

UNIVERSIDAD NACIONAL DE INGENIERÍA
FACULTAD DE CIENCIAS



TESIS
“UN ARREGLO TRIDIMENSIONAL DE DIODOS BASADO EN
TECNOLOGIA DE MATRIZ ACTIVA PARA CONTROL DE
CALIDAD DE TRATAMIENTOS EN TELETERAPIA”

PARA OBTENER EL GRADO ACADÉMICO DE MAESTRO EN
CIENCIAS EN FÍSICA MEDICA

ELABORADO POR:

ROGER CHALLCO CHALCO

ASESOR:

Dr. MODESTO EDILBERTO MONTOYA ZAVAleta

CO-ASESOR:

Dr. DANTE ROA

LIMA – PERÚ

2023

DEDICATORIA

Esta tesis es dedicada a mis padres, Abelina y Pio, que me inculcaron la perseverancia y esfuerzo, a mis hermanos Geiser y Nelson, a mi querida esposa Yearling, por su amor incondicional, y a quien llena de alegría mi vida, mi querida bebe Zoe.

AGRADECIMIENTOS

Agradezco principalmente e a mi Co-Asesor Dante Roa, Ph.D., Físico Médico Peruano, que labora en el UC Irvine, quien es el propietario intelectual del detector 3D diseñado en esta tesis, además de subvencionar económicamente durante el desarrollo esta Tesis

A la Universidad Nacional de Ingeniería, y a los respectivos profesores de la maestría en Ciencias con mención en Física Médica, por formar parte de mi desarrollo profesional en el área de Física Médica.

Al vicerrectorado de investigación de la UNI por habernos financiado parte del trabajo mediante el concurso de proyectos de investigación formativa interdisciplinaria FC-MF-9-2019 y FC-FI-28-2020

A mi asesor, el Dr. Modesto Montoya, por sus enseñanzas, por compartir su experiencia profesional, sobre todo haber confiado en mi persona al incluirme al grupo de investigación de la UNI

A todos los integrantes del Grupo de investigación

A los alumnos de pregrado de la Universidad Nacional de San Antonio Abad del Cusco quienes mediante su arduo trabajo en sus tesis de pregrado respectiva han colaborado en este trabajo

A todos aquellos que de una u otra manera colaboraron con un granito de arena para que cumpliera con esta meta.

ÍNDICE

Índice de Figuras	
Índice de Siglas y Abreviaturas	
Resumen	
Abstract	
INTRODUCCION.....	1
CAPÍTULO I.....	3
1. MARCO TEÓRICO.....	3
1.1 Revisión aspectos físicos de radioterapia externa con fotones.....	3
1.1.1 El espectro de un haz de fotones producido por el acelerador lineal	3
1.1.2 Magnitudes utilizadas para medir un haz de fotones	5
1.1.3 Propagación de un haz de fotones en un maniquí o paciente.....	6
1.1.4 Funciones dosimétricas que representan un haz de fotones	8
1.1.4.1 Porcentaje dosis en profundidad PDD	8
1.1.4.2 Perfiles de dosis	9
1.1.4.3 Curvas de Isodosis.....	10
1.2 Garantía de Calidad (QA) del tratamiento de radioterapia externa	11
1.3 Poliedros Geodésicos.....	12
1.4 Dosimetría de semiconductores fotónicos	13
1.5 Diodo de Silicio.....	14
1.6 Funcionamiento del dosímetro de silicio	15
1.7 Fotodiodo	16
1.8 Fotodiodo BPW34S.....	17
1.9 Tecnología de Matriz-Activa	18
1.10 Sistema de adquisición de datos	20
CAPÍTULO II.....	22
2. METODOLOGÍA.....	22
2.1 Diseño estructural del detector 3D.....	22
2.2 Diseño de conectividad del detector 3D.....	26
2.3 Desarrollo y validación de un detector.....	30
2.2 Desarrollo y validación de una Matriz.....	44
2.2 Implementación detector prototipo prueba.....	60
2.4 Desarrollo y simulación del prototipo de menor resolución en un sistema de planificación TPS.....	64
2.3 Prueba dosimétrica del prototipo de menor resolución	69

CAPÍTULO III.....	72
3. RESULTADOS.....	72
3.1 Resultados de la Simulación de tratamiento intracraneal en Sistema de planificación TPS	72
3.2 Prueba dosimétrica prototipo del detector	74
3.3 Comparación de valores medidos por el prototipo y calculados por el planificador...	76
CAPÍTULO IV	83
4. CONCLUSIONES.....	83
CAPÍTULO V	84
5. RECOMENDACIONES	84
CAPÍTULO VI	85
REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	85

INDICE DE FIGURAS

FIGURA 1:	Espectro de fotones para un maquina ELEKTA con energía de 6MV	4
FIGURA 2:	Haz de fotones divergentes que se origina en una fuente puntual de fotones	6
FIGURAA 3:	Depósito de dosis de un haz de fotones de megavoltaje en un paciente	7
FIGURA 4:	Geometría para la medición y definición del PDD	8
FIGURA 5:	PDD para cuatro haces de fotones producidos por un acelerador lineal con energía de 6MV	9
FIGURA 6:	Perfiles de dosis para distintos haces de fotones generados con los datos de puesta en servicio de un acelerador lineal de 6MV de energía	10
FIGURA 7:	Curvas de isodosis calculadas por el TPS	11
FIGURA 8:	Procedimiento de radioterapia externa	12
FIGURA 9:	Generación de poliedros geodésicos	13
FIGURA 10:	Estructura del silicio con impurezas	14
FIGURA 11:	Unión PN o región de agotamiento generada por el contacto directo entre las estructuras P y N	15
FIGURA 12:	Funcionamiento del diodo PN como detector de radiación	16
FIGURA 13:	Estructura del fotodiodo PIN	17
FIGURA 14:	Estructura fotodiodo BPW34	18
FIGURA 15:	Circuito equivalente del fotodiodo BPW34	18
FIGURA 16:	Matriz activa de silicio amorfo	19
FIGURA 17:	Funcionamiento matriz activa	19
FIGURA 18:	Diagrama del circuito de adquisición de datos DDC264	20
FIGURA 19:	Detalle del circuito integrador del DDC264	21
FIGURA 20:	Generación de coordenadas	23
FIGURA 21:	Capas del detector generadas en MATLAB	23
FIGURA 22:	Coordenadas de detectores	24
FIGURA 23:	Diseño estructural del detector 3D en SOLIDWORK	25
FIGURA 24:	Detector 3D con sistema de adquisición de datos DAQ	25
FIGURA 25:	Diagrama de conectividad de la matriz de poliedro de frecuencia 3	27
FIGURA 26:	Diagrama de funcionamiento del sistema de adquisición de datos	28
FIGURA 27:	Acondicionamiento del detector BPW34	30
FIGURA 28:	Circuito prueba diodo resistencia	31
FIGURA 29:	Respuesta del circuito diodo resistencia a distinta tasa de dosis	32
FIGURA 30:	Circuito prueba detector matriz-activa	34
FIGURA 31:	Señales circuito prueba matriz-activa	37

FIGURA 32:	Grafica de linealidad de los datos medidos	40
FIGURA 33:	Curva de porcentaje dosis en profundidad PDD	43
FIGURA 34:	Diseño de la tarjeta electrónica para la matriz de 25 detectores	44
FIGURA 35:	Matriz de 25 detectores construida	45
FIGURA 36:	Circuito de prueba dosimétrica para la matriz plana	46
FIGURA 37:	Perfiles de Campo 5 x 5 cm ²	53
FIGURA 38:	Perfiles de Campo 10 x 10 cm ²	56
FIGURA 39:	Perfiles de campo con modulación	59
FIGURA 40:	Construcción de estructura física del prototipo prueba	60
FIGURA 41:	Matriz-activa del prototipo	61
FIGURA 42:	Prototipo de menor resolución sin cobertura	62
FIGURA 43:	Prototipo de menor resolución con cobertura	63
FIGURA 44:	Estructura volumétrica del prototipo generado en imágenes DICOM	65
FIGURA 45:	Corte sagital del prototipo generado	65
FIGURA 46:	Estructura volumétrica del prototipo	66
FIGURA 47:	Plan de tratamiento para validación del prototipo	67
FIGURA 48:	Plan de tratamiento desarrollado en planificador MEVIS	68
FIGURA 49:	Irradiación de diodos en maniquí del prototipo	70
FIGURA 50:	Irradiación de Prototipo en Acelerador Lineal	71
FIGURA 51:	Coordenadas esféricas en detector prototipo	72
FIGURA 52:	Resultados de los 5 detectores del primer anillo	77
FIGURA 53:	Resultados de los 15 detectores del segundo anillo	78
FIGURA 54:	Resultados de los 25 detectores del tercer anillo	79
FIGURA 55:	Resultados de los 30 detectores del cuarto anillo	80
FIGURA 56:	Resultados de los 30 detectores del quinto anillo	81
FIGURA 57:	Resultados de los 30 detectores del sexto anillo	82

INDICE DE TABLAS

<i>TABLA 1:</i>	Calculo del número total de detectores y conexiones	29
<i>TABLA 2:</i>	Mediciones de reproducibilidad	38
<i>TABLA 3:</i>	Datos medidos y calculados para el cálculo de linealidad	40
<i>TABLA 4:</i>	Dependencia tasa de dosis,	41
<i>TABLA 5:</i>	Datos medidos para el cálculo del PDD	43
<i>TABLA 6:</i>	Conjuntos de lecturas de ruido de fondo de la matriz plana	48
<i>TABLA 7:</i>	Calculo del ruido de fondo para la matriz plana	48
<i>TABLA 8:</i>	Lecturas para cálculo de uniformidad agrupadas en 3 grupos.	49
<i>TABLA 9:</i>	Calculo factor uniformidad matriz plana	50
<i>TABLA 10:</i>	Lecturas del microprocesador para el cálculo de perfil campo $5 \times 5 \text{ cm}^2$	51
<i>TABLA 11:</i>	Calculo para perfil de campo $5 \times 5 \text{ cm}^2$	52
<i>TABLA 12:</i>	Lecturas del microprocesador para el cálculo de perfil campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$	54
<i>TABLA 13:</i>	Calculo para perfil de campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$	55
<i>TABLA 14:</i>	Lecturas del microprocesador para el campo con modulación	57
<i>TABLA 15:</i>	Calculo perfil de campo con modulación (cuña 30°)	58
<i>TABLA 16:</i>	Plan de tratamiento para validación del prototipo con cinco campos	67
<i>TABLA 17:</i>	Valores de Isodosis	68
<i>TABLA 18:</i>	Plan calibración diodos del prototipo con dos haces paralelos opuestos	69
<i>TABLA 19:</i>	Resultados proporcionados por el sistema de planificación TPS	73
<i>TABLA 20:</i>	Resultados proporcionados por la lectura del microcontrolador en el prototipo	75

INDICE DE SIGLAS

<i>Notación</i>	<i>Descripción</i>
A/D	conversor Análogo Digital
DAQ	Sistema de adquisición de datos
IAEA	Agencia Internacional de Energía Atómica
IMSRS	Radiocirugía de Intensidad Modulada
LCD	Pantalla de Cristal Líquido
LINAC	Acelerador lineal
MLC	Colimador multiláminas
MATLAB	Software (Laboratorio de Matrices)
MOSFET	Transistor de efecto de campo Metal Oxido Semiconductor
OLED	Diodo Orgánico de emisión de Luz
OTFT	Transistor orgánico de Película Delgada
PCB	Placa de circuito impreso
QA	Garantía de Calidad
QC	Control de Calidad
TPS	Sistema de planificación computarizado
SRS	Radiocirugía Estereotáctica
SMD	Tecnología de Montaje superficial
SOLIDWORK	Software de diseño asistido por computador
TC	Tomografía Computarizada
TFT	Transistores de Película Delgada
UM	Unidad monitor

RESUMEN

Se diseñó un detector 3D electrónico que consiste en alrededor de 22,325 pequeños diodos detectores distribuidos en 14 capas semiesféricas en un volumen esférico de material equivalente al agua de 20 cm de diámetro. Para la conectividad de estos detectores se utilizaría la tecnología de matriz-activa de esta forma los detectores se distribuirían en 80 matrices activas con 3325 canales conectados a una unidad de adquisición de datos (DAQ).

Como prueba de principio del detector 3D se realizó la construcción y pruebas experimentales secuenciales de: un detector de la matriz-activa, una matriz plana y un prototipo de una capa esférica de 135 detectores. Cada detector de la matriz-activa consta de un fotodiodo BPW34, un condensador de 1 μ F y un MOSFET (Transistor de efecto de campo metal-óxido- semiconductor).

Las pruebas experimentales de respuesta lineal, dependencia de la tasa de dosis y porcentaje dosis profundidad utilizando un detector fueron comparados con los datos calculados ideales dando un error menor al 2%. Los resultados de perfiles con la matriz plana construida dieron una diferencia porcentual respecto a los datos de comisionamiento menor al 5%.

Finalmente, las pruebas experimentales del prototipo de 135 detectores en un plan tratamiento de radioterapia comparadas con los datos calculados computacionalmente por un sistema de planificación comercial mostraron una diferencia menor al 5%. Estos datos proporcionan los primeros resultados experimentales de una capa del detector diseñado.

ABSTRAC

A three-dimensional electronic detector array consisting of an active-matrix readout configuration has been designed. The array comprises 22,325 submillimeter size photodiodes isotropically distributed within a 20 cm diameter semi-spherical volume of water equivalent material.

For initial testing, one AM pixel, a flat array and a layer of semi-spherical electronic detector has been constructed. Each AM pixel consist of a 1 μ F capacitor, a NX7002AK MOSFET (metal-oxide-semiconductor field-effect transistor) and a BPW34 Photodiode. The flat array consists in 25 pixels distributed in 5 rows and 5 columns with a 2 cm separation between detectors.

Experimental tests of linear response, dose rate dependence and depth dose percentage using a detector were compared with the ideal calculated data giving an error of less than 2%. The results of profiles with the flat matrix built gave a percentage difference with respect to the data of the commissioning of the machine of less than 5%.

The layer of semi- spherical electronic consist of 135 consists of 135 BPW34S photodiodes distributed in a 12 cm diameter of the semi-spherical volume. Furthermore, a quality assurance plan for a 6-field 6-MV intracranial treatment was generated to check the array's response. The array was dose calibrated using 20 x 20 cm² parallel-opposed 6 MV photon beams from a Varian 2100 C/D linear accelerator and the integrated voltage from each photodiode was matched to the calculated dose from a treatment planning software for that photodiode location. Data analysis resulted in a percent dose difference between the measured and calculated dose of $\leq 5\%$.

INTRODUCCION

En los últimos años mejoras en la tecnología de acelerador lineal (LINAC) como: aplanamiento de haces de fotones sin filtro (FFF)[1], colimadores de múltiples capas de alta definición (MLC)[2], radioterapia de intensidad modulada (IMRT) [3], terapia volumétrica de arco modulado (VMAT) [4], radioterapia guiada por imagen (IGRT)[5] y seguimiento del movimiento del paciente en tiempo real[6] han resultado que tratamientos de SRS sean más cortos mientras se tratan múltiples objetivos de forma simultánea y precisa además de dar disponibilidad de tratamiento para más pacientes.

El objetivo de estos tratamientos con radiación ionizante es proporcionar la dosis deseada al volumen objetivo mientras se minimiza la exposición a los tejidos normales adyacentes. Estas diversas tecnologías, si no se manejan con protocolos adecuados, pueden ocasionar importantes daños al paciente. [7][8]

Debido a esto todos los centros de radioterapia deben poseer un programa de garantía de calidad (QA) para el tratamiento de sus pacientes en el cual se incluyen protocolos de atención y donde se encuentran detallados los procedimientos establecidos por la institución siguiendo recomendaciones internacionales y normas locales. [9][7]

Un procedimiento importante en esta cadena es el control de calidad (QC) del tratamiento específico, que garantiza que el plan de cada paciente individual cumple con los protocolos establecidos y se entrega según lo planificado. [10]

Este procedimiento se realiza típicamente con un maniquí que simula al paciente y es irradiado antes del primer tratamiento del paciente, esta es una práctica importante y una tarea no fácil, ya que el alcance de las mediciones dosimétricas en el maniquí está limitado en gran medida por la naturaleza de la tecnología de dosimetría elegida. [10][9]

Actualmente existe varias tecnologías para la dosimetría en el maniquí tales como: películas radiocrónicas, cámaras de ionización, arreglo de diodos [11], técnicas que utilizan centelladores de plástico o líquidos [12][13], así como la dosimetría basada en gel. [14]

Los avances tecnológicos han hecho que los arreglos electrónicos sean mayormente usados debido a su fácil manejo y respuesta inmediata. Los sistemas de arreglos electrónicos disponibles en el mercado pueden proporcionar resultados dosimétricos inmediatos sin embargo la recolección de datos de estos detectores se realiza en una configuración bidimensionales (2D) y el conjunto de datos (3D) que proporcionan es resultado de una reconstrucción matemática.[11] Debido a esto, diversos estudios incitan a reexaminar si un arreglo de detectores electrónicos 2D es suficiente para proporcionar una garantía de calidad efectiva (QA). [15][16]

Esto llevo a la necesidad de diseñar un arreglo de detectores electrónicos esférico de alta resolución espacial tridimensional (3D). La conectividad de lectura para arreglo de

detectores 3D se basó en un diseño innovador utilizando la tecnología de matriz activa (AM) [17][18][19], que es el tema central de este trabajo.

De lo anterior descrito nos planteamos la pregunta si el diseño de la conectividad del arreglo de detectores 3D es capaz de medir radiación producido por un Acelerador Lineal.

En este trabajo para responder la pregunta se va desarrollar el diseño de estructural del detector 3D, así como la conectividad del arreglo de detectores electrónicos mediante tecnología de matriz activa, seguidamente se procederá a construir y validar la respuesta de un detector y una matriz plana de 25 detectores, finalmente se construirá un prototipo prueba de una capa esférica compuesta por 135 detectores, el cual se analizara su respuesta a la radiación mediante las pruebas experimentales de un plan de radioterapia comparados con los datos proporcionados por un sistema de planificación TPS

Los capítulos se han desarrollado de la siguiente manera:

CAPÍTULO I

Se desarrolla la parte teórica, primero se hace una revisión del proceso de atención en radioterapia, garantía de calidad en radioterapia, control de calidad del tratamiento basado en recomendaciones de la Agencia Internacional de Energía Atómica (IAEA). En seguida, se hace una revisión de la geometría elegida para el detector (poliedros geodésicos), Finalmente se hace revisión de la parte de instrumentación electrónica utilizada en el detector, dosimetría de semiconductores, fotodiodos BPW34, tecnología de matriz activa, sistema de adquisición de datos.

En el **CAPÍTULO II**, se describe la metodología utilizada en el proyecto en forma secuencial, inicia con el diseño del detector 3D de alta resolución y su conectividad, desarrollo de un pixel del detector, desarrollo de una matriz bidimensional, desarrollo de la geometría del detector en un TPS, implementación de un arreglo 3D de diodos de menor resolución y las pruebas del maniquí para comparación con los resultados del TPS

En el **CAPÍTULO III**, se muestran los resultados obtenidos, primero se muestra el diseño del detector 3D de alta resolución detallando la ubicación, cantidad de detectores en sus diferentes capas, así como la cantidad de conexiones necesarias hacia el sistema de adquisición de datos. Posteriormente se muestra los resultados de un detector detector (linealidad, reproducibilidad, constancia tasa de dosis, porcentaje dosis profundidad PDD), resultados de una matriz bidimensional (perfiles a distinto tamaño de campo y con modulaciones), finalmente los resultados del arreglo esférico comparados con los resultados del sistema de planificación TPS

En el **CAPÍTULO IV**, se listan las conclusiones.

En el **CAPÍTULO V**, se muestran las referencias utilizadas para desarrollar el presente trabajo.

CAPÍTULO I

1. MARCO TEÓRICO

1.1 Revisión aspectos físicos de radioterapia externa con fotones

La radioterapia es un procedimiento complejo que utiliza una cantidad determinada de radiación ionizante para destruir tumores. El objetivo de la radioterapia óptima es dañar el ADN de las células tumorales causando la muerte celular y minimizando el daño al tejido normal sano. [9]

Los procedimientos de radioterapia se dividen en dos categorías principales: radioterapia de haz externo y braquiterapia. En la radioterapia de haz externo, la fuente de radiación está a cierta distancia del paciente y el objetivo dentro del paciente se irradia con un haz de radiación externo. En la braquiterapia, las fuentes de radiación se colocan directamente en el volumen objetivo. La mayor parte de la radioterapia de haz externo se realiza con haces de fotones, algunas con haces de electrones y una fracción muy pequeña con protones, iones más pesados o neutrones.

Los equipos más utilizados actualmente como fuentes de fotones para radioterapia de haz externo son los aceleradores lineales.

En esta tesis debido al tipo y calidad de energía usada para las pruebas experimentales, se abordará exclusivamente conceptos de radioterapia de haz externo con fotones, producidos por un acelerador lineal con energía de 6MV.

1.1.1 El espectro de un haz de fotones producido por el acelerador lineal

El espectro de un haz de radiación describe el propio haz en términos del número y las energías de los fotones que constituyen el haz, para esto es necesario conocer los conceptos de fluencia de fotones ϕ y fluencia de energía ψ .

La fluencia de fotones ϕ se define como el cociente dN por dA , donde dN es el número de fotones que entran en una esfera imaginaria de área transversal dA .

$$\phi = \frac{dN}{dA} [\text{cm}^{-2}] \quad (1)$$

La tasa de fluencia de fotones se define como la fluencia de fotones por unidad de tiempo.

$$\varphi = \frac{d\phi}{dt} [\text{cm}^{-2}\text{s}^{-1}] \quad (2)$$

La fluencia de energía ψ describe el flujo de energía en un haz y se define como la cantidad de energía dE que cruza una unidad de área dA :

$$\psi = \frac{dE}{dA} [\text{MeV cm}^{-2}] \quad (3)$$

La tasa de fluencia de energía Ψ ó $\dot{\psi}$ se define como la fluencia de energía por unidad de tiempo:

$$\dot{\psi} = \frac{dE}{dA} [\text{MeV cm}^{-2}] \quad (4)$$

El haz de fotones producido por un acelerador lineal es un haz polienergético, y los conceptos definidos anteriormente deben aplicarse a dichos haces. Los conceptos de espectro de fluencia de partículas y espectro de fluencia de energía reemplazan la fluencia de partículas y la fluencia de energía, respectivamente y se definen respectivamente como:

$$\phi_E(E) = \frac{d\phi}{dE}(E) \quad (5)$$

$$\psi_E(E) = \frac{d\psi}{dE}(E) \quad (6)$$

Donde $\phi_E(E)$ y $\psi_E(E)$ son notaciones abreviadas para el espectro de fluencia de partículas y espectro de fluencia de energía, respectivamente.

La figura 1 muestra un espectro de la tasa de fluencia de fotones por intervalo de energía para un acelerador lineal con energía de 6MV, como se observa los fotones están presentes en todos los intervalos de energía desde 0 hasta un valor máximo, que es igual a la energía cinética de los electrones que inciden en el objetivo, para este caso 6MeV.

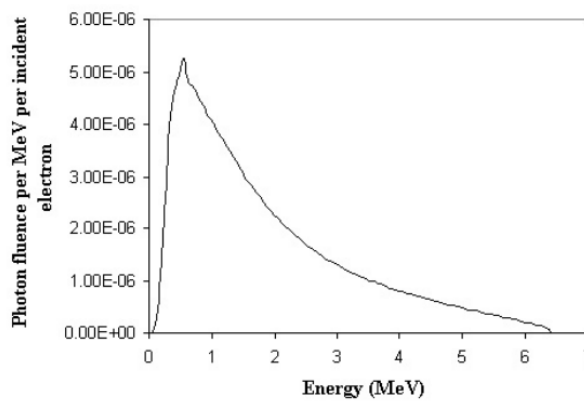


Figura 1: Espectro de fotones para un maquina ELEKTA con energía de 6MV, calculado mediante simulaciones Monte Carlo [20]

1.1.2 Magnitudes utilizadas para medir un haz de fotones

La dosimetría de radiación se ocupa de los métodos para una determinación cuantitativa de la energía depositada en un medio dado por radiaciones ionizantes. Se han definido varias magnitudes y unidades para describir el haz de radiación. A continuación, abordamos las magnitudes dosimétricas utilizadas en la tesis.

Kerma, es un acrónimo de energía cinética liberada por unidad de masa. Es una magnitud no estocástica aplicable a radiaciones ionizantes indirectas como fotones y neutrones. Cuantifica la cantidad promedio de energía transferida desde la radiación ionizante indirecta a la radiación ionizante directa sin preocuparse por lo que sucede después de esta transferencia. Para un haz de fotones producido por un acelerador lineal sería la cantidad promedio de energía transferida por los fotones a los electrones primarios $d\bar{E}_{tr}$ en un medio de masa dm . La transferencia de energía se da por las diferentes interacciones (efecto fotoeléctrico, efecto Compton y producción de pares). La unidad del kerma es el joule por kilogramo [$J\ kg^{-1}$], y el nombre de esta unidad es el gray [Gy] [9].

$$K = \frac{d\bar{E}_{tr}}{dm} [\text{Gy}] \quad (7)$$

Dosis absorbida, es una magnitud no estocástica aplicable a las radiaciones ionizantes directa e indirectamente. Para fotones la energía se imparte a la materia en un proceso de dos pasos. En el primer paso (que da como resultado el kerma), los fotones transfieren su energía como energía cinética a los electrones. En el segundo paso, los electrones transfieren parte de su energía cinética al medio (dando como resultado la dosis absorbida)

La dosis absorbida se define como la energía impartida por radiación ionizante $\bar{\mathcal{E}}$ a la materia de masa dm en un volumen finito. La energía impartida $\bar{\mathcal{E}}$ es la suma de toda la energía que ingresa al volumen de interés menos toda la energía que sale del volumen, teniendo en cuenta cualquier conversión de masa-energía dentro del volumen. La unidad de dosis absorbida es julio por kilogramo [$J\ kg^{-1}$] y el nombre de la unidad de dosis absorbida es gray [Gy] [9].

$$D = \frac{d\bar{\mathcal{E}}}{dm} [\text{Gy}] \quad (8)$$

Hay que tener en cuenta que debido a que los electrones viajan en el medio y depositan energía a lo largo de sus trayectorias, esta absorción de energía no tiene lugar en el mismo lugar que la transferencia de energía descrita por kerma.

1.1.3 Propagación de un haz de fotones en un maniquí o paciente

En la radioterapia de haz externo, a menudo se supone que las fuentes de fotones son fuentes puntuales y que los haces que producen son haces divergentes como se muestra en la figura 2.

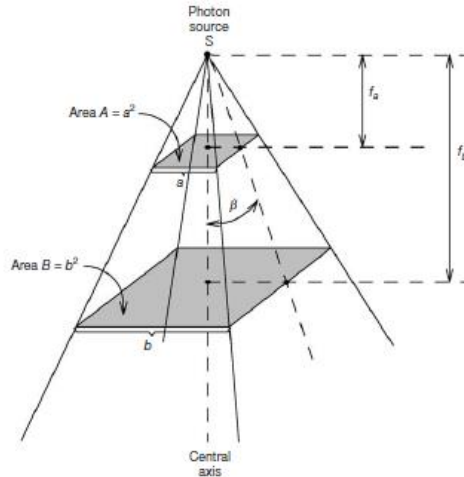


Figura 2: Haz de fotones divergentes que se origina en una fuente puntual de fotones. Se observa que a la distancia f_a de la fuente S, el tamaño del campo es $A = a^2$ y a la distancia f_b el tamaño del campo es $B = b^2$, además que la cantidad de fotones que pasa por el área A es igual que la cantidad de fotones que pasa el área B, por lo que la tasa de fluencia es inversamente proporcional al área que atraviesa e inversamente proporcional al cuadrado de la distancia de la fuente [9]

Si se considera que la fuente está en el vacío o aire (considerando que no existe interacciones en el medio), podemos enunciar que la tasa de fluencia $\dot{\phi}$ es inversamente proporcional al cuadrado de la distancia desde la fuente f .

Además, si se conoce que la tasa de kerma en aire en el seno del aire K_{air} y la tasa de dosis absorbida en aire en un pequeño volumen D_{med} son proporcionales a la tasa de fluencia en el mismo punto, se puede concluir que la propagación del haz de fotones se rige por la ley del inverso del cuadrado de la distancia a la fuente (ecuación 9).

$$\frac{\dot{\phi}_a}{\dot{\phi}_b} = \frac{(K_{air}(f_a))}{(K_{air}(f_b))} = \frac{D_{med}(f_a)}{D_{med}(f_b)} = \left(\frac{f_b}{f_a}\right)^2 \quad (9)$$

Sin embargo, un haz de fotones que se propaga a través de un maniquí o paciente, se ve afectado no solo por la ley del inverso del cuadrado de la ecuación 9, sino también por la atenuación y dispersión del haz en el medio.

La figura 3 describe la propagación de los fotones de megavoltage, donde se muestra una distribución de dosis típica en el eje central que incide sobre un paciente. El haz ingresa al paciente y administra una determinada dosis en la superficie D_s , por debajo de la superficie, la dosis primero aumenta rápidamente hasta alcanza un valor máximo D_{max} en la profundidad z_{max} y luego disminuye casi exponencialmente hasta alcanzar un valor D_{ex} en el punto de salida del paciente z_{ex} .

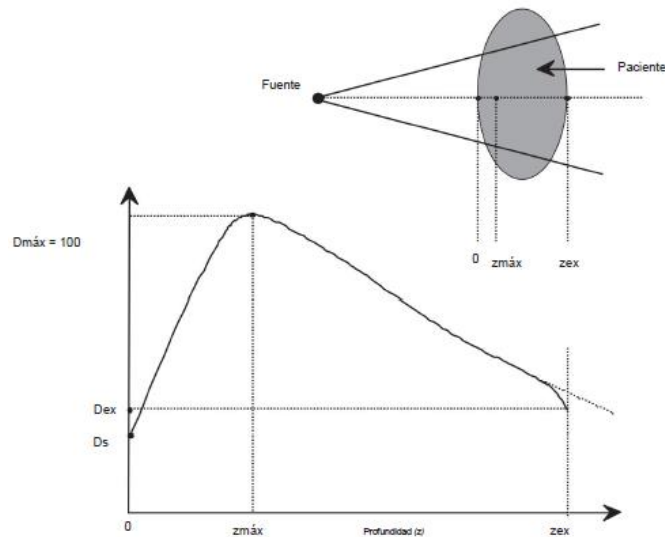


Figura 3: Depósito de dosis de un haz de fotones de megavoltage en un paciente. D_s es la dosis superficial en la entrada del haz, D_{ex} es la dosis en salida del paciente. D_{max} es la dosis máxima normalizada a 100%, lo que da como resultado una curva de dosis en profundidad denominada distribución de dosis en profundidad porcentual PDD. La región entre la superficie y z_{max} se denomina región de acumulación de dosis [9]

Para haces de fotones de mega voltaje, la dosis superficial D_s y la profundidad de dosis máxima depende de la energía del haz y del tamaño del campo, cuanto mayor sea la energía del haz de fotones, menor será la dosis en la superficie y mayor la profundidad de dosis máxima. Para un haz de fotones de 6MV con un campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ producido por un acelerador lineal la dosis en superficie D_s es el 15% de la dosis máxima y el z_{max} es de 1.6 cm

La región de dosis entre la superficie (profundidad $z = 0$) y la profundidad z_{max} se denomina región de acumulación o build-up y resulta del rango relativamente largo de partículas cargadas (electrones) producidas por los fotones incidentes, en esta zona no existe equilibrio electrónico¹ y el gradiente de dosis es elevado por lo que resulta complicado realizar medidas en esta zona. [9]

¹ El equilibrio electrónico es un fenómeno físico asociado con el rango de las partículas secundarias, se dice que existe equilibrio electrónico para un volumen si cada partícula cargada que abandona el volumen es remplazada por una partícula idéntica de la misma energía que entra al volumen. Si existe equilibrio electrónico la dosis absorbida es igual al kerma de colisión en ese punto.

