

*Benemérita Universidad Autónoma de Puebla*  

---

*Facultad de Ciencias Físico Matemáticas*

*Estudio de la viabilidad del uso de  
detectores MEDIPIX en Física Médica*

TESIS

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE  
Licenciada en Física Aplicada

PRESENTA

Eliane Miguel Chumacero

DIRECTORES DE TESIS

Dr. Benito de Celis Alonso

Dr. Eduardo Moreno Barbosa

Puebla, Pue.

agosto 2014



*Esta investigación fue realizada con apoyo del Consejo de  
Ciencia y Tecnología del Estado de Puebla*

*Agradezco:*

*A Dios  
por su presencia y amor  
en cada parte de mi vida.*

*A mi familia  
por el apoyo, el amor y las bases  
que me han ayudado en la realización  
de mis sueños y metas.*

*A mis amigas y compañeras de vida  
desde hace ya muchos años  
por vivir a mi lado esta etapa  
así como muchas anteriores  
y brindarme ánimo y risas*

*A mis amigos de la universidad  
por todo lo que fuimos aprendiendo juntos,  
su apoyo y ayudas técnicas.*

*A mis asesores  
por su guía y su tiempo  
a lo largo de este trabajo*

*A mis sinodales  
por toda la atención brindada,*





# Introducción

Hoy en día, la medida de radiación en los departamentos de diagnóstico de los hospitales son las cámaras de ionización. Este elemento cumple su función de forma adecuada, sin embargo, cualquier físico médico sabe que debe cumplir los criterios ALARA en su trabajo día a día. Este criterio requiere que se mantenga tan baja como sea posible la radiación administrada a los pacientes. Por otro lado, en el campo de la Astrofísica la necesidad de detectar radiación cósmica de altas energías y muy débil (baja densidad) ha permitido que el campo de desarrollo de detectores sea muy amplio. En este marco se han desarrollado los detectores Medipix que tienen una precisión de detección mayor que los detectores habituales en dosimetría. Si se pudiesen usar estos detectores mucho más sensibles entonces la radiación que se debería usar en un examen médico se reduciría cumpliendo el requisito ALARA. En la actualidad este detector se ha usado poco en proyectos o publicaciones de investigación para usos médicos pero es de interés que este trabajo sirva de base científica para desarrollar este trabajo.

Medipix es un detector híbrido contador de fotones individuales, en un principio el objetivo de la colaboración que lo creó y lleva su nombre, era indagar en la manera en que podía usarse en el área de imagen médica de rayos X pues este tipo de detectores proporcionan imágenes libres de borrosidad a diferencia de las obtenidas con detectores integradores, la aplicación de un voltaje umbral al pulso de salida del amplificador permite que se detecten eventos verdaderos y deseables para los fines requeridos al eliminar el ruido proveniente de otras fuentes. En ese trayecto han surgido otras aplicaciones posibles gracias a su alta resolución espacial, alto rango dinámico y alta eficiencia de detección [16]. El presente trabajo está enfocado en los chips de lectura Timepix/Medipix 3 [10, 8], los experimentos se llevaron a cabo con el objetivo de evaluar la respuesta del detector a distintas fuentes de radiación y la calidad de su imagen. Antes de reportar los resultados experimentales

obtenidos y el análisis de ellos, los primeros dos capítulos desarrollan la teoría básica del funcionamiento de un detector de radiación y la descripción así como las características de los detectores Medipix haciendo énfasis en las ventajas que posee por los avances en tecnología de CMOS, semiconductores y procesamiento de datos. El capítulo tres profundiza en los parámetros de calidad de una imagen mismos que se busca optimizar mediante su implementación en el área de imagen medica y diagnóstico. Los procedimientos llevados a cabo se describen en el Capítulo 4 que abarca la Caracterización de Timepix con distintas fuentes de radiación gamma [3, 4] y en el Capítulo 5 se obtiene la respuesta del chip Medipix 3 a rayos X de fluorescencia así como a rayos X de energías de MeV producidos por un acelerador lineal de uso clínico. Es de interés observar la relación de la radiación incidente y la registrada por el detector , la energía de la radiación detectada con respecto a las unidades de conteo que maneja el chip, así como la distribución de esta [9, 12, 3, 4, 7].

# Índice general

<b>1. Detectores de radiación</b>	<b>1</b>
1.1. Modelo de detector simplificado . . . . .	1
1.2. Propiedades de un detector . . . . .	2
1.2.1. Modos de operación de detección . . . . .	2
1.2.2. Resolución de Energía . . . . .	4
1.2.3. Tiempo muerto . . . . .	4
1.2.4. Eficiencia . . . . .	6
1.2.5. Respuesta . . . . .	6
1.2.6. Sensibilidad . . . . .	7
1.3. Detectores utilizados en Física Médica . . . . .	7
<b>2. Detectores Medipix</b>	<b>11</b>
2.1. Colaboración Medipix . . . . .	11
2.2. Detectores Híbridos . . . . .	12
2.3. Medipix 3 . . . . .	12
2.3.1. Descripción del chip . . . . .	12
2.3.2. La celda de píxel del Medipix 3 . . . . .	15
2.3.3. Modos de operación de la adquisición de datos . . . . .	17
2.3.4. Ecuación de umbral . . . . .	18
2.3.5. Hardware y Software de lectura . . . . .	19
2.4. Timepix . . . . .	20
2.4.1. Descripción de chip . . . . .	20
2.4.2. Modos de operación de la adquisición de datos . . . . .	21
<b>3. Calidad de una imagen</b>	<b>23</b>
3.1. Resolución espacial . . . . .	24
3.1.1. Función de dispersión de línea . . . . .	24
3.1.2. Función de dispersión de punto . . . . .	25

3.1.3. Función de transferencia de modulación . . . . .	25
3.2. Coeficiente Señal a Ruido . . . . .	26
3.3. Coeficiente de Contraste . . . . .	26
<b>4. Caracterización de Timepix</b>	<b>27</b>
4.1. Configuraciones iniciales del chip . . . . .	27
4.2. Contraste como cuantificación del ruido de los pixeles . . . . .	28
4.3. Ecualización de umbral . . . . .	29
4.4. Curva de calibración . . . . .	31
4.4.1. Arreglo experimental . . . . .	31
4.4.2. Método . . . . .	32
4.4.3. Resultados . . . . .	34
<b>5. Respuesta de Medipix 3</b>	<b>37</b>
5.1. Escaneo de Pixeles . . . . .	37
5.2. Respuesta de Medipix 3 a Rayos X de Fluorescencia . . . . .	38
5.2.1. Arreglo experimental y procedimiento . . . . .	39
5.2.2. Resultados, Espectro de rayos x de fluorescencia . . . . .	40
5.3. Respuesta de Medipix 3 a rayos X de 6 MeV de un Acelerador Lineal . . . . .	42
5.3.1. Arreglo experimental . . . . .	42
5.3.2. Dependencia de la respuesta del chip a las unidades monitor . . . . .	43
<b>6. Conclusiones</b>	<b>49</b>
<b>A. Diagramas de decaimiento</b>	<b>53</b>
<b>B. Código</b>	<b>57</b>

# Índice de figuras

1.1. <b>Diagrama de un Detector conectado a un circuito preamplificador.</b> Fuente [15] . . . . .	3
1.2. <b>Ejemplos de funciones de respuesta de un detector.</b> Se observa en la figura un caso de función de respuesta con buena resolución relativa y otra con pobre resolución. Aquí $dN$ es el número diferencial de pulsos observados con amplitud dentro del incremento de amplitud diferencial $dE$ . Fuente [15] . . . . .	5
2.1. <b>Detector de pixeles híbrido.</b> Estos detectores se conforman de dos partes ensambladas, una matriz de celdas electrónicas de lectura de salida acoplada mediante bump-bonding a una matriz de sensores diodos. Fuente [1] . . . . .	13
2.2. <b>Descripción del chip Medipix 3.</b> (1) Matriz de 256x256 pixeles. (2) Periferia del chip y TVS. (3) Extension inferior WB. (4) Conexion superior de TVS. (5) Extensiones de cable de unión. A, B y C muestra la diferencia en opciones de unión. Fuente [10] . . . . .	15
2.3. <b>Diagrama de bloque de una celda de Medipix 3.</b> El diagrama muestra la parte analógica que consiste en preamplificador, un conformador y dos discriminadores de umbral. La digital en la lógica de control, módulos de arbitraje para la asignación de evento, circuitos para el almacenamiento de configuración de píxeles y dos contadores. Fuente [10] . . . . .	16
2.4. <b>Diagrama esquemático de la circuitería de entrada-salida en modo de pixel único.</b> El diagrama incluye el mecanismo de ajuste de umbral y el discriminador. $I_{THP}$ proporciona la corriente que fija el umbral global e $I_{THADJ}$ y $I_{THN}$ ajustan los umbrales en la matriz. Fuente [12] . . . . .	19

2.5.	<b>Diagrama esquemático de la celda de pixel de Timepix.</b> Fuente [16] . . . . .	21
3.1.	<b>Ejemplos de LSF.</b> Se observa de izquierda a derecha el grado de borrosidad que produce el sistema va aumentando y conjuntamente el ancho de la LSF. Fuente [6] . . . . .	24
3.2.	<b>Ejemplos de PSF para distintos sistemas.</b> La imagen superior muestra el objeto original del cual se quiere obtener la imagen, y las cuatro imágenes inferiores son las producidas por distintos PSF siendo el caso ideal el primero. Fuente [6] . . . . .	25
4.1.	<b>Escaneo de la dependencia de DACs.</b> . . . . .	28
4.2.	<b>Contraste como cuantificación del ruido de los pixeles.</b> Las gráficas a) y b) muestran la matriz de pixeles en el plano XY y proporcionan información acerca de los eventos registrados en el eje Z. La imagen c) muestra un acercamiento de los cuatro cuadrantes que componen la gráfica del inciso a y se puede observar que el cuadrante inferior izquierdo es el que presenta un mayor contraste entre pixeles debido a los pixeles ruidosos que posee. Por último el inciso d) muestra el acercamiento a una región de la gráfica del inciso a que tiene un buen comportamiento, pues no hay un contraste significativo en las mediciones de los pixeles. . . . .	30
4.3.	<b>Distribución del ruido antes y después de la ecualización de umbral.</b> . . . . .	31
4.4.	<b>Distribución ToT de pixeles individuales para <math>^{55}\text{Fe}</math>.</b> . . . . .	33
4.5.	<b>Distribución ToT de pixeles individuales para <math>^{241}\text{Am}</math>.</b> . . . . .	33
4.6.	<b>Curva ajustada (línea roja), Datos experimentales de las Fuentes radioactivas.</b> . . . . .	34
4.7.	<b>Distribución ToT para agrupamientos de pixeles individuales y dobles utilizando <math>^{55}\text{Fe}</math>.</b> . . . . .	35
4.8.	<b>Distribución ToT para distintos tamaños de agrupamientos utilizando <math>^{241}\text{Am}</math>.</b> . . . . .	35
4.9.	<b>Número de agrupamientos contra ToT totales por marco al irradiar con <math>^{55}\text{Fe}</math>.</b> . . . . .	36
4.10.	<b>Número de agrupamientos contra ToT totales por marco al irradiar con <math>^{241}\text{Am}</math>.</b> . . . . .	36

