-DP Interface is embedded. and is a combined JTAG and serial wire debug port that enables either a serial wire debug or a JTAG probe to be connected to the target. The JTAG TMS and TCK pins are shared respectively with SWDIO and SWCLK and a specific sequence on the TMS pin is used to switch between JTAG-DP and SW-DP.

Figure 1. STM32F103xx performance line block diagram



ai14390

1. $T_A = -40\text{ }^{\circ}\text{C}$ to $+105\text{ }^{\circ}\text{C}$ (junction temperature up to $125\text{ }^{\circ}\text{C}$).
2. AF = alternate function on I/O port pin.

3 Pin descriptions

Figure 2. STM32F103xx performance line LQFP100 pinout

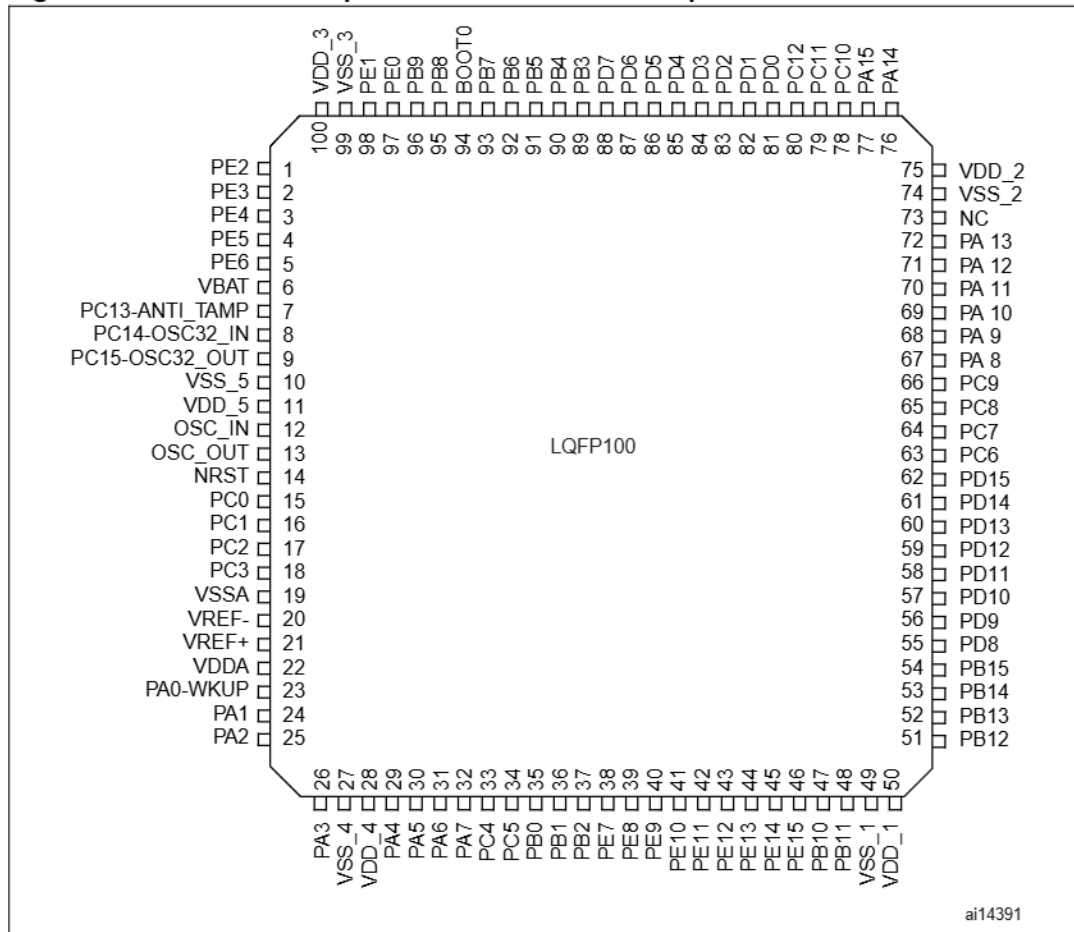


Figure 3. STM32F103xx performance line LQFP64 pinout

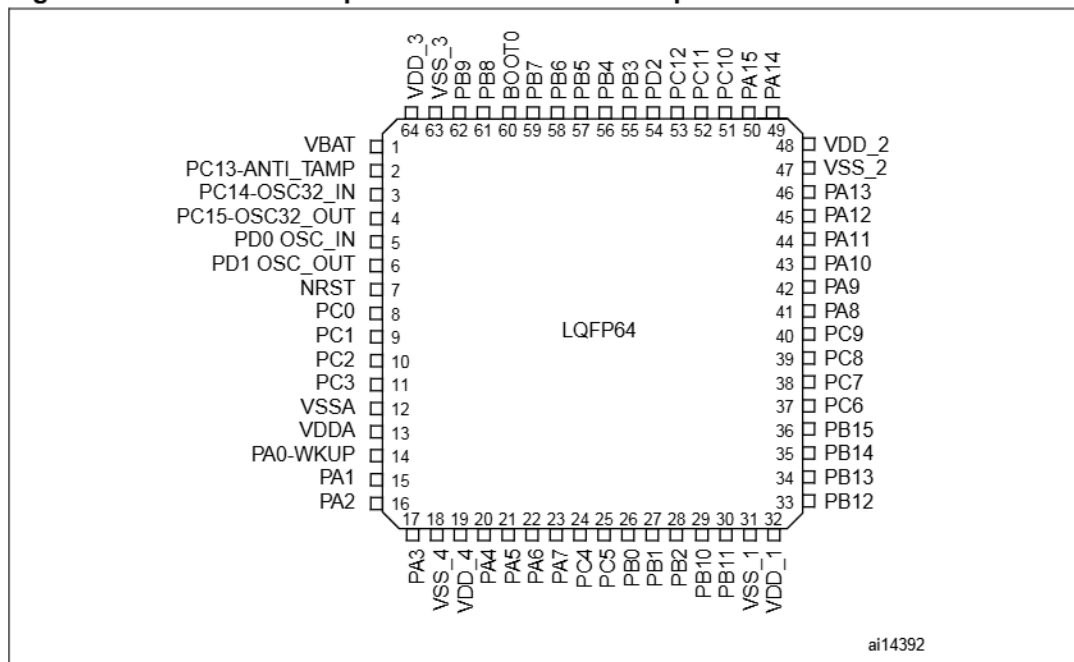
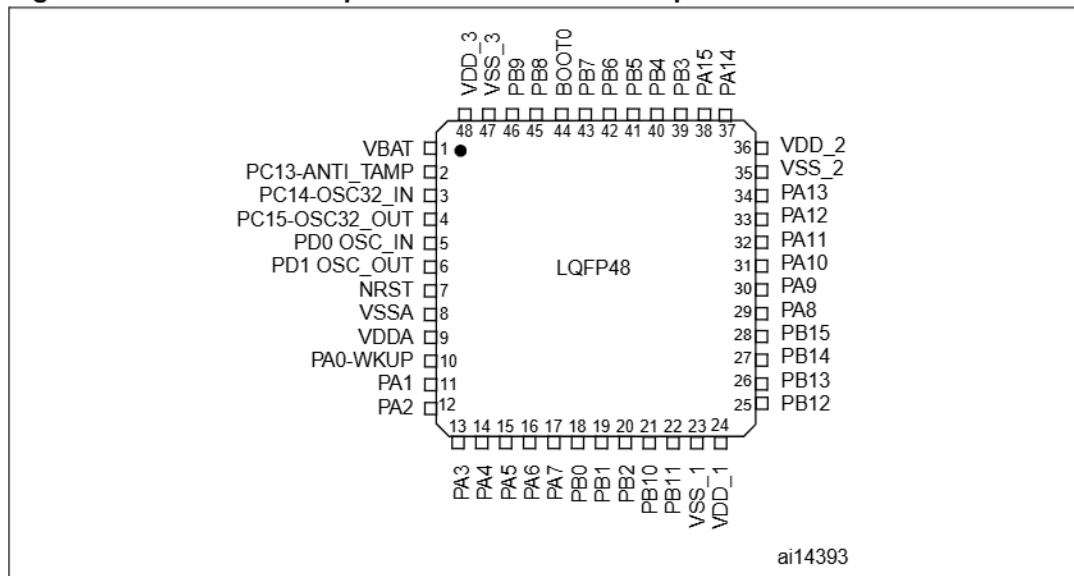