1.1.4 Funciones dosimétricas que representan un haz de fotones

En los servicios de radioterapia, se suele utilizar funciones dosimétricas relativas que caracterizan los haces de radiación. Estas funciones se pueden calcular mediante medidas en condiciones ideales, de las distribuciones de dosis absorbida producida por las unidades de radiación, utilizando maniquíes homogéneos y regulares, o mediante el cálculo de la distribución de dosis absorbida en condiciones de tratamientos de pacientes, teniendo en cuenta la falta de homogeneidad del medio.

A continuación, se definen algunas de las funciones que se utilizarán en la tesis como: porcentaje dosis en profundidad PDD, perfiles de dosis y curvas de isodosis.

1.1.4.1 Porcentaje dosis en profundidad PDD

El porcentaje dosis en profundidad PDD se define como la distribución dosis absorbida en un medio material, a lo largo del eje del haz, expresada en porcentaje respecto del valor máximo, la ecuación 10 representa la función del PDD, donde D_Q es la dosis, en el punto Q en la profundidad z y D_P es la dosis en el punto P en z_{max} . [9]

$$PDD(z, A, f, h\nu) = 100 \times \frac{D_Q}{D_P} \quad (10)$$

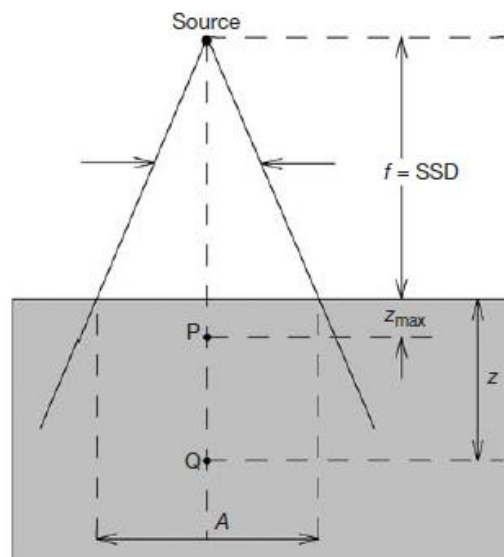


Figura 4: Geometría para la medición y definición del PDD. El punto Q es un punto arbitrario en el eje del central del haz en la profundidad z y el punto P es el punto en z_{max} . El tamaño del campo A se define en la superficie del maniquí [9]

La función del PDD depende de la energía, de la distancia del foco a la superficie del medio SSD y del tamaño de campo A, en radioterapia para graficar el PDD de un haz de fotones generalmente se utiliza campos cuadrados. En la figura 5 se puede observar 4 curvas de porcentaje dosis en profundidad PDD graficadas con los datos medidos durante la puesta en servicio (comisionamiento²) de un acelerador lineal con energía de 6MV para campos cuadrados de 4 x 4, 10 x 10, 20 x 20 y 40 x 40 cm². Se puede observar que el z_{max} es aproximadamente 1.6 cm y la dosis en superficie varia con el tamaño del campo. [9]

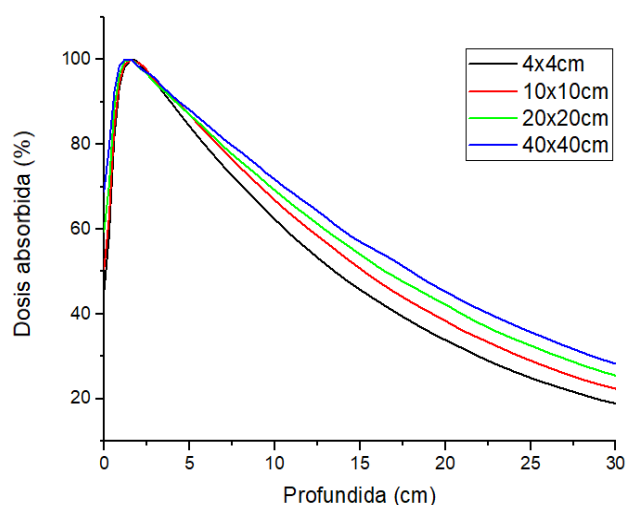


Figura 5: Porcentaje dosis en profundidad PDD para cuatro haces de fotones producidos por un acelerador lineal con energía de 6MV, para campos de 4 x 4, 10 x 10, 20 x 20 y 40 x 40 cm²

1.1.4.2 Perfiles de dosis

Un perfil de dosis es la representación de la dosis absorbida en el medio, en una sección recta y perpendicular al eje del haz. Los perfiles de dosis absorbida se utilizan para analizar la uniformidad del haz y también para definir las penumbras. Típicamente los perfiles suelen medirse a profundidad de z_{max} y 10 cm durante el control rutinario de la máquina. Si embargo, durante la puesta en servicio de la maquina se miden a distinta profundidad, tamaños de campo y con modulaciones como se ve en la figura 6.

² Comisionamiento o puesta en servicio de un acelerador lineal son mediciones exhaustivas donde se obtienen datos dosimétricos para todas las posibles configuraciones de la máquina, estos datos medidos se cargan al sistema de planificación TPS y constituyen el conjunto de medidas de referencia para controles de calidad periodicos

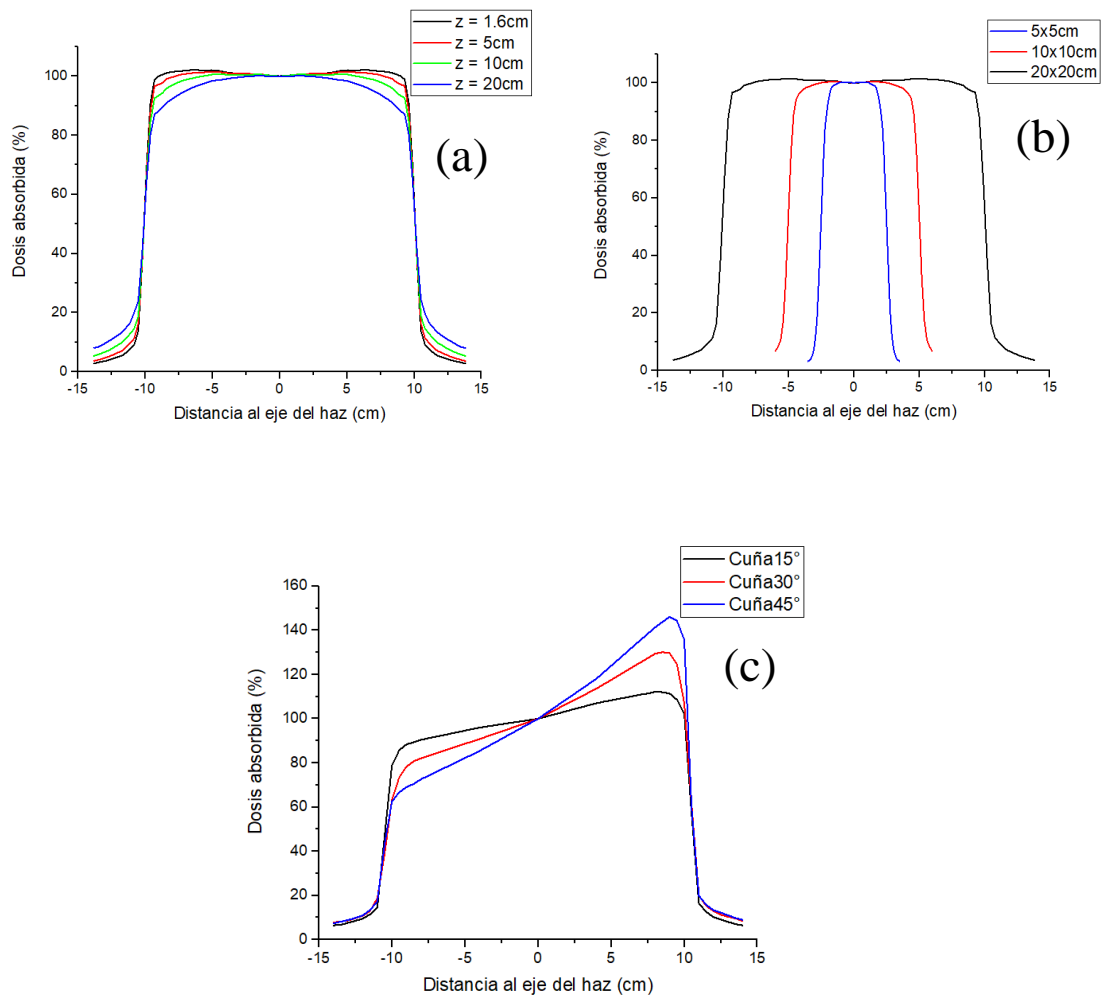


Figura 6: Perfiles de dosis para distintos haces de fotones generados con los datos de puesta en servicio de un acelerador lineal de 6MV de energía. (a) Perfiles para un campo 20 x 20 cm² variando la profundidad donde se realizó la medición z y normalizada al punto central del haz b) Perfiles medidos una profundidad z = 5cm para campos 5 x 5, 10 x 10, 20 x 20 cm² c) Perfiles medidos una profundidad z = 5cm para un campo constante de 20 x 20 cm² con cuñas de modulación de 15°, 30°, 45°.

1.1.4.3 Curvas de Isodosis

Las curvas de isodosis son líneas que unen puntos de igual dosis absorbida en un plano, ofrecen una distribución planar de la dosis, y suelen visualizarse en porcentaje normalizadas al 100% en un punto o a un valor determinado.

A cada haz de fotones, con una energía y tamaño de campo dado, le caracteriza un determinado conjunto de curvas de isodosis, que pueden medirse directamente en agua o calcularse a partir de los rendimientos en profundidad y los datos, de perfiles de dosis absorbida.

En un sistema de planificación TPS³, conociendo el volumen y las características del haz de radiación, el software permite calcular la distribución de dosis absorbida en el volumen y suele representarse en forma de curvas de isodosis en el plano seleccionado como. La figura 7 muestra curvas de isodosis de diferentes colores, calculadas por un sistema de planificación computarizado de la marca MEVIS para haces de fotones generados por un acelerador lineal con energía de 6MV, las curvas de isodosis están normalizadas a un punto en el volumen denominado ISO de tal manera que la curva de isodosis encierre valores de dosis absorbida mayores o iguales al valor porcentual de la curva.

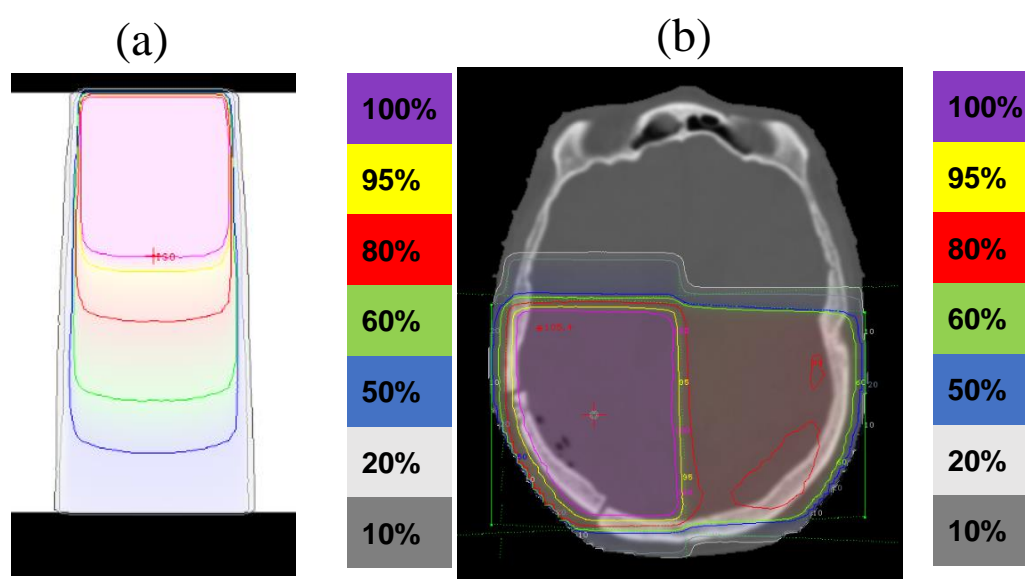


Figura 7: Curvas de isodosis calculadas por un sistema de planificación computarizado. (a) Curvas de isodosis para un plano sagital de un haz de fotones con campo 10 x 10 cm² en un volumen de agua de 30 x 30 x 50 cm³ b) Curvas de isodosis en un plano axial para un plan de tratamiento con dos haces de fotones en la cabeza de un paciente.

1.2 Garantía de Calidad (QA) del tratamiento de radioterapia externa

La Organización Mundial de la Salud (OMS) ha definido Garantía de Calidad en Radioterapia como “Todas las acciones que garantizan la consistencia entre la prescripción clínica y su administración al paciente, con respecto a la dosis en el volumen blanco, la dosis mínima en el tejido sano, la exposición mínima de personal y las verificaciones en el paciente para la determinación del resultado del tratamiento”. [21]

La verificación del tratamiento (QC específico del tratamiento) es una componente muy importante y corresponde a la serie de verificaciones realizadas para garantizar que

³ Los sistemas de planificación TPS son programas informáticos que mediante algoritmos computacionales calculan las distribuciones de dosis absorbida en el interior de un medio (maniquí o paciente) debidamente caracterizado.

el plan de tratamiento de cada paciente individual cumple con los protocolos establecidos y se entrega según lo planeado, en la figura 8 se puede ver su ubicación en un proceso típico de radioterapia externa [7].

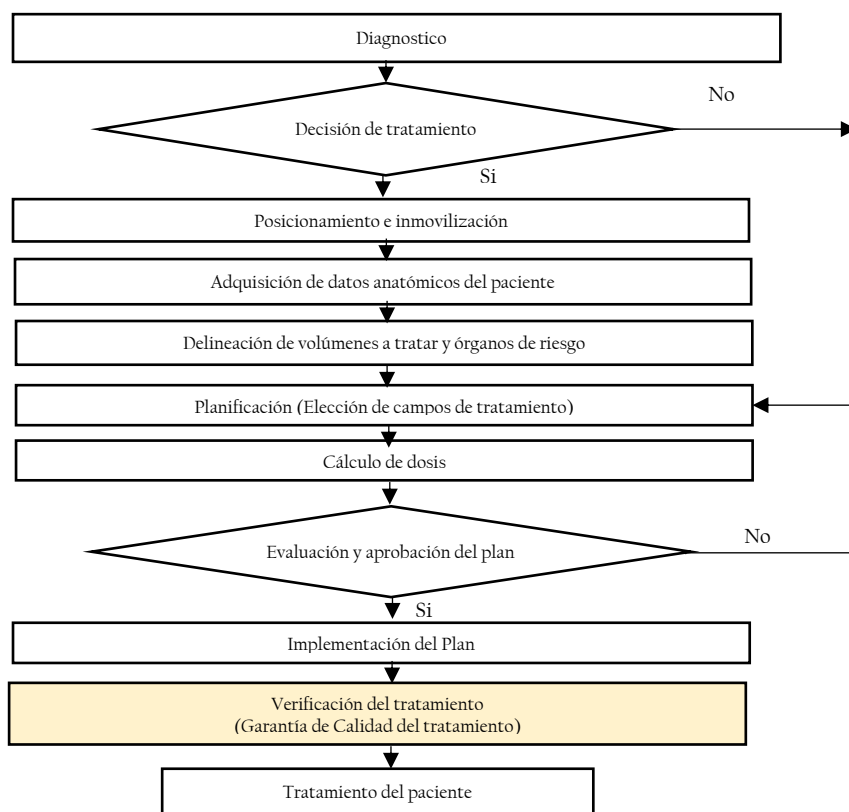


Figura 8: Procedimiento de radioterapia externa

En esta etapa del proceso, todos los parámetros (ajustes del colimador, ángulo del pórtico, forma del MLC, UM, tiempo, etc.) deben verificarse contra el plan de tratamiento. Para tratamientos de modulación dinámica como IMRT [3] y VMAT [4], el "tratamiento" debe ser entregado primero en ausencia del paciente (dosimetría in vitro) para garantizar que no haya errores en la dosis suministrada al paciente.

La dosimetría in vitro se realiza con un maniquí el cual puede estar cargado de distintos tipos de dosímetros. [22][12][13][16]

1.3 Poliedros Geodésicos

Un poliedro geodésico es un cuerpo geométrico convexo de caras triangulares planas y de volumen finito. Estos Poliedros son una buena aproximación a una esfera y son típicamente utilizados para la construcción de cupulas Geodésicas. [23]

Un poliedro Geodésico se construye subdividiendo caras de poliedros más simples tales como un icosaedro (polígono de 20 caras), octaedro (polígono de ocho caras) o tetraedro (polígono de 4 caras) y lleva el nombre del poliedro base. [24][25]

Los poliedros utilizados en este trabajo tienen geometría icosaédrica y resultan de la subdivisión de caras de dicho poliedro. Cada cara triangular del poliedro puede subdividirse en triángulos más pequeños mediante segmentos paralelos a los lados del triángulo original. Cada poliedro geodésico tomara el nombre de acuerdo al número de partes en que dividió cada lado del triángulo original. Por ejemplo, si se divide en dos lados se llamará poliedro de frecuencia 2 y así sucesivamente de acuerdo al número de divisiones. (Figura 9)

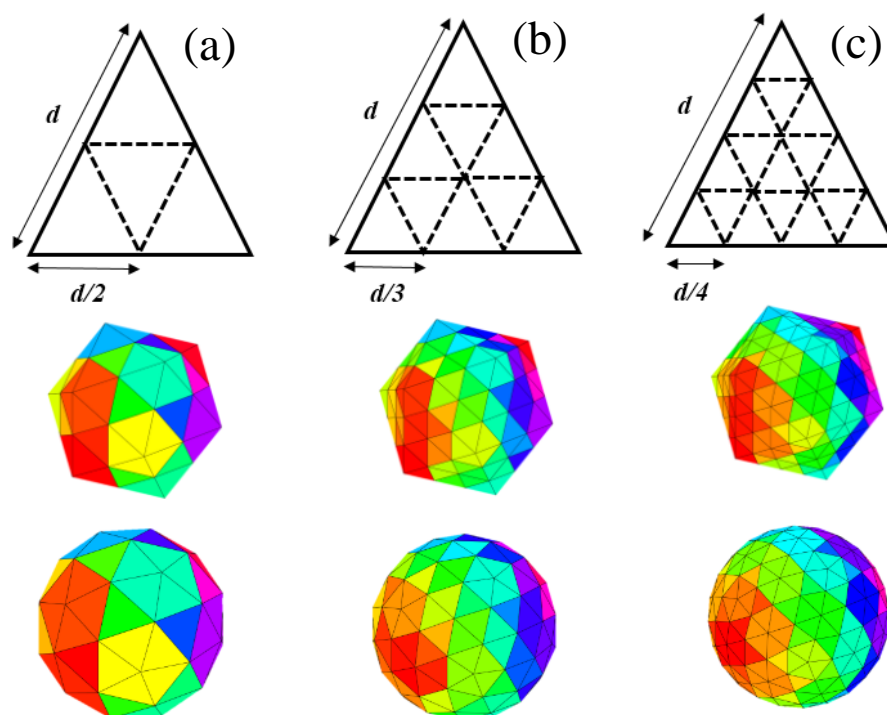


Figura 9: Generación de poliedros geodésicos (a) Poliedro de frecuencia 2
b) Poliedro de frecuencia 3 c) Poliedro de frecuencia 4

1.4 Dosimetría de semiconductores fotónicos

En particular, los detectores de estado sólido (semiconductores) comprenden principalmente dispositivos fotónicos (detectores de luz) tales como: fotodiodos, fototransistores, MOSFET, células solares y dispositivos de carga acoplada CCD que son dispositivos basados en semiconductores que se han utilizado profundamente para producir, detectar y manipular la luz en rango de longitud de onda de 440–800 nm. Sin

embargo, estudios han demostrado que estos dispositivos también pueden detectar radiación ionizante y ser utilizados en aplicaciones médicas [26]. Para poder explicar el funcionamiento dosimétrico de uno de estos dispositivos (el fotodiodo), primero se detalla la dosimetría del diodo de Silicio.

1.5 Diodo de Silicio

Un dosímetro de diodo de silicio es un diodo de unión PN. Estos diodos se conocen como dosímetros N-Si o P-Si, dependiendo del material base. [9]

La estructura clave en los diodos de silicio utilizados para la dosimetría es la unión PN. La estructura tipo N (figura 10a) está compuesta por silicio impregnado de impurezas de un elemento pentavalente llamado "donante", donde cada donante puede contribuir con un electrón libre al silicio. La estructura tipo P (Figura 10b) está compuesta por silicio impregnado de impurezas de un elemento trivalente llamado "aceptador", donde cada aceptador puede aceptar un electrón, que resulta en un hueco⁴ móvil en silicio.

. En la estructura tipo N, los portadores mayoritarios son electrones, y los huecos son los portadores minoritarios y en una estructura tipo P, los huecos son los portadores mayoritarios, mientras que los electrones son los portadores minoritarios. [27][28]

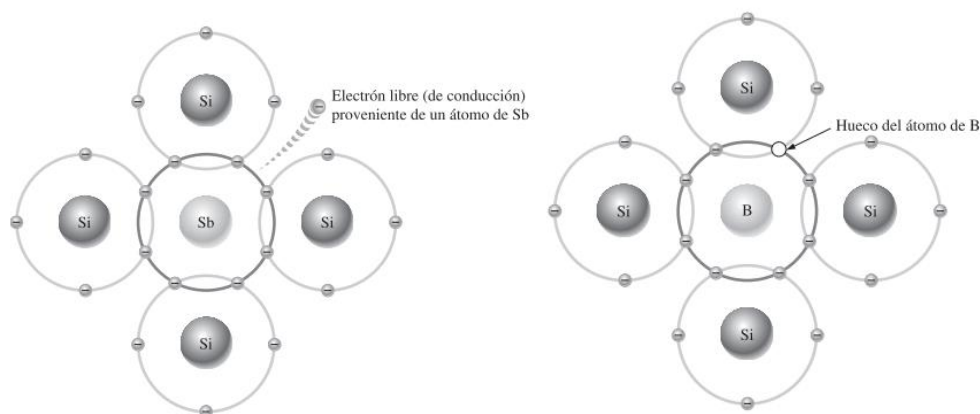


Figura 10: Estructura del silicio con impurezas (a) estructura tipo N compuesto por silicio dopado con impureza de antimonio con un electrón libre (b) estructura tipo P compuesto por silicio dopado con impureza de boro con un hueco libre [28]

Un diodo de tipo N se forma impregnando las impurezas del receptor en una región de la estructura tipo N y un diodo tipo P, dopando impurezas del donante en un sustrato tipo P. En cualquier caso, un dopaje espacialmente variable crea una región donde las estructuras de tipo P y N está en contacto directo (Figura 11).

⁴ Hueco es la ausencia del electrón en la banda de valencia que normalmente debería estar completa por un electrón

La mayoría de los portadores de cada lado se difunden hacia el lado opuesto, es decir, los electrones en el lado N se difunden hacia el lado P, dejando atrás los iones donantes cargados positivamente, mientras que los huecos en el lado P se difunden hacia el lado N dejando atrás los iones aceptadores cargados negativamente. Estos iones con carga opuesta establecen un campo eléctrico que, en equilibrio, impide una mayor difusión de los portadores mayoritarios. Esta región cargada espacialmente es la unión PN, también llamada "región de agotamiento". Para diodos utilizados para dosimetría, el ancho típico de la región de agotamiento es inferior a varias micras [27][28].

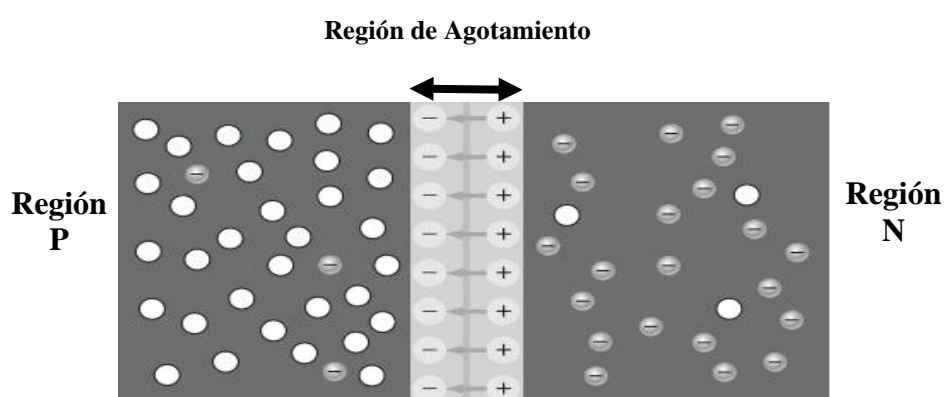


Figura 11: Unión PN o región de agotamiento generada por el contacto directo entre las estructuras P y N estableciendo un campo eléctrico en esta zona [28]

1.6 Funcionamiento del dosímetro de silicio

La recolección de carga en un diodo semiconductor se ilustra esquemáticamente en la figura 12. El campo eléctrico a través de la unión PN hace posible la recolección de carga para el diodo sin polarización externa.

La radiación ionizante incidente genera pares de electrones hueco en todo el diodo de modo que los portadores minoritarios (electrones en el lado P y agujeros en el lado N) se difunden hacia la unión PN. [26]

Aquellos portadores que dentro de aproximadamente una longitud de difusión desde

el borde de unión pueden alcanzar la unión PN antes de recombinarse, son barridos a través de la unión por la diferencia de potencial incorporado provocando una corriente eléctrica que es medida por el electrómetro. La corriente total consiste en la fotocorriente inducida por radiación (a continuación, llamada "corriente de radiación") y la corriente debido a la tensión de compensación del electrómetro corriente de fuga.

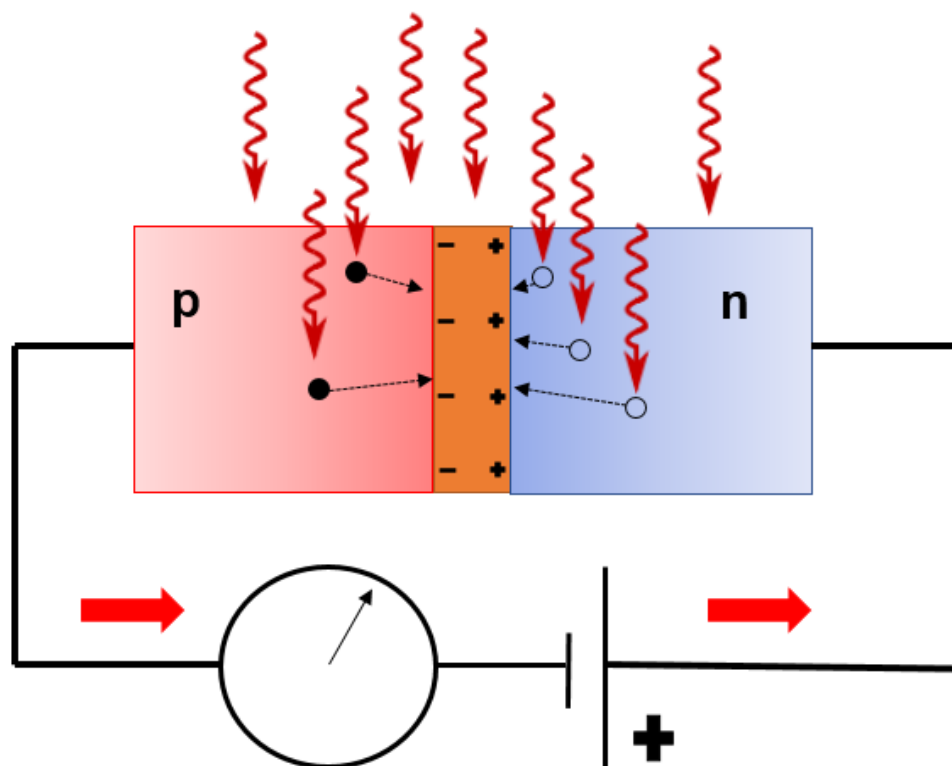


Figura 12: Funcionamiento del diodo PN como detector de radiación, la radiación ionizante genera pares de electrón hueco que son barridos por la diferencia de potencial en el diodo produciendo una corriente que es medida por el electrómetro

1.7 Fotodiodo

Un fotodiodo es un dispositivo electrónico basado en semiconductores que convierte la energía fotónica (luz) presente en forma de radiación electromagnética, en una señal eléctrica detectable en forma de corriente o voltaje. Hoy en día, los fotodiodos tienen múltiples aplicaciones tales como detectores de radiación.

Los fotodiodos se pueden clasificar en cuatro categorías: Fotodiodos PN, fotodiodos PIN, fotodiodos de avalancha y fotodiodos de Schottky. En este trabajo se utilizó como detectores de radiación fotodiodos PIN los cuales comprenden una unión PN con una región intrínseca intercalada entre los semiconductores tipo P y N para aumentar el

volumen de detección [29][30]. En la figura 13 se puede ver la estructura de un fotodiodo PIN.

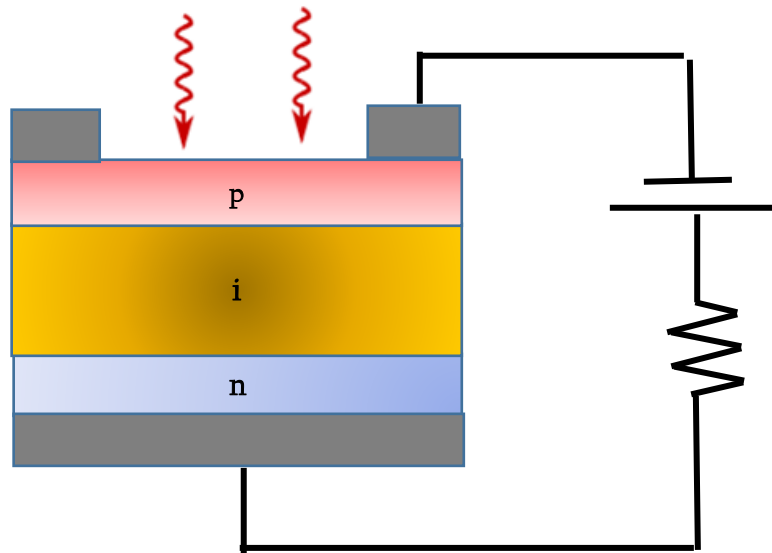


Figura 13: Estructura del fotodiodo PIN donde se observa la región intrínseca que incrementa el volumen de detección de la radiación

1.8 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). [31][32]

Como se muestra en la figura 14, el diodo BPW34S posee un área activa de silicio de $2,65 \times 2,65 \text{ mm}^2$ con una cubierta de plástico de $4,4 \times 3,9 \times 1,15 \text{ mm}^3$.