5.1. <b>Escaneo de pixeles utilizando la fuentes de radiación <math>^{55}Fe</math> a) y <math>^{90}Sr</math> b).</b> . . . . .	38
5.2. <b>Montaje experimental.</b> El inciso a muestra la fuente de rayos X , frente a ella el objetivo alineado a $45^\circ$ del detector. En el inciso b se hace un acercamiento del detector. . . . .	39
5.3. <b>Cuentas contra escaneo THL (Pd, In).</b> Espectro Integral trabajando en SPM. . . . .	40
5.4. <b>Cuentas contra escaneo THL (Pd,In).</b> Espectro Diferencial trabajando en SPM. . . . .	41
5.5. <b>Cuentas contra escaneo THL (Pd,Cd, In).</b> Espectro Integral trabajando en CSM. . . . .	41
5.6. <b>Cuentas contra escaneo THL (Pd,Cd, In).</b> Espectro Diferencial trabajando en CSM. . . . .	42
5.7. <b>Arreglo experimental.</b> a) muestra la configuración utilizada para analizar la respuesta del detector a rayos X de 6 MeV provenientes del Linac. b) proporciona un acercamiento a la configuración de la interface y la colocación del detector sobre la mesa de tratamiento. . . . .	43
5.8. <b>Gráficas de cuentas por pixel para 1, 25, 50 y 75 unidades monitor.</b> Representación bidimensional de las cuentas por pixel. a) corresponde a las mediciones hechas con un bloque b) con dos bloques. . . . .	45
5.9. <b>Gráficas de cuentas por pixel para 1, 25, 50 y 75 unidades monitor.</b> Representación tridimensional de las cuentas por pixel.a) corresponde a las mediciones hechas con un bloque y b) con dos bloques. . . . .	46
5.10. <b>Histogramas de cuentas por pixel para 6 MeV.</b> Las gráficas corresponden a cada uno de los valores de unidades monitor seleccionados. a) corresponde a las mediciones hechas con un bloque y b) con dos bloques.Por último c) muestra los histogramas para ambos casos a 75 UM . . . . .	47
5.11. <b>Media de eventos registrados contra unidades monitor.</b> 48	48
5.12. <b>Suma total de eventos registrado en los pixeles de la matriz contra unidades monitor.</b> . . . . .	48
A.1. <b>Diagrama de decaimiento del Americio 241.</b> Fuente[2] . . . . .	53
A.2. <b>Diagrama de decaimiento del Hierro 55.</b> Fuente[2] . . . . .	54
A.3. <b>Diagrama de decaimiento del Estroncio 90.</b> Fuente[2] . . . . .	55



# Índice de tablas

1.1. <b>Propiedades del Silicio y del Germanio.</b> Fuente [15] . . .	10
2.1. <b>Resumen de los modos de pixel de Medipix 3.</b> Fuente [10]	18
4.1. <b>Información del dispositivo Medipix.</b> . . . . .	28
5.1. <b>Información del dispositivo Medipix</b> . . . . .	37
5.2. <b>Materiales utilizados como objetivo para producir rayos X de fluorescencia.</b> $Z$ corresponde a su número atómico y $K_\alpha, K_\beta$ a las energías características debidas a las transiciones entre las capas $L \rightarrow K$ y $M \rightarrow K$ respectivamente. . . .	39



**Estudio de la viabilidad del uso de detectores  
MEDIPX en Física Médica**

**Eliane Miguel Chumacero**

agosto 2014



# Capítulo 1

## Detectores de radiación para aplicaciones médicas

En este capítulo se hace una revisión del funcionamiento y características de un detector de radiación así como la información de importancia que proporciona. Se presentan ejemplos para los detectores de radiación más usados en aplicaciones de la física médica y de la protección radiológica.

### 1.1. Modelo de detector simplificado

Un detector de partículas es un dispositivo que se utiliza para proveer información acerca de algún tipo de radiación (partículas energéticas o cuantos de radiación), tal como su energía y trayectoria, mediante la interacción que esta tiene con él. El funcionamiento general parte de la interacción de la radiación (que puede llevarse a cabo mediante algún tipo de interacción con la materia dependiendo de la radiación de la que se trate) con el detector. Esto produce ionización en el medio y cuando esto sucede, surge cierta carga eléctrica que se recolecta mediante la aplicación de un campo eléctrico. Este último causa un flujo en direcciones opuestas de las partículas positivas y negativas que se generaron, las cuales experimentan una fuerza igual al producto de su carga por la intensidad del campo eléctrico. La carga que se genera a partir del tiempo  $t = 0$  está dada por la ecuación (1.1)

$$Q = \int_0^{t_c} i(t) dt \quad (1.1)$$

dónde  $i$  es la corriente que varía con el tiempo y  $t_c$  el tiempo de recolección de la carga. La carga que se recolecta dentro del volumen activo del detector forma la señal eléctrica básica que nos brinda la información deseada. El tiempo de frenado de la radiación incidente es muy pequeño, de aquí que la deposición de energía de radiación se considera instantánea. Se tiene que la llegada de cuantos de radiación es un fenómeno aleatorio (gobernado por la estadística de Poisson) de aquí que también lo es la distribución de los intervalos de tiempo entre los pulsos de corriente [15].

## 1.2. Propiedades de un detector

Una vez descrito el modelo general de funcionamiento de un detector en la sección anterior, a continuación se profundiza en las propiedades más importantes que describen los distintos modos de operar, así como sus características. De esta forma se puede diferenciar a los detectores y perfilar sus aplicaciones.

### 1.2.1. Modos de operación de detección

Los principales modos de detección son: modo de corriente, modo de pulsos y modo de voltaje medio al cuadrado. Cada uno de ellos es distinto en su forma de detectar y procesar la señal obtenida, sin embargo, coinciden en su dependencia de la secuencia de pulsos de corriente que viene siendo proporcionada por la señal de salida.

- Modo de corriente: Mide en las terminales de salida la corriente media continua que es producida en el detector, esto puede hacerse con ayuda de un amperímetro. Considerando  $T$  como el tiempo de respuesta fijo, la señal que se obtiene de la secuencia de eventos es una corriente que depende del tiempo y se describe como lo expresa la ecuación (1.2).

$$I(t) = \frac{1}{T} \int_{t-T}^t i'(t') dt' \quad (1.2)$$

Se tiene que  $T$  en comparación con el promedio de tiempo entre pulsos de corriente individuales es largo, así el efecto es promediar las fluctuaciones en los intervalos entre las interacciones de radiación individuales

y grabar la corriente media que depende del producto del tipo de interacción y la carga por la interacción. En el modo de corriente, este promedio de tiempo de las ráfagas actuales individuales sirve como la señal de base que se registra.

- Modo de pulsos: Se mide la señal de salida de cada pulso de corriente producido por un evento y esto proporciona información importante como la amplitud y el tiempo. La señal pulsada depende de las características de entrada del circuito al que se conecta el detector, usualmente un preamplificador como el que se muestra en la figura 1.1,

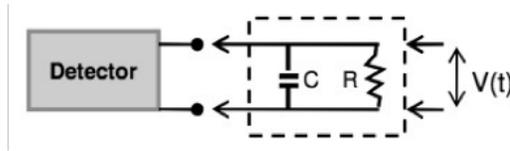


Figura 1.1: **Diagrama de un Detector conectado a un circuito preamplificador.** Fuente [15]

donde  $R$  es la resistencia de entrada del circuito,  $C$  la capacitancia equivalente del sistema detector y la señal de voltaje  $V(t)$  depende de la constante de tiempo  $\tau = RC$ . En el conteo de pulsos, todos los pulsos sobre un umbral se registran por el detector, se tiene que la energía es proporcional a la amplitud de la señal.

- Voltaje promedio al cuadrado: La señal de corriente que se obtiene está compuesta por una corriente promedio  $I_0 = rQ$  y una componente fluctuante  $\sigma_i(t)$ , aquí  $r$  es la tasa de eventos o el número de eventos por segundo y  $Q$  la carga generada en cada evento. Al bloquear  $I_0$  mediante procesamiento de señal adicional, se calcula el promedio en el tiempo de la amplitud al cuadrado de la componente fluctuante y el resultado está dado de la siguiente manera [15]:

$$\overline{\sigma_I^2(t)} = \frac{rQ^2}{T} \quad (1.3)$$

Se puede ver en la ecuación (1.3) que se tiene una relación directamente proporcional a la tasa de eventos y al cuadrado de la carga e inversamente proporcional al tiempo de medida  $T$ . Este modo es útil

en medidas de ambientes de radiación mezclada pues enfatiza la respuesta del detector a favor del tipo de radiación que produce mayor carga por evento.

### 1.2.2. Resolución de Energía

La resolución de energía es una cantidad adimensional que se expresa como porcentaje e indica qué tan preciso es un detector diferenciando radiación incidente con energías cercanas. Para determinar esta propiedad, en espectroscopia de radiación cuyo objetivo es medir la distribución de energía de radiación incidente, se mide la respuesta del detector a una fuente de radiación monoenergética y se obtiene una distribución de amplitud de pulsos también llamada función de respuesta. La Figura 1.2 muestra dos funciones de respuesta para cierta energía  $E$  utilizada. Si ambas registran los mismos pulsos se tiene una igualdad en el área de las distribuciones sin embargo el ancho entre ellas varía debido a fluctuaciones entre pulsos (aún cuando para cada evento se deposita la misma energía) tales como el ruido electrónico introducido por perturbaciones en el detector, cables, amplificadores, multi-canal, ruido estadístico de la naturaleza discreta de la señal medida, entre otras. Si lo anterior logra disminuirse, una función de respuesta ideal sería semejante a una función delta. Luego, la energía de resolución  $R$  se define de la siguiente forma

$$R = \frac{FWHM}{E_0} \quad (1.4)$$

donde  $FWHM$  es el ancho de la distribución a la mitad de su nivel máximo en el valor  $E_0$  que es el centroide de la localización del pico.

Como ejemplo, se tiene que  $R$  para diodos semiconductores usados en espectroscopia alfa es menor al 1% y en detectores centelladores usados para espectroscopia de rayos gamma varía entre el 5% y el 10% [15].

### 1.2.3. Tiempo muerto

Es el tiempo mínimo que se requiere para que dos eventos puedan ser grabados como pulsos separados. En este tiempo, el detector y la electrónica del dispositivo no pueden discriminar el arribo de una nueva partícula, y esto limita la tasa de conteo máximo del sistema y ocasiona una pérdida de eventos.