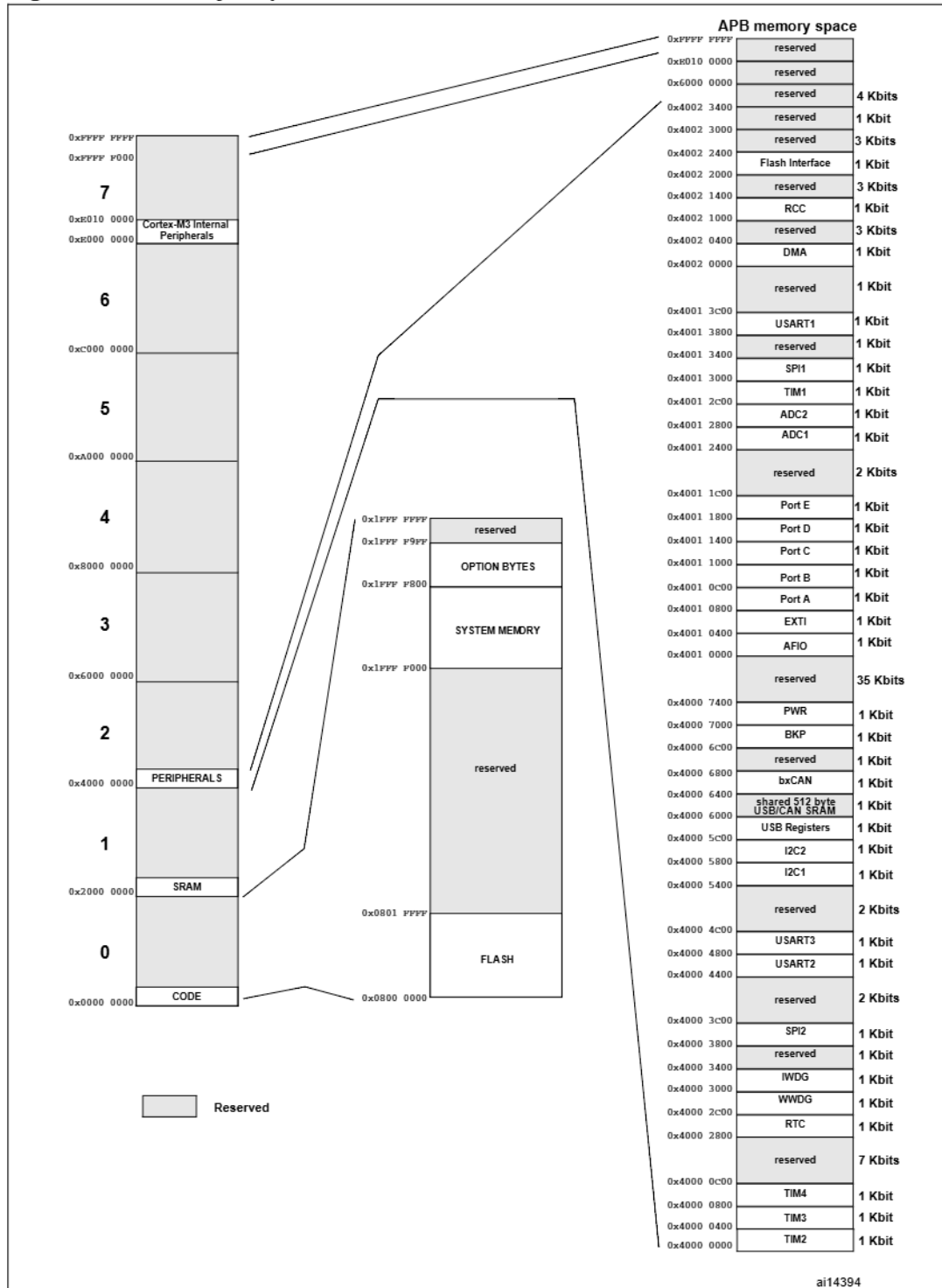
Figure 4. STM32F103xx performance line LQFP48 pinout



4 Memory mapping

The memory map is shown in *Figure 6*.

Figure 6. Memory map





MAX481/MAX483/MAX485/ MAX487-MAX491/MAX1487

Low-Power, Slew-Rate-Limited RS-485/RS-422 Transceivers

General Description

The MAX481, MAX483, MAX485, MAX487-MAX491, and MAX1487 are low-power transceivers for RS-485 and RS-422 communication. Each part contains one driver and one receiver. The MAX483, MAX487, MAX488, and MAX489 feature reduced slew-rate drivers that minimize EMI and reduce reflections caused by improperly terminated cables, thus allowing error-free data transmission up to 250kbps. The driver slew rates of the MAX481, MAX485, MAX490, MAX491, and MAX1487 are not limited, allowing them to transmit up to 2.5Mbps.