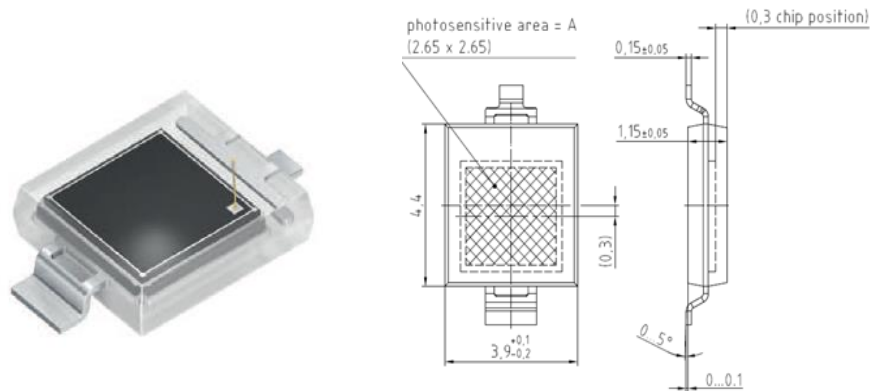


Figura 14: Estructura fotodiodo BPW34, a la izquierda se observa el fotodiodo con su área activa y a la derecha las dimensiones del fotodiodo [30]

El fotodiodo BPW34S se puede representar en el circuito de la figura 15 que comprende una fuente de corriente y elementos parásitos.

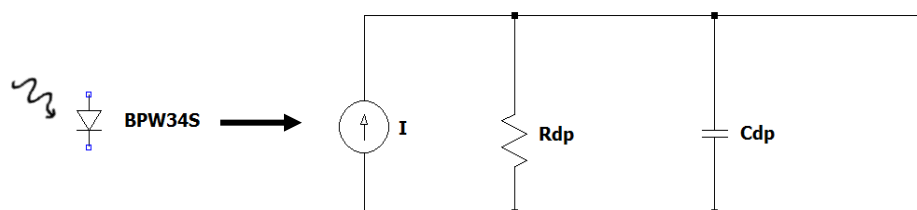


Figura 15: Circuito equivalente del fotodiodo BPW34 [28].

1.9 Tecnología de Matriz-Activa

Una Matriz Activa es un arreglo matricial de pixeles compuesta por fotodiodos, condensadores de almacenamiento e interruptores electrónicos como transistores de película delgada (TFT) y/o transistor de efecto de campo metal-óxido-semiconductor (MOSFET) [19]. Esta tecnología es ampliamente utilizada en pantallas planas de diversos equipos electrónicos y en detectores de imagen [18], debido a la capacidad para realizar una multiplexión de las señales permitiendo construir matrices de gran tamaño (mayores de 1000 pixeles).

Las imágenes de radiodiagnóstico como radiografía, mamografía y fluoroscopia se generan a través de un sistema de matriz activa como el de la figura 16, el cual procesa los datos de rayos X píxel por píxel dentro de un detector de imágenes de panel plano de gran área. [18]

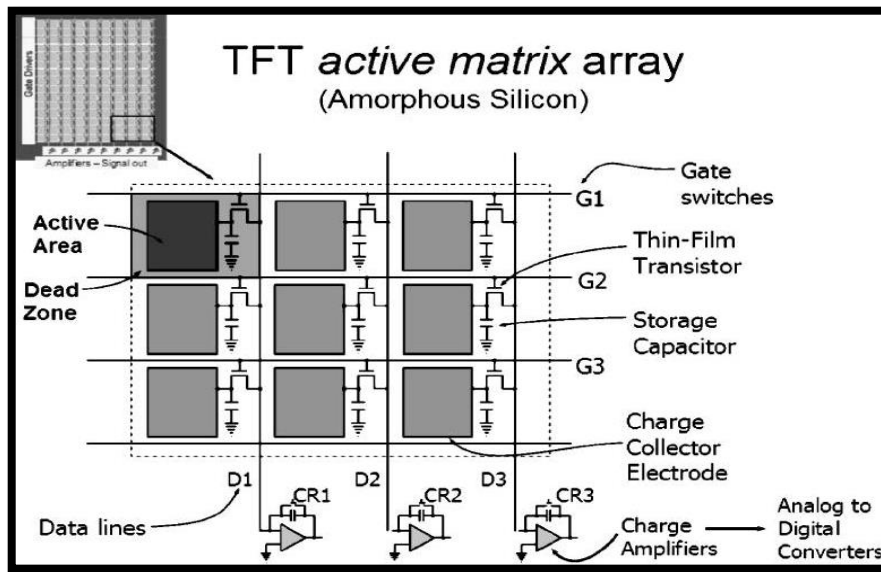


Figura 16: Matriz activa de silicio amorfo, está compuesta por detectores, transistores de película delgada TFT y capacitores locales organizados en filas y columnas [18]

Durante la adquisición de imágenes como se observa en la figura 17, el fotodiodo convierte los rayos X entrantes en carga y esta carga se deposita en el condensador de almacenamiento. Durante la lectura de la carga un voltaje de puerta positivo ($\sim +5$ a $+15$ V) abre el TFT para que la carga fluya a una unidad de adquisición de datos (DAQ) y posteriormente un voltaje negativo (~ -5 a -15 V) detiene el flujo para continuar con el almacenamiento de carga en el capacitor [14]. El DAQ convierte los datos de carga de entrada en un formato digital que es leído por una computadora para el análisis dosimétrico.

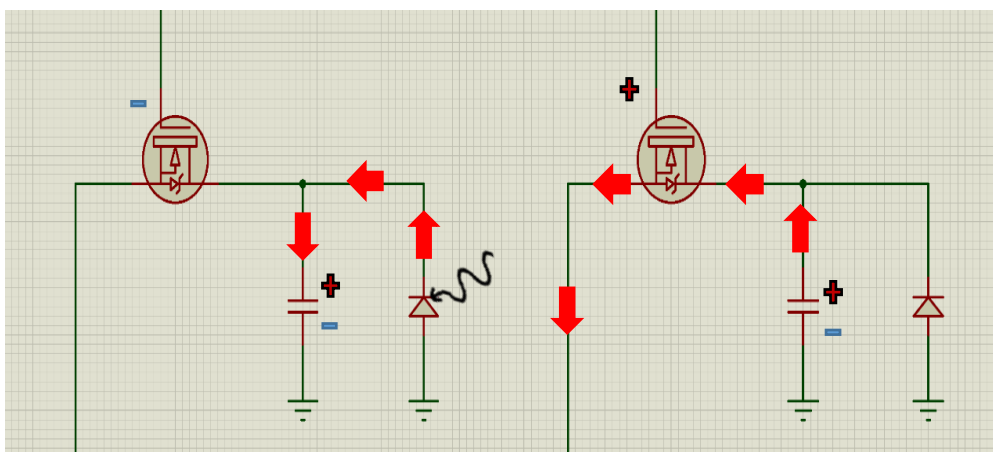


Figura 17: Funcionamiento matriz activa (a) Puerta de interruptor electrónico en baja (-). (b) Puerta de interruptor electrónico en alto (+).

El concepto de matriz-activa actualmente también ha sido estudiado en radioterapia, no solo para generar imágenes, sino también para la lectura de deposición de dosis dentro de un conjunto de detectores electrónicos planos [17][33].

1.10 Sistema de adquisición de datos

Un sistema de adquisición de datos (DAQ) es un sistema que permite la medida y/o control de una serie de magnitudes físicas mediante dispositivos digitales. Constituyen la interfaz entre el mundo real (analógico) y el artificial (digital). Un sistema DAQ incluye, habitualmente, transductores (sensores y actuadores) para la medida de variables físicas (generalmente no electrónicas, como por ejemplo temperatura, velocidad, radiación, etc), acondicionadores de la señal y un entorno digital. Generalmente se considerará sistemas DAQ en los que hay, al menos, un Microcontrolador. [34]

Los elementos de los que suele disponer un DAQ son: entradas y salidas digitales, entradas y salidas analógicas, temporizadores, contadores usados en conversores A/D y en múltiples aplicaciones, lógica de control, elementos de transmisión de la información, lógica de tratamiento de las magnitudes medidas (software que controlará el sistema) [34].

Diversos sistemas de adquisición de datos usados para la recolección de señales por arreglos electrónicos en radioterapia de marcas comerciales utilizan el circuito DDC264 como se muestra en el diagrama de la figura 18 [35]. Este circuito integrado este compuesto de múltiples circuitos integradores, multiplexores y el correspondiente conversor análogo digital.

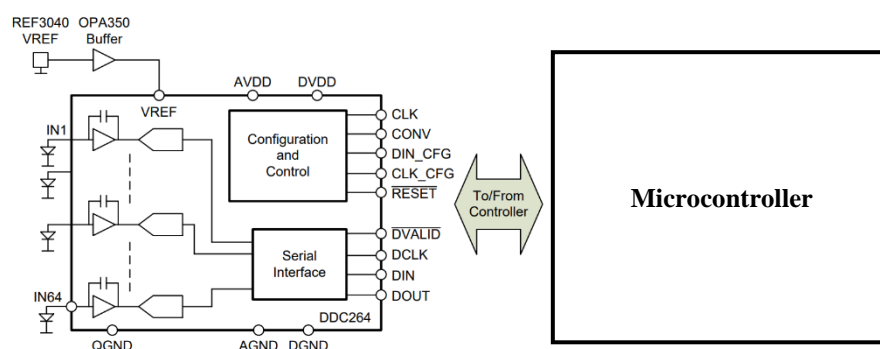


Figura 18: Diagrama del circuito de adquisición de datos DDC264, compuesto por integradores, multiplexores y conversos análogo digital [32]

Cada circuito integrador cumple con la siguiente ecuación:

$$V_{\text{out}(t_1)} = V_{\text{out}(t_0)} + \frac{1}{C_F} \int_{t_0}^{t_1} i(t) dt \quad (11)$$

Donde:

$V_{\text{out}(t_0)}$: Voltaje a la salida hacia el conversor análogo digital en el tiempo (t_0)

$V_{\text{out}(t_1)}$: Voltaje a la salida hacia el conversor análogo digital en el tiempo (t_1)

$i(t)$: Corriente producida por el diodo en el tiempo (t)

C_F : Valor de capacitancia del circuito integrador

El proceso de adquisición se puede ver en la figura 19 y es el siguiente:

El microcontrolador primero selecciona el valor de capacitancia C_F . Luego cierra y abre el circuito S_{RESET} Poniendo a 0 el valor de $V_{\text{out}(t_0)}$. Acá el sistema comienza a acumular la corriente $-i(t)$ producida por el diodo. Hasta que en el tiempo (t_1) el microcontrolador realiza la lectura del voltaje mediante el sistema de conversión análogo digital.

El voltaje acumulado será proporcional a la carga producida por el diodo durante el tiempo (t_0) al (t_1)

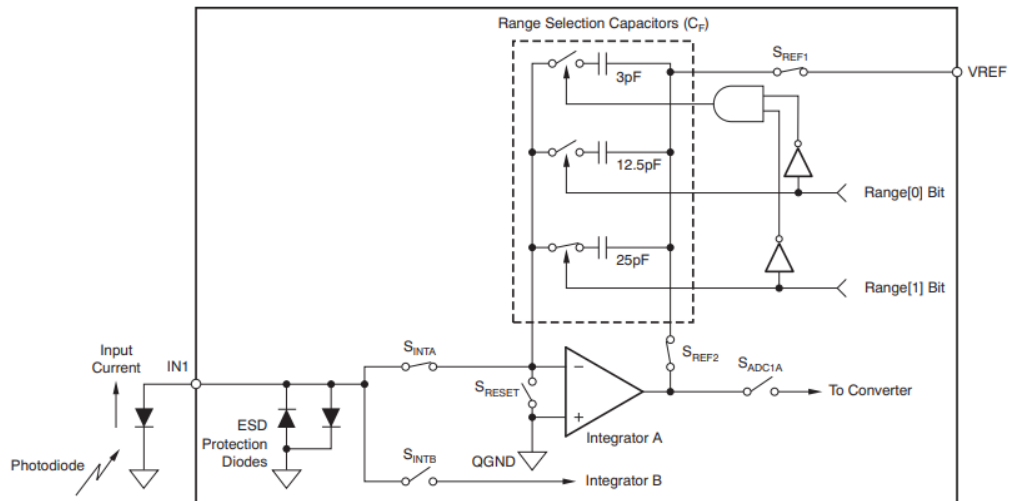


Figura 19: Detalle del circuito integrador del DDC264, compuesto por amplificador operacional con capacitores de integración C_F [32]

CAPÍTULO II

2. METODOLOGÍA

2.1 Diseño estructural del detector 3D

El diseño estructural del conjunto de detectores tridimensionales fue realizado de manera secuencial como se detalla a continuación:

Elección de la geometría a utilizar:

La estructura del ideal detector electrónico tridimensional propuesto está basada de múltiples capas esféricas concéntricas, para minimizar la dependencia angular de los diodos, debido a que en esta estructura el área de detección de cada diodo estaría ubicado perpendicular al haz de radiación (perpendicular al radio de la esfera).

Sin embargo, debido a que la tecnología de circuito impreso PCB [36] se trabaja típicamente en superficies planas, se utiliza poliedros geodésicos en remplazo de las superficies esféricas.

Y, para la conectividad al sistema de adquisición de datos DAQ se extrae el 25% de cada poliedro geodésico que conforme una capa.

Determinación la posición de cada detector en el espacio:

En el detector diseñado, cada diodo está ubicado en el punto central de cada cara triangular del poliedro geodésico y la frecuencia del poliedro se correlaciona directamente con el diámetro de la capa variando de capa a capa para acomodar más cantidad de detectores a medida que aumenta el diámetro.

Las coordenadas de los vértices de los poliedros, así como las coordenadas de los detectores se han generado en MATLAB, con código desarrollado en base al código original "icosphere.m" descargado de MathWorks. [37]

El algoritmo para generar los vértices de los poliedros y las coordenadas de los diodos es de la siguiente manera:

- El algoritmo solicita datos de entrada: el número de capas requeridas N y distancia entre capas d_c .
- Se genera N icosaedros (polígono de 20 caras) (Figura 20a)
- Se genera los vértices de N poliedros geodésicos con distintas frecuencias empezando por el poliedro de frecuencia 3 hasta el polígono de frecuencia $N - 3$, cada poliedro con sus respectivos radios empezando de $3d_c$ a Nd_c (Figura 20b)
- Se genera las coordenadas de los detectores mediante el incentro de cada vértice de los triángulos generados (Figura 20c)

- Se extrae el 25% de todas las capas para la salida de cables (Figura 21)
- Se exporta las coordenadas de los vértices y detectores respectivamente en archivos de formato “.xyz”

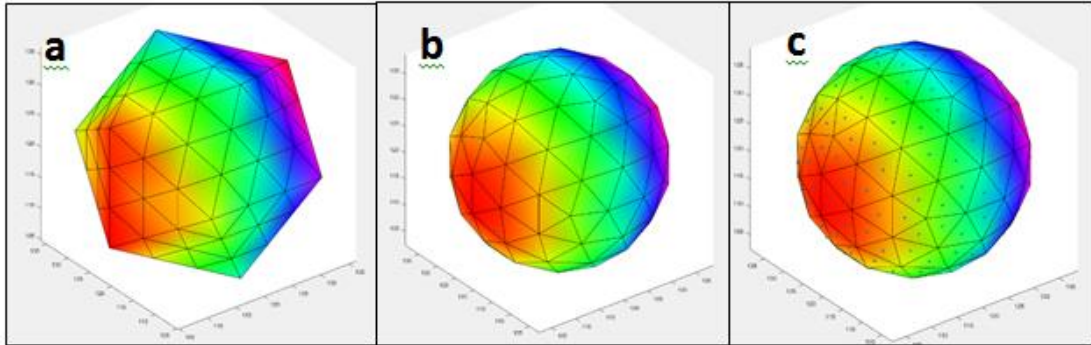


Figura 20: Generación de coordenadas (a) Generación de 9 triángulos para cada cara del poliedro (b) Poliedro geodésico de frecuencia 3 con vértices generados a partir de 180 triángulos (c) Ubicación de los detectores

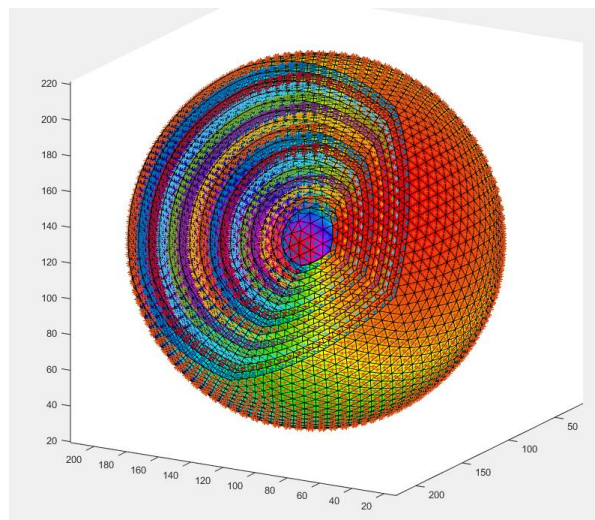


Figura 21: Capas del detector generadas en MATLAB, donde se observan como se extrajó el 25% de capa concéntrica

Desarrollo de una maqueta del detector tridimensional:

La coordenadas de los vértices generadas en MATLAB fueron exportadas a archivo “.xyz” y luego importadas mediante SOLIDWORK (software de diseño asistido por computador) para el diseño y construcción de la estructura 3D (Figura 22).

Mediante el programa SOLIDWORK a partir de los vértices fue creado la estructura del detector a escala

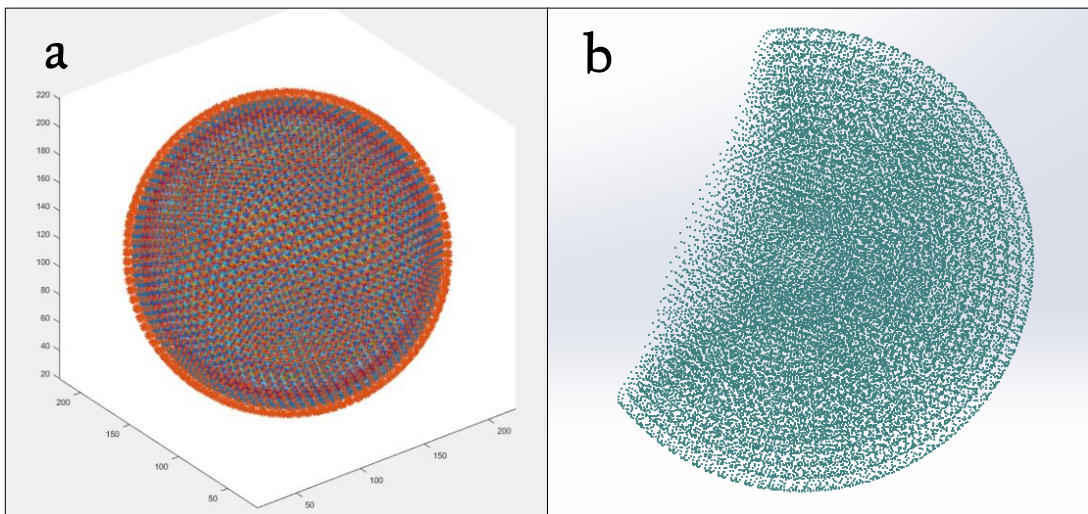


Figura 22: Coordenadas de detectores (a) Coordenas de los detectores generadas en MATLAB (b) Coordenadas de los detectores importadas en SOLIDWORK

La Figura 23 y 24 muestran la estructura final del detector 3D diseñado. Este está constituido de 14 capas concéntricas separadas 5.5 mm entre si donde cada capa está compuesta de cinco matrices bidimensionales dando un total de 22 365 detectores cuyas conexiones al DAQ salen por un polo del detector

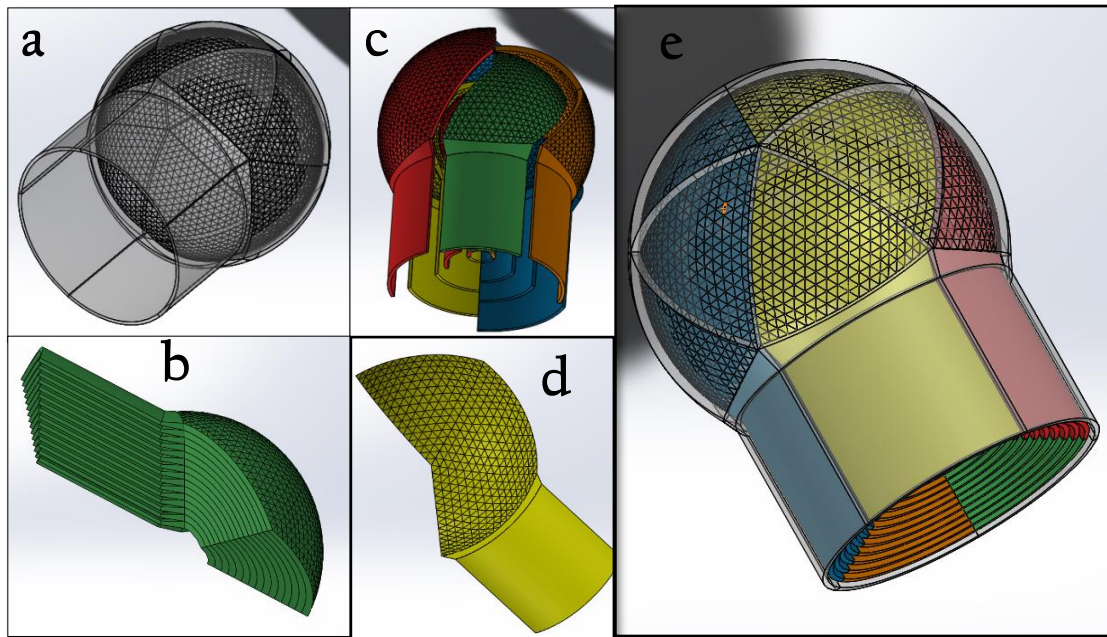


Figura 23: Diseño estructural del detector 3D en SOLIDWORK (a) Capa externa del detector 3D (b) Matrices de diferentes frecuencias apiladas (c) Detector 3D dividida en matrices (d) Matriz de frecuencia 16 (e) Estructura completa del detector 3D

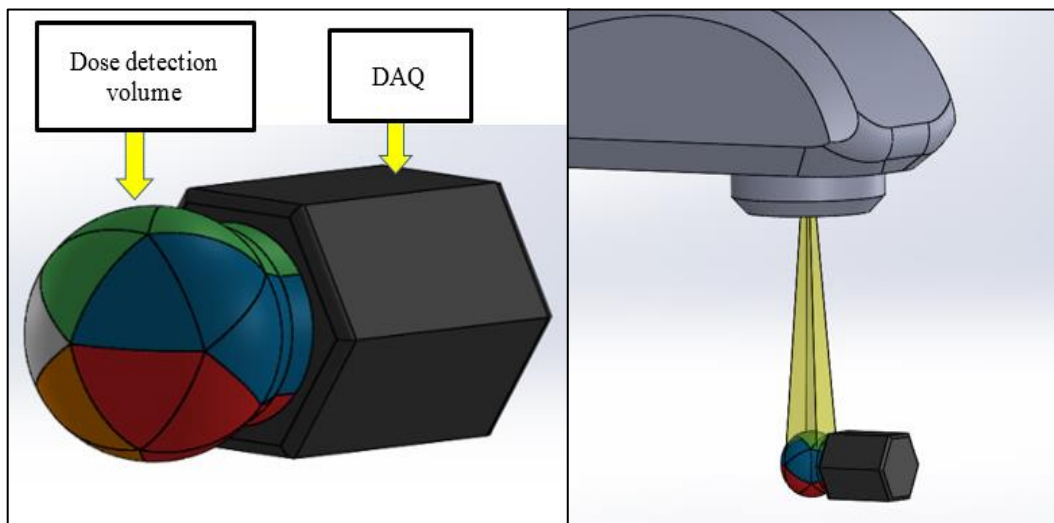


Figura 24: Detector 3D con sistema de adquisición de datos DAQ, a ala izquierda se observa el volumen de detección esférico conectado al DAQ y a la derecha el detector sometido a un haz de radiación producido por un acelerador lineal

2.2 Diseño de conectividad del detector 3D

La conectividad de los detectores se realiza utilizando la tecnología de matriz-activa mediante 5 matrices por capa. Cada matriz está compuesta por “ $3n^2$ ” detectores con sus respectivos conmutadores y capacitores.

La capa más interna del detector que está basada en un poliedro de frecuencia 3 y está compuesta de 135 detectores en 5 matrices. Una matriz activa proporciona conectividad a 27 detectores como se observa en la figura -25 y consta de seis filas y seis columnas donde: El terminal de puerta (G) de todos los conmutadores (MOSFET/TFT) de una columna están conectados a la línea de señal de control del microcontrolador. Y el terminal de fuente (S) de los conmutadores de una fila están conectados a una línea de transmisión hacia el integrador. Durante la recolección de datos, el microprocesador envía una señal apertura (+) a los conmutadores en la fila 1 que descarga todos los condensadores hacia el DAQ para ser procesada. Una vez que se completa la descarga, el microprocesador envía una señal de cierre (-) a los conmutadores en la fila 1 y una señal abierta (+) a los conmutadores en la fila 2 para la recolección y digitalización de la segunda fila. Este proceso de lectura se repite fila por fila dentro de una capa. La adquisición de datos se detiene una vez que se completa la irradiación del detector. El sistema de adquisición de datos DAQ (Figura 26) comprende al microcontrolador y una serie de integradores que convierten la carga de los condensadores en señales de voltaje, además de filtros amplificadores y conversores de señal analógica a digital.

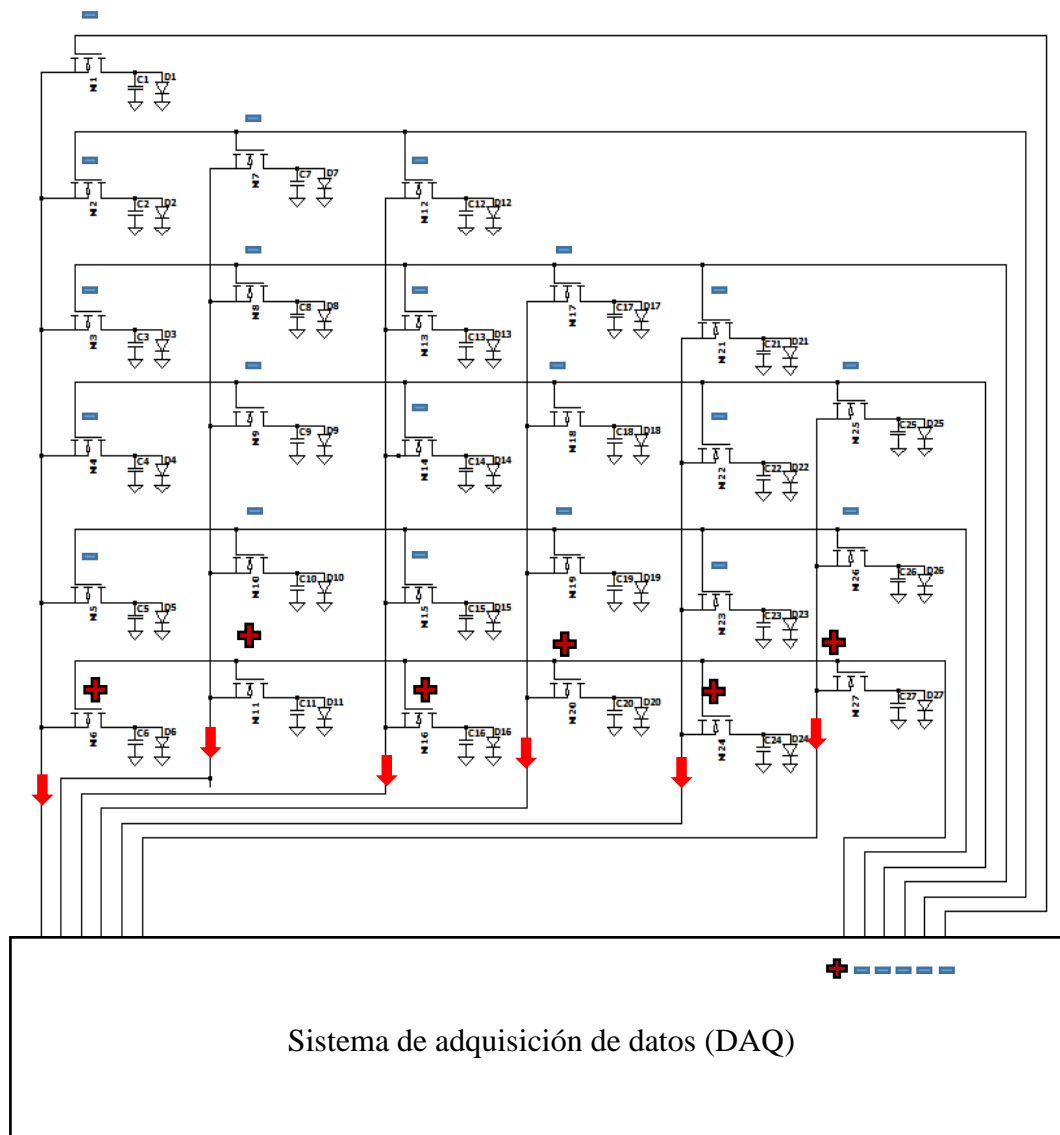


Figura 25: Diagrama de conectividad de la matriz de poliedro de frecuencia 3 durante recolección de datos de la primera fila, se observa la descarga de los condensadores de la primera fila debido al signo (+) en el terminal de los MOSFET de esta fila.