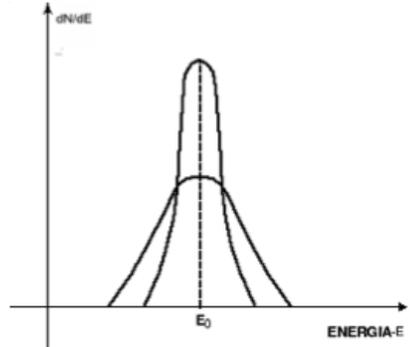


Figura 1.2: **Ejemplos de funciones de respuesta de un detector.** Se observa en la figura un caso de función de respuesta con buena resolución relativa y otra con pobre resolución. Aquí  $dN$  es el número diferencial de pulsos observados con amplitud dentro del incremento de amplitud diferencial  $dE$ . Fuente [15]

Si se requiere realizar una corrección del número de cuentas registrado para obtener el número real de sucesos se utilizan los modelos paralizables y no paralizables o de tiempo muerto no extendido [15]. El primero considera que los sucesos ocurridos durante el tiempo muerto hacen que este se alargue. El segundo se basa en que los sucesos ocurridos durante el tiempo muerto no se toman en cuenta y esto no afecta el comportamiento del detector. Para este modelo, se tiene que el número de cuentas por segundo real es

$$m = \frac{\kappa}{1 - \kappa\tau} \quad (1.5)$$

dónde  $\kappa$  es el número de cuentas por segundo y  $\tau$  es el tiempo muerto que puede determinarse mediante el método de las dos fuentes [11] utilizando la ecuación

$$\tau = \frac{r_1 r_2 - \sqrt{r_1 r_2 (r_{12} - r_1)(r_{12} - r_2)}}{r_1 r_2 r_{12}} \quad (1.6)$$

Dónde  $r_1$  y  $r_2$  son las cuentas por segundo de cada fuente en forma separada y  $r_{12}$  de manera conjunta, utilizando la ecuación (1.5) se obtienen tres ecuaciones que proporcionan el valor de las cuentas verdaderas y finalmente de aquí se obtiene el valor del tiempo muerto de la ecuación (1.6)

### 1.2.4. Eficiencia

Considerando que se obtiene un pulso por cada cuanto de radiación que interacciona con el volumen activo del detector se obtiene una eficiencia de conteo que depende de la naturaleza de la radiación. Por ejemplo las partículas cargadas ionizan directamente formando iones a lo largo de sus trayectoria pero la radiación sin carga interactúa con el detector antes de que se registre una señal puesto que ioniza el medio indirectamente. Se usa la eficiencia del detector para relacionar los pulsos registrados con la radiación incidente. La eficiencia de conteo se divide en dos clases eficiencia absoluta  $\epsilon_{abs}$  y eficiencia intrínseca  $\epsilon_{int}$  definidas mediante las siguientes expresiones:

$$\epsilon_{abs} = \frac{\#pulsos\ grabados}{\#cuantos\ de\ radiación\ emitidos\ por\ la\ fuente} \quad (1.7)$$

$$\epsilon_{int} = \frac{\#pulsos\ grabados}{\#cuantos\ de\ radiación\ incidentes\ en\ el\ detector} \quad (1.8)$$

Es importante conocer la eficiencia de un detector y considerarla al calcular la dosis recibida, así como considerar el tipo y la energía de radiación para elegir que detector utilizar.

### 1.2.5. Respuesta

Como se mencionó anteriormente, se tiene que cuando una partícula atraviesa el volumen activo del detector pierde cierta cantidad de energía  $E_{rad}$ . Por tanto la respuesta de un detector queda definida mediante la ecuación (1.9)

$$\rho = \frac{E_{rad}}{V} \quad \text{ó} \quad \frac{E_{rad}}{Q} \quad (1.9)$$

Dónde  $V$  y  $Q$  son la señal (en voltaje o carga) que se obtiene del detector. Cuando la respuesta es una relación lineal se conoce como linealidad del detector y se busca que el detector tenga esta propiedad ya que nos indica que la señal registrada es proporcional a la energía que deposita la radiación incidente [11].

### 1.2.6. Sensibilidad

Esta propiedad se relaciona con la capacidad del detector de producir una señal útil. Esta relacionada con la sección eficaz (probabilidad de que un evento ocurra) y con la masa del detector, por ejemplo se tiene que detectores con poca masa tienen una sensibilidad menor a partículas neutras y detectan sólo una parte de la energía. El material envolvente del detector y el ruido asociado establecen el mínimo de señal detectable.

## 1.3. Detectores utilizados en Física Médica

Se ha visto que las propiedades de los detectores pueden variar, de aquí que haya distintas categorizaciones de estos:

1. Dependiendo de si la señal que ofrecen se obtiene integrando los efectos de varias interacciones individuales o si es el resultado de la interacción de una sola partícula, a estos se les denomina integradores y contadores respectivamente. Dentro de esta clasificación se encuentran los activos que son los que requieren de un sistema electrónico de lectura para funcionar y obtener una señal y los pasivos que pueden usarse sin necesidad de un sistema electrónico.
2. Dependiendo del modo de detección de la señal, se pueden dividir en directos cuando la ionización en el medio material proporciona la señal e indirectos cuando lo primero que se produce es luz que posteriormente se convierte en señal eléctrica.

A continuación se describen los detectores comúnmente usados en el área de Física Médica y que son ejemplo de lo descrito en el párrafo anterior:

- Placa radiográfica: Se trata de un detector integrador y pasivo. Es un sustrato plástico transparente de acetato o poliéster cubierto con una emulsión que es sensible a la luz. La emulsión se compone de cristales de haluro de plata, con granos de 0,1 a  $1\mu m$  formados mayormente de gelatina y bromuro de plata. El cristal de este último, al recibir un fotón produce un electrón libre que puede combinarse con un ion de plata para formar un átomo de plata que es negro. Como resultado se tiene que la exposición de la placa a la luz la oscurece. Así el proceso

de ennegrecimiento de la placa se relaciona directamente con la energía de la luz incidente lo cual es el producto de la intensidad de la luz y el tiempo de exposición [14].

- Cámara de ionización: Consiste en una cámara con gas en el interior que es ionizado debido a la interacción de sus moléculas con fotones de rayos X. Dentro del dispositivo se colocan un par de electrodos con una diferencia de potencial entre ellos y estos producen una corriente que se forma con los iones producidos por la interacción. Finalmente los electrodos recolectan la carga producida y esta representa la energía absorbida de los fotones incidentes. El gas utilizado comúnmente es Xenón [14] debido a que es el gas inerte más pesado y tiene un mejor desempeño en comparación de gases con densidades menores para evitar que haya rayos X cuya trayectoria pasa dentro de la cámara y no sean detectados.
- Centelladores: Están formados por un cristal centellador, como Yoduro de Cesio, Tungstanato de Cadmio o un material cerámico, acoplado a un tubo fotomultiplicador [14], este último consiste en un fotocátodo, un ánodo y electrodos intermedios llamados dínodos. Los cristales centelladores, emiten fotones de luz como resultado de la incidencia de rayos X en proporción a la energía absorbida de estos. El centelleo que emiten es resultado de la excitación e ionización de los átomos que ocurre por la interacción de la radiación con la materia. Luego, al volver los átomos a su estado fundamental se desexcitan emitiendo fotones en el rango de energía del espectro visible. Cuando el fotocátodo del tubo fotomultiplicador es irradiado por los fotones de luz se convierte en el emisor de electrones, gracias al material fotoemisor con el que se recubre. El fotocátodo posee un potencial menor que el del dínodo más próximo, y para cada dínodo su potencial es menor que el del dínodo sucesor de modo que los electrones generados se aceleran a través del tubo y a su vez se multiplican debido a que cada dínodo está recubierto por un material que emite electrones secundarios al ser irradiado, finalmente es esa corriente eléctrica que se produce lo que se mide.
- Geiger-Müller: Es un detector utilizado principalmente para medir radiación alfa, beta y gamma. Se compone de un cilindro conductor y un hilo metálico al centro, estas partes al aplicar una diferencia de potencial fungen como el ánodo y el cátodo respectivamente, que producen

una corriente con los iones originados por las partículas incidentes en el gas (comúnmente Argón) que llena el espacio interior del dispositivo. Los electrones producidos a lo largo de su trayectoria cuentan con la energía suficiente para ionizar otro átomo del gas, de esta forma se produce una avalancha de iones. Esto no proporciona información acerca de la partícula incidente inicial porque la amplitud del pulso producido después de que todo lo descrito es independiente de ella pero es útil para contar el número de partículas sin importar la energía o su naturaleza.

- Diodos semiconductores: Los detectores de este tipo se basan en materiales que son cristalinos, en estos las moléculas se acomodan de manera regular en redes periódicas que establecen bandas de energía permitidas para los electrones que existen dentro del sólido, cualquiera de sus electrones se localiza en una de esas bandas de energía separadas por brechas de energía prohibida. La diferencia de energía entre la banda de valencia y la banda de conducción de los semiconductores es el orden de  $1eV$  por lo que incluso a temperatura ambiente los electrones pueden obtener la energía necesaria para pasar de una a otra. En la banda de conducción los electrones se mueven libremente mientras que en la de valencia están enlazados a su red de átomos. Es importante mencionar que la estructura de un material cristalino puede alterarse mediante un proceso de dopaje que consiste en añadir impurezas ya que esto es parte de la producción de los semiconductores.

Los detectores diodos semiconductores están formados por un semiconductor de tipo  $p$  (al cual se le añaden átomos con cierto número de portadores de carga positivos para aumentar su número) en contacto con un semiconductor de tipo  $n$  (al que se le añaden átomos con cierto número de portadores de carga negativos para aumentar su número). Cuando los portadores de carga son excitados dejan huecos en sus posiciones, así es como la radiación incidente crea pares electrón-hueco esto es, comunica la energía para liberar los electrones que se desplazan hacia los huecos, estableciendo una corriente eléctrica proporcional a la potencia radiante. Los pares electrón-hueco creados se recolectan aplicando un campo eléctrico externo. Los detectores diodos semiconductores suelen tener un tamaño milimétrico y alineados, constituyen detectores multicanal que permiten obtener espectros en milisegundos [15, 5].

Propiedad	<i>Si</i>	<i>Ge</i>
Átomos/ $cm^3$	$4,96 \times 10^{22}$	$4,41 \times 10^{22}$
Banda de energía prohibida (a 300 K); $eV$	1,115	0,665
Banda de energía prohibida (a 0 K); $eV$	1,165	0,746
Densidad de portadores intrínsecos (300 K); $cm^3$	$1,5 \times 10^{10}$	$2,4 \times 10^{13}$
Energía de ionización; $eV$	$\sim 3$	$\sim 3$
Tiempo de recolección; $ns$	$< 10$	$< 10$

Tabla 1.1: **Propiedades del Silicio y del Germanio.** Fuente [15]

Se tiene que los detectores diodos semiconductores son los más rápidos en respuesta comparando con otros detectores de radiación, también es diez veces menor su energía de ionización que la requerida en detectores típicos rellenos de gas y a su vez el número de portadores de carga que producen es diez veces mayor que la de ellos [15].