These transceivers draw between 120µA and 500µA of supply current when unloaded or fully loaded with disabled drivers. Additionally, the MAX481, MAX483, and MAX487 have a low-current shutdown mode in which they consume only 0.1µA. All parts operate from a single 5V supply.

Drivers are short-circuit current limited and are protected against excessive power dissipation by thermal shutdown circuitry that places the driver outputs into a high-impedance state. The receiver input has a fail-safe feature that guarantees a logic-high output if the input is open circuit.

The MAX487 and MAX1487 feature quarter-unit-load receiver input impedance, allowing up to 128 MAX487/MAX1487 transceivers on the bus. Full-duplex communications are obtained using the MAX488-MAX491, while the MAX481, MAX483, MAX485, MAX487, and MAX1487 are designed for half-duplex applications.

Applications

- Low-Power RS-485 Transceivers
- Low-Power RS-422 Transceivers
- Level Translators
- Transceivers for EMI-Sensitive Applications
- Industrial-Control Local Area Networks

Next Generation Device Features

- ◆ For Fault-Tolerant Applications
 - MAX3430: ±80V Fault-Protected, Fail-Safe, 1/4 Unit Load, +3.3V, RS-485 Transceiver
 - MAX3440E-MAX3444E: ±15kV ESD-Protected, ±60V Fault-Protected, 10Mbps, Fail-Safe, RS-485/J1708 Transceivers
- ◆ For Space-Constrained Applications
 - MAX3460-MAX3464: +5V, Fail-Safe, 20Mbps, Profibus RS-485/RS-422 Transceivers
 - MAX3362: +3.3V, High-Speed, RS-485/RS-422 Transceiver in a SOT23 Package
 - MAX3280E-MAX3284E: ±15kV ESD-Protected, 52Mbps, +3V to +5.5V, SOT23, RS-485/RS-422, True Fail-Safe Receivers
 - MAX3293/MAX3294/MAX3295: 20Mbps, +3.3V, SOT23, RS-485/RS-422 Transmitters
- ◆ For Multiple Transceiver Applications
 - MAX3030E-MAX3033E: ±15kV ESD-Protected, +3.3V, Quad RS-422 Transmitters
- ◆ For Fail-Safe Applications
 - MAX3080-MAX3089: Fail-Safe, High-Speed (10Mbps), Slew-Rate-Limited RS-485/RS-422 Transceivers
- ◆ For Low-Voltage Applications
 - MAX3483E/MAX3485E/MAX3486E/MAX3488E/MAX3490E/MAX3491E: +3.3V Powered, ±15kV ESD-Protected, 12Mbps, Slew-Rate-Limited, True RS-485/RS-422 Transceivers

Ordering Information appears at end of data sheet.

Selection Table

PART NUMBER	HALF/FULL DUPLEX	DATA RATE (Mbps)	SLEW-RATE LIMITED	LOW-POWER SHUTDOWN	RECEIVER/DRIVER ENABLE	QUIESCENT CURRENT (µA)	NUMBER OF RECEIVERS ON BUS	PIN COUNT
MAX481	Half	2.5	No	Yes	Yes	300	32	8
MAX483	Half	0.25	Yes	Yes	Yes	120	32	8
MAX485	Half	2.5	No	No	Yes	300	32	8
MAX487	Half	0.25	Yes	Yes	Yes	120	128	8
MAX488	Full	0.25	Yes	No	No	120	32	8
MAX489	Full	0.25	Yes	No	Yes	120	32	14
MAX490	Full	2.5	No	No	No	300	32	8
MAX491	Full	2.5	No	No	Yes	300	32	14
MAX1487	Half	2.5	No	No	Yes	230	128	8

For pricing, delivery, and ordering information, please contact Maxim Direct at 1-888-629-4642, or visit Maxim's website at www.maximintegrated.com.