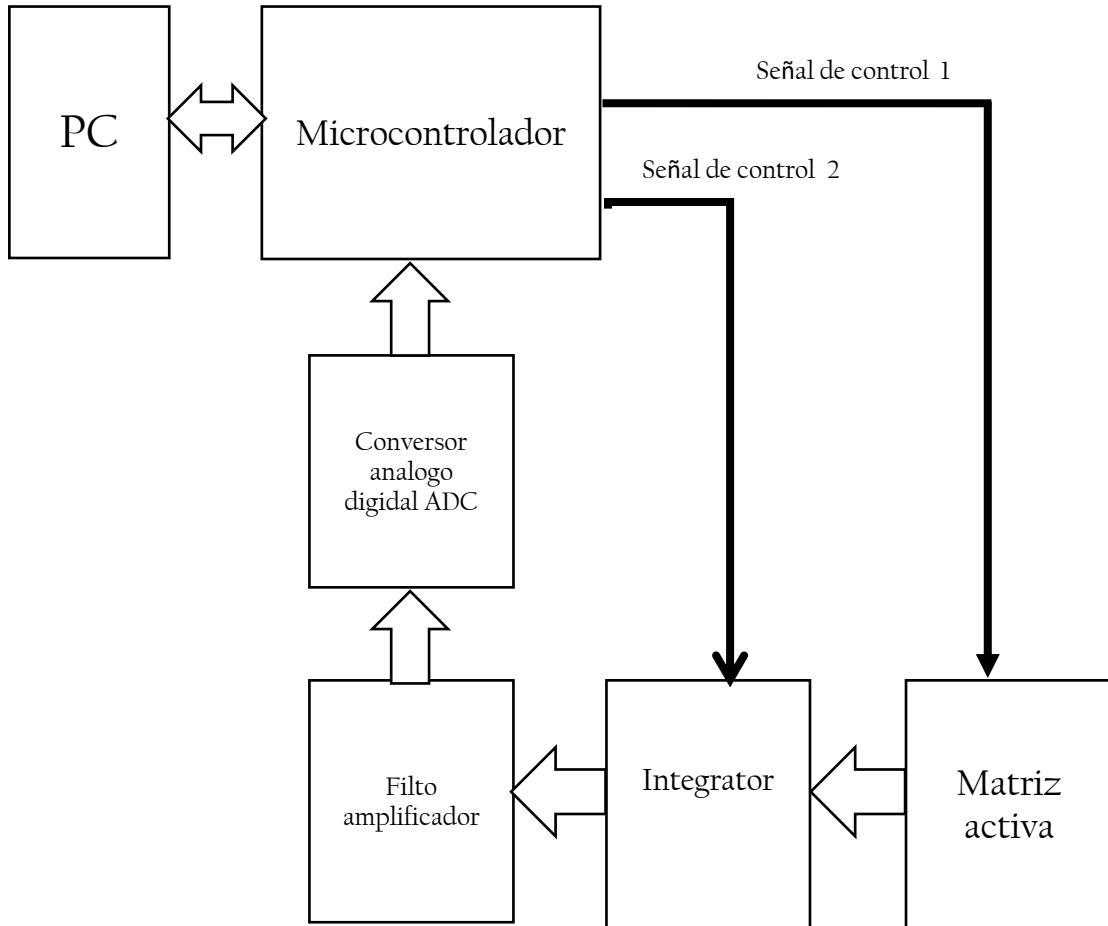


Figura 26: Diagrama de funcionamiento del sistema de adquisición de datos, El microcontrolador envía la señal de control 1 a la matriz activa para la lectura de fila correspondiente, las señales son enviadas al integrador en forma de corriente para su almacenamiento en forma de carga, una vez que el microcontrolador envía la señal 2 al integrador el integrador envía señales de voltaje proporcionales a la carga recibida hacia filtro amplificador para luego ser convertido en señales digitales por el ADC, estos datos son enviados al microcontrolador para ser almacenados en la PC

En la Tabla 1 se hace un cálculo total del número de detectores por cada capa de frecuencia “n” y por matrices perteneciente a dichas capas, así como una comparación de conexiones necesarias con el uso de conmutadores (TFT/MOSFET) y sin el uso de estos, se observa que el uso de matriz activa es eficiente para el diseño del detector 3D

Tabla 1: Calculo del número total de detectores y conexiones con el uso de conmutadores (MOSFET/TFT) y sin el uso de estos

RADIO DE CAPA mm	FRECUENCIA DEL POLIEDRO	Número de detectores por matriz por capa	Numero de detectores por capa	Número de conexiones necesarios por matriz sin conmutadores	Número de conexiones necesarios por capa sin conmutadores	Número de conexiones necesarios por matriz con conmutadores (TFT/MOSFET)	Número de conexiones necesarios por capa con conmutadores (TFT/MOSFET)
18.5	3	27	135	28	140	15	75
24	4	48	240	49	245	20	100
29.5	5	75	375	76	380	25	125
35	6	108	540	109	545	30	150
40.5	7	147	735	148	740	35	175
46	8	192	960	193	965	40	200
51.5	9	243	1215	244	1220	45	225
57	10	300	1500	301	1505	50	250
62.5	11	363	1815	364	1820	55	275
68	12	432	2160	433	2165	60	300
73.5	13	507	2535	508	2540	65	325
79	14	588	2940	589	2945	70	350
84.5	15	675	3375	676	3380	75	375
90	16	768	3840	769	3845	80	400
Numero de detectores Totales		22365		Número de conexiones totales sin conmutadores (TFT/MOSFET)	22435	Número de conexiones totales con conmutadores (TFT/MOSFET)	3325

2.3 Desarrollo y validación de un detector.

Para el análisis de la respuesta del dispositivo electrónico BPW34S frente a un haz de fotones producidos por un acelerador lineal en un medio (el agua para este caso), se ha construido una capa protectora que evita el ingreso de agua y/o luz al detector con el fin de poder sumergir el detector a distintas profundidades en una cuba de agua como se ve en la figura 27. El detector se conectó a un cable que permite colocar un circuito de prueba fuera del bunker y realizar la evaluación de la carga producida del dispositivo.

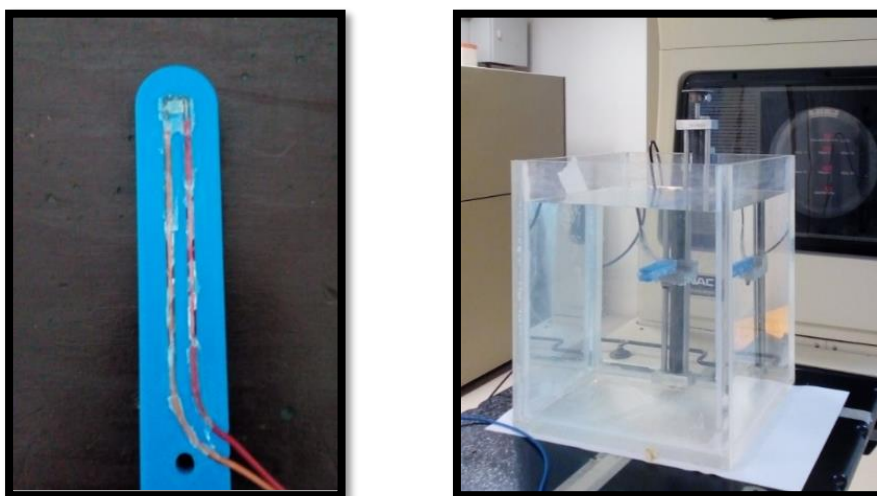


Figura 27: Acondicionamiento del detector BPW34 para observar su respuesta a la radiación, a la izquierda diodo en el interior de la cubierta protectora y a la derecha se observa el detector con cubierta en el interior de la cuba de agua

Circuito diodo resistencia:

El primer circuito de prueba se observa en la figura 28 está basado en el diodo sumergido en agua a 10 cm de profundidad con una distancia fuente superficie SSD de 100 cm, conectado en paralelo a la resistencia R de 10 K Ω y a un canal del osciloscopio para medir la variación del voltaje en la resistencia frente a la dosis producida por un acelerador lineal con fotones de 6 MV, campo 10 x 10 cm² y tasa de dosis 200, 400 y 600 UM/min.

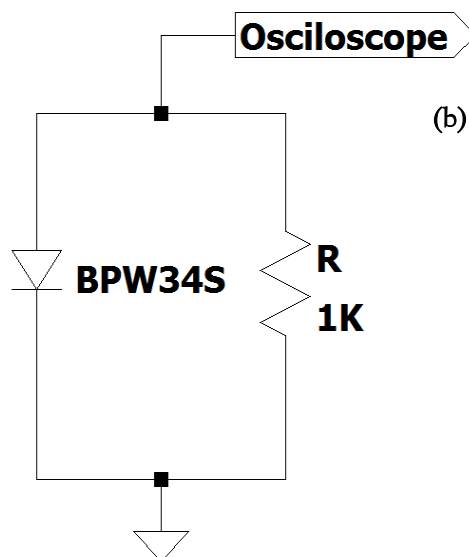
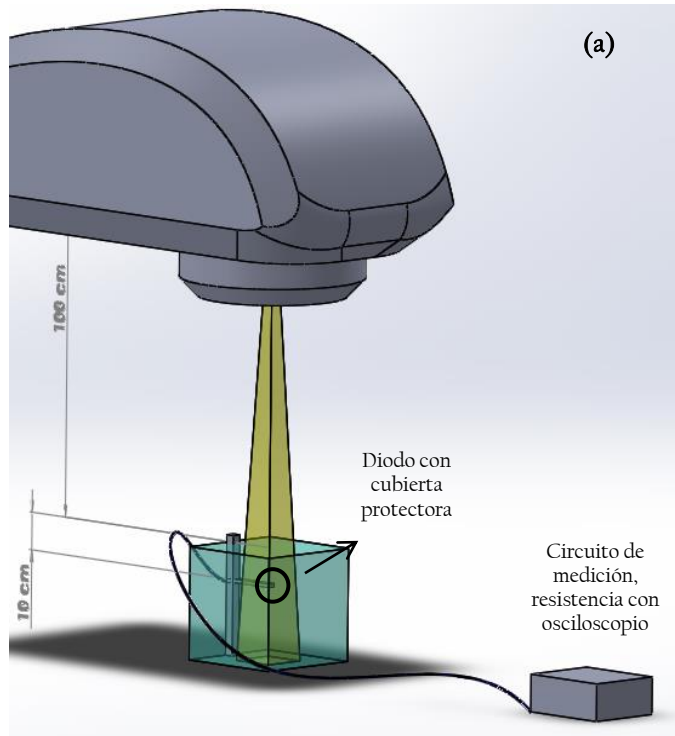


Figura 28: Circuito prueba diodo resistencia (a) diodo sumergido a 10 cm de profundidad en agua colocada bajo el acelerador lineal a una distancia de fuente a superficie de 100 cm (b) diagrama de interconexión electrónica diodo resistencia

La variación del voltaje en la resistencia R es registrado por el osciloscopio y se muestra en la figura 29 en un tiempo de 8.4 ms. Como se observa cada pulso posee una amplitud de aproximadamente 6 mV. Para la tasa de 600 UM/min hay tres pulsos en 8.4 ms con espacios de 2.8 ms entre pulsos, para tasa de 400 UM/min dos pulsos y para 200 UM/min un pulso.

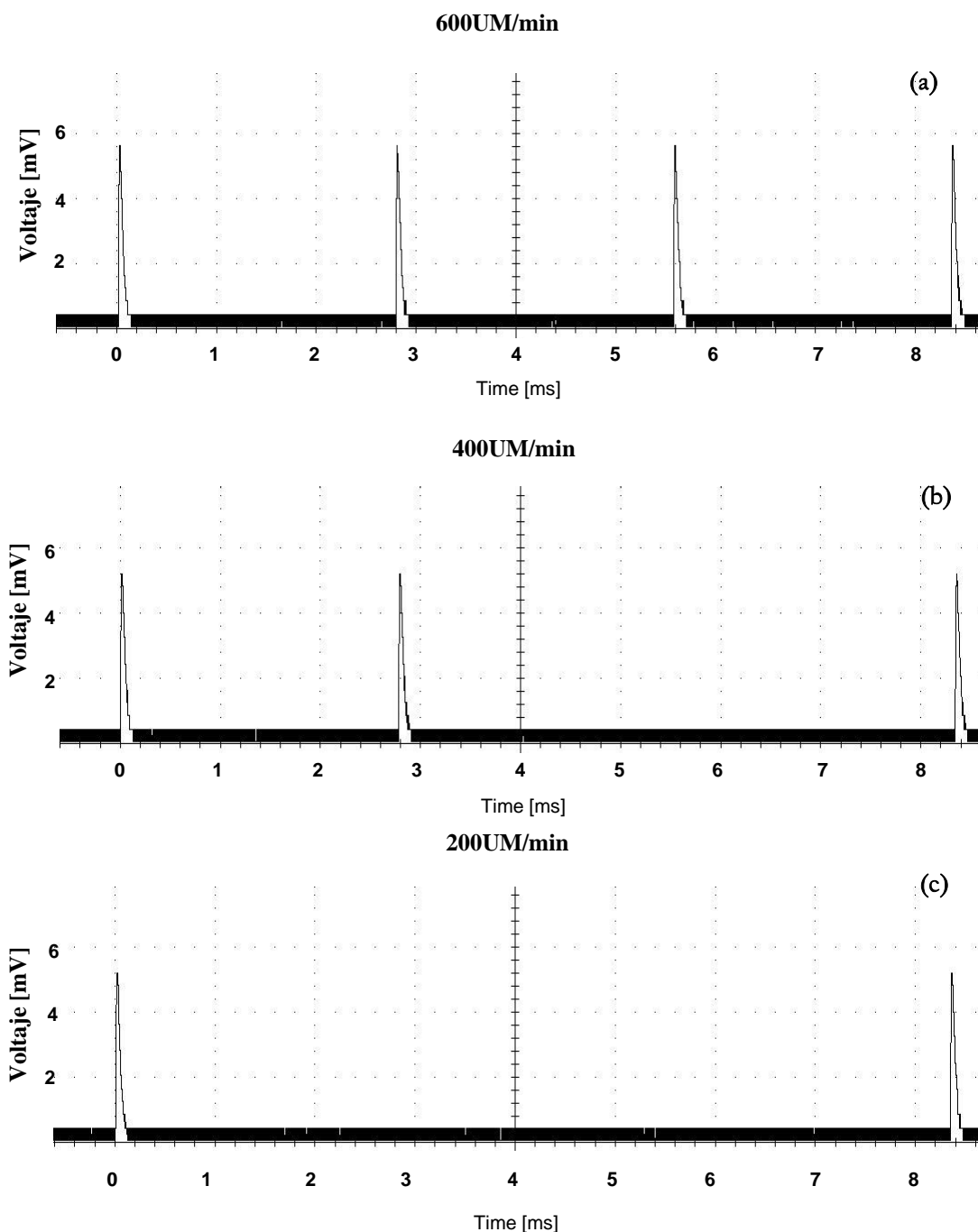


Figura 29: Respuesta del circuito diodo resistencia a distinta tasa de dosis en un tiempo de 8.4 ms (a) pulsos producidos a tasa de 600 UM/min (b) pulsos producidos a tasa de 400 UM/min (b) pulsos producidos a tasa de 200 UM/min

Cada pulso de voltaje tiene forma de una función exponencial decreciente con ancho de 100 μs , esto debido a la capacitancia parasita del diodo y la capacitancia propia del osciloscopio. Para calcular la carga por pulso producida por el diodo BPW34 se utilizaría las ecuaciones 12 y 13, de donde se obtiene que la carga producida por cada pulso es aproximadamente $3\mu\text{C}$:

$$V_{(t)} = I_{(t)}R \quad (12)$$

$$Q_P = \int_{t_o}^{t_f} I_{(t)} dt \quad (13)$$

$$Q_P = \frac{1}{10000} \int_{t_o}^{t_f} V_{(t)} dt$$

$$Q_P \approx 3\mu\text{C}$$

Donde:

$V_{(t)}$: Voltaje en la resistencia

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

R : Resistencia de prueba 10000Ω

Q_P : Carga producida en un pulso

t_o : tiempo al inicio del pulso

t_f : tiempo al fin del pulso

Como se observa la carga por pulso viene dada por la integral del voltaje en función del tiempo dividida entre la resistencia, lo cual viene a ser el área bajo la curva. Para calcular la carga total producida debería sumarse la carga de todos los pulsos capturados en el osciloscopio. Esto no es factible calcular debido a que los pulsos varían mucho durante el tiempo de irradiación y tienen un ancho bastante corto (100 μs).

Circuito prueba detector matriz-activa:

Con el fin de verificar la respuesta a la radiación del diodo BPW34 utilizando tecnología de matriz se diseñó una matriz de un único detector con su respectivo conversor análogo digital y se le denominó circuito prueba detector matriz-activa.

El circuito prueba del detector matriz-activa se observa en la figura 30 y está compuesto de un diodo BPW34, un capacitor local, un MOSFET de conmutación, un integrador y un filtro amplificador. Este circuito mide la carga total producida por el tren de pulsos mediante la integración de la carga eléctrica de secciones consecutivas del tren de pulsos.

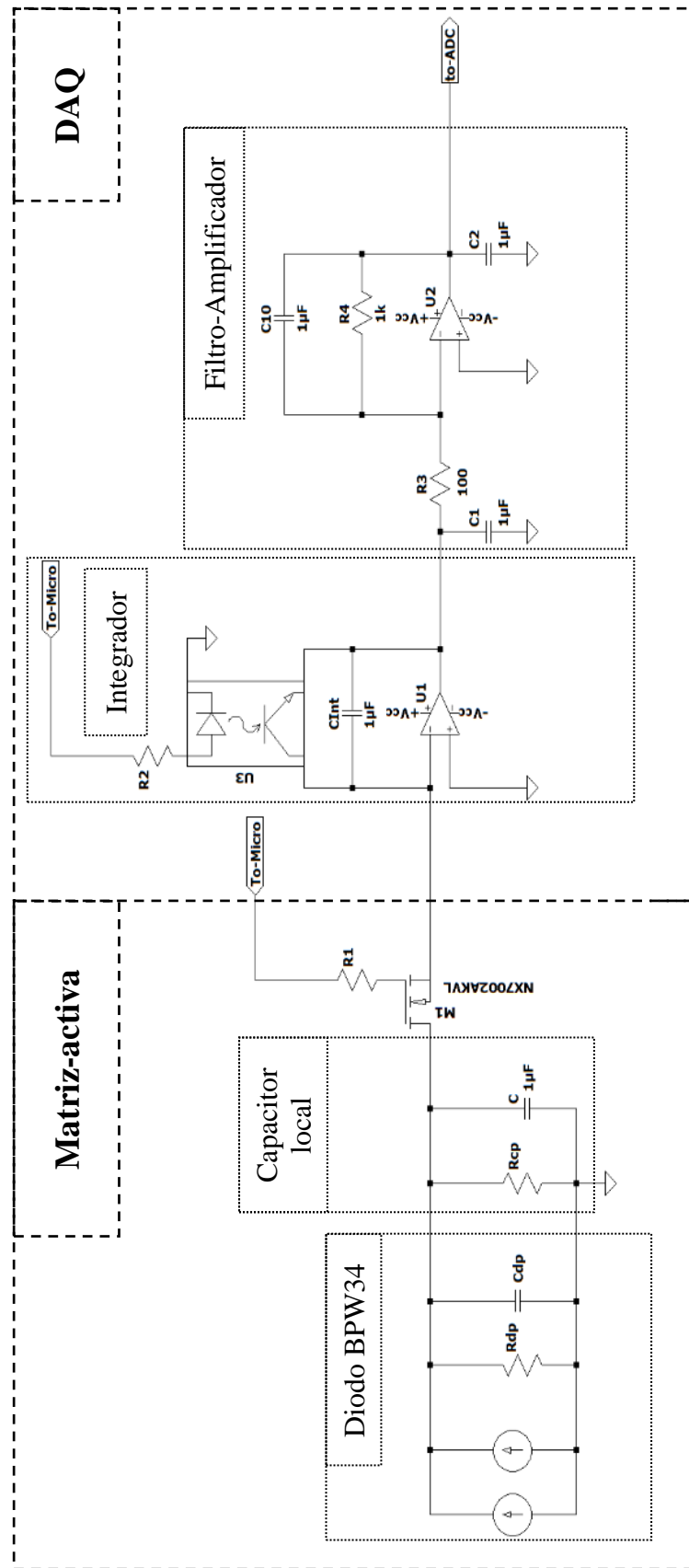


Figura 30: Circuito prueba detector matriz-activa compuesto por una matriz-activa de un único detector conectado al sistema de adquisición de datos compuesto por un integrador, filtro-amplificador y convertor análogo digital

El funcionamiento del circuito detector matriz-activa es el siguiente: El diodo produce pulsos continuos de corriente eléctrica de 6 μA de amplitud a causa de la radiación en el medio (Figura 31a). Esta corriente produce carga eléctrica que es almacenada en el capacitor local C durante 1 s (de $t_0 = 0.1.$ a $t_1 = 1.1.$) (Figura 31b). El voltaje en el capacitor local varia en el tiempo de forma exponencial cumpliendo la siguiente ecuación:

$$V_{C(t)} = K \left(1 - e^{\frac{-t}{R_p C}} \right) \quad (14)$$

Donde:

$V_{C(t)}$: Voltaje en el capacitor local

R_p : Resistencia parasita

C : Capacitancia del capacitor local

Pasado 1 s de carga del capacitor local, el conmutador electrónico M1 cierra circuito durante 1 ms (Figura 31c), tiempo suficiente para descargar el capacitor local en el integrador, el cual generara una señal de voltaje directamente proporcional a esta carga.

$$V_{I(t_1)} = -\frac{1}{C_{INT}} \int_{t_0}^{t_1} i(t) dt \quad (15)$$

Donde:

$V_{I(t_1)}$: Voltaje en el integrador

$\int_{t_0}^{t_1} i(t) dt$: Carga recolectada de t_0 a t_1 en el capacitor local y transferida a C_{INT} en t_1

C_{INT} : Capacitancia del integrador

t_0 : Tiempo en que empieza a cargar el capacitor local

t_1 : Tiempo en el que descarga del capacitor local hacia el integrador

Luego, el conmutador electrónico U3 cierra circuito durante 5 ms (Figura 31d) provocando que el voltaje en integrador baje a cero.

Este proceso se repite durante todo el tiempo de radiación y genera un tren de pulsos invertido (Figura 31e) que es amplificada e invertida por el circuito filtro amplificador (Figura 31f), cumpliendo la siguiente formula

$$V_{out(t)} = -G_V V_{I(t)} \quad (16)$$

Donde:

$V_{out(t)}$: Voltaje a la entrada del conversor análogo digital

G_V : Ganancia del filtro amplificador

Esta señal pasa al conversor análogo digital y posteriormente al microcontrolador que calcula la suma de todas las amplitudes de los pulsos generados mediante la siguiente fórmula:

$$M = \sum_{n=1}^m V_{\text{out}(nT)} \quad (17)$$

Donde:

M : Lectura del microcontrolador

n : número de pulso a leer

T : tiempo de colección de datos (1s)

m : número de pulsos totales

El valor de M es directamente proporcional a la carga producida por el diodo y por consiguiente directamente proporcional a la dosis en el punto de medición.

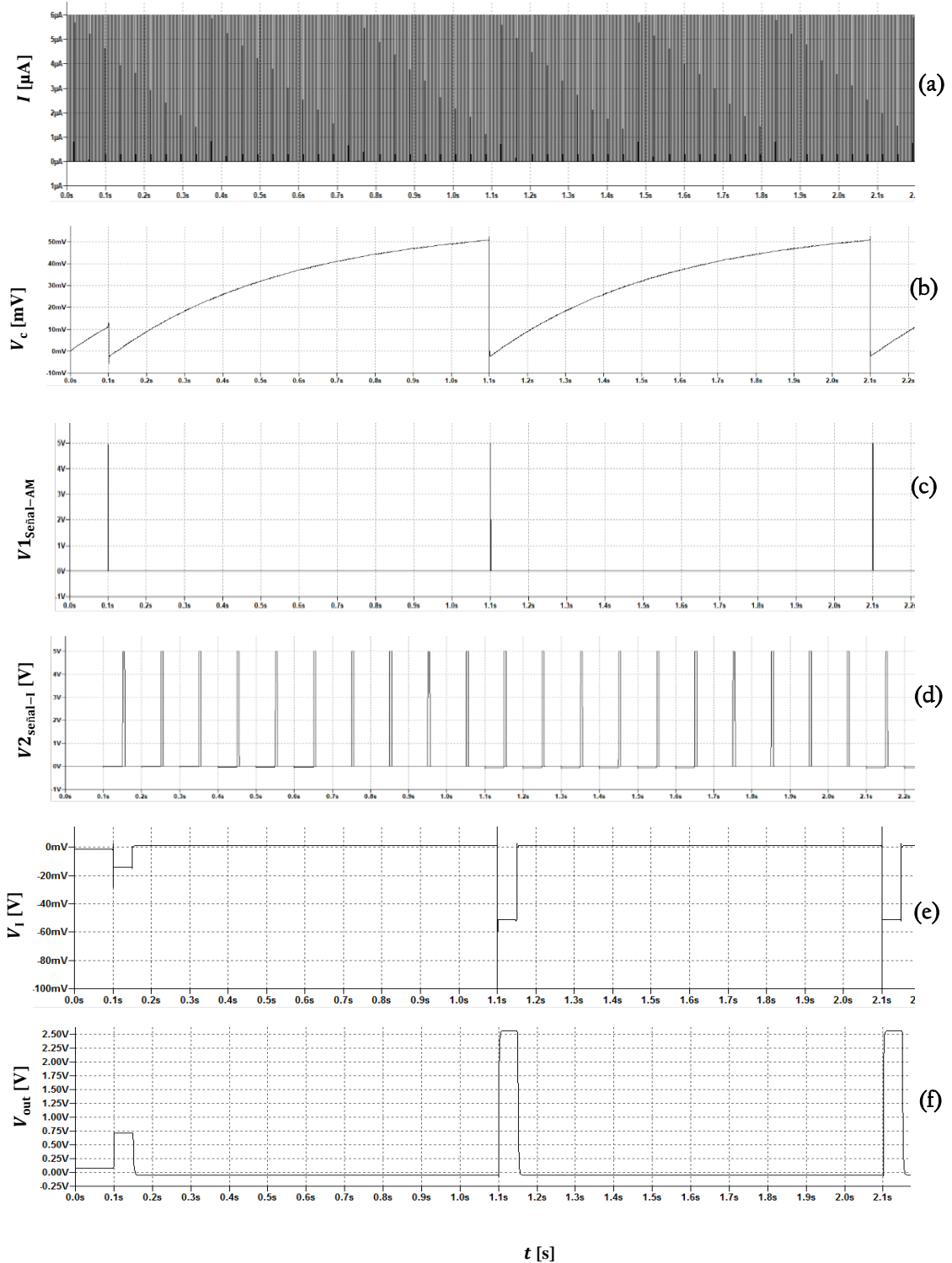


Figura 31: Señales circuito prueba matriz-activa (a) pulsos de corriente producidos por el diodo BPW34 (b) voltaje en el capacitor local (c) señal de control del MOSFET (d) Señal de control del integrador (e) pulsos de voltaje a la salida del integrador (f) pulsos de voltaje a la salida del filtro amplificador.

Validación del circuito:

La validación del circuito se realizó mediante pruebas de reproducibilidad, linealidad, constancia tasa de dosis y porcentaje dosis profundidad PDD. Para todas las pruebas se irradió el detector sumergido en el maniquí de agua usando un haz de fotones de 6 MV de un acelerador lineal VARIAN, las pruebas se detallan a continuación:

Reproducibilidad

Se coloca el diodo sumergido en agua con la cubierta para evitar el ingreso de agua y luz, se realizan 10 irradiaciones y se registra las 10 lecturas correspondientes proporcionadas por el microcontrolador, en las siguientes condiciones:

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

La tabla 2 muestra las diez lecturas del microcontrolador en la prueba de reproducibilidad. Se calculó el promedio, desviación estándar y desviación estándar relativa para las mediciones. La reproducibilidad se determina como la desviación estándar relativa la cual es de 1.09 % que es un nivel aceptable para mediciones.

Tabla 2: Mediciones de reproducibilidad, 10 mediciones del detector en las mismas condiciones, se calcula el promedio y desviación estándar

Reproducibilidad										
N° de medida	M_1	M_2	M_3	M_4	M_5	M_6	M_7	M_8	M_9	M_{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					21.73					
Desviación estándar σ					0.24					
Desviación estándar Relativa σ_r					1.09%					

Linealidad

Se coloca el diodo sumergido en agua con la cubierta para evitar el ingreso de agua y luz, Se configura los parámetros del acelerador lineal como se muestran a continuación variando las Unidades Monitor UM, se realizan 3 irradiaciones para cada UM seleccionada, se registra las 15 lecturas del microcontrolador.

- Maniquí de agua 30 × 30 × 30 cm³
- Distancia fuente superficie SSD: 100 cm
- Profundidad del detector: 10 cm
- Campo: 10x10 cm²
- Unidades Monitor: 50, 100, 150, 200, 250 UM
- Tasa de dosis: 400 UM/min
- Número de irradiaciones: 15

La tabla 3 y figura 32 muestran las lecturas del microcontrolador en las pruebas de linealidad. El cálculo de la no linealidad se realizó utilizando las recomendaciones del TECDOC-1151 como se detallan a continuación:

Primero se calcula el promedio de las lecturas para una cantidad determinada de unidades monitor \bar{M}_i , luego se calcula la tasa de lectura por unidad monitor R_i dividiendo el promedio de las lecturas \bar{M}_i entre las unidades monitor seleccionadas MU (Ecuación 18).

$$R_i = \frac{\bar{M}_i}{MU} \quad (18)$$

Y para el coeficiente de variación de linealidad se utiliza la siguiente ecuación [21]

$$\alpha_i = 100 \times \left| 1 - \frac{\bar{R}_i}{R_i} \right| \% \quad (19)$$

Donde:

α_i : Coeficiente de variación de linealidad,

\bar{R}_i : Promedio de tasas de lectura por unidades monitor,

R_i : Tasa de lectura por unidad monitor

La no linealidad utilizando la metodología del se establece como el valor mayor de α_i para nuestro caso es del 0.43%

Tabla 3: Datos medidos y calculados para el cálculo de linealidad, tres medidas para una cantidad de unidades monitor, se calcula la tasa de lecturas por unidad monitor R_i y el coeficiente de variación de linealidad α_i

Linealidad						
Unidades Monitor MU	Lecturas del Microcontrolador			Promedio $\bar{M}_i[V]$	Tasa de lecturas por unidad monitor R_i	Coeficiente de variación de linealidad α_i
	$M_1 [V]$	$M_2[V]$	$M_3[V]$			
50	11.05	11.04	10.99	11.03	0.221	0.38%
100	22.14	21.83	21.7	21.89	0.219	0.37%
150	32.68	32.61	33.15	32.81	0.219	0.43%
200	44.26	43.9	44.22	44.13	0.221	0.42%
250	54.67	54.97	55.12	54.92	0.220	0.01%

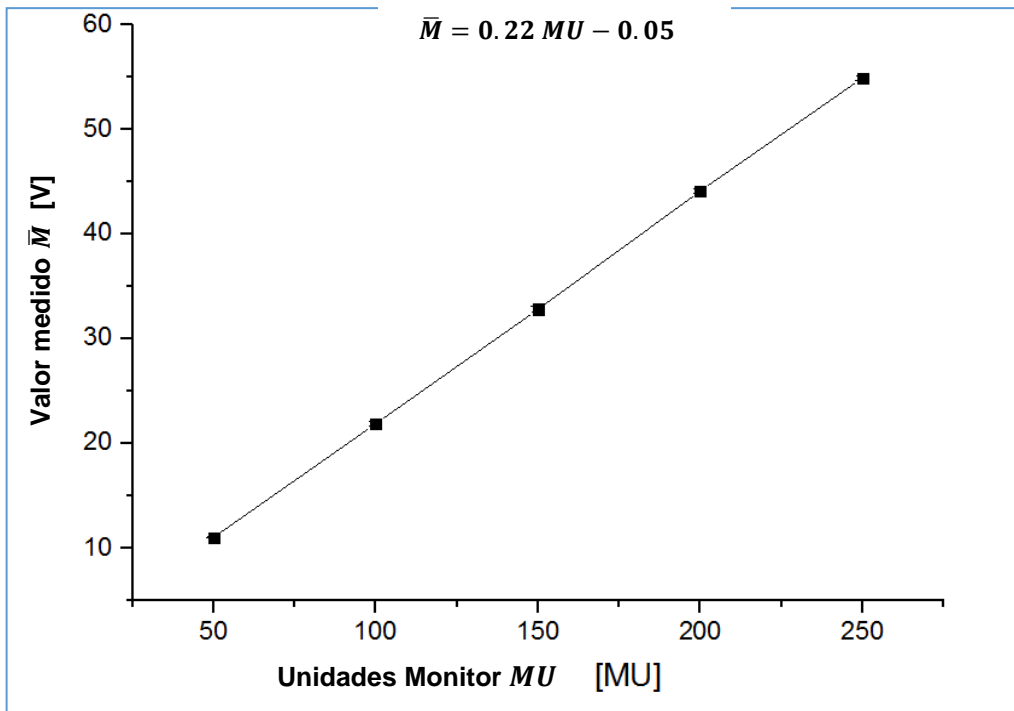


Figura 32: Grafica de linealidad de los datos medidos, a partir del ajuste de estos datos por mínimos cuadrados se obtiene la recta $\bar{M} = 0.22MU - 0.05$

Constancia tasa de dosis

Se coloca el diodo sumergido en agua con la cubierta, Se configura los parámetros del acelerador lineal como se muestran a continuación variando la tasa de dosis, se realizan 3 irradiaciones para cada tasa de dosis seleccionada, se registra las 18 lecturas del microcontrolador

- Maniquí de agua 30 × 30 × 30 cm³
- Distancia fuente superficie SSD: 100 cm
- Profundidad del detector: 10 cm
- Campo: 10x10 cm²
- Unidades Monitor: 100UM
- Tasa de dosis: 100, 200, 300, 400, 500, 600 UM/min
- Número de irradiaciones: 18

La tabla 4 muestra las 18 lecturas del microcontrolador en las pruebas de dependencia con la tasa de dosis (tres lecturas para una determinada tasa de dosis seleccionada). Se calcula el promedio, desviación estándar y desviación estándar relativa para cada tasa de dosis seleccionada además del Promedio total, desviación estándar y desviación estándar relativa.