La siguiente sección corresponde a los detectores Medipix que están formados por un sustrato de detector semiconductor con una arquitectura de pixeles unido a electrónica de procesamiento, estos dispositivos proporcionan información en dos dimensiones utilizando las ventajas de la respuesta del detector semiconductor por un lado y a la vez las de la electrónica integrada. Los semiconductores usados comúnmente en los dispositivos Medipix son Silicio y Germanio. Para terminar esta sección en la Tabla 1.1 se enlistan las características de estos.

# Capítulo 2

## Detectores Medipix

### 2.1. Colaboración Medipix

El proyecto de Medipix surgió con la intención de expandir la tecnología usada en el área de física de altas energías en los experimentos del Gran Colisionador de Hadrones (por sus siglas en inglés LHC) a otras áreas. Estos dispositivos trabajando en conjunto tienen potencial para su aplicación en el área de imagen, rayos X y espectrometría de masa bio-molecular entre otras, de ahí el nombre que se le asigna. Fue diseñado en el CERN (por sus siglas en francés de Organización Europea para Investigación Nuclear) por el grupo de microelectrónica. El primer prototipo del chip contador de fotones fue Medipix 1, este surge en 1997 con tecnología ASIC (Application-Specific Integrated Circuit) de proceso 1 $\mu$ m SACMOS (self-aligned contact CMOS), el diseño tecnológico fue evolucionando. Así surgió Medipix 2, Timex y finalmente el actual Medipix 3 que es un chip de lectura CMOS (Complementary metal-oxide-semiconductor, tecnología usada para circuitos integrados) de 0,13  $mm$  con ocho capas de metal. Este último prototipo sigue desarrollándose actualmente y tiene como objetivos permitir imágenes a colores y operación libre de tiempo muerto [1]. Comparándolo con Medipix 2, tiene el mismo número de píxeles, el mismo pitch (distancia del centro de un pixel al centro de cualquiera de sus pixeles adyacentes), mismas dimensiones, sin embargo, en este último se corrigen los efectos de difusión de carga entre pixeles mediante un algoritmo de reconstrucción y asignación de eventos y se habilita la función de agrupación de pixeles. Las características de Medipix permiten obtener información sobre la trayectoria de las partículas de mane-

ra muy precisa y libre de ruido. En las siguientes secciones se profundiza en el diseño, funcionamiento, ventajas y desventajas de este.

## 2.2. Detectores Híbridos

Los detectores Medipix se catalogan dentro de lo que se llama detectores híbridos, un detector híbrido de pixeles consiste en un dispositivo formado por dos partes unidas. Una de ellas es el material semiconductor segmentado en forma de matriz en dónde se llevan a cabo las interacciones de la radiación con el material y la otra parte consiste en la electrónica de lectura, dividida en la matriz correspondiente como celdas de lectura. La separación de la parte del detector y de la electrónica de lectura es lo que les asigna el término de detectores híbridos, la ventaja de esto es que permite la optimización de la respuesta del detector por un lado y por separado la de la electrónica integrada. Las dos obleas que forman el detector híbrido se unen a través de un proceso llamado en inglés «bump bonding» que consiste en la unión mecánica y eléctrica de cada celda semiconductor con su chip de lectura mediante esferas de un material conductor, generalmente se utiliza Plomo, Indio o Estaño. La figura 2.1 muestra un esquema de estos detectores. Los circuitos microelectrónicos de los sensores híbridos se diseñan para el procesamiento de señales analógico o analógico-digital. Estos circuitos pueden implementar la modalidad de adquisición de conteo de fotones o el esquema de lectura de salida de integración de carga [5].

En las siguientes secciones se describen en más detalle los dos dispositivos más recientes de la colaboración Medipix, que son Timepix y Mexipix 3. Estos se utilizaron a lo largo de este trabajo y en general ambos comparten el mismo principio de funcionamiento. Comenzaremos con la descripción detallada de Medipix 3 que es el prototipo más reciente y continuaremos con Timepix que es su versión anterior, haciendo para este último hincapié en las diferencias con respecto a su sucesor.

## 2.3. Medipix 3

### 2.3.1. Descripción del chip

El sistema Medipix 3 está formado por un material sensor, generalmente Silicio de 300  $\mu\text{m}$  de grosor, aunque también pueden usarse materiales como

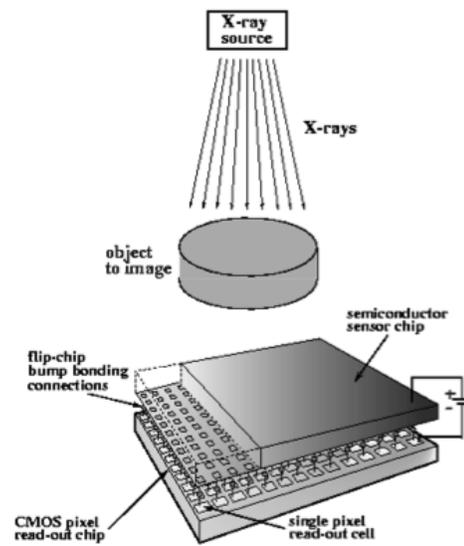


Figura 2.1: **Detector de pixeles híbrido.** Estos detectores se conforman de dos partes ensambladas, una matriz de celdas electrónicas de lectura de salida acoplada mediante bump-bonding a una matriz de sensores diodos. Fuente [1]

CdTe or GaAs, acoplado a la electrónica de 256 x 256 pixeles con un pitch de 55  $\mu\text{m}$ . La tecnología usada es ASIC en 0,13  $\mu\text{m}$  CMOS de 8 capas de metal [13]. Sus dimensiones son de 17.3 x 14.1 mm<sup>2</sup> y las dos obleas que forman el detector híbrido están acopladas mediante bump bonding, esto es la del material sensor con un circuito integrado (IC) de 65,536 pixeles (de 55  $\mu\text{m}$  por lado) de canales electrónicos de lectura. La periferia del chip en el extremo superior contiene sólo almohadillas eléctricas, la periferia en el extremo inferior, desde la cual el chip se opera y en donde se aplica la corriente de polarización es la que contiene la lógica IO sincrónica con un comando decodificador, un bloque de periferia analógica, 32 fusibles programables eléctricamente y de lectura para identificación del chip, IO LVDS transceptores y la parte del suministro de energía. El chip posee alrededor de 115 millones de transistores [10]. La figura 2.2 muestra una imagen del chip Medipix 3.

Cuenta con cuatro dominios de suministro de energía: centrales analógicos a 1.5 V, centrales digitales a 1.5 V, digital IO a 2.5 V y IO analógico a 3,3 V. El consumo de energía analógica es de 600 mW en SPM y por debajo de 900 mW en CSM que son modos de operación que se detallarán más adelante. El consumo de energía digital es aproximadamente 250 mW con un reloj de lectura de 200 MHz. El chip IO puede conectarse a través de conexión estándar con cables (Wire bonding ,WB) o a través de Silicio (Throug-Silicon Via, TSV). Esta última reduce el área muerta aumentando el área activa del detector cerca de un 10 % [10].

La carga generada por la ionización en el detector de Silicio entra a través del acoplamiento del pad de aluminio, luego es integrada en el condensador de retroalimentación del preamplificador y la salida del voltaje se compara con los dos umbrales. El umbral alto THH por sus siglas en inglés (High Thershold) y el bajo THL (Low thershold) se aplican mediante dos DACs de 9-bits en la periferia del chip y se pueden ajustar usando 3 bits para reducir la variación de umbrales de pixel a pixel. Se tiene un umbral disponible por píxel pero se puede ajustar localmente con 3 bits. Si la amplitud de la carga detectada se ubica entre los umbrales se genera un pulso en la salida del doble discriminador lógico. Se puede programar para ser sensible a electrones o a huecos. La carga depositada por una partícula en un sensor puede caer por debajo de la carga mínima detectable de los chips leídos (1.000 e). En ese caso, la carga depositada debe ser amplificada antes de alcanzar el atenuador de entrada píxel.

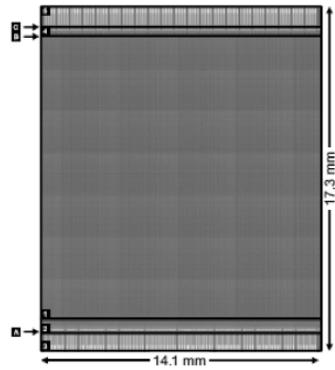


Figura 2.2: **Descripción del chip Medipix 3.**(1) Matriz de 256x256 píxeles. (2) Periferia del chip y TVS. (3) Extension inferior WB. (4) Conexión superior de TVS. (5) Extensiones de cable de unión. A, B y C muestra la diferencia en opciones de unión. Fuente [10]

### 2.3.2. La celda de píxel del Medipix 3

En la figura 2.3 se presenta el diagrama de bloque de un píxel, cada píxel contiene una parte analógica y otra digital. La primera consiste en un condensador preamplificador de retroalimentación donde la carga de entrada es integrada, un conformador de onda que procesa la salida del preamplificador y dos discriminadores de umbral, el THL (Low Thershold) que define el umbral global bajo y el THH (High Thershold) que define el alto. La circuitería digital contiene lógica de control, módulos de arbitraje para la asignación de eventos, la circuitería para el almacenamiento de la configuración de píxeles y dos contadores configurables (como dos 1-bits, contadores de 4 bits o de 12 bits o como un único contador de 24 bits). En el modo de recuento de 24 bits es a expensas de sólo utilizar un umbral de discriminación [9, 12].