MAX481/MAX483/MAX485/ MAX487-MAX491/MAX1487

Low-Power, Slew-Rate-Limited RS-485/RS-422 Transceivers

ABSOLUTE MAXIMUM RATINGS

Supply Voltage (V _{CC}).....	12V	14-Pin SO (derate 8.33mW/°C above +70°C).....	667mW
Control Input Voltage (\overline{RE} , DE).....	-0.5V to (V _{CC} + 0.5V)	8-Pin μ MAX (derate 4.1mW/°C above +70°C).....	830mW
Driver Input Voltage (DI).....	-0.5V to (V _{CC} + 0.5V)	8-Pin CERDIP (derate 8.00mW/°C above +70°C).....	640mW
Driver Output Voltage (A, B).....	-8V to +12.5V	14-Pin CERDIP (derate 9.09mW/°C above +70°C).....	727mW
Receiver Input Voltage (A, B).....	-8V to +12.5V	Operating Temperature Ranges	
Receiver Output Voltage (RO).....	-0.5V to (V _{CC} + 0.5V)	MAX4_ _C_ _/MAX1487C_ A.....	0°C to +70°C
Continuous Power Dissipation (T _A = +70°C)		MAX4_ _E_ _/MAX1487E_ A.....	-40°C to +85°C
8-Pin Plastic DIP (derate 9.09mW/°C above +70°C)	727mW	MAX4_ _MJ_/MAX1487MJA.....	-55°C to +125°C
14-Pin Plastic DIP (derate 10.00mW/°C above +70°C) ..	800mW	Storage Temperature Range	-65°C to +160°C
8-Pin SO (derate 5.88mW/°C above +70°C).....	471mW	Lead Temperature (soldering, 10sec).....	+300°C

Stresses beyond those listed under "Absolute Maximum Ratings" may cause permanent damage to the device. These are stress ratings only, and functional operation of the device at these or any other conditions beyond those indicated in the operational sections of the specifications is not implied. Exposure to absolute maximum rating conditions for extended periods may affect device reliability.

DC ELECTRICAL CHARACTERISTICS

(V_{CC} = 5V \pm 5%, T_A = T_{MIN} to T_{MAX}, unless otherwise noted.) (Notes 1, 2)

PARAMETER	SYMBOL	CONDITIONS	MIN	TYP	MAX	UNITS
Differential Driver Output (no load)	V _{OD1}				5	V
Differential Driver Output (with load)	V _{OD2}	R = 50 Ω (RS-422)	2			V
		R = 27 Ω (RS-485), Figure 4	1.5		5	
Change in Magnitude of Driver Differential Output Voltage for Complementary Output States	Δ V _{OD}	R = 27 Ω or 50 Ω , Figure 4			0.2	V
Driver Common-Mode Output Voltage	V _{OC}	R = 27 Ω or 50 Ω , Figure 4			3	V
Change in Magnitude of Driver Common-Mode Output Voltage for Complementary Output States	Δ V _{OD}	R = 27 Ω or 50 Ω , Figure 4			0.2	V
Input High Voltage	V _{IH}	DE, DI, \overline{RE}	2.0			V
Input Low Voltage	V _{IL}	DE, DI, \overline{RE}			0.8	V
Input Current	I _{IN1}	DE, DI, \overline{RE}			\pm 2	μ A
Input Current (A, B)	I _{IN2}	DE = 0V; V _{CC} = 0V or 5.25V, all devices except MAX487/MAX1487	V _{IN} = 12V		1.0	mA
			V _{IN} = -7V		-0.8	
	MAX487/MAX1487, DE = 0V, V _{CC} = 0V or 5.25V	V _{IN} = 12V		0.25	mA	
		V _{IN} = -7V		-0.2		
Receiver Differential Threshold Voltage	V _{TH}	-7V \leq V _{CM} \leq 12V	-0.2		0.2	V
Receiver Input Hysteresis	Δ V _{TH}	V _{CM} = 0V		70		mV
Receiver Output High Voltage	V _{OH}	I _O = -4mA, V _{ID} = 200mV	3.5			V
Receiver Output Low Voltage	V _{OL}	I _O = 4mA, V _{ID} = -200mV			0.4	V
Three-State (high impedance) Output Current at Receiver	I _{OZR}	0.4V \leq V _O \leq 2.4V			\pm 1	μ A
Receiver Input Resistance	R _{IN}	-7V \leq V _{CM} \leq 12V, all devices except MAX487/MAX1487	12			k Ω
		-7V \leq V _{CM} \leq 12V, MAX487/MAX1487	48			k Ω

MAX481/MAX483/MAX485 MAX487-MAX491/MAX1487

Low-Power, Slew-Rate-Limited RS-485/RS-422 Transceivers

DC ELECTRICAL CHARACTERISTICS (continued)