La dependencia con la tasa de dosis está determinada por la desviación estándar relativa del total. Para nuestro caso es del 5.31 % debido a diferentes factores del diodo detector y del sistema de adquisición de datos que no se profundizan en este trabajo. Para nuestro objetivo se realizaron las medidas de la matriz y el prototipo a una tasa de dosis única de 400 UM/min para no realizar correcciones por dependencia con la tasa de dosis.

Tabla 4: Dependencia tasa de dosis, tres medidas para una cantidad de tasa de dosis seleccionada, se calcula el promedio, desviación estándar y desviación estándar relativa

Tasa de dosis [UM/min]	Lecturas del Microcontrolador				Desviación Estándar σ	Desviación Estándar Relativa σ_r
	$M_1[V]$	$M_2[V]$	$M_3[V]$	Promedio $\bar{M}[V]$		
100	23.77	25.28	24.1	24.38	0.794	3.26%
200	22.58	22.47	22.12	22.39	0.240	1.07%
300	22.18	22.18	21.86	22.07	0.185	0.84%
400	21.91	22.05	21.83	21.93	0.111	0.51%
500	20.87	21.33	21.53	21.24	0.338	1.59%
600	20.71	21.26	21.43	21.13	0.376	1.78%
Promedio Total				22.19		
Desviación estándar total σ_T				1.179		
Desviación estándar relativa σ_{Tr}				5.31%		

Porcentaje dosis Profundidad PDD

Se coloca el diodo sumergido en agua con la cubierta, Se configura los parámetros del acelerador lineal como se muestran a continuación variando la profundidad del detector, se realizan 3 irradiaciones para cada profundidad seleccionada, se registra las 15 lecturas del microcontrolador

- Maniquí de agua 30 × 30 × 30 cm³
- Distancia fuente superficie SSD: 100 cm
- Profundidad del detector: 1.6, 2, 5, 10, 20 cm
- Campo: 10x10 cm²
- Unidades Monitor: 100 UM
- Tasa de dosis: 400 UM/min
- Número de irradiaciones: 15

La tabla 5 muestra las dieciocho lecturas del microcontrolador en las pruebas de porcentaje dosis profundidad. Para 6 profundidades (1.6, 2, 5, 10, 15, 20 cm). Tres lecturas para una determinada profundidad.

Se calcula el promedio, desviación estándar y desviación estándar relativa de las tres lecturas por cada profundidad

Se normaliza los promedios calculados a 2 cm de profundidad mediante la siguiente formula: (se debería normalizar al valor máximo que es a 1.6 cm de profundidad, sin embargo, 1.6 cm está muy cerca de la zona de build-up por lo que no es recomendable para normalizar)

$$\bar{M}_{N(i)} = M_{TPS(2cm)} \times \frac{\bar{M}_{(i)}}{\bar{M}_{(2cm)}} \quad (20)$$

Donde:

$\bar{M}_{(i)}$: Valor de lectura promedio en la profundidad (i)

$\bar{M}_{(2cm)}$: Valor de lectura promedio en la profundidad de 2 cm

$M_{TPS(2cm)}$: Porcentaje de dosis en profundidad dado a 2cm por datos de la puesta en servicio del acelerador

$\bar{M}_{N(i)}$: Valores normalizados a 2cm de profundidad

Finalmente se grafica en la figura 33 los valores normalizados promedios con los valores de la puesta en servicio (comisionamiento). La máxima diferencia porcentual se da para 1.6 cm que está muy cercana a la zona de build-up donde la dosis tiene alto gradiente por lo que las medidas no dan resultados confiables.

Tabla 5: Datos medidos para el cálculo del PDD, se realizan tres lecturas para cada profundidad, se calcula el promedio y desviación estándar, se normaliza las medidas a 2 cm de profundidad y se calcula la diferencia porcentual entre los datos de la puesta en servicio y los datos medidos

Profundidad [cm]	Lecturas del Microcontrolador			Promedio \bar{M} [V]	Desviación Estándar σ	Desviación Estándar Relativa	Promedio normalizado a 2 cm de profundidad %	Diferencia Porcentual %
	M_1 [V]	M_2 [V]	M_3 [V]					
1.6	22.13	21.79	21.03	21.65	0.56	2.6%	97.95%	2.05%
2	21.71	21.98	22.09	21.93	0.20	0.9%	99.20%	0.01%
5	18.99	18.72	19.13	18.95	0.21	1.1%	85.72%	1.29%
10	14.52	14.28	14.92	14.57	0.32	2.2%	65.93%	0.93%
15	11.23	11.28	11.09	11.20	0.10	0.9%	50.67%	0.07%
20	8.46	8.72	8.79	8.66	0.17	2.0%	39.16%	0.76%

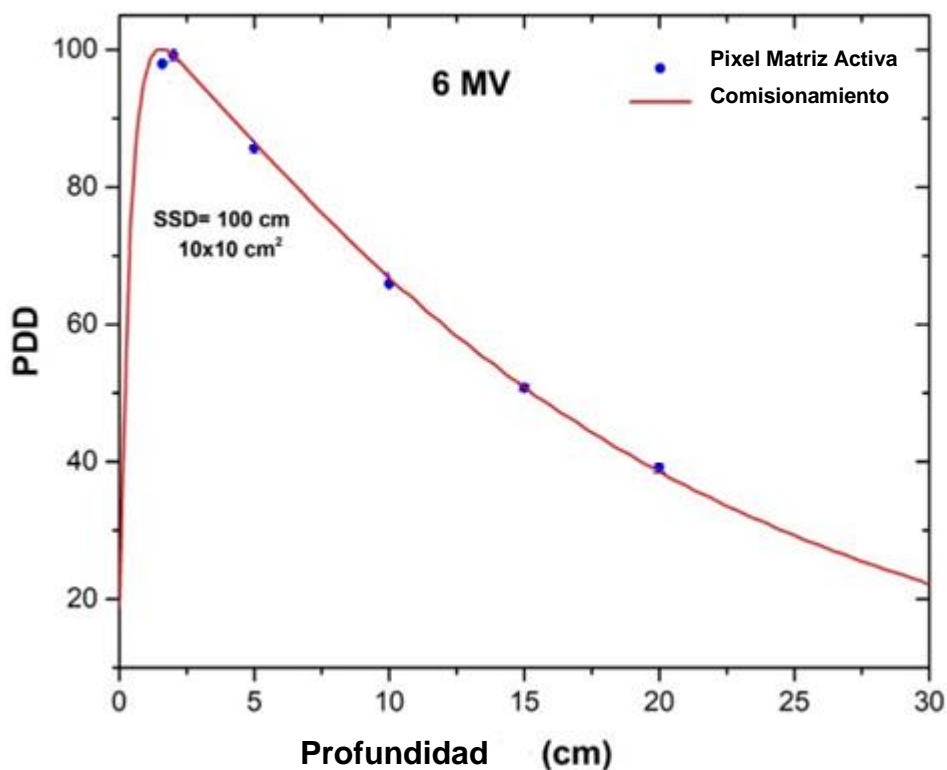


Figura 33: Curva de porcentaje dosis en profundidad PDD medido durante la puesta en servicio del acelerador (comisionamiento) comparado con los datos medidos del circuito detector matriz-activa

2.2 Desarrollo y validación de una Matriz.

Para pruebas del funcionamiento de la matriz activa diseñada se construyó una matriz de prueba que comprende 25 detectores de diodos BPW34. Los detectores se distribuyeron en un plano (5 filas y 5 columnas) y con una separación de 2 cm entre detectores. Cada detector de la matriz activa comprende un diodo BPW34, un condensador de 1 μF y un MOSFET NX7002AK (transistor de efecto de campo metal-oxido-semiconductor). La placa de circuito impreso (PCB) de la matriz-activa fue diseñada en un software de diseño electrónico EAGLE (Autodesk Inc, California) como se ven en la figura 34. El diseño fue mandado a construir por una empresa que fabrica tarjetas electrónicas PCBway (Shenzhen, China), las tarjetas construidas se observan en la figura 35.

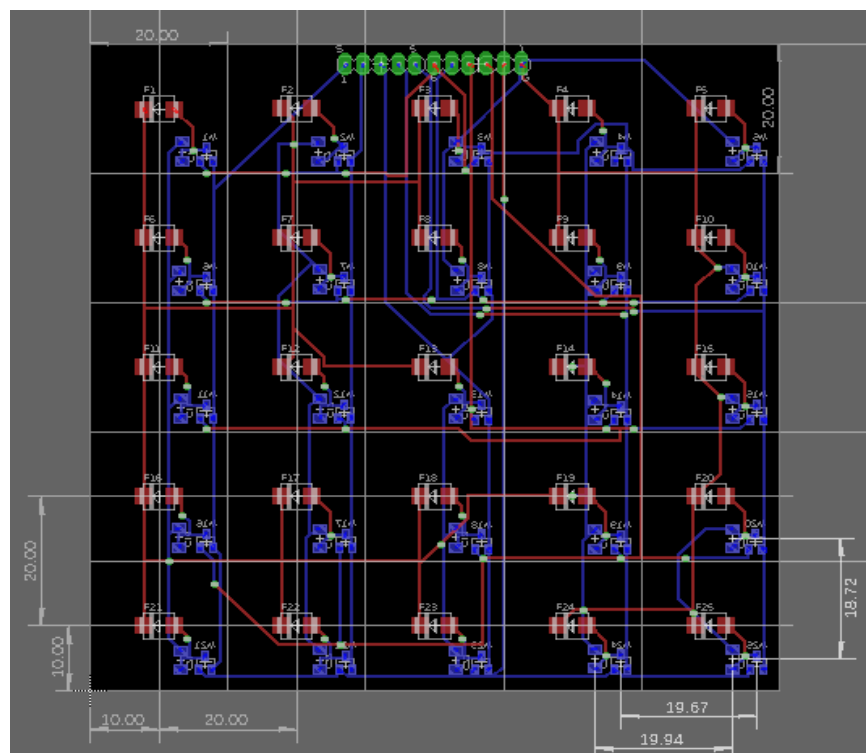


Figura 34: Diseño de la tarjeta electrónica para la matriz de 25 detectores en software de diseño electrónico EAGLE

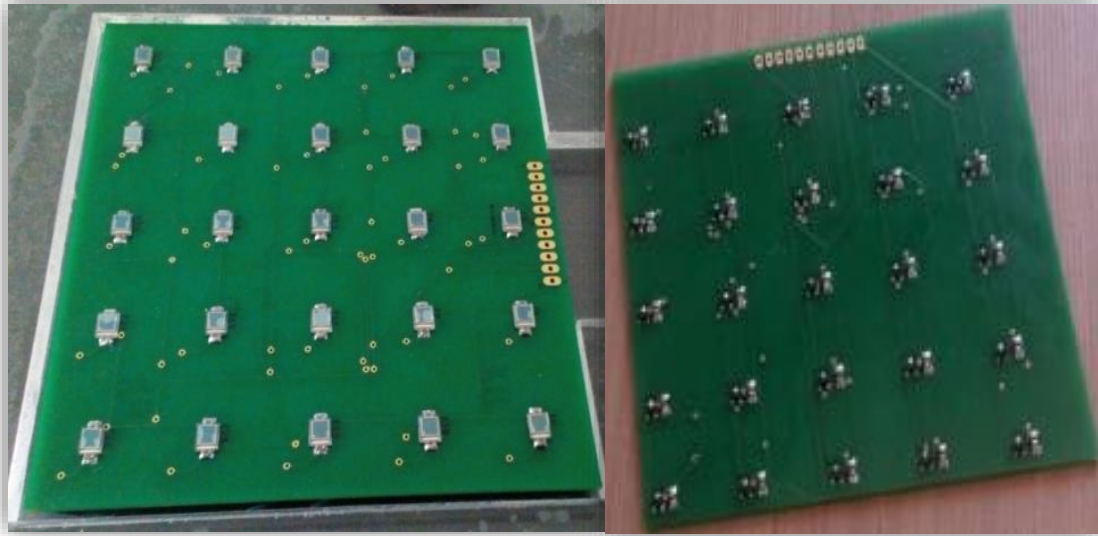


Figura 35: Matriz de 25 detectores construida (a) cara anterior con los diodos BPW34. (b) cara posterior con los capacitores y MOSFET de conmutación.

Validación de la matriz-activa:

Para la colección de datos la matriz activa se construyó un sistema de adquisición de datos de 5 canales donde el circuito electrónico de cada canal es idéntico al del circuito de un único detector como el de la figura 30, El microprocesador STM32 (STMicroelectronics, Suiza) se utilizó para recopilar datos y generar señales de control.

Para todas las pruebas, se colocó la matriz dentro de un maniquí construido en base a láminas de material PMMA como se observa en la figura 36. El maniquí se irradió usando un haz de fotones de 6 MV de un acelerador lineal VARIAN, antes de realizar las pruebas se calculó el ruido de fondo y factor de uniformidad

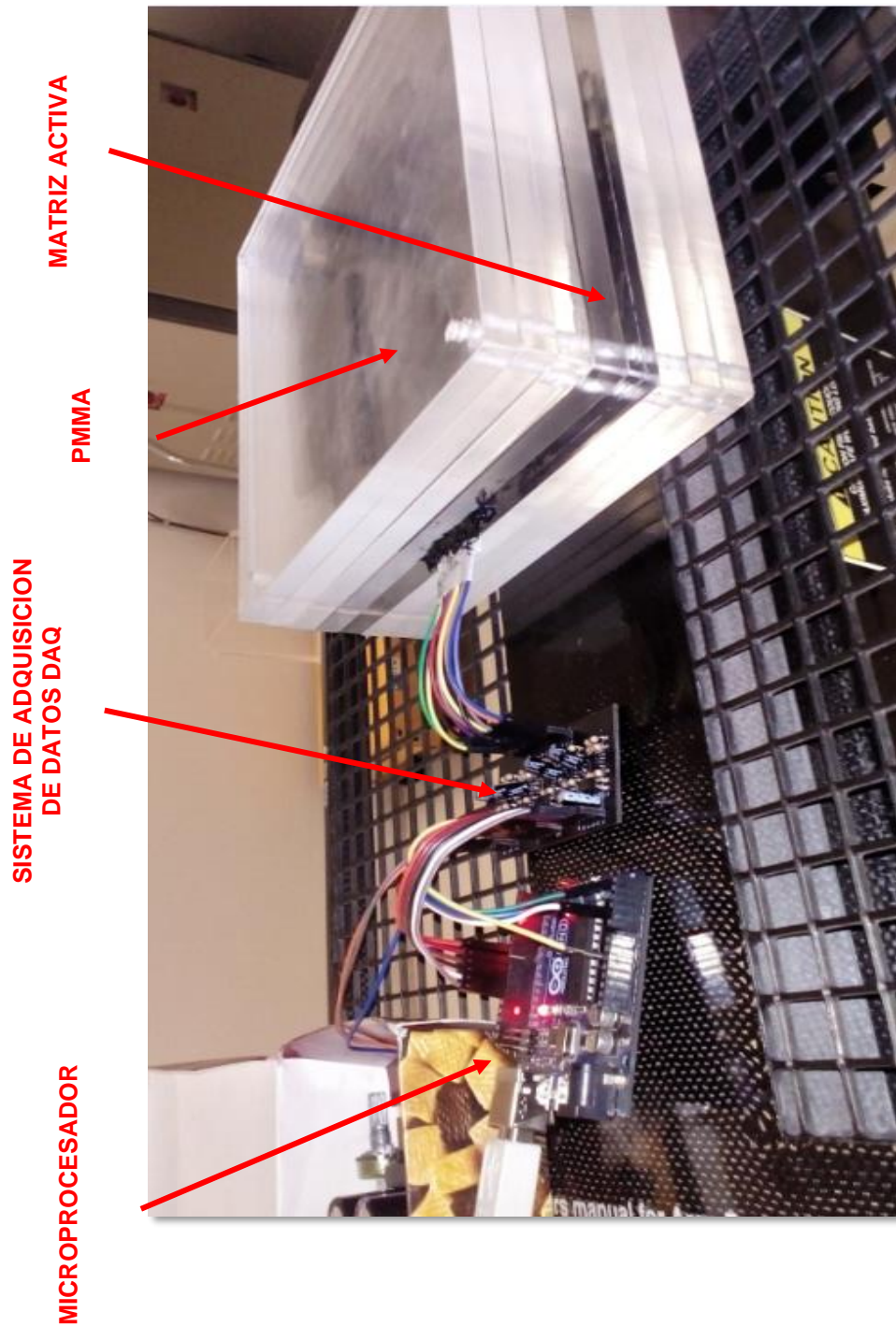


Figura 36: Circuito de prueba dosimétrica para la matriz plana, conformado por la matriz de plana de 25 detectores colocado dentro del maniquí de acrílico, conectado a sistema de adquisición de datos DAQ y al microprocesador

Cálculo del ruido de fondo:

Para el cálculo de ruido de fondo debido principalmente a ruido electrónico propio de la placa y componentes electrónicos del sistema de adquisición de datos, se coloca la matriz en las condiciones de irradiación y se hace tres lecturas cada una de 10 segundos con el microcontrolador en la mesa de tratamiento, pero sin irradiar el detector.

Debido a que cada columna pertenece a un canal del sistema de adquisición de datos es necesario calcular el ruido de fondo de cada columna. Para esto se calcula el valor promedio de ruido en cada columna mediante las siguiente formula:

$$\bar{R}_{(j)} = \frac{\sum_{i=1}^5 \bar{R}_{(i,j)}}{5} \quad (21)$$

Donde:

$\bar{R}_{(i,j)}$: Promedio de las 3 lecturas de un diodo en la posición (i, j),

$\bar{R}_{(j)}$: Promedio de ruido en la columna (j)

La tasa de ruido de fondo por segundo viene dada por el ruido de la columna (j) entre el tiempo de recolección del ruido (10 segundos).

$$\dot{R}_{(j)} = \frac{\bar{R}_{(j)}}{10} \text{ s}^{-1} \quad (22)$$

Donde:

$\bar{R}_{(j)}$: Promedio de ruido en la columna (j)

$\dot{R}_{(j)}$: Tasa de ruido de fondo por columna (i)

La tabla 6 muestra tres conjuntos de lecturas del microprocesador ($R_{1(i,j)}, R_{2(i,j)}, R_{3(i,j)}$) para el cálculo de ruido de fondo, estas corresponden a los 25 detectores de la matriz distribuidos en 5 filas y 5 columnas.

La tabla 7 muestra al cálculo de ruido de fondo por columna en tres conjuntos: Promedio de ruido por detector $\bar{R}_{(i,j)}$, promedio de ruido por columna $\bar{R}_{(j)}$ y tasa de ruido por columna $\dot{R}_{(j)}$

Tabla 6: Tres conjuntos de lecturas de ruido de fondo de la matriz plana de 25 detectores

$R_{1(i,j)}[V]$				
0.95	0.59	0.49	0.4	0
0.92	0.84	0.88	0.31	0.02
0.94	0.47	0.93	0.54	0
0.96	0.5	0.75	0.52	0.02
1.28	0.86	1.05	0.46	0.33
$R_{2(i,j)}[V]$				
1.07	1.04	0.91	0.75	0
1.11	0.48	1.48	0.46	0
1.09	0.52	0.92	0.76	0
1.1	0.68	0.95	0.43	0.07
1.91	1.47	1.82	1.06	0.85
$R_{3(i,j)}[V]$				
1.07	0.65	0.78	0.7	0.01
1.09	0.97	1.04	0.51	0.07
1.11	0.74	0.89	0.73	0.03
1.12	0.79	0.95	0.52	0.1
2.25	2.93	2.94	2.44	0.55

Tabla 7: Calculo del ruido de fondo para la matriz plana

Promedio de ruido por detector				
$\bar{R}_{(i,j)}[V]$				
1.03	0.76	0.73	0.62	0.00
1.04	0.76	1.13	0.43	0.03
1.05	0.58	0.91	0.68	0.01
1.06	0.66	0.88	0.49	0.06
1.81	1.75	1.94	1.32	0.58
Promedio de ruido por columna				
$\bar{R}_{(j)}[V]$				
1.20	0.90	1.12	0.71	0.14
Tasa ruido por columna				
$\ddot{R}_{(j)}[V/s]$				
0.12	0.09	0.11	0.07	0.01

Cálculo del factor de uniformidad:

Debido a que no todos los diodos poseen la misma sensibilidad a la radiación se calculó un factor de uniformidad, para esto se irradio 3 veces la matriz con 100 UM con un campo de $40 \times 40 \text{ cm}^2$. La tabla 8 muestra los tres conjuntos de lecturas del microcontrolador ($M_{1(i,j)}$, $M_{2(i,j)}$, $M_{3(i,j)}$).

Tabla 8: Lecturas para cálculo de uniformidad agrupadas en 3 grupos.

$M_{1(i,j)}$ [V]				
18.52	17.36	17.04	16.51	15.74
18.66	16.91	16.88	16.07	15.83
18.49	16.88	16.79	16.29	15.83
18.52	17.04	16.85	16.15	15.81
19.12	16.62	17.68	17.02	16.4
$M_{2(i,j)}$ [V]				
18.57	17.27	17.02	16.48	15.6
18.65	16.74	17.07	15.96	15.67
18.47	17.09	16.75	16.22	15.69
18.51	16.93	16.92	16.13	15.69
19.56	17.07	18.14	17.27	15.3
$M_{3(i,j)}$ [V]				
18.71	17.59	17.64	16.63	15.61
18.90	17.17	16.98	16.07	15.71
18.80	17.08	16.89	16.54	15.69
18.89	16.92	17.39	16.23	15.74
19.42	16.95	18	16.96	15.74

El cálculo de factor de uniformidad se realizó de la siguiente manera: Se calcula el promedio de las tres lecturas de cada diodo menos el ruido de fondo (Ecuación 23). Se calcula el promedio de lectura de los 25 diodos (Ecuación 24). El factor de uniformidad viene dado por el promedio de lectura de los 25 diodos entre el promedio de las tres lecturas de cada diodo (Ecuación 25). La tabla 9 muestra el promedio menos ruido de fondo $\bar{M}_{(i,j)}$ y el factor de uniformidad $FU_{(i,j)}$

$$\bar{M}_{(i,j)} = \left(\frac{M_{1(i,j)} + M_{2(i,j)} + M_{3(i,j)}}{3} \right) - (T_r \times \dot{R}_{(j)}) \quad (23)$$

$$PM_T = \sum_{(i,j)=(1,1)}^{(2,5)} \bar{M}_{(i,j)} \quad (24)$$

$$FU_{(i,j)} = \frac{PM_T}{\bar{M}_{(i,j)}} \quad (25)$$

Donde:

PM_T : Promedio total de $\bar{M}_{(i,j)}$ de los 25 diodos.

$\bar{M}_{(i,j)}$: Promedio de las 3 lecturas de un diodo en la posición (i, j) menos el ruido de fondo de la columna correspondiente

$FU_{(i,j)}$: Factor de uniformidad de cada diodo en la posición (i, j)

T_T : Tiempo de lectura para medida.

$\bar{R}_{(j)}$: Promedio de ruido en la columna (j)

Tabla 9: Calculo factor uniformidad matriz plana en dos conjuntos, promedio menos ruido de fondo y factor de uniformidad

Promedio menos ruido de fondo				
$\bar{M}_{(i,j)}[V]$				
16.18	15.60	15.00	15.13	15.38
16.31	15.14	14.74	14.62	15.46
16.16	15.21	14.57	14.94	15.46
16.22	15.16	14.82	14.76	15.47
16.94	15.08	15.70	15.67	15.54
Factor de Uniformidad				
$FU_{(i,j)}$				
0.95	0.99	1.03	1.02	1.00
0.94	1.02	1.05	1.05	1.00
0.95	1.01	1.06	1.03	1.00
0.95	1.02	1.04	1.04	1.00
0.91	1.02	0.98	0.98	0.99

Perfiles de Campo

Se colocó la matriz en bloques de acrílico a 3.6 cm de profundidad. Se configuró los parámetros del acelerador lineal como se detalla a continuación variando el tamaño de campo, se irradia tres veces por cada tamaño de campo seleccionado y se registra las lecturas del microcontrolador de los 25 detectores de la matriz en cada irradiación.

- Maniquí de acrílico 20 × 20 × 7.2 cm³
- Distancia fuente superficie SSD: 100 cm
- Profundidad de la matriz: 3.6 cm
- Campo: 5 × 5, 8 × 8, 10 × 10 cm²
- Unidades Monitor: 100 UM
- Tasa de dosis: 400 UM/min
- Numero de irradiaciones: 9

Perfiles Campo 5x5:

La tabla 10 muestra tres conjuntos de lecturas del microprocesador ($M_{1(i,j)}$, $M_{2(i,j)}$, $M_{3(i,j)}$) para el cálculo de perfil de campo 5 x 5.

Tabla 10: Lecturas del microprocesador para el cálculo de perfil campo 5 × 5 cm²

$M_{1(i,j)}$ [V]				
3.13	2.3	3.02	1.98	0.25
3.33	13.19	14.46	12.63	0.16
3.41	13.85	14.42	13.47	0.27
3.32	11.64	13.76	11.72	0.26
3.51	2.88	3.29	2.09	0.35
$M_{2(i,j)}$ [V]				
1.93	1.28	1.9	1.36	0.12
2.17	12.26	13.49	12.08	0.08
2.25	12.95	14.23	12.63	0.25
2.13	10.95	12.61	11.1	0.1
3.03	2.14	2.63	1.68	0.45
$M_{3(i,j)}$ [V]				
2.5	1.58	2.5	1.55	0.08
2.25	12.56	13.62	12.31	0.25
2.35	13.1	14.32	12.75	0.12
2.85	11.02	12.68	11.35	0.33
2.5	2.14	2.81	1.82	0.8

La tabla 11 muestra el cálculo del perfil de campo 5 x 5 cm² en los siguientes pasos: El promedio menos ruido de fondo (Ecuación 26), promedio corregido con factor de uniformidad (Ecuación 27), promedio normalizado (Ecuación 28).

$$\bar{M}_{(i,j)} = \left(\frac{M_{1(i,j)} + M_{2(i,j)} + M_{3(i,j)}}{3} \right) - (T_r \times \dot{R}_{(j)}) \quad (26)$$

$$\bar{M}_{U(i,j)} = FU_{(i,j)} \times \bar{M}_{(i,j)} \quad (27)$$

$$\bar{M}_{N(i,j)} = 100 \times \frac{\bar{M}_{U(i,j)}}{\bar{M}_{U(3,3)}} \quad (28)$$

Donde:

$\bar{M}_{(i,j)}$: Promedio de las 3 lecturas de un diodo en la posición (i, j) menos el ruido de fondo de la columna correspondiente.

$FU_{(i,j)}$: Factor de uniformidad de cada diodo en la posición (i, j)

T_r : Tiempo de lectura para medida.

$\dot{R}_{(j)}$: Promedio de ruido en la columna (j)

$\bar{M}_{U(i,j)}$: Promedio corregido por factor de uniformidad.

$\bar{M}_{N(i,j)}$: Promedio normalizado al diodo central.

Finalmente, en la figura 37 se grafican los datos del promedio normalizado al diodo central $\bar{M}_{N(i,j)}$, comparados con los perfiles de campo de la puesta en servicio del acelerador lineal utilizado en la tesis.