Para un entendimiento a mayor detalle del funcionamiento del chip, se resaltan las siguientes características [10, 9, 12]: El condensador de retroalimentación del preamplificador es de 14 fF, este va conectado al amplificador conformador de onda donde el voltaje que se obtiene se convierte en copias de corriente que se comparan con las corrientes umbral aplicadas con los DACs de umbrales que son dos DACs de 9-bit en la periferia del chip y se pueden ajustar usando 4 bits para reducir la variación de umbrales de píxel a píxel. Finalmente, si la amplitud de la carga detectada se ubica entre los

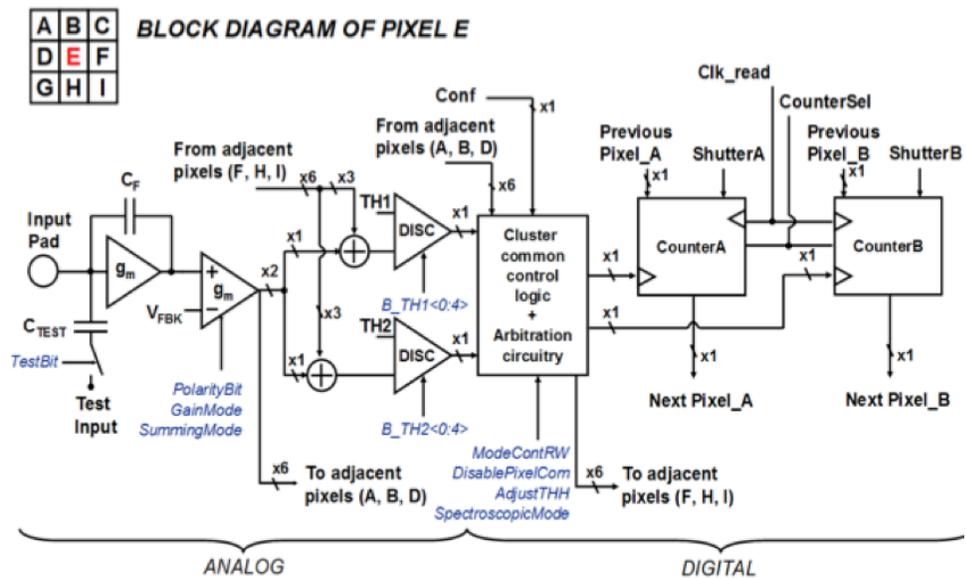


Figura 2.3: **Diagrama de bloque de una celda de Medipix 3.** El diagrama muestra la parte analógica que consiste en preamplificador, un conformador y dos discriminadores de umbral. La digital en la lógica de control, módulos de arbitraje para la asignación de evento, circuitos para el almacenamiento de configuración de píxeles y dos contadores. Fuente [10]

umbrales se genera un pulso en la salida del doble discriminador lógico y el contador conectado al discriminador se incrementa. Se tiene también un loop de retroalimentación de baja frecuencia que es capaz de eliminar las fugas de corriente de hasta 10 nA, el tiempo pico del conformados es de 120 ns y cada pixel tiene un número de bits que permiten habilitar una prueba de pulso a través de prueba e inyección de la capacitancia, enmascaramiento de pixeles, selección de ganancia del conformador y los 5 bits para cada umbral para el correcto ajuste de cada discriminador [13].

### 2.3.3. Modos de operación de la adquisición de datos

Uno de los objetivos de Medipix 3 es mitigar los efectos del intercambio de carga entre pixeles durante la deriva y recolección de portadores y para esto desarrolla el modo CSM aparte del SPM. El primero (Modo de suma de Carga o CSM) corresponde a cuando la carga depositada en grupos de cuatro píxeles se suma evento por evento y el cuanto de entrada se asigna al circuito de suma con la mayor carga total. En el modo de píxel único (SPM) está desactivada la reconstrucción de carga y la comunicación entre los píxeles. (Es el modo de funcionamiento en sistemas de detección tradicionales). Se detalla el funcionamiento a continuación [10]: En el modo SPM se aplica globalmente desde un DAC de la periferia una corriente umbral que es la que se compara con la proveniente del conformador y si esa última señal de pulso está por encima del umbral se incrementa el contador. En el modo CSM las copias de corriente de cada pixel provenientes del conformador se transmiten a las esquinas en donde se suman con las de los pixeles adyacentes y si la suma de la carga en una de las esquinas resulta ser mayor que las de alrededor se le asigna evento a ese pixel y cero eventos a los otros, así se garantiza que las interacciones se cuenten una sola vez. Otra ventaja de Medipix 3 con respecto a sus predecesores es que posibilita la formación de agrupamientos de pixeles, en uno cuádruple donde sólo un pad de salida se conecta, el chip se puede conectar a un sensor con el pitch del doble de medida y en este caso cuenta con 8 discriminadores y contadores por nuevo pixel de mayor dimensión. Medipix3 también presenta dos modos de ganancia de operación: modo de alta ganancia (HG) en el que la linealidad se reduce pero hay una mejora en el canal de ruido y el modo de baja ganancia (LG) en el que ocurre lo opuesto. Finalmente se tiene el modo color, donde el hecho de que uno de cuatro pixeles de la ASIC se conecte al sensor (lo cual resulta en un pixel pitch de 110  $\mu m$ ) produce ocho umbrales de energía con canales de conteo

<b>Modo de operación del pixel</b>	<b>Tamaño de pixel</b>	<b># Thr</b>
Pixel único (SP)	Modo pitch fino	2
Suma de carga (CS)		
Color en SP	Modo espectroscópico	8
Color en CS		
<b>Modo de ganancia de pixel</b>	<b>Linealidad</b>	<b>#Thr</b>
Alta ganancia	$\sim 10ke - < 5\%$	2
Baja ganancia	$\sim 10ke - < 5\%$	
<b>Modo de conteo de pixel</b>	<b>Rango dinámico</b>	<b>#Contadores</b>
1 – bit	1	2
4 – bit	15	2
12 – bit	4095	2
24 – bit	16,777,215	1
<b>Modo de lectura de pixel</b>	<b>Contadores activos #Thr</b>	<b>Tiempo muerto</b>
Lectura de conteo secuencial $RW$	2	<i>si</i>
Lectura de conteo continua	1	<i>no</i>

Tabla 2.1: **Resumen de los modos de pixel de Medipix 3.** Fuente [10]

individuales lo cual permite imágenes de rayos X multiespectrales en una sola adquisición. Este modo está disponible para ambos CSM y SPM. La tabla 2.1 muestra un resumen de los distintos modos de operación, ganancia, conteo y lectura con los que cuenta el chip.

### 2.3.4. Ecuación de umbral

Se ha identificado que hay variaciones aleatorias en los resultados de medidas de cantidades físicas en dos dispositivos idénticos, este desajuste ocurre en los circuitos CMOS así como en la entrada-salida analógica de pixel a pixel que conforma el chip, es por ello que es necesario realizar una ecuación

de umbral antes de iniciar mediciones. El chip Medipix 3 contiene dos DACs de 9-bit para establecer los umbrales alto y bajo (THL y THH) que se usan para determinar si un evento se registra o no; el proceso aquí descrito hace uso de 3-bits THL/THH de ajuste para hacer el conjunto de umbrales para cada valor de ajuste y seleccionando para cada pixel el ajuste cuyo umbral sea lo más cercano al promedio de las medias de la distribución de umbrales [3]. La figura 2.4 muestra el mecanismo de ajuste de umbral, donde  $I_{THP}$  proporciona el umbral global e  $I_{THADJ}$ ,  $I_{THN}$  el ajuste de umbrales en la matriz.

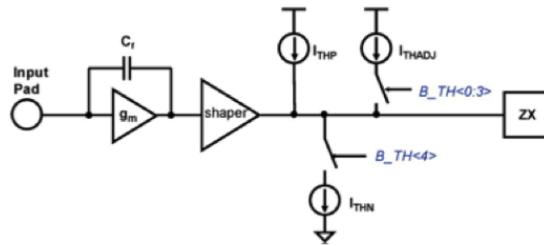


Figura 2.4: **Diagrama esquemático de la circuitería de entrada-salida en modo de pixel único.** El diagrama incluye el mecanismo de ajuste de umbral y el discriminador.  $I_{THP}$  proporciona la corriente que fija el umbral global e  $I_{THADJ}$  y  $I_{THN}$  ajustan los umbrales en la matriz. Fuente [12]

Para la ecualización THL se realiza un escaneo desde un valor mayor al nivel de ruido en dirección hacia el nivel de ruido. Se elige un nivel para filtrar el ruido fijando el cumplimiento de una condición (número de cuentas o eventos). En el caso del THH se sigue el mismo procedimiento eligiendo un nivel sobre el nivel de ruido que cumpla cierta condición.

### 2.3.5. Hardware y Software de lectura

Diversos institutos de investigación, principalmente europeos, han trabajado desde que surgió el chip Medipix 1 en el desarrollo de estos dispositivos y gracias a este trabajo fue posible la creación de los prototipos sucesores. A la par de esto, una serie de sistemas de lectura se han desarrollado para los chips y las ensamblajes. El sistema MUROS que fue de los primeros que comenzó a utilizarse con más popularidad, está formado por una tarjeta de lectura con

fuentes de alimentación y circuitería de control que comunica al chip con una PC mediante una tarjeta comercial PCI. Una tarjeta de lectura multi-chip también fue diseñada para interactuar con el sistema [16]. Tiempo después este sistema fue reemplazado por un sistema de lectura USB con las ventajas de la reducción de tamaño y manejabilidad. Este sistema usa el Puerto USB de una PC para suministrar energía al chip y para su lectura. Han continuado los desarrollos basados en el sistema de lectura USB con el fin de mejorar la velocidad en cuadros por segundo, así como los basados en otros tipos de sistemas por ejemplo FitPix (Fast Interface for Timepix Detectors) que es otro sistema de lectura y control de adquisición, está diseñado para ser independiente a las fuentes de energía y además logró una reducción en el tamaño, en comparación de los dos anteriores, para mejorar portabilidad. El software de lectura que surgió para MUROS2 fue Medisoft y el software desarrollado recientemente que controla MUROS2, los sistemas USB y los chips de lectura disponibles es Pixelman, el cual puede ofrecer también una interfaz para otros elementos de un montaje experimental [16, 3].

## 2.4. Timepix

### 2.4.1. Descripción de chip

El chip Timepix mantiene las dimensiones y funcionalidad de Medipix 2 y la básica de Medipix 3, es una versión modificada que comprende de igual manera una matriz de 256 x 256 pixeles cuadrados con longitud por lado de 55  $\mu\text{m}$  por lo tanto el pitch es de esta misma dimensión. Al igual que los otros dispositivos de la colaboración, la carga que entra en el pixel a través del pad bump bonding de aluminio es integrada en el capacitor de retroalimentación del preamplificador y el voltaje de salida se compara con el único DAC de umbral que posee de 10-bit y que se ajusta localmente con 4 bits para reducir la variación entre pixeles debida al desajuste del transistor. Cuenta con un reloj externo que se difunde a todos los pixeles en el chip y su importancia radica en los modos de operación con los que cuenta gracias a este, se detallan más adelante. También está equipado con un contador externo que activa el conteo de eventos, su potencia de consumo es de 425 mW a un voltaje de 2.2 V, el ruido medido es de aproximadamente 100 e- rms, la variación de umbral residual después de llevar a cabo la sintonización es de 35 e- rms y por último la mínima señal que puede ser detectada por todos los pixeles se



sobre la carga total depositada en un píxel durante el tiempo de apertura del obturador, esto es tiempo en el que el voltaje del preamplificador esta sobre el umbral. En estos dos últimos modos los ticks del reloj se cuentan.

En este capítulo se termina la introducción teórica de los dispositivos Medipix. Una de las aplicaciones inmediatas de estos dispositivos tal y como se mencionó en la introducción es en el área de imagen. En el siguiente capítulo se analizan los parámetros de calidad de una imagen que se buscan optimizar con el uso de este nuevo tipo de detectores.