(V_{CC} = 5V ±5%, T_A = T_{MIN} to T_{MAX}, unless otherwise noted.) (Notes 1, 2)

PARAMETER	SYMBOL	CONDITIONS	MIN	TYP	MAX	UNITS
No-Load Supply Current (Note 3)	I _{CC}	MAX488/MAX489, DE, DI, \overline{RE} = 0V or V _{CC}		120	250	μA
		MAX490/MAX491, DE, DI, \overline{RE} = 0V or V _{CC}		300	500	
		MAX481/MAX485, \overline{RE} = 0V or V _{CC}	DE = V _{CC}	500	900	
			DE = 0V	300	500	
		MAX1487, \overline{RE} = 0V or V _{CC}	DE = V _{CC}	300	500	
			DE = 0V	230	400	
		MAX483/MAX487, \overline{RE} = 0V or V _{CC}	DE = 5V	MAX483	350	
MAX487	250			400		
	DE = 0V	120	250			
Supply Current in Shutdown	I _{SHDN}	MAX481/483/487, DE = 0V, \overline{RE} = V _{CC}		0.1	10	μA
Driver Short-Circuit Current, V _O = High	I _{OSD1}	-7V ≤ V _O ≤ 12V (Note 4)	35		250	mA
Driver Short-Circuit Current, V _O = Low	I _{OSD2}	-7V ≤ V _O ≤ 12V (Note 4)	35		250	mA
Receiver Short-Circuit Current	I _{OSR}	0V ≤ V _O ≤ V _{CC}	7		95	mA

SWITCHING CHARACTERISTICS—MAX481/MAX485, MAX490/MAX491, MAX1487

(V_{CC} = 5V ±5%, T_A = T_{MIN} to T_{MAX}, unless otherwise noted.) (Notes 1, 2)

PARAMETER	SYMBOL	CONDITIONS	MIN	TYP	MAX	UNITS
Driver Input to Output	t _{PLH}	Figures 6 and 8, R _{DIFF} = 54Ω, C _{L1} = C _{L2} = 100pF	10	30	60	ns
	t _{PHL}		10	30	60	
Driver Output Skew to Output	t _{SKEW}	Figures 6 and 8, R _{DIFF} = 54Ω, C _{L1} = C _{L2} = 100pF		5	10	ns
Driver Rise or Fall Time	t _R , t _F	Figures 6 and 8, R _{DIFF} = 54Ω, C _{L1} = C _{L2} = 100pF	3	15	40	ns
		MAX481, MAX485, MAX1487	5	15	25	
		MAX490C/E, MAX491C/E MAX490M, MAX491M	3	15	40	
Driver Enable to Output High	t _{ZH}	Figures 7 and 9, C _L = 100pF, S2 closed		40	70	ns
Driver Enable to Output Low	t _{ZL}	Figures 7 and 9, C _L = 100pF, S1 closed		40	70	ns
Driver Disable Time from Low	t _{LZ}	Figures 7 and 9, C _L = 15pF, S1 closed		40	70	ns
Driver Disable Time from High	t _{HZ}	Figures 7 and 9, C _L = 15pF, S2 closed		40	70	ns
Receiver Input to Output	t _{PLH} , t _{PHL}	Figures 6 and 10, R _{DIFF} = 54Ω, C _{L1} = C _{L2} = 100pF	20	90	200	ns
		MAX481, MAX485, MAX1487	20	90	150	
		MAX490C/E, MAX491C/E MAX490M, MAX491M	20	90	200	
t _{PLH} - t _{PHL} Differential Receiver Skew	t _{SKD}	Figures 6 and 10, R _{DIFF} = 54Ω, C _{L1} = C _{L2} = 100pF		13		ns
Receiver Enable to Output Low	t _{ZL}	Figures 5 and 11, C _R L = 15pF, S1 closed		20	50	ns
Receiver Enable to Output High	t _{ZH}	Figures 5 and 11, C _R L = 15pF, S2 closed		20	50	ns
Receiver Disable Time from Low	t _{LZ}	Figures 5 and 11, C _R L = 15pF, S1 closed		20	50	ns
Receiver Disable Time from High	t _{HZ}	Figures 5 and 11, C _R L = 15pF, S2 closed		20	50	ns
Maximum Data Rate	f _{MAX}		2.5			Mbps
Time to Shutdown	t _{SHDN}	MAX481 (Note 5)	50	200	600	ns