Tabla 11: Calculo para perfil de campo 5 × 5 cm²

Promedio menos ruido de fondo				
$\bar{M}_{(i,j)}$ [V]				
-0.24	-0.35	-0.10	0.01	-0.16
-0.17	10.60	11.28	10.72	-0.15
-0.09	11.23	11.75	11.33	-0.10
0.01	9.13	10.44	9.77	-0.08
0.26	0.31	0.34	0.24	0.22
Promedio corregido con el factor de uniformidad				
$\bar{M}_{U(i,j)}$ [V]				
-0.22	-0.35	-0.10	0.01	-0.16
-0.16	10.79	11.80	11.29	-0.15
-0.08	11.37	12.43	11.68	-0.10
0.01	9.28	10.86	10.20	-0.08
0.23	0.32	0.33	0.24	0.22
Promedio normalizado				
$\bar{M}_{N(i,j)}$				
-2%	-3%	-1%	0%	-1%
-1%	87%	95%	91%	-1%
-1%	92%	100%	94%	-1%
0%	75%	87%	82%	-1%
2%	3%	3%	2%	2%

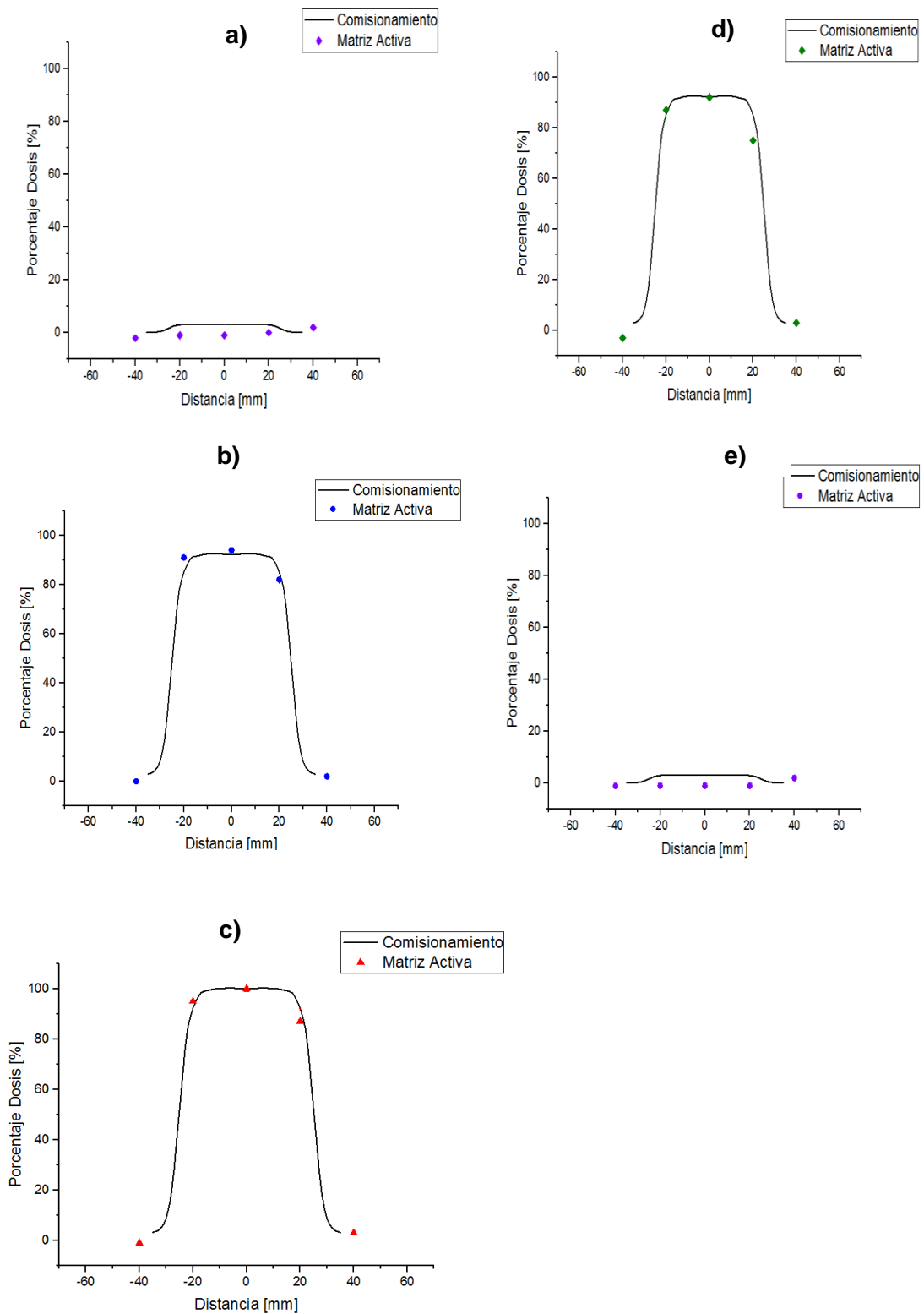


Figura 37: Perfiles de Campo 5 x 5 cm², se comparan las lecturas normalizadas de la matriz activa con los perfiles de la puesta en servicio del acelerador (comisionamiento) (a) fila 1 (b) fila 2 (c) fila 3 (d) fila 4 (e) fila 5

Perfiles Campo 10x10:

La tabla 12 muestra tres conjuntos de lecturas del microprocesador ($M_{1(i,j)}$, $M_{2(i,j)}$, $M_{3(i,j)}$) para el cálculo de perfil de campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$

Tabla 12: Lecturas del microprocesador para el cálculo de perfil campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$

$M_{1(i,j)}[V]$				
15.75	15.14	14.91	14.35	12.88
16.3	14.92	15.37	14.34	13.37
16.18	15.22	15.16	14.77	13.37
16.16	14.82	15.3	14.42	13.27
16.05	14.07	15.21	14.25	13.18
$M_{2(i,j)}[V]$				
15.43	14.74	14.78	14.14	12.82
15.99	15.06	15.17	14.29	13.29
15.91	15.13	15.04	14.57	13.31
15.84	14.94	14.99	14.13	13.21
15.78	14.02	15.12	14.12	13.15
$M_{3(i,j)}[V]$				
15.5	14.82	14.83	14.25	12.86
16.02	14.97	15.22	14.31	13.32
15.99	15.15	15.08	14.62	13.24
15.9	15.03	15.1	14.25	13.24
16.3	14.05	15.18	14.15	13.16

La tabla 13 muestra el cálculo del perfil de campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$ en los siguientes pasos: El promedio menos ruido de fondo (Ecuación 25), promedio corregido con factor de uniformidad (Ecuación 26), promedio normalizado (Ecuación 27).

Finalmente, en la figura 38 se grafican los datos del promedio normalizado al diodo central $\bar{M}_{N(i,j)}$, comparados con los perfiles de campo de la puesta en servicio del acelerador lineal utilizado en las pruebas experimentales.

Tabla 13: Calculo para perfil de campo 10 × 10 cm²

Promedio menos ruido de fondo				
$\bar{M}_{(i,j)}[V]$				
12.80	12.83	12.27	12.62	12.54
13.35	12.91	12.68	12.69	13.01
13.27	13.09	12.52	13.03	12.99
13.21	12.86	12.56	12.64	12.93
13.29	11.97	12.60	12.55	12.85
Promedio corregido con el factor de uniformidad				
$\bar{M}_{U(i,j)}[V]$				
12.20	12.67	12.61	12.86	12.57
12.61	13.14	13.26	13.37	12.97
12.65	13.26	13.24	13.44	12.95
12.55	13.07	13.06	13.20	12.87
12.09	12.24	12.36	12.34	12.74
Promedio normalizado				
$\bar{M}_{N(i,j)}$				
92%	96%	95%	97%	95%
95%	99%	100%	101%	98%
96%	100%	100%	102%	98%
95%	99%	99%	100%	97%
91%	92%	93%	93%	96%

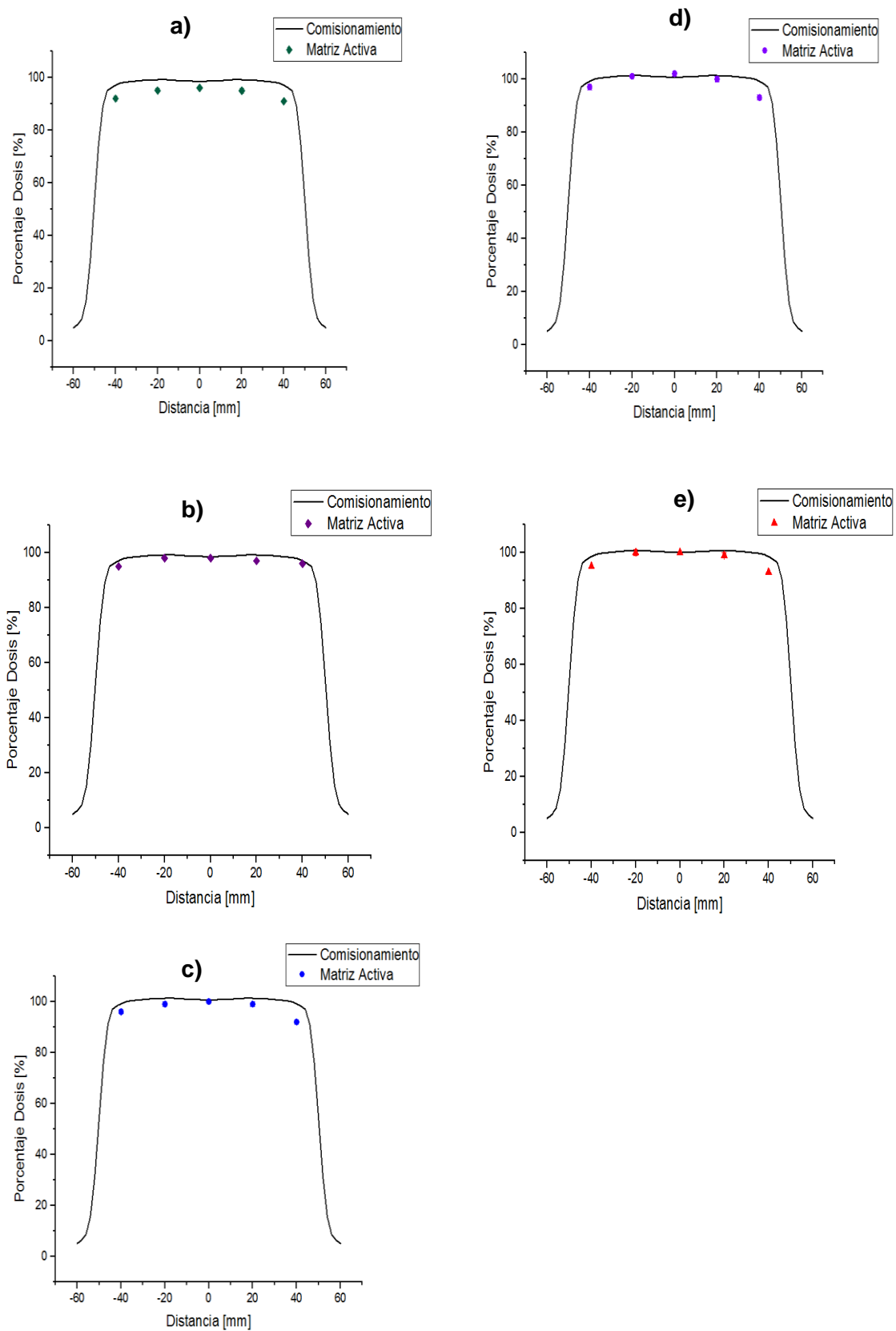


Figura 38: Perfiles de Campo 10 x 10 cm², se comparan las lecturas normalizadas de la matriz activa con los perfiles de la puesta en servicio del acelerador (comisionamiento) (a) fila 1 (b) fila 2 (c) fila 3 (d) fila 4 (e) fila 5

Perfiles con modulación

Se colocó la matriz en bloques de acrílico a 3.6 cm de profundidad. Se configuró los parámetros del acelerador lineal como se detalla a continuación con modulación del haz (Cuña 30°), se irradia tres veces y se registra las lecturas del microcontrolador de los 25 detectores de la matriz.

- Maniquí de acrílico 20 × 20 × 7.2 cm³
- Distancia fuente superficie SSD: 100 cm
- Campo: 10x10 cm²
- Modulación: Cuña 30°
- Unidades Monitor: 100 UM
- Tasa de dosis: 400 UM/min
- Numero de irradiaciones: 3

La tabla 14 muestra tres conjuntos de lecturas del microprocesador ($M_{1(i,j)}$, $M_{2(i,j)}$, $M_{3(i,j)}$) para el cálculo de perfil con modulación

Tabla 14: Lecturas del microprocesador para el cálculo de perfil campo con modulación

$M_{1(i,j)}$ [V]				
11.07	10.05	10.38	9.83	8.78
10.82	9.71	9.94	9.16	8.52
10.25	9.33	9.28	8.82	8.04
9.78	8.53	9.05	8.24	7.56
10.27	8.54	9.44	8.73	8.07
$M_{2(i,j)}$ [V]				
11.14	10.17	10.35	9.83	8.78
10.9	9.74	9.97	9.28	8.49
10.34	9.16	9.4	9.1	8.01
9.83	8.73	9.21	8.29	7.49
9.53	7.95	8.72	7.8	7.21
$M_{3(i,j)}$ [V]				
11.09	10.07	10.36	9.74	8.76
10.87	9.73	9.95	9.22	8.51
10.3	9.24	9.33	8.95	8.03
9.81	8.63	9.15	8.25	7.51
9.6	8.24	9.25	8.1	7.54

La tabla 15 muestra el cálculo del perfil de campo con modulación en los siguientes pasos: El promedio menos ruido de fondo (Ecuación 25), promedio corregido con factor de uniformidad (Ecuación 26), promedio normalizado (Ecuación 27).

Finalmente, en la figura 39 se grafican los datos del promedio normalizado al diodo central $\bar{M}_{N(i,j)}$, comparados con los perfiles de campo de la puesta en servicio del acelerador lineal utilizado en la tesis.

Tabla 15: Calculo perfil de campo con modulación (cuña 30°)

Promedio menos ruido de fondo				
$\bar{M}_{(i,j)}[V]$				
8.82	8.38	8.24	8.46	8.51
8.59	8.01	7.83	7.88	8.25
8.02	7.53	7.21	7.62	7.77
7.53	6.92	7.01	6.92	7.26
7.52	6.53	7.01	6.87	7.35
Promedio corregido con el factor de uniformidad				
$\bar{M}_{U(i,j)}[V]$				
8.41	8.28	8.47	8.62	8.53
8.11	8.16	8.18	8.30	8.22
7.65	7.63	7.63	7.86	7.74
7.16	7.03	7.29	7.22	7.23
6.84	6.67	6.88	6.75	7.29
Promedio normalizado				
$\bar{M}_{N(i,j)}$				
110%	109%	111%	113%	112%
106%	107%	107%	109%	108%
100%	100%	100%	103%	102%
94%	92%	96%	95%	95%
90%	88%	90%	89%	96%

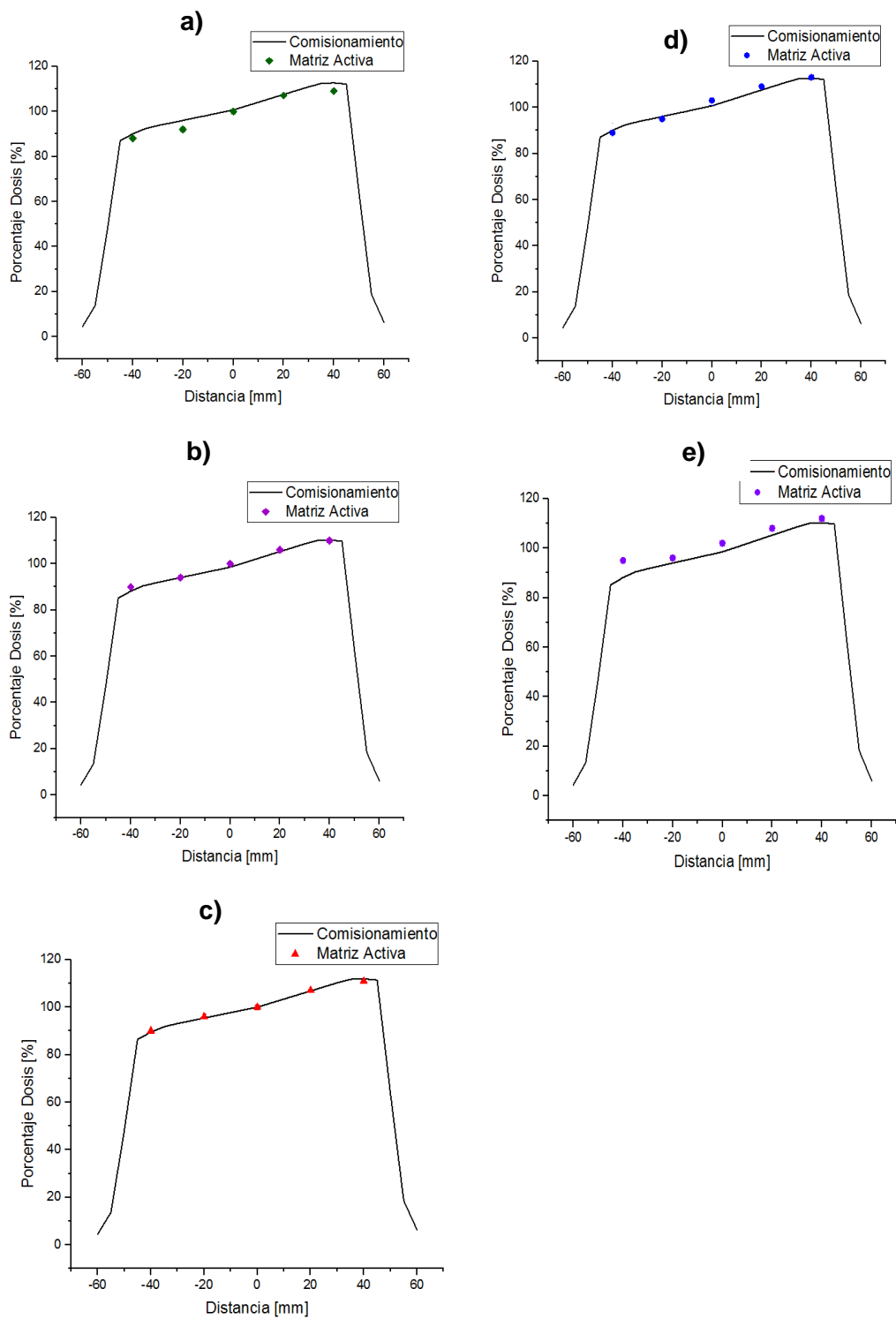


Figura 39: Perfiles de campo con modulación, se comparan las lecturas normalizadas de la matriz activa con los perfiles de la puesta en servicio del acelerador (comisionamiento) (a) fila 1 (b) fila 2 (c) fila 3 (d) fila 4 (e) fila 5

2.2 Implementación detector prototipo prueba

Con el fin de realizar la prueba de principio del detector 3D que se diseñó en la sección 2.1 se implementó un prototipo de prueba, pero de solo una capa. El prototipo de menor resolución esférico, consta de 135 diodos BPW34.

Para la construcción del prototipo se hace de manera secuencial como se observa en la figura 40, primero se generó las coordenadas de los vértices del poliedro de frecuencia 3 con un radio de 6 cm en MATLAB. A continuación, se exporto al programa SOLID WORK para el diseño 3D del prototipo.

Una vez diseñado se exporto a formato STL para imprimir la pieza en una impresora 3D, la impresión se realizó con filamento de ácido poliláctico PLA y con un porcentaje de relleno de 55% para que la densidad se aproxime a la densidad del agua

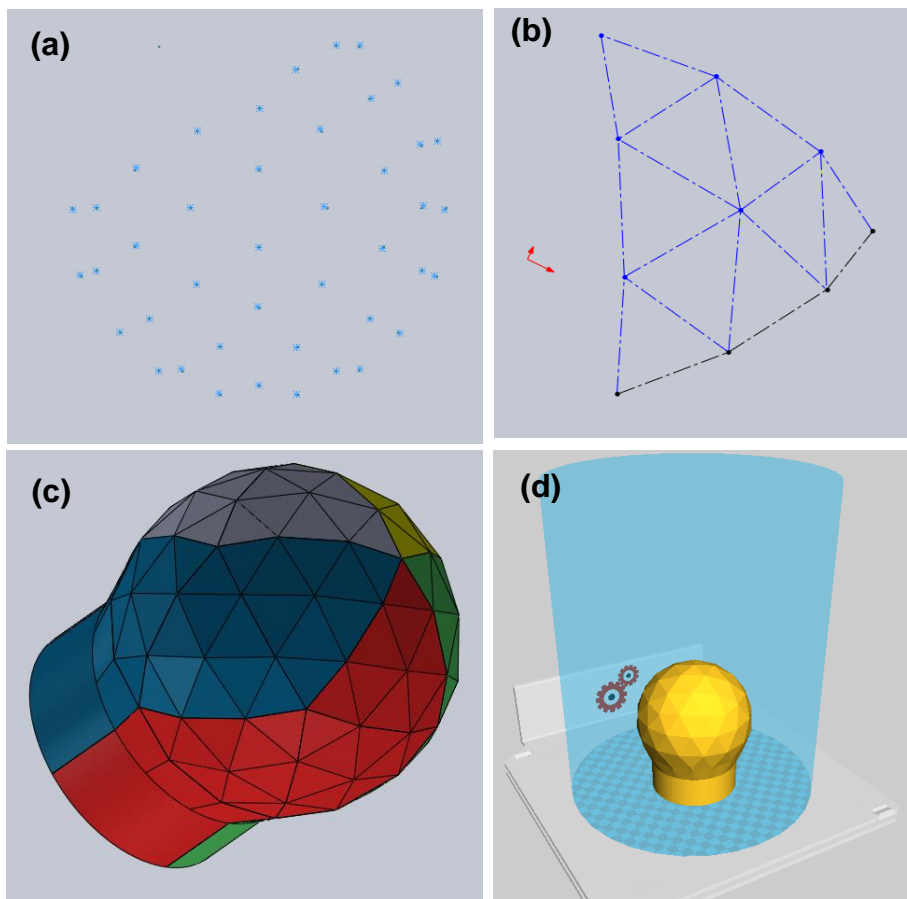


Figura 40: Construcción de estructura física del prototipo prueba a) Generación de coordenadas b) Diseño de cras del poliedro c) Diseño final del prototipo e) impresión 3D

Para la conectividad de los 135 diodos se utilizó 5 placas de circuito impreso flexibles, donde cada placa de circuito impreso consta de 27 diodos BPW34, 27 capacitores de 1uF y 32 MOSFET, todos conectados usando el principio de matriz activa. Las placas (Figura 41) fueron diseñadas en el software EAGLE e impresas por la empresa PCBway (Shenzhen, China).

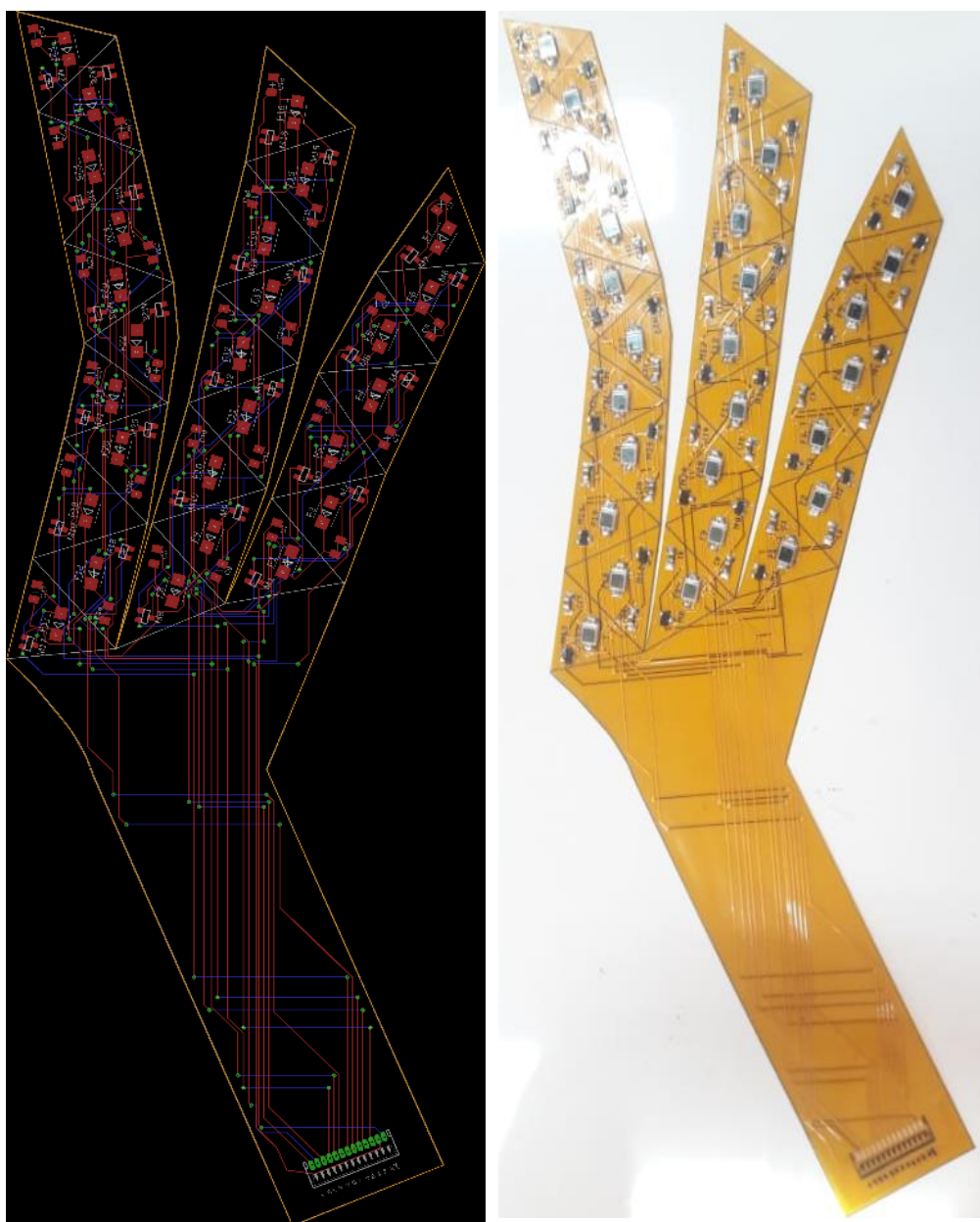


Figura 41: Matriz-activa del prototipo, a la izquierda matriz diseñada y a la derecha la matriz construida con tecnología FLEX

Las cinco placas de circuito impreso se distribuyeron encima de la estructura construida en impresora 3D, como se observa en la figura 42 gracias a que las tarjetas electrónicas fueron hechas con tecnología flexible, los 135 diodos quedan distribuidos en la superficie esférica y la conectividad de las matrices sale por un polo del detector que se denomina zona ciega



Figura 42: Prototipo de menor resolución sin cobertura, se observan los 135 diodos sobre la estructura formando una superficie esférica

Para las pruebas con radiación como se observa en la figura 43, el detector fue cubierto por silicona de densidad similar al agua y con una estructura esférica de 10 cm de radio de modo que los diodos quedaron posicionados a 4 cm de profundidad con el fin de evitar el ingreso de luz en los diodos y además estén fuera de la zona de build-up. Los componentes electrónicos del sistema de adquisición de datos (circuito integrador, filtro amplificador y microprocesador STM32) fueron los mismo que se utilizaron en la matriz plana y fueron colocados adyacentes a la zona ciega para conectarlo a la computadora

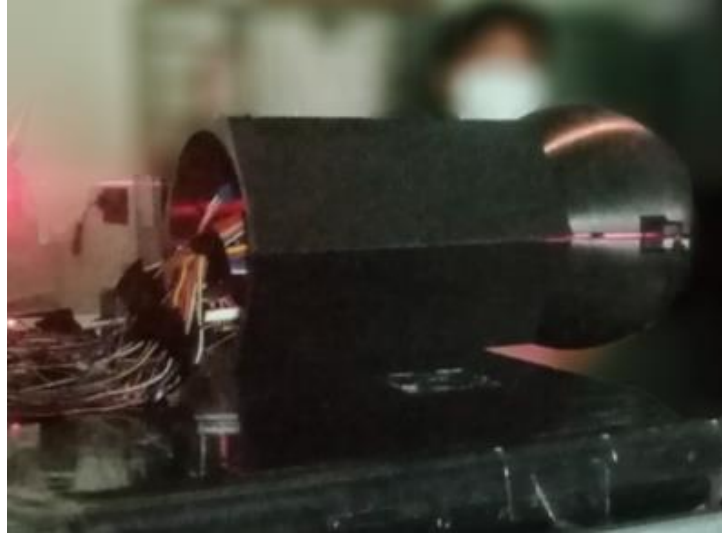


Figura 43: Prototipo de menor resolución con cobertura, en la parte superior detector prototipo con cubierta y sistema de adquisición de datos, en el parte inferior detector conectado a computadora para la lectura.

2.4 Desarrollo y simulación del prototipo de menor resolución en un sistema de planificación TPS

Desarrollo estructural en imágenes DICOM:

Para el desarrollo de una estructura volumétrica capaz de cargar en un sistema de planificación TPS es necesario crear imágenes similares a las que produce un tomógrafo, las cuales deben estar en formato DICOM⁵ en cortes axiales formando un volumen.

Las imágenes que conforman el prototipo fueron generadas en MATLAB. Se han generado un total de 512 imágenes axiales donde cada imagen es una matriz de píxeles de tamaño 1024×1024 conformando un volumen de $1024 \times 1024 \times 512$ voxels. A cada voxel del volumen se le dio un tamaño de píxel de $0.25 \times 0.25 \times 0.5 \text{ mm}^3$. Obteniéndose un volumen cúbico de $25.6 \times 25.6 \times 25.6 \text{ cm}^3$

Cada píxel de cada imagen puede tomar un número en formato entero de 16 bits y se le da valores de la escala Hounsfield, donde 0 UH es el valor del agua y -1 000 UH el valor del aire.

A los píxeles de las imágenes que conforman la zona de aire se les dio el valor de -1 000 UH, a los píxeles de las imágenes que conforman la base del prototipo y la zona ciega se les dio el valor de 100 UH y a los píxeles que conforman el cuerpo se les dio el valor de 0 UH,

En la figura 44 se puede ver la estructura final generada, la cual es similar al prototipo construido y está formada por una esfera de 10 cm con una base y una zona ciega que se encuentran en un polo de la esfera, en un corte sagital del volumen generado como se observa en la figura 45 se diferencia las distintas zonas del prototipo

Finalmente se exportan las imágenes generadas en formato DICOM y son cargadas al software de planificación de tratamiento (TPS) CAT3D de la marca MEVIS

⁵ DICOM un estándar internacional para imágenes médicas, un archivo dicom consiste en un encabezado y conjuntos de imágenes empaquetados en un solo archivo

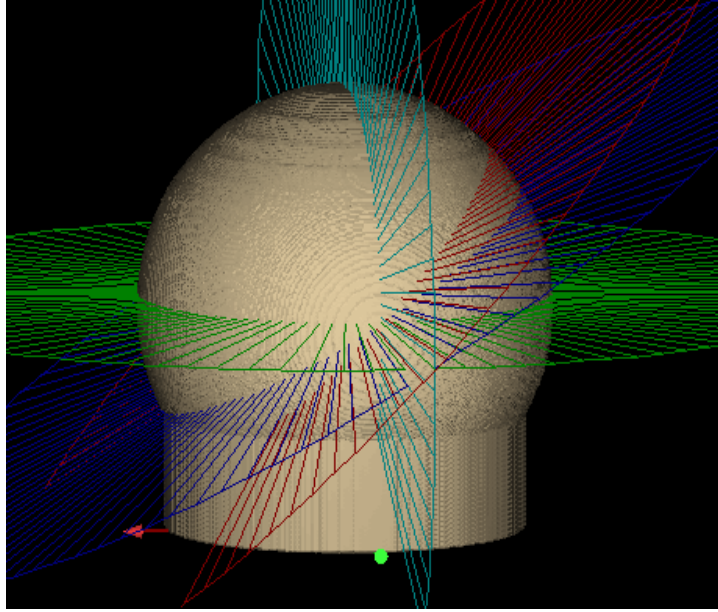


Figura 44: Estructura volumétrica del prototipo generado en imágenes DICOM

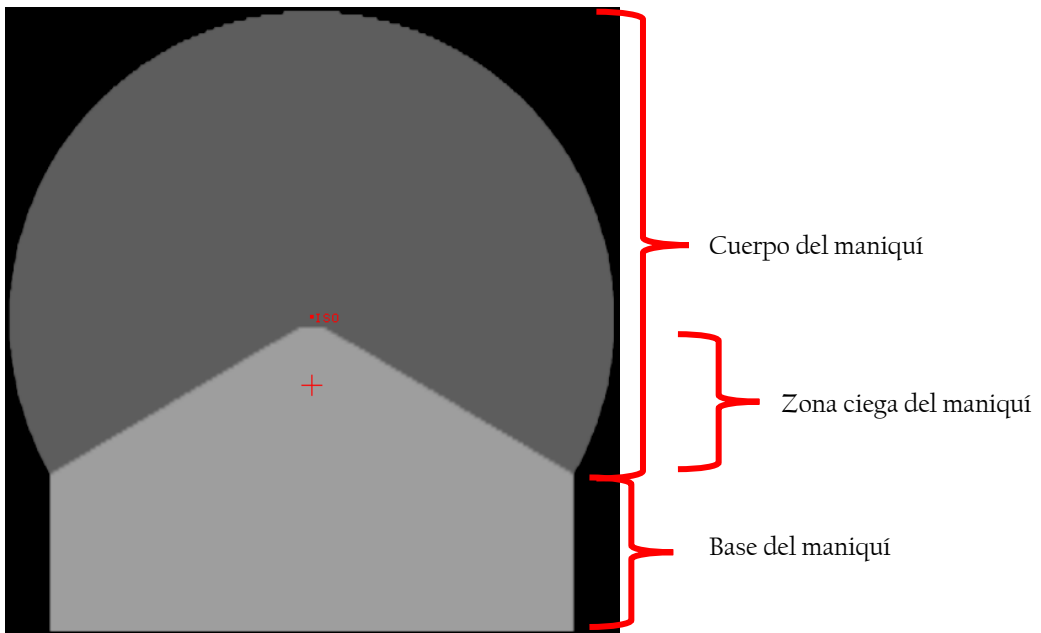


Figura 45: Corte sagital del prototipo generado se puede observar las distintas zonas del prototipo

Ubicación de las coordenadas de detectores en Sistema de Planificación:

Una vez generada la estructura del prototipo en el planificador se procedió a generar las 135 coordenadas de los detectores para un poliedro de frecuencia 3 con radio de 6 cm, dichas coordenadas fueron colocadas en la estructura del prototipo como se muestra en la figura 46, a fin de poder luego determinar el porcentaje de dosis simulado por el sistema de planificación en cada coordenada.