## Capítulo 3

# Calidad de una imagen

Como se mencionaba anteriormente, el crecimiento en el área de detectores para imágenes médicas ha sido posible gracias al desarrollo y aplicación tecnológica de otras áreas como física de altas energías, del estado sólido, etc. Actualmente, el interés en métodos de diagnóstico y terapia tiene como objetivo un entendimiento mayor del cuerpo humano, de su anatomía y funcionamiento, esto para conjuntamente trabajar en optimizar prevención, diagnóstico y terapias [6]. La mejora de los parámetros de calidad de una imagen de diagnóstico es parte del proceso necesario para el logro de los objetivos mencionados.

Los parámetros de una imagen nos indican qué tan buena es para los fines que se requiere, generalmente de diagnóstico. Dentro de los parámetros se tiene: Coeficiente Señal Ruido ( $SNR$ ), Contraste ( $CNR$ ) y Resolución espacial. Dependiendo del propósito del estudio es necesario cierta cantidad de cada uno aunque idealmente se querría el máximo de cada uno de estos tres parámetros. Sin embargo es habitual realizar compensaciones entre ellos en términos del diseño del instrumento y la técnica de adquisición de datos para un mejor diagnóstico.

La ventaja de Medipix como detector contador de fotones es que hace posible que se procesen los rayos X entrantes como eventos individuales al mismo tiempo que disminuye el ruido. A continuación se describe en qué consisten los parámetros mencionados [6]:

### 3.1. Resolución espacial

La resolución espacial se relaciona con la menor estructura que se puede visualizar o con la distancia más pequeña entre dos estructuras de la imagen que aún pueden distinguirse como separadas. La frecuencia espacial se utiliza para caracterizarla y se mide como el número de líneas por  $mm$ , un valor alto de esta corresponde a la capacidad de distinguir detalles finos en la imagen y un valor bajo viceversa.

#### 3.1.1. Función de dispersión de línea

La LSF por sus siglas en ingles de Line Spread Function es un método para medir la resolución espacial de los sistemas utilizados para la adquisición de imágenes. Consiste en tomar una imagen de una barra o un conjunto de barras delgadas, (dependiendo del sistema se usan materiales distintos, plomo para rayos X, gel para ultrasonido, tubo de radioactividad para medicina nuclear). Como resultado se obtiene una línea no tan definida porque el sistema de imagen no es perfecto e introduce un grado de borrosidad que se estima por la medida de la proyección en una dimensión definida en dirección horizontal y que se representa matemáticamente por la LSF. La figura 3.1 muestra su representación.

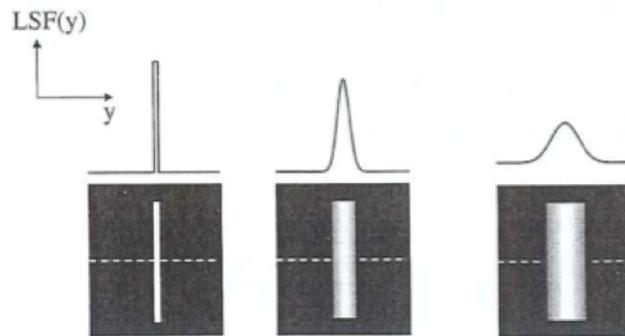


Figura 3.1: **Ejemplos de LSF.** Se observa de izquierda a derecha el grado de borrosidad que produce el sistema va aumentando y conjuntamente el ancho de la LSF. Fuente [6]

La LSF de varios sistemas de imagen se aproxima a una función Gaussiana

y se tiene que dos estructuras se distinguen entre sí si la distancia que las separa es mayor a  $2,36\sigma$ , dónde  $\sigma$  es la desviación estándar de la función.

### 3.1.2. Función de dispersión de punto

En algunas técnicas de estudio se obtienen imágenes en tres dimensiones, La PSF (Point Spread Function) es el equivalente a la LSF pero en tres dimensiones y durante el proceso se sustituye la barra por una esfera pequeña (de material variable dependiendo el sistema). Matemáticamente, la imagen tridimensional ( $I$ ) y el objeto ( $O$ ) se relacionan:

$$I(x, y, z) = O(x, y, z) * h(x, y, z) \quad (3.1)$$

Dónde  $h$  es la PSF tridimensional y  $*$  indica una convolución. En la figura 3.2 se observan gráficamente distintas PSF de un objeto esférico al que se le toma una imagen.

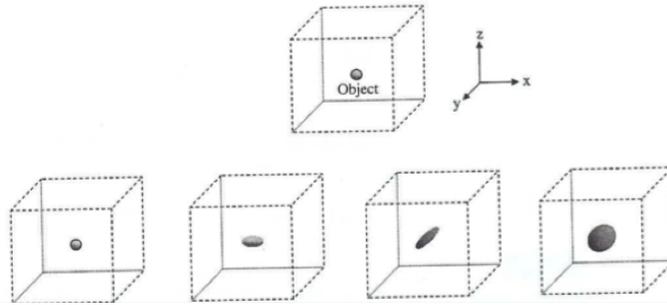


Figura 3.2: **Ejemplos de PSF para distintos sistemas.** La imagen superior muestra el objeto original del cual se quiere obtener la imagen, y las cuatro imágenes inferiores son las producidas por distintos PSF siendo el caso ideal el primero. Fuente [6]

### 3.1.3. Función de transferencia de modulación

Se tienen las variables espaciales  $(x, y, z)$ , si  $(u, v, w)$  se definen como las variables conjugadas de la frecuencia espacial de estas, la MTF (por sus siglas en inglés de modulation transfer function) que depende de estas últimas se obtiene de la PSF y se expresa como la magnitud de su transformada de Fourier. La PSF y su representación en frecuencia espacial la MTF son las

descripciones teóricas más importantes de la resolución espacial de un sistema de imagen.

### 3.2. Coeficiente Señal a Ruido

En cualquier señal grabada hay una contribución de ruido. El ruido es cualquier señal grabada que no se relaciona con la señal que se está tratando de medir, así el Coeficiente Señal a Ruido (Signal to Noise Ratio,  $SNR$ ) es la relación entre la señal y el ruido obtenidos, mientras mayor sea este quiere decir que se está recopilando una señal mayor que el ruido de fondo. Se define mediante la siguiente expresión

$$SNR = \frac{\bar{S}}{\sigma_N} \quad (3.2)$$

Dónde  $\bar{S}$  es la señal promedio medida en un fantoma y  $\sigma_N$  es la desviación estándar del ruido.

### 3.3. Coeficiente de Contraste

No es suficiente una alta  $SNR$  y para aplicaciones diagnósticas se necesita un contraste  $CNR$  (Contrast to Noise Ratio) suficientemente alto para distinguir entre diferentes tejidos con señales parecidas. El contraste se define como la diferencia de las señales de dos tejidos  $S_A$ ,  $S_B$  entre la desviación estándar del ruido:

$$CNR_{AB} = \frac{|S_A - S_B|}{\sigma_N} = |SNR_A - SNR_B| \quad (3.3)$$

Una vez que se desarrollaron los conceptos teóricos necesarios acerca de detectores de radiación (en específico de los detectores Medipix) y de imagen en estos tres primeros capítulos; las siguientes secciones profundizarán en el trabajo realizado. Este se divide de forma general en dos partes, una la caracterización del Timepix y otra la respuesta del Medipix 3 a distintas fuentes de rayos X.

# Capítulo 4

## Caracterización de Timepix con Radiación Gamma

En esta parte se trabajó con un circuito integrado Medipix/Timepix acoplado a un sensor de Silicio de  $300 \mu m$  de grosor como detector principal, además se presentan los métodos seguidos para su caracterización. El trabajo realizado se divide en tres partes: la ecualización de umbral, el contraste del Medipix/Timepix como cuantificación del ruido de los pixeles y por último el uso de distintas fuentes de radiación para obtener la curva de respuesta del detector híbrido en función de la energía o curva de calibración.

### 4.1. Configuraciones iniciales del chip

Las primeras configuraciones que se llevaron a cabo fueron la prueba del sistema digital y el escaneo de los convertidores de análogo a digital (DAC's). En el primero se escribe una matriz aleatoria en el chip y se identifican los pixeles cuyos valores no coincidan con ella pues su parte digital no funciona adecuadamente, estos se enmascaran para que no influyan en las mediciones. El segundo proceso que realiza el software Pixelman, se lleva a cabo para obtener una respuesta rápida del detector a un rápido escaneo con el objetivo de hallar un valor adecuado para el umbral bajo (THL) antes del siguiente paso que es la ecualización descrita en la próxima sección [3]. La Figura 4.1 muestra el resultado del escaneo de la dependencia de DACs y se puede observar en ella la dependencia de los valores obtenidos en los códigos digitales de los DACs del Timepix. En la Tabla 4.1 tenemos la información acerca de

Interface	USB2
ID del Dispositivo	<i>D07 – W0108</i>
Tipo de Medipix	Timepix
Número de Chips	1x1
HW rango del temporizador(s)	$4e - 008 - 8,58003e + 007$
HW paso del temporizador (s)	$2e - 008$
Reloj Mpx (MHz)	10

Tabla 4.1: **Información del dispositivo Medipix.**

la configuración del dispositivo. El escaneo de la dependencia de DACs se realizó en un rango de 0 a 255 en pasos de uno.

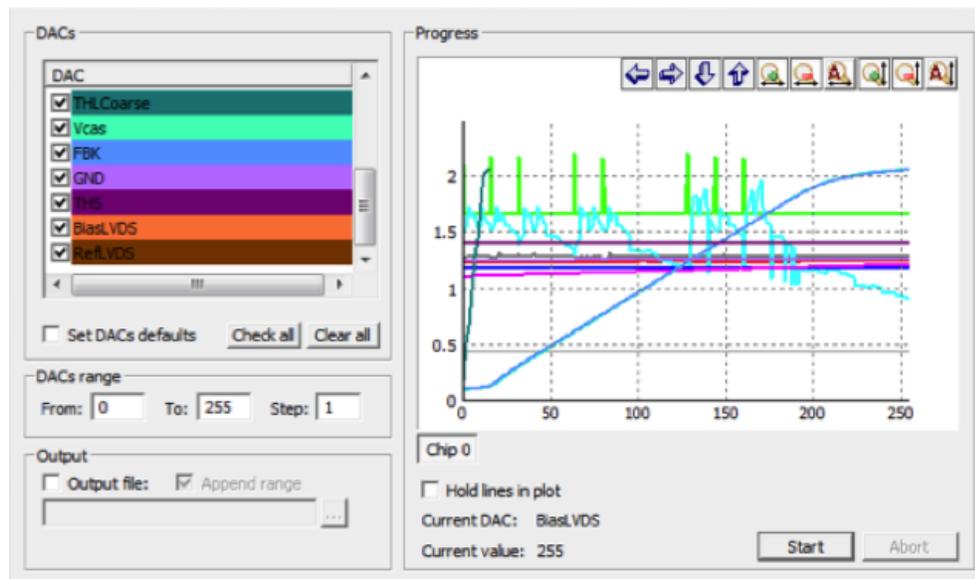


Figura 4.1: **Escaneo de la dependencia de DACs.**

## 4.2. Contraste como cuantificación del ruido de los pixeles

Una vez que se identifican los pixeles que no están funcionando correctamente, generalmente debido a que por una mala conexión, el siguiente paso

es ubicar los pixeles altamente sensibles que de igual forma no tienen un adecuado funcionamiento pues registran un conteo de eventos muy por encima de la media. Estos pixeles se identifican como ruidosos y es de interés en esta sección observar el contraste que producen. Para observar individualmente a los pixeles ruidosos se aplicó un voltaje polarización de 100 V, a una distancia fuente detector de 2 cm, la fuente que se utilizó fue estroncio 90, el modo de adquisición se colocó en ToT, el tiempo por marco fue de 10 ms y se adquirieron 100,000 marcos. Las gráficas de la figura 4.2 muestran los resultados obtenidos. Se puede observar en la Figura 4.2 que las gráficas de los incisos a, b y c corresponden a un histograma tridimensional, al plano XY lo forman la matriz de pixeles que comprenden el detector y en el eje Z se grafican los eventos registrados por cada pixel. En la gráfica del inciso a se tiene la matriz completa del detector y su información de cuentas correspondiente, al igual que el inciso b. El inciso c muestra la división de la matriz en cuatro cuadrantes y proporciona un acercamiento de cada uno de ellos, se puede observar en el cuadrante inferior izquierdo una zona de pixeles ruidosos con alto contraste con respecto a los de su alrededor. Por último el inciso d muestra un acercamiento a un área con un buen comportamiento de contraste.

### 4.3. Ecuación de umbral

El primer paso en el proceso de caracterización es la ecuación de umbral para compensar el ruido individual de los pixeles y la falta de coincidencia entre ellos. Para eliminar el ruido, se puede ajustar un único nivel de umbral bajo THL común a los 65,536 píxeles. Típicamente 40 cuentas THL  $\approx 100e$  está por encima del nivel de ruido, sin embargo, lo que realmente está sucediendo es que cada píxel tiene un nivel de ruido diferente y esto corresponde a una distribución Gaussiana. THL es un DAC de 4 bits para ajustar el nivel de ruido individual (esto es el nivel de salida DC del amplificador). El Software Pixelman permite ejecutar este proceso y aprovecha el DAC de 4 bits THL para realizar un ajuste del valor adecuado para este en cada pixel y que el umbral de todos los pixeles sea lo más homogéneo posible, tal como se explicó en una sección anterior, este proceso consiste en hallar una distribución de umbrales para cada valor que se ajusta y seleccionar para cada pixel el ajuste cuyo umbral sea lo más cercano al promedio de medias de las distribuciones de umbral [3]. Así utilizando la función de Pixelman se logró

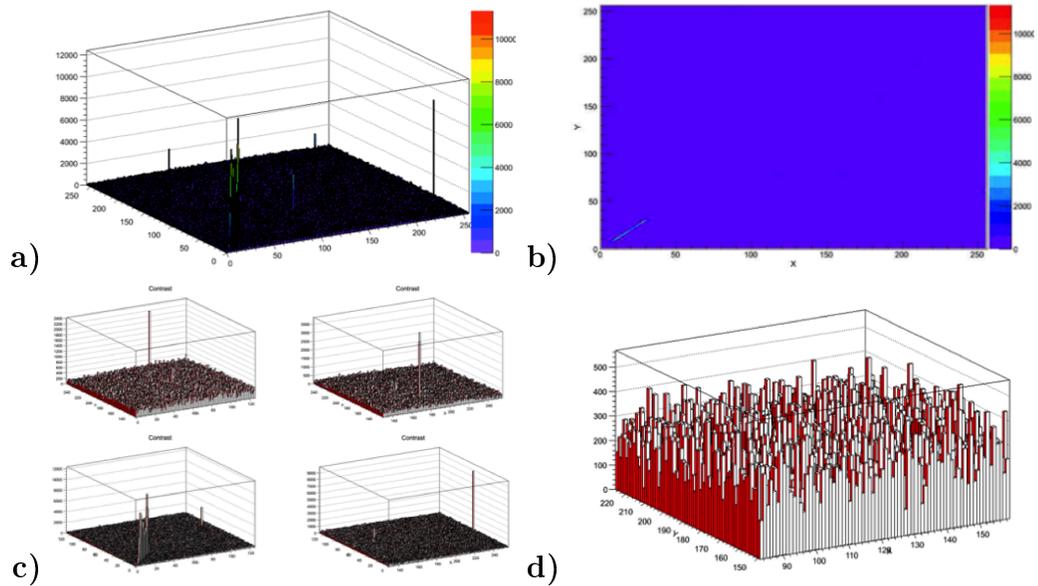


Figura 4.2: **Contraste como cuantificación del ruido de los píxeles.** Las gráficas a) y b) muestran la matriz de píxeles en el plano XY y proporcionan información acerca de los eventos registrados en el eje Z. La imagen c) muestra un acercamiento de los cuatro cuadrantes que componen la gráfica del inciso a) y se puede observar que el cuadrante inferior izquierdo es el que presenta un mayor contraste entre píxeles debido a los píxeles ruidosos que posee. Por último el inciso d) muestra el acercamiento a una región de la gráfica del inicio a) que tiene un buen comportamiento, pues no hay un contraste significativo en las mediciones de los píxeles.

encontrar automáticamente el nivel de ruido y ajustar este DAC para cada píxel logrando un conjunto de umbrales más homogéneo antes de proseguir con las mediciones. La Figura 4.3 muestra la distribución de ruido antes y después de la ecualización THL, la distribución en color rojo corresponde al ajuste DAC más alto y le corresponde una media de 444,46 cuentas THL y desviación estándar de 9,67. La distribución azul corresponde al ajuste DAC más bajo, con el valor medio de 368,58 cuentas THL y desviación estándar de 9,58. Finalmente, para la distribución en color negro de en medio, se observó que el proceso se optimizó usando el ajuste de ecualización y se obtuvo un resultado de valor medio de 405,53 cuentas THL y desviación estándar de 1,25.

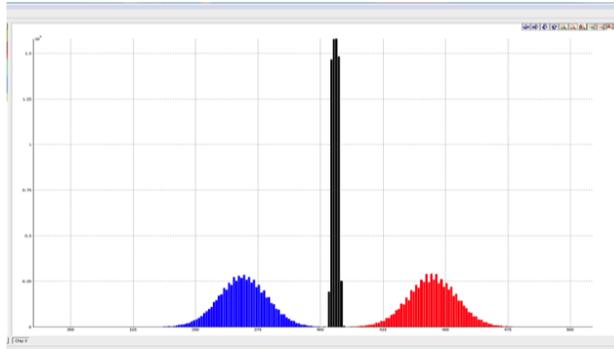


Figura 4.3: Distribución del ruido antes y después de la ecualización de umbral.

## 4.4. Curva de calibración

En esta sección se desarrolla la calibración del dispositivo, esto es se obtiene la curva que relaciona las unidades ToT con la energía en KeV. Para esto se utilizaron tres fuentes de radiación gamma que se mencionan a continuación. En las siguientes subsecciones se describe el arreglo experimental, el método y los resultados obtenidos en el desarrollo de este trabajo.

### 4.4.1. Arreglo experimental

Se realizaron mediciones a una temperatura ambiente de 20 °C, la velocidad de marcos fue de 10 milisegundos por marco y se adquirieron 100,000.

El modo de funcionamiento utilizado para esta parte fue ToT con un voltaje de polarización de 100 V con una distancia Fuente-Sensor de 2 cm. Como se busca para cada pixel una caracterización individual de manera independiente a los que lo rodean, se utilizaron agrupamientos individuales de pixeles. La calibración de energía se hizo utilizando radiación gamma de distintas fuentes, cada una colocada frente a la zona sensible. Las fuentes que se utilizaron fueron Hierro 55 ( $^{55}\text{Fe}$ ) y Americio 241 ( $^{241}\text{Am}$ ). Para el caso del  $^{55}\text{Fe}$  se tiene que emite radiación gamma con una energía de 5.9 KeV, del  $^{241}\text{Am}$  se sabe que decae en alfas y gammas, sus emisiones gamma pueden observarse con energías de 59.54 keV a 35.9 %, 26.3 keV a 2.4 % [2]. Los esquemas de decaimiento de estos isótopos pueden consultarse en el apéndice A.

#### 4.4.2. Método

Al irradiar el detector bajo las características mencionadas en la sección anterior se obtuvieron las graficas que se muestran en las Figuras 4.4 y 4.5 que corresponden a la distribución de cuentas de los píxeles. Las distribuciones muestran los picos característicos de los espectros de energía de cada fuente a ciertas unidades ToT. Se puede observar para la distribución del  $^{55}\text{Fe}$  que el pico se localiza en 9 unidades ToT, para el caso de la distribución del  $^{241}\text{Am}$  sus tres picos característicos se localizan a 11, 18 y 29 cuentas ToT. Los picos apropiados se identificaron en el espectro de emisión de estos isótopos ya conocido, haciendo a estos un ajuste con gaussianas y tomando las unidades ToT a las que se encuentran los picos de emisión correspondientes de las fuentes usadas se estableció la relación con la energía en KeV ya conocida de dichas emisiones gamma. La grafica de cuentas ToT contra la energía de los resultados obtenidos para las distintas fuentes se muestra en la Figura 4.6 de la siguiente sección de resultados donde los datos experimentales de las fuentes radiactivas se ajustaron a la curva de calibración. La curva de calibración se obtuvo mediante el ajuste de los datos a la siguiente función:

$$f(x) = ax + b + \left( \frac{c}{x - t} \right) \quad (4.1)$$

donde a y b son constantes que describen la región lineal (región de alta energía), t está relacionado con el nivel de umbral y c regula el comportamiento de caída a bajas energías [3]. Los valores de estos parámetros se determinan con el método de ajuste de mínimos cuadrados.

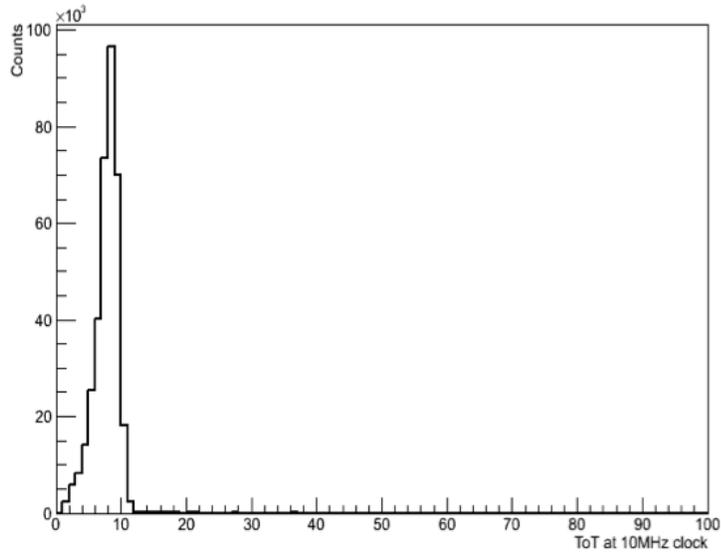


Figura 4.4: Distribución ToT de pixeles individuales para  $^{55}\text{Fe}$ .

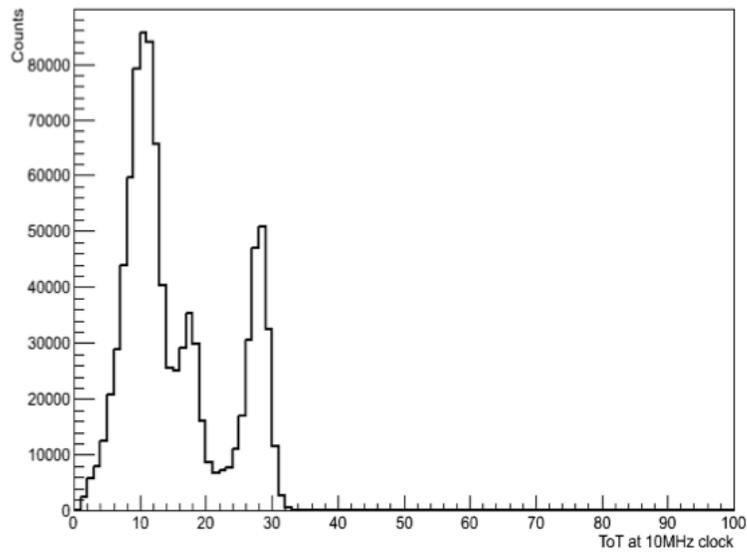


Figura 4.5: Distribución ToT de pixeles individuales para  $^{241}\text{Am}$ .

### 4.4.3. Resultados

La grafica de cuentas ToT contra energía de los datos obtenidos al irradiar con las distintas fuentes se muestra en la Figura 4.6, donde los datos experimentales de las fuentes radiactivas se ajustaron a la curva de la ecuación 4.1. La curva de calibración obtenida nos permite relacionar cualquier resultado en cuentas ToT que obtengamos al irradiar nuestro detector, con la energía que le corresponde a la radiación incidente. Los valores obtenidos para los parámetros a, b, c y t se muestran en la gráfica y vemos que se obtiene un valor de  $\chi^2$  nos indica un buen ajuste a los valores medidos.

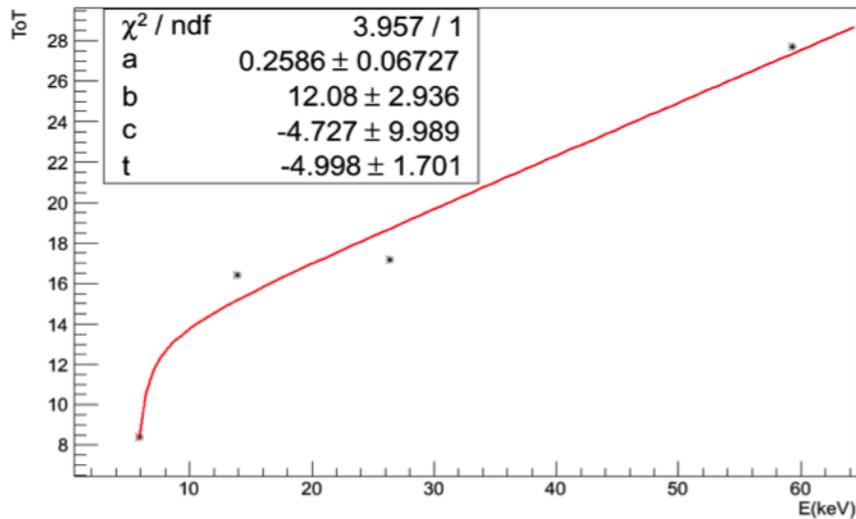


Figura 4.6: **Curva ajustada (línea roja), Datos experimentales de las Fuentes radiactivas.**

Por último, es de interés observar los efectos de difusión de carga entre pixeles debidos a que la carga generada por una partícula se esparce durante el proceso de recolección y puede ser registrada por un agrupamiento de pixeles adyacentes. Los agrupamientos pueden formarse de 1 a 4 pixeles. La carga total que se recolecta dentro de un agrupamiento se puede medir con el dispositivo Timepix mediante la suma de cargas fraccionales determinando el volumen del agrupamiento. La velocidad de recolección de la carga y el tamaño del agrupamiento dependen ambos del voltaje de polarización aplicado [3].

Utilizando la misma configuración experimental que en la sección de calibración, las Figuras 4.7 y 4.8 ubicadas a continuación muestran las distribuciones obtenidas al utilizar agrupamientos de pixeles dobles, triples y cuádruples, se observa que aumenta el número cuentas ToT al aumentar el de pixeles en el agrupamiento.

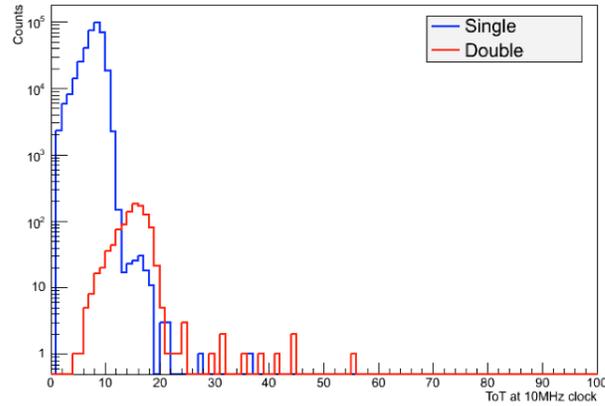


Figura 4.7: Distribución ToT para agrupamientos de pixeles individuales y dobles utilizando  $^{55}\text{Fe}$ .

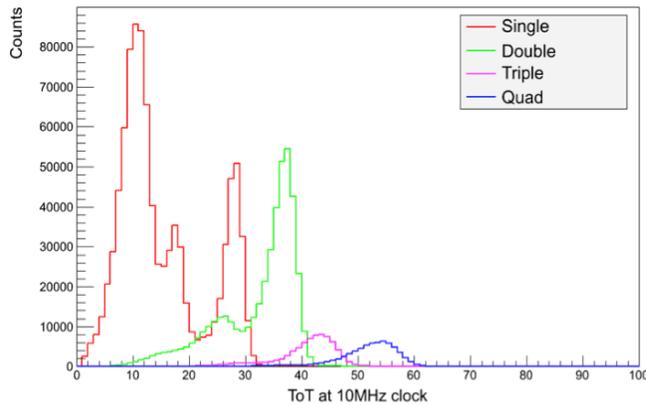


Figura 4.8: Distribución ToT para distintos tamaños de agrupamientos utilizando  $^{241}\text{Am}$ .

Las gráficas de las figuras 4.9 y 4.10 muestran la relación que existe entre el número de agrupamientos que se forma durante cada marco y el total de cuentas ToT por marco igualmente al irradiar con  $^{241}\text{Am}$  y  $^{55}\text{Fe}$ .

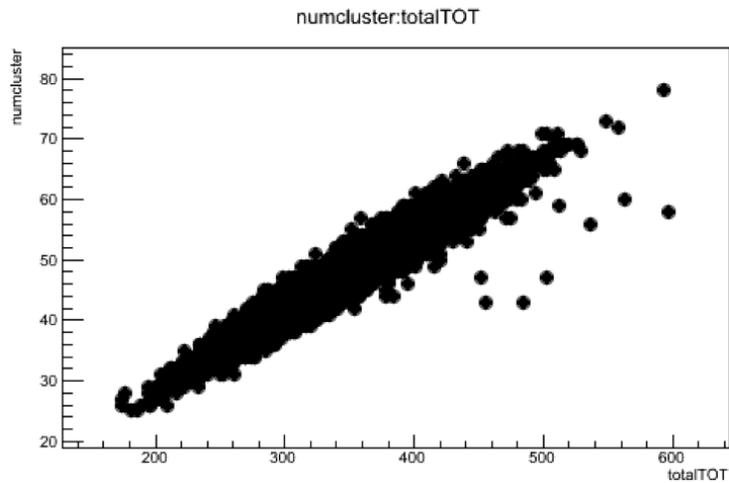


Figura 4.9: Número de agrupamientos contra ToT totales por marco al irradiar con  $^{55}\text{Fe}$ .

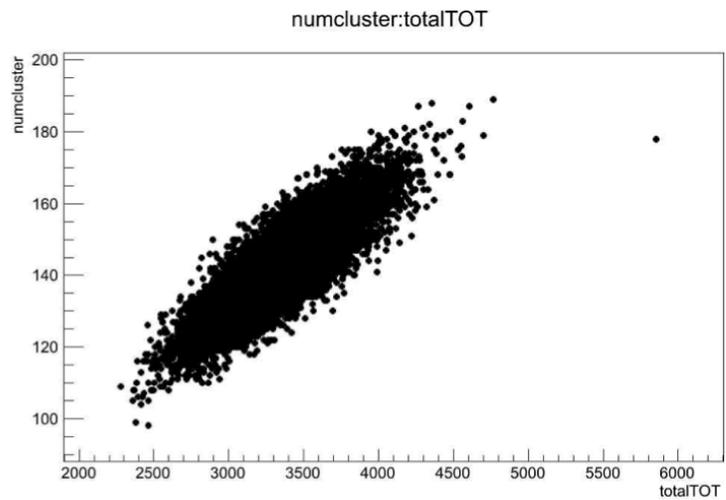


Figura 4.10: Número de agrupamientos contra ToT totales por marco al irradiar con  $^{241}\text{Am}$ .

# Capítulo 5

## Respuesta de Medipix 3 a Rayos X de distintas energías

Este capítulo describe el trabajo realizado con un dispositivo Medipix 3.0, la Tabla 5.1 muestra la información del dispositivo. La Primera parte de esta sección corresponde a la respuesta del detector a rayos X de fluorescencia con energías del orden de KeV mientras que en la segunda sección se trabaja con rayos X de 6 MeV producidos por un acelerador lineal.

### 5.1. Escaneo de Pixeles

Este procedimiento es útil para corroborar el adecuado funcionamiento de la electrónica de los pixeles y la conexión bump bonding. La configuración del chip para realizar el análisis digital de los pixeles consistió en la aplicación de un voltaje de 100 V. La distancia fuente-detector fue de 2 cm, el modo de adquisición se colocó en integral con un tiempo por marco de 1 segundo y los marcos adquiridos fueron 1000. Para esta parte, el detector estaba en el modo

Interface	USB1
ID del Dispositivo	Chip <i>W2 – D5</i> con sensor
Tipo de Medipix	Medipix 3
Número de Chips	1x1
Software	MAFalda <i>v2,1</i> , Pixelman 2,1,1

Tabla 5.1: **Información del dispositivo Medipix**

de operación SPM. Las imágenes de la figuras 5.1 corresponden a la respuesta de los pixeles utilizando el escaneo digital mientras se irradiaba el sensor