Figura 46: Estructura volumétrica del prototipo con coordenadas de los detectores (a) Corte axial. (b) corte sagital. (c) corte coronal

Simulación de un plan de tratamiento en el Sistema de Planificación TPS:

Se generó un plan de Control de Calidad para un tratamiento intracraneal (Figura 47). El plan consistió en cinco campos isocéntricos de $5 \times 5 \text{ cm}^2$ en ángulos de pórtillo de 0° , 45° , 90° , 135° , 180° . Para un haz de fotones de 6 MV, procedente de un Acelerador lineal Varian 2100 C / D, irradiando la matriz a una dosis de 100 cGy en el isocentro (Tabla 16)

Tabla 16: Plan de tratamiento para validación del prototipo con cinco campos

Target Dose: 100 %	Fracciones: 1					Dosis Total:100 cGy
Modo de cálculo de dosis: Pencil Beam 8x8 mm						
Calibración: 1.00 [cGy/MU]						
Nº CAMPO DE RADIACION	1	2	3	4	5	
ISOCENTRO	ISO	ISO	ISO	ISO	ISO	
Y	5 [cm]	5 [cm]	5 [cm]	5 [cm]	5 [cm]	
X	5 [cm]	5 [cm]	5 [cm]	5 [cm]	5 [cm]	
ANGULO DE LA MESA	90°	90°	90°	90°	90°	
ANGULO DEL GANTRY	0°	45°	90°	135°	180°	
PESO	1	1	1	1	1	
MON. UNITS	28 MU	28 MU	28 MU	28 MU	28 MU	

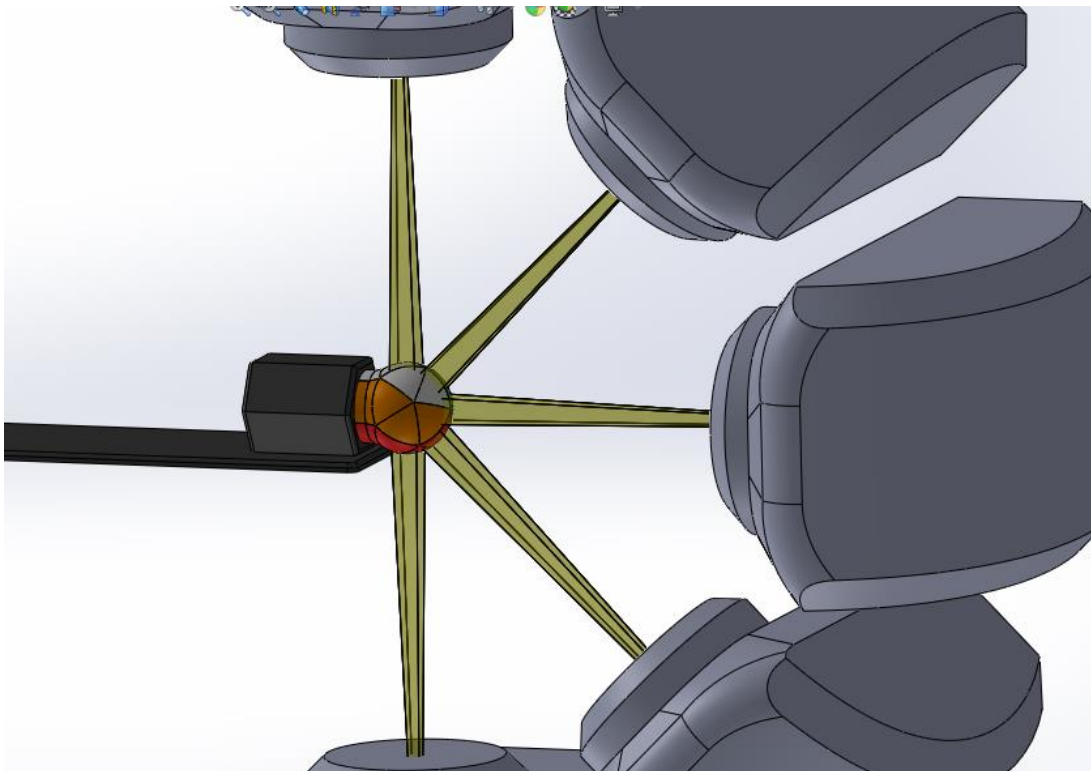


Figura 47: Plan de tratamiento para validación del prototipo, se observa la posición geométrica de los cinco campos

El planificador simula el plan de tratamiento de la Tabla 17 y calcula el porcentaje de dosis en cada voxel del volumen, utilizando el algoritmo PENCIL BEAN propio del planificador. El planificador muestra las curvas de isodosis (Figura 48). Las curvas de isodosis se refieren a áreas marcadas de un color determinado por encima del cual se supera el valor de porcentaje de dosis mostrado en la tabla 6

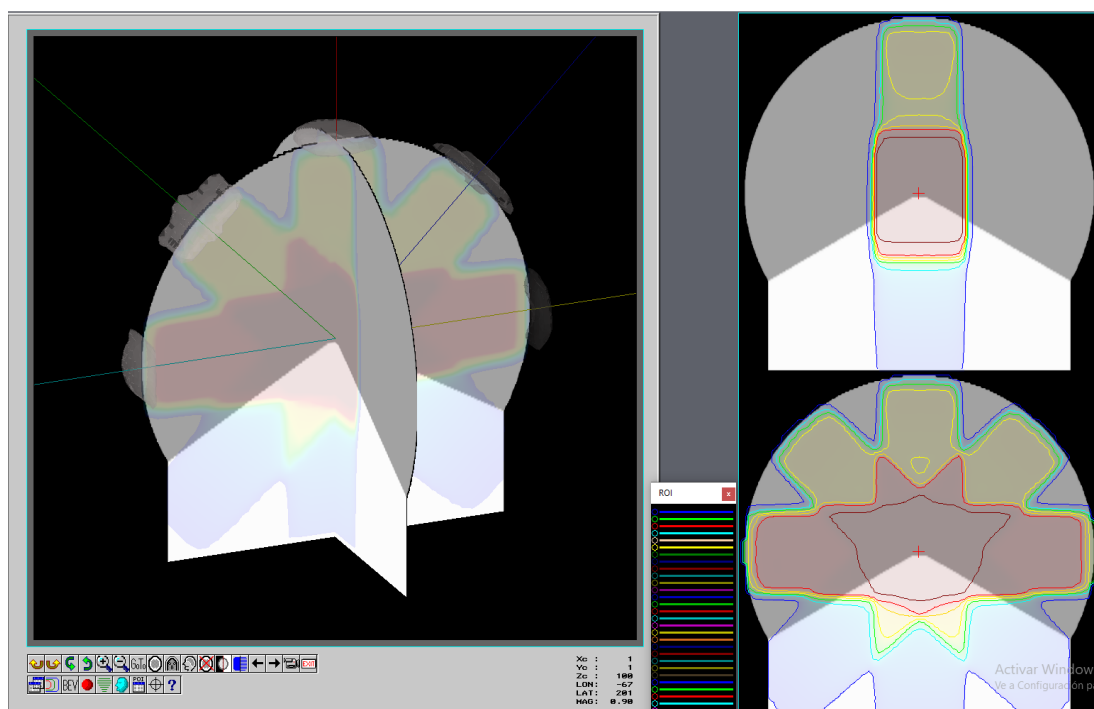


Figura 48: Plan de tratamiento desarrollado en planificador MEVIS

Tabla 17: Valores de Isodosis

VALOR DE ISODOSIS	COLOR
60%	Red
40%	Orange
35%	Yellow
30%	Light Green
25%	Green
20%	Light Blue
10%	Dark Blue

Como se puede observar en la figura 48, los valores de dosis mayores a 60% se encuentran en el centro del maniquí, esto debido a que el 100% de dosis según simulación debe estar en el centro del prototipo.

2.3 Prueba dosimétrica del prototipo de menor resolución

Las pruebas dosimétricas del detector irradiado se realizaron secuencialmente en tres pasos, cálculo de ruido de fondo, calibración de cada diodo y la irradiación del prototipo con el plan de tratamiento simulado anteriormente en el sistema de planificación

Cálculo del ruido de fondo:

El cálculo de ruido de fondo se realiza de manera similar al cálculo de ruido de fondo de la matriz, se coloca el prototipo en condiciones de irradiación y se hace tres lecturas, cada una de 10 segundos con el microcontrolador en la mesa de tratamiento, pero sin irradiar el detector.

Se calcula el promedio de las tres lecturas y se divide entre el tiempo de recolección del ruido (10 segundos).

$$\dot{\bar{R}}_{(\varphi,\theta)} = \frac{\bar{R}_{(\varphi,\theta)}}{10} \text{ s}^{-1} \quad (29)$$

Donde:

$\bar{R}_{(\varphi,\theta)}$: Promedio de lecturas de ruido en el diodo en la posición (φ, θ)

$\dot{\bar{R}}_{(\varphi,\theta)}$: Tasa de ruido de fondo del diodo ubicado en la posición (φ, θ)

Calibración de los diodos detectores:

Para la calibración de dosis de cada diodo del detector prototipo, se realizó un plan de tratamiento de haces isocéntricos paralelos opuestos de campo 20 x 20 cm², con energía de fotones de 6 MV que suministraron una dosis de 100 cGy en el isocentro del prototipo (Tabla 18).

Tabla 18: Plan calibración diodos del prototipo, se utilizan dos haces paralelos opuestos

Target Dose: 100 %	Fracciones: 1	Dosis Total:100 cGy
Modo de cálculo de dosis: Pencil Beam 8x8 mm		
Calibración: 1.00 [cGy/MU]		
Nº CAMPO DE RADIACION	1	2
ISOCENTRO	ISO	ISO
Y	20 [cm]	20 [cm]
X	20 [cm]	20 [cm]
ANGULO DE LA MESA	90°	270°
ANGULO DEL GANTRY	0°	90°
PESO	1	1
UNIDADES MONITOR	28 MU	28 MU

Luego se procedió a irradiar el maniquí prototipo con dicho plan (Figura 49) y se registró los valores dados por el microcontrolador de los 135 diodos. Se repitió este procedimiento 3 veces.

Para el cálculo del factor de calibración de cada diodo detector primero se calcula el promedio de lecturas de cada diodo menos el ruido de fondo como se observa en la ecuación 30, luego el factor de calibración de cada diodo viene dado por la dosis relativa calculada por el TPS para el diodo en el punto (φ, θ) dividida entre el promedio de lecturas para ese mismo punto (Ecuación 31).

$$\bar{M}_{(\varphi, \theta)} = \left(\frac{M_{1(\varphi, \theta)} + M_{2(\varphi, \theta)} + M_{3(\varphi, \theta)}}{3} \right) - (T_r \times \dot{R}_{(\varphi, \theta)}) \quad (30)$$

$$F_{C(\varphi, \theta)} = \frac{D_{cal(\varphi, \theta)}}{\bar{M}_{(\varphi, \theta)}} \quad (31)$$

Donde:

$D_{cal(\varphi, \theta)}$: Dosis relativa calculada por el TPS en el punto (φ, θ)

$\bar{M}_{(\varphi, \theta)}$: Promedio de voltajes leído por el microcontrolador en las 3 mediciones en el diodo ubicado en la posición (φ, θ) menos el ruido de fondo

$F_{C(\varphi, \theta)}$: Factor de calibración del diodo ubicado en la posición (φ, θ)

T_r : Tiempo de lectura para medida.

$\dot{R}_{(\varphi, \theta)}$: Tasa de ruido de fondo del diodo ubicado en la posición (φ, θ)

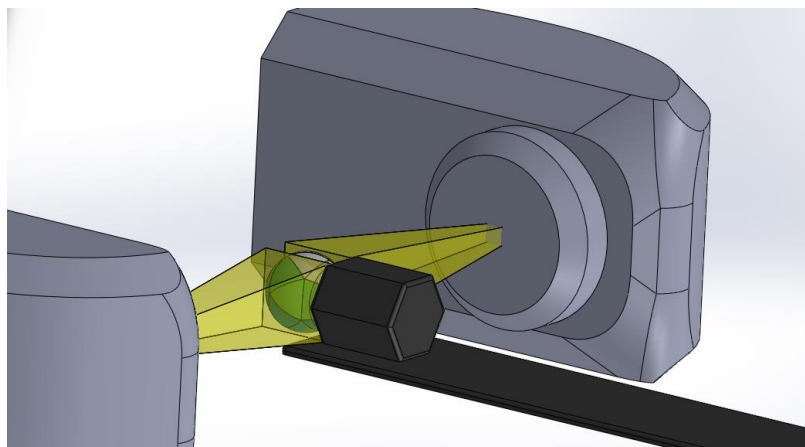


Figura 49: Irradiación de diodos en maniquí del prototipo de menor resolución con dos haces de fotones opuestos para el cálculo del factor de calibración

Irradiación del prototipo con plan de tratamiento simulado:

Se procedió a irradiar el prototipo construido como se observa en la figura 50 con el plan de tratamiento planificado en la tabla 16 de la simulación del tratamiento en el TPS y se registró los valores dados por el microcontrolador de los 135 diodos.

Se registró los 135 valores medidos por el microcontrolador y se calculó la dosis recibida por cada diodo por la ecuación 32 la cual quita el ruido de fondo y multiplica por un factor de calibración propio de cada diodo [28]:

$$D_{d(\varphi,\theta)} = F_{C(\varphi,\theta)} \times (M_{(\varphi,\theta)} - T_r \times \dot{R}_{(\varphi,\theta)}) \quad (32)$$

Donde:

$D_{d(\varphi,\theta)}$: Dosis relativa recibida por el diodo en la posición (φ, θ)

$M_{(\varphi,\theta)}$: Lectura medida por el microcontrolador en la posición (φ, θ)

$\dot{R}_{(\varphi,\theta)}$: Tasa de ruido de fondo del diodo ubicado en la posición (φ, θ)

T_r : Tiempo de lectura para la medida

$F_{C(\varphi,\theta)}$: Factor de calibración del diodo ubicado en la posición (φ, θ)

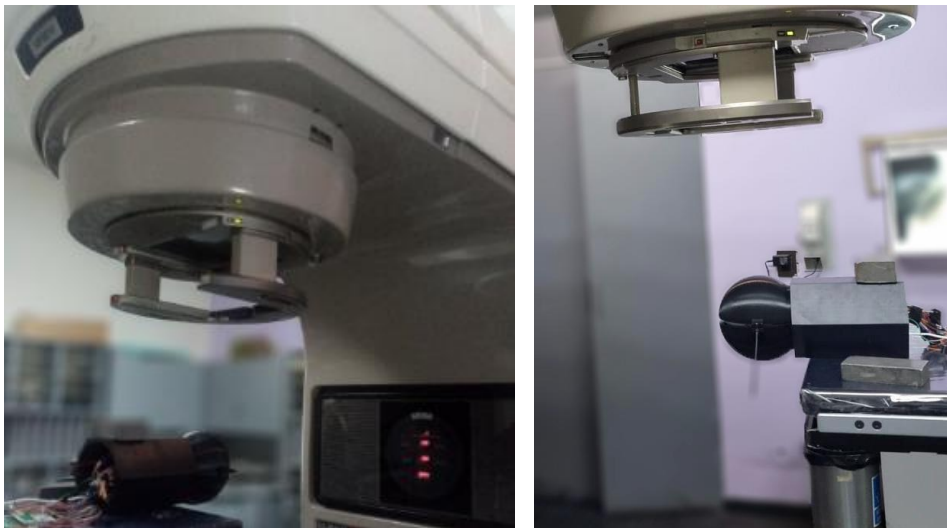


Figura 50: Irradiación de Prototipo en Acelerador Lineal

CAPÍTULO III

3. RESULTADO

3.1 Resultados de la Simulación de tratamiento intracraneal en Sistema de planificación TPS

Para realizar una representación y distribución de la dosis medida y calculada se utilizó coordenadas esféricas como se observa en la figura 51 con un radio fijo de 6cm y ángulos θ y ϕ , donde θ varía de 0 a 360° y ϕ de 0 a 135°. Esto sirve para la identificación y ubicación de cada detector (fotodiodo BPW34S) dentro de la superficie esférica.

La Tabla 19 esta agrupada en cinco grupos que corresponden a las 5 matrices activas construidas en placa PCB flexible que conforman la capa esférica. Cada grupo está dividido en 2 columnas donde se muestra:

- La posición de cada detector en coordenadas esféricas θ [°] y ϕ [°]
- La dosis relativa normalizada al punto central del prototipo calculada por el planificador TPS [%]

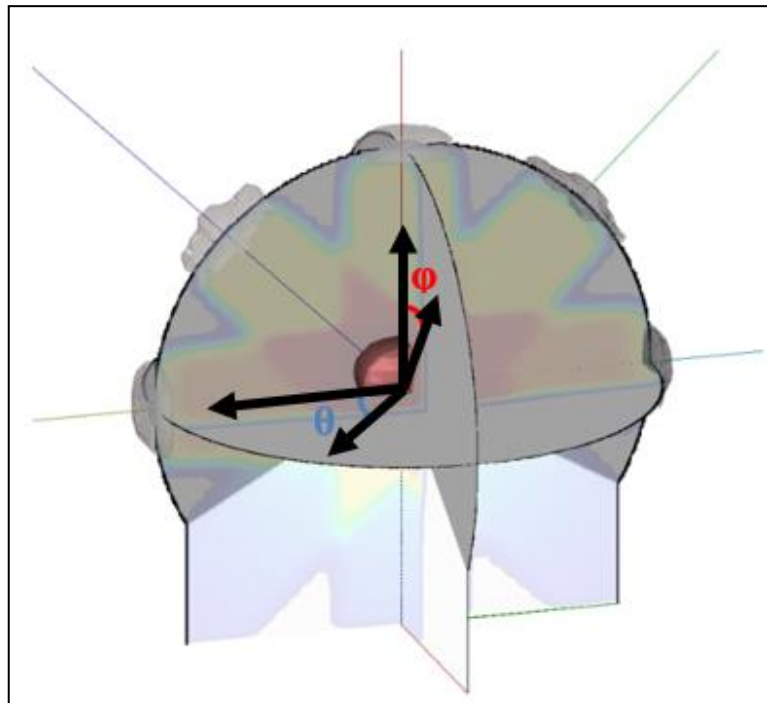


Figura 51: Coordenadas esféricas en detector prototipo

Tabla 19: Resultados proporcionados por el sistema de planificación TPS, los 135 diodos están agrupados en 5 matrices de 27 diodos, para cada diodo se observa la posición del diodo en coordenadas esféricas radio constante de 6cm con ángulos θ y φ con su respectivo valor de dosis relativa

Matriz 1			Matriz 2			Matriz 3			Matriz 4			Matriz 5		
Posición en coordenadas esféricas		Dosis relativa calculada por el planificador TPS $D_{cal}(\varphi, \theta)$ [%]	Posición en coordenadas esféricas		Dosis relativa calculada por el planificador TPS $D_{cal}(\varphi, \theta)$ [%]	Posición en coordenadas esféricas		Dosis relativa calculada por el planificador TPS $D_{cal}(\varphi, \theta)$ [%]	Posición en coordenadas esféricas		Dosis relativa calculada por el planificador TPS $D_{cal}(\varphi, \theta)$ [%]	Posición en coordenadas esféricas		Dosis relativa calculada por el planificador TPS $D_{cal}(\varphi, \theta)$ [%]
φ [°]	θ [°]		φ [°]	θ [°]		φ [°]	θ [°]		φ [°]	θ [°]		φ [°]	θ [°]	
115	90	2.1	115	18	36.1	115	234	2.3	115	306	2.3	115	162	36
113	115	2.2	113	43	2.6	113	209	21.2	113	281	2.1	113	353	44.6
113	65	2.2	113	175	47.9	113	259	2.1	113	331	21.2	113	137	2.6
107	103	2.1	107	31	9.7	107	221	2.7	107	293	2.1	107	175	47.9
107	77	2.1	107	5	47.9	107	247	2.1	107	319	2.7	107	149	9.7
106	54	2.2	106	198	48.6	106	270	2.1	106	342	48.6	106	126	2.2
94	102	2	94	30	6	94	222	2.5	94	294	2.1	94	174	44
94	78	2	94	6	44	94	246	2.1	94	318	2.5	94	150	6
93	54	2.2	93	198	41.9	93	270	1.9	93	342	42	93	126	2.2
87	90	1.9	87	18	5.9	87	234	2.2	87	306	2.2	87	162	42.1
86	66	2.1	86	174	44	86	257	2	86	330	5.9	86	138	2.2
86	42	2.5	86	210	5.9	86	282	2	86	356	44	86	114	2.1
74	90	1.9	74	18	45.8	74	234	2.1	74	306	2.1	74	162	45.8
73	67	2	73	175	54	73	257	2	73	329	8.4	73	139	5.6
73	41	2.6	73	211	8.4	73	283	2	73	355	45.6	73	113	2
67	79	1.9	67	6	53.9	67	245	2	67	317	2.5	67	151	17.6
67	30	17.5	67	223	2.5	67	295	2	67	173	53.9	67	101	1.9
65	54	2.1	65	198	47.8	65	270	1.9	65	342	47.8	65	126	2.1
55	25	26.6	55	169	30.7	55	241	1.9	55	313	2.3	55	97	1.8
55	83	1.8	55	227	2.3	55	299	1.9	55	10.8	31.2	55	155	26.6
51	54	2.2	51	198	30.3	51	270	1.9	51	342	30.4	51	126	2.2
46	40	9.4	46	184	30.7	46	256	2.1	46	328	14.9	46	112	2.1
46	69	2.1	46	213	14.8	46	284	2.1	46	356	30.7	46	140	9.4
32	30	31.9	32	174	31	32	246	18.6	32	318	37.9	32	102	3.3
32	78	3.3	32	222	37.8	32	294	18.2	32	6	31	32	150	31.9
26	54	29.2	26	198	43	26	270	4.2	26	342	43.1	26	126	29.4
14	54	30.4	14	198	30.3	14	270	30.5	14	342	30.2	14	126	30.4

3.2 Prueba dosimétrica prototipo del detector

La Tabla 20 muestra los resultados obtenidos por el prototipo al ser irradiado con el acelerador lineal, esta agrupada en cinco grupos que corresponden a las 5 matrices activas construidas. Al lado izquierdo se encuentra la posición del diodo en la matriz que es correspondiente a la posición en coordenadas esféricas θ [°] y φ [°] de la tabla 19 y cada matriz está dividida en 2 columnas donde se muestra:

- Lectura del microcontrolador procesada por el sistema de adquisición de datos y que es proporcional a la carga producida por cada diodo BPW34 $\bar{M}_{(\varphi,\theta)}[V]$
- Dosis relativa calculada a partir de la lectura del microcontrolador $D_{d(\varphi,\theta)}[\%]$

Tabla 20: Resultados proporcionados por la lectura del microcontrolador en el prototipo, la lectura de los 135 diodos está agrupados en 5 matrices de 27 diodos, para cada diodo se observa la posición con su respectivo valor de lectura del microcontrolador y dosis relativa calculada a partir de esta

	Matriz 1		Matriz 2		Matriz 3		Matriz 4		Matriz 5	
Posición en la matriz	Lectura medida por el microcontrolador en la posición $M_{(p,e)}$ [V]	Dosis relativa calculada a partir de la lectura del microcontrolador en la posición $D_{d(p,e)}$ [%]	Lectura medida por el microcontrolador en la posición $M_{(p,e)}$ [V]	Dosis relativa calculada a partir de la lectura del microcontrolador en la posición $D_{d(p,e)}$ [%]	Lectura medida por el microcontrolador en la posición $M_{(p,e)}$ [V]	Dosis relativa calculada a partir de la lectura del microcontrolador en la posición $D_{d(p,e)}$ [%]	Lectura medida por el microcontrolador en la posición $M_{(p,e)}$ [V]	Dosis relativa calculada a partir de la lectura del microcontrolador en la posición $D_{d(p,e)}$ [%]	Lectura medida por el microcontrolador en la posición $M_{(p,e)}$ [V]	Dosis relativa calculada a partir de la lectura del microcontrolador en la posición $D_{d(p,e)}$ [%]
1	1	1	12	40	1	1	1	1	12	41
2	1	2	1	2	5	16	1	2	14	45
3	2	2	16	45	1	2	6	17	1	2
4	1	1	4	12	1	1	1	2	14	45
5	1	2	17	45	1	2	1	1	2	5
6	1	2	14	45	1	2	15	46	1	2
7	1	1	1	2	1	1	1	2	16	43
8	1	2	12	42	1	2	1	1	1	2
9	1	2	14	45	1	2	13	43	1	2
10	1	1	1	2	1	1	1	1	12	43
11	1	2	16	43	1	2	1	2	1	2
12	1	2	1	2	1	2	16	45	1	2
13	1	2	14	45	1	2	1	2	13	42
14	1	2	19	50	1	2	1	2	1	2
15	1	2	1	2	1	2	14	45	1	2
16	1	2	15	48	1	2	1	2	5	15
17	4	12	1	2	1	2	14	50	1	2
18	1	2	14	45	1	2	14	45	1	2
19	12	31	11	32	1	2	1	2	1	2
20	1	2	1	2	1	2	10	31	10	30
21	1	2	12	32	1	2	11	31	1	2
22	4	15	10	32	1	2	3	10	1	2
23	1	2	5	17	1	2	10	31	3	7
24	10	30	9	30	6	14	10	35	1	2
25	1	2	11	35	5	13	10	33	10	30
26	9	28	11	38	1	2	15	39	11	30
27	9	32	10	32	13	33	11	32	10	31

3.3 Comparación de valores medidos por el prototipo y calculados por el planificador

Para mostrar la comparación de los valores medidos por el prototipo con los calculados por el sistema de planificación TPS, se agrupa los detectores del prototipo en 6 secciones de anillos distribuidos en la capa del poliedro geodésico como se observan en las figuras 52, 53, 54, 55, 56, 57.

Cada grupo de resultados se muestra en una imagen en coordenadas polares donde el ángulo θ está dado por la ubicación angular del detector en el anillo y el radio de la imagen representa la dosis relativa en %

Los puntos en color rojo representan la dosis relativa en cada diodo calculada a partir de las lecturas del microcontrolador del prototipo (rojo) y los puntos en color negro la dosis en cada diodo calculada por el TPS (negro).

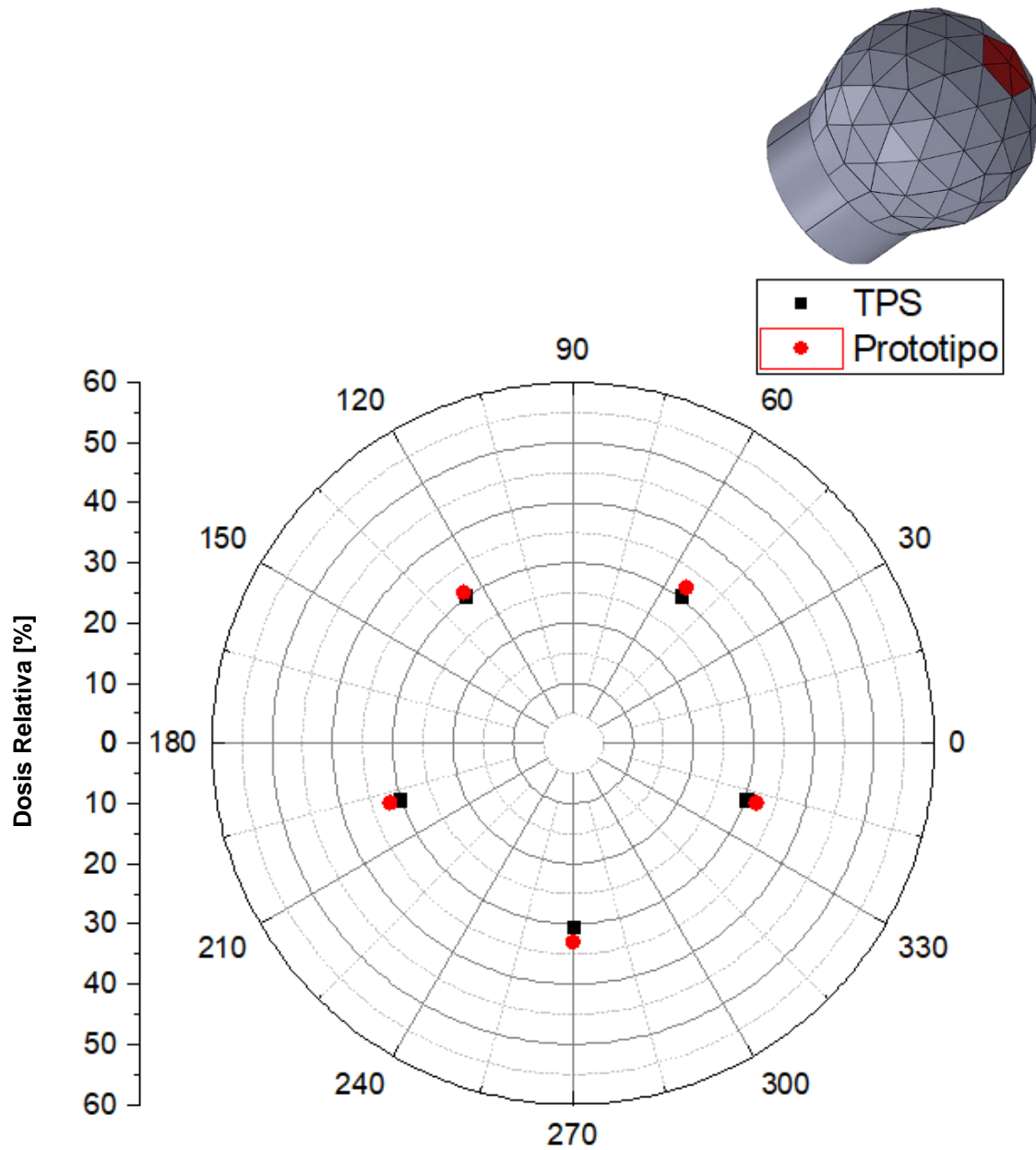


Figura 52: Resultados de los 5 detectores del primer anillo, en color rojo dosis relativa calculada a partir de la lectura del microcontrolador (Prototipo), en color negro dosis relativa calculada por el TPS

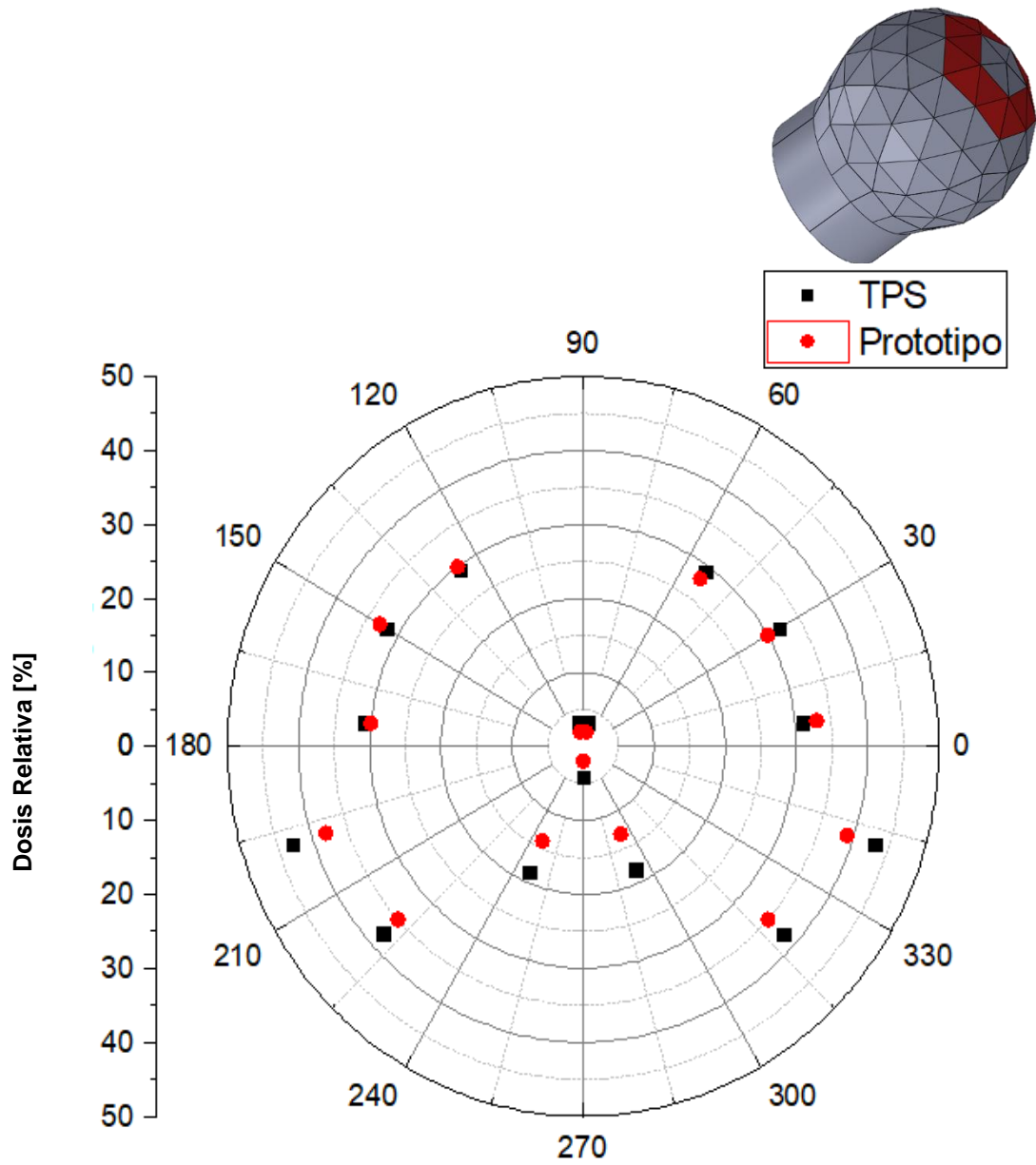


Figura 53: Resultados de los 15 detectores del segundo anillo, en color rojo dosis relativa calculada a partir de la lectura del microcontrolador (Prototipo), en color negro dosis relativa calculada por el TPS

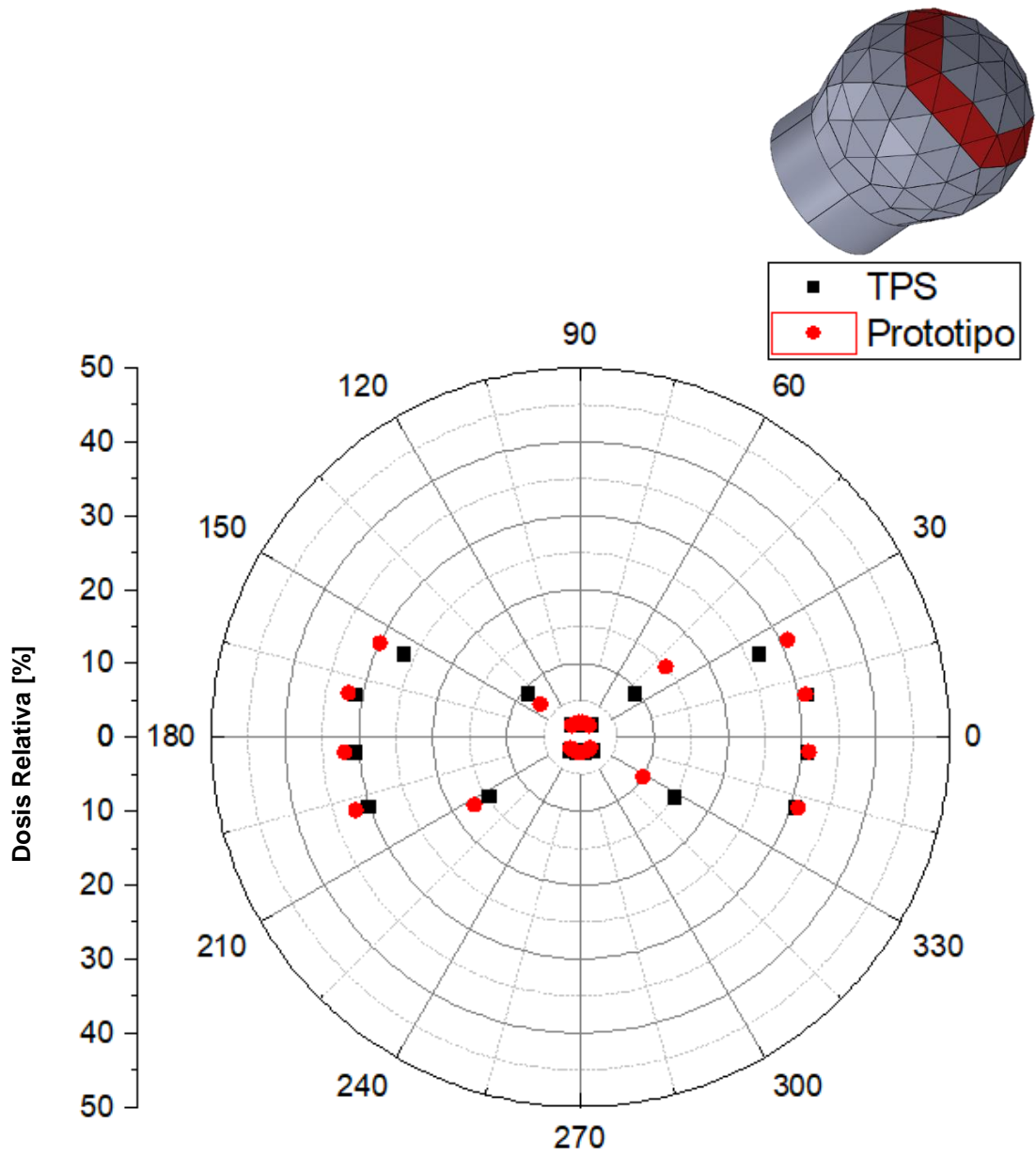


Figura 54: Resultados de los 25 detectores del tercer anillo, en color rojo dosis relativa calculada a partir de la lectura del microcontrolador (Prototipo), en color negro dosis relativa calculada por el TPS

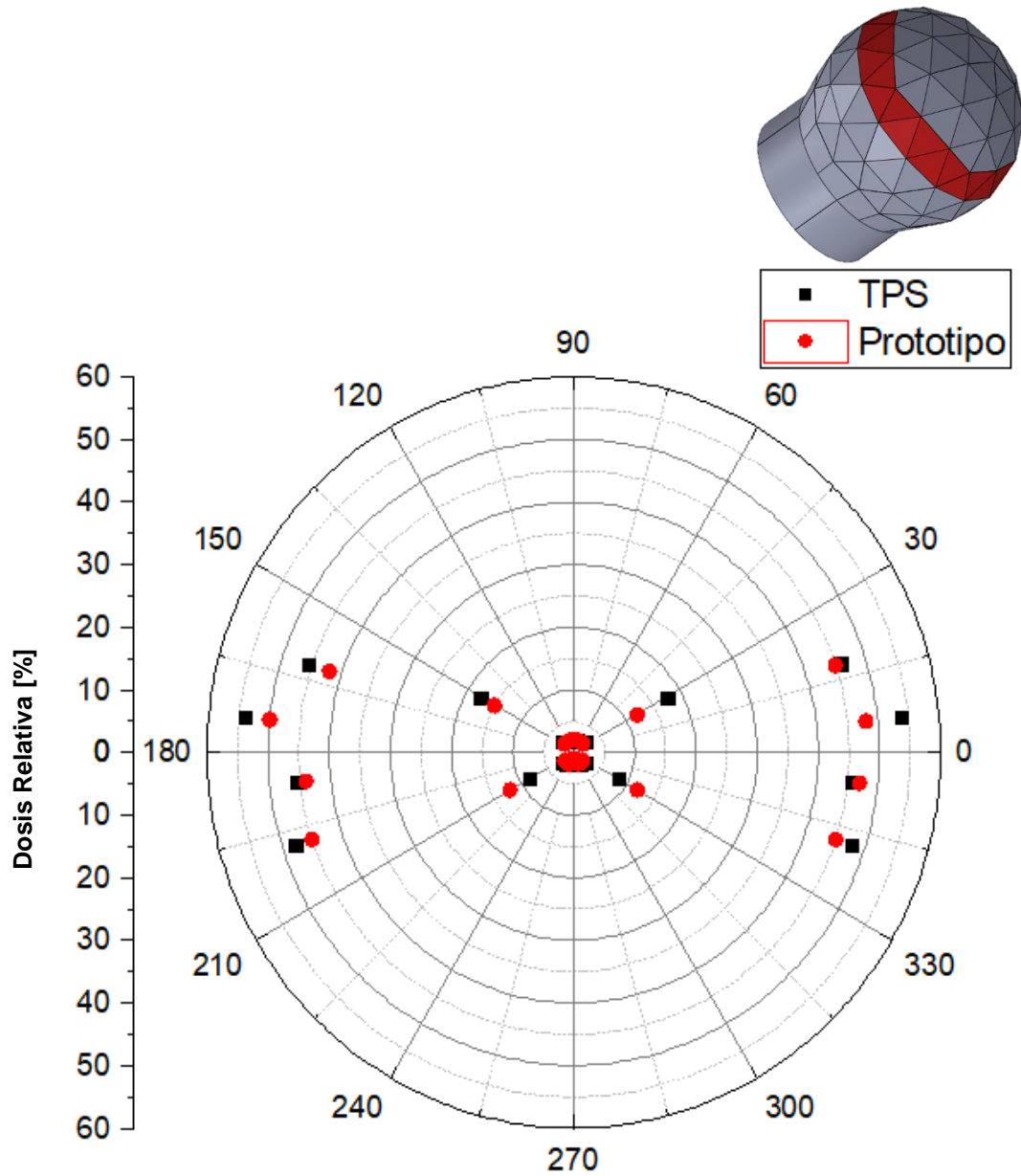


Figura 55: Resultados de los 30 detectores del cuarto anillo, en color rojo dosis relativa calculada a partir de la lectura del microcontrolador (Prototipo), en color negro dosis relativa calculada por el TPS

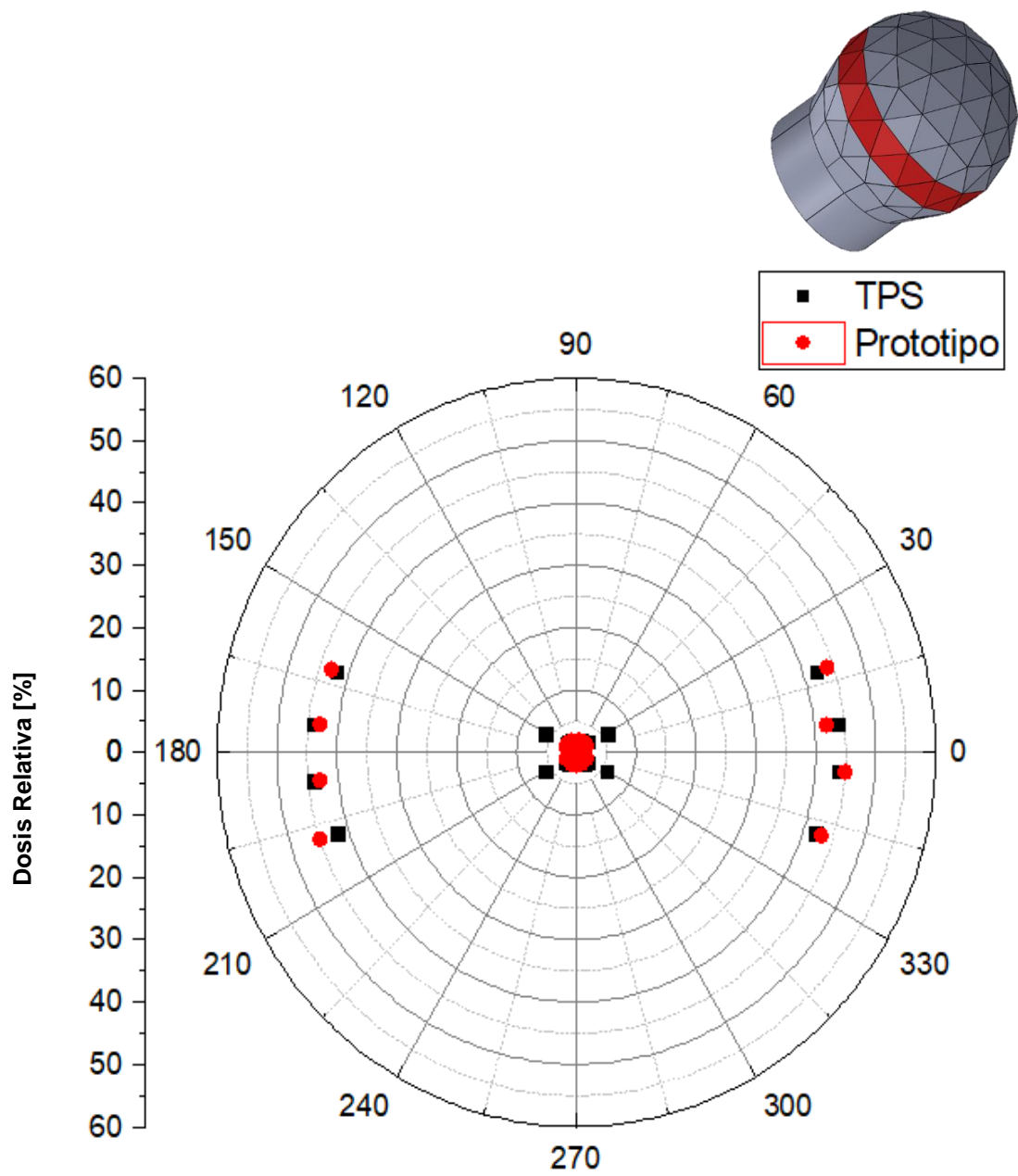


Figura 56: Resultados de los 30 detectores del quinto anillo, en color rojo dosis relativa calculada a partir de la lectura del microcontrolador (Prototipo), en color negro dosis relativa calculada por el TPS

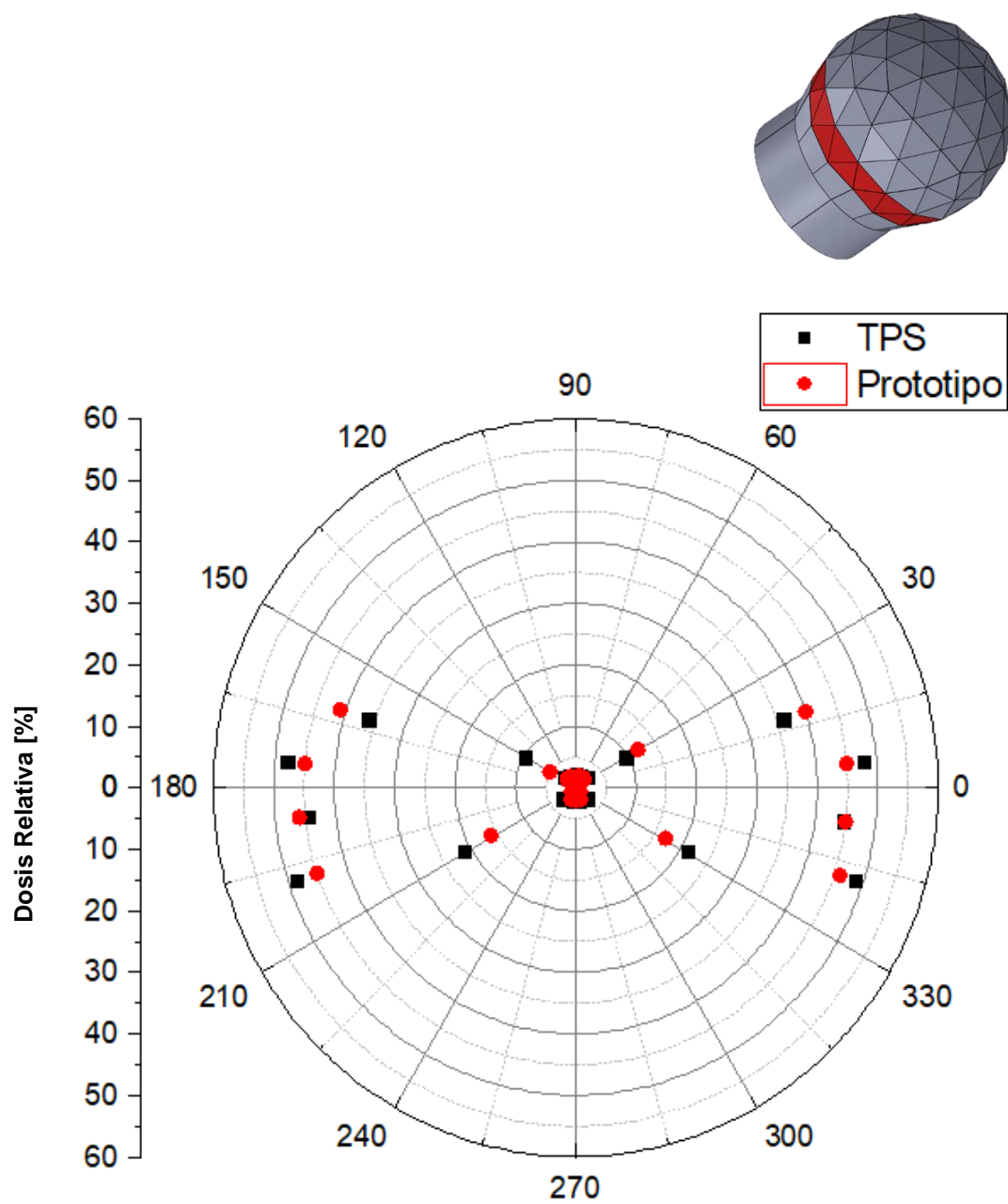


Figura 57: Resultados de los 30 detectores del sexto anillo, en color rojo dosis relativa calculada a partir de la lectura del microcontrolador (Prototipo), en color negro dosis relativa calculada por el TPS

CAPÍTULO IV

4. CONCLUSIONES

Se ha realizado el diseño estructural/electrónico de un detector 3D basado en múltiples capas esféricas concéntricas y como prueba de principio se ha desarrollado un prototipo con una única capa de 135 detectores

Las pruebas realizadas con un único detector dieron resultados de reproducibilidad de 1.1%, linealidad de 0.4% y dependencia a la tasa de dosis de 5.1%. Se observó que había considerable dependencia a la tasa de dosis por lo que el resto de experimentos se trabajó a una única tasa de dosis (400 UM/min).

Los resultados de porcentaje dosis profundidad PDD de este único detector dieron una diferencia porcentual respecto a los datos de puesta en servicio mayor a 2% únicamente en la zona de build-up. Por lo que quedaron validados los resultados de 2 cm a 20 cm de profundidad.

Los resultados de perfiles con la matriz plana construida dieron una diferencia porcentual respecto a los datos de puesta en servicio menor al 5% para diodos que se encuentran alejados de la zona de penumbra.

De los resultados de las pruebas experimentales con un único detector y una matriz plana, además de la bibliografía se vio que es posible medir la radiación producido por un acelerador lineal con fotones de 6MV, utilizando tecnología de matriz activa

Los resultados de las pruebas realizadas con el prototipo de una capa de 135 detectores dieron una diferencia porcentual menor al 5% respecto a los datos simulados por el planificador TPS, estos resultados han proporcionado los primeros resultados del rendimiento de la matriz tridimensional esférica

Finalmente, los resultados del prototipo indican que utilizando la tecnología de matriz activa es posible construir arreglos de detectores de radiación de superficies esféricas, se esperaría que la geometría de este detector propuesto sea un aporte en el desarrollo de arreglos de detectores electrónicos para radioterapia externa y finalmente un aporte en la calidad del tratamiento con radiaciones ionizantes.

Se ha publicado los resultados del trabajo en el libro de actas del XVI Simposio Mexicano de Física Médica indexado en SCOPUS [38]

CAPÍTULO V

5. RECOMENDACIONES

Si se desea hacer mediciones de radiación con el diodo BPW34S es necesario hacerle una cubierta que no permita la entrada de luz, ya que el diodo también genera corriente ante la luz visible, además si se desea desarrollar un estudio similar es necesario medir y calcular el ruido de fondo, factor de uniformidad y factor de calibración antes de realizar cada prueba con la matriz plana o la matriz tridimensional, ya que estos factores calculados dependen de diversas variables que pueden cambiar de una prueba a otra, además que cada diodo tiene una respuesta distinta ante la radiación. Utilizar una fuente de alimentación de voltaje constante y que proporcione el menor ruido posible para el sistema de adquisición de datos. Seleccionar los componentes electrónicos (resistencia, capacitancia, amplificador, conmutadores, microcontrolador, etc.) de acuerdo a la señal que se desea medir para nuestro caso que se deseaba observar señales producidas por un acelerador de 6MV a profundidad entre 2 cm y 20 cm los componentes seleccionados dieron una respuesta aceptable.

En esta tesis no se abordó estudios de la resistencia a la radiación de los componentes que se encuentran en el haz de radiación (Diodos BPW34S, MOSFET), dependencia angular del pixel, matriz plana, matriz tridimensional, dependencia con el tamaño de campo, dependencia energética y modulación con multilaminas MLC, además de la dispersión provocada en los maniquís a causa de los elementos electrónicos, circuito electrónico impreso PCB y soldadura de componentes. Sin embargo, se espera que se aborden estos temas en estudios posteriores.

CAPÍTULO VI

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] D. Georg, G. Kragl, S. Af Wetterstedt, P. McCavana, B. McClean, and T. Knöös, Photon beam quality variations of a flattening filter free linear accelerator, *Medical Physics*, vol. 37 (2010) 49–53
- [2] H. D. Kubo, R. B. Wilder, and C. T. Pappas, Impact of collimator leaf width on stereotactic radiosurgery and 3D conformal radiotherapy treatment plans, *International journal of radiation oncology, biology, physics*, vol. 44 (1999) 937–45
- [3] V. S. Khoo, M. Oldham, E. J. Adams, J. L. Bedford, S. Webb, and M. Brada, Comparison of intensity-modulated tomotherapy with stereotactically guided conformal radiotherapy for brain tumors, *International Journal of Radiation Oncology*Biolog*Physics*, vol. 45 (1999) 415–425
- [4] K. Otto, Volumetric modulated arc therapy: IMRT in a single gantry arc, *Medical Physics*, vol. 35 (2008) 310–317
- [5] L. Nayak, E. Q. Lee, and P. Y. Wen, Epidemiology of brain metastases, *Current Oncology Reports*, vol. 14 (2012) 48–54
- [6] G. Li *et al.*, Motion monitoring for cranial frameless stereotactic radiosurgery using video-based three-dimensional optical surface imaging, *Medical Physics*, vol. 38 (2011) 3981–3994
- [7] M. B. Sharpe, Technical Reports Series No. 430: Commissioning And Quality Assurance Of Computerized Planning Systems For Radiation Treatment Of Cancer (2006)
- [8] IAEA, Safety Reports Series No. 17.
- [9] E. B. Podgorsak, Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students (2005)
- [10] N. Agazaryan, T. D. Solberg, and J. J. DeMarco, Patient specific quality assurance for the delivery of intensity modulated radiotherapy, *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, vol. 4, (2003) 40–50
- [11] M. Hussien, Evaluation of detector array technology for the verification of advanced intensity-modulated radiotherapy (2015)
- [12] A. K. Glaser, S. C. Davis, W. H. A. Voigt, R. Zhang, B. W. Pogue, and D. J. Gladstone, “Projection imaging of photon beams using Čerenkov-excited fluorescence”.
- [13] S. Beddar and L. Beaulieu, *Scintillation Dosimetry*.
- [14] C. Baldock *et al.*, Topical Review: Polymer gel dosimetry, (2010)
- [15] D. Low, “The importance of 3D dosimetry,” *Journal of Physics: Conference Series*, vol. 573, (2015) 0–7
- [16] Y. Watanabe, L. Warmington, and N. Gopishankar, Three-dimensional radiation dosimetry using polymer gel and solid radiochromic polymer: From basics to clinical applications, *World Journal of Radiology*, vol. 9, (2017) 112
- [17] Y. El-Mohri *et al.*, Relative dosimetry using active matrix flat-panel imager (AMFPI) technology, *Medical Physics*, vol. 26, (1999) 1530–1541
- [18] N. Matsuura, W. Zhao, Z. Huang, and J. A. Rowlands, Digital radiology using active matrix readout: Amplified pixel detector array for fluoroscopy, *Medical Physics*, vol. 26, (1999) 672–681
- [19] W. Zhao and J. A. Rowlands, Digital radiology using active matrix readout of amorphous selenium: Theoretical analysis of detective quantum efficiency, *Medical Physics*, vol. 24, (1997) 1819–1833
- [20] A. Mesbahi, Development a simple point source model for Elekta SL-25 linear accelerator using MCNP4C Monte Carlo code, *Radiation Research*, vol. 4, (2006)

- [21] IAEA, TECDOC-1151, (2000)
- [22] M. Hussein, E. J. Adams, T. J. Jordan, C. H. Clark, and A. Nisbet, A critical evaluation of the PTW 2D-ARRAY seven29 and OCTAVIUS II phantom for IMRT and VMAT verification, *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, vol. 14, (2013) 274–292
- [23] A. Šiber, Icosadeltahedral geometry of geodesic domes, fullerenes and viruses: A tutorial on the T-number, *Symmetry*, vol. 12, (2020)
- [24] D. Fuchs, Geodesics on Regular Polyhedra with Endpoints at the Vertices, *Arnold Mathematical Journal*, vol. 2, (2016)
- [25] R. Biswas, P. Bhowmick, and V. E. Brimkov, On the polyhedra of graceful spheres and circular geodesics, *Discrete Applied Mathematics*, vol. 216, (2017) 362–375
- [26] E. Damulira, M. N. S. Yusoff, A. F. Omar, and N. H. M. Taib, A review: Photonic devices used for dosimetry in medical radiation, vol.19 (2019)
- [27] E. Yorke *et al.*, Diode in vivo dosimetry for patients receiving external beam radiation therapy, (2005)
- [28] T. L. Floyd and R. Salas Navarro, *Dispositivos Electrónicos*. (2008)
- [29] AAPM, Diode in Vivo Dosimetry for patients receiving external beam radiation therapy (2020)
- [30] *Datasheet OSRAM*, Silicon PIN Photodiode (2014)
- [31] F. Ravotti, M. Glaser, M. Moll, and F. Saigné, “BPW34 commercial p-i-n diodes for high-level 1 - MeV neutron equivalent fluence monitoring, *IEEE Transactions on Nuclear Science*, vol. 55, (2008) 2133–2140
- [32] *Datasheet VISHAY*, Silicon PIN Photodiode (2014)
- [33] J. M. Moran, D. A. Roberts, T. S. Nurushev, L. E. Antonuk, Y. El-Mohri, and B. A. Fraass, “An Active Matrix Flat Panel Dosimeter (AMFPD) for in-phantom dosimetric measurements,” *Medical Physics*, vol. 32 (2005) 466–472
- [34] J. Bosch and M. Carmona, Instrumentación Electrónica Avanzada Instrumentación Inteligente (2012)
- [35] I. Fuduli *et al.*, “A comparative analysis of multichannel Data Acquisition Systems for quality assurance in external beam radiation therapy, *Journal of Instrumentation*, vol. 9 (2014)
- [36] A. Canal Marques, J. M. Cabrera, and C. de Fraga Malfatti, Printed circuit boards: A review on the perspective of sustainability, *Journal of Environmental Management*, vol. 131 (2013) 298–306
- [37] “icosphere - File Exchange - MATLAB Central.” <https://www.mathworks.com/matlabcentral/fileexchange/50105-icosphere> (accessed Nov. 17, 2021).
- [38] R. Chalco *et al.*, A three-dimensional electronic detector array for radiotherapy based on active matrices, in *AIP Conference Proceedings* (2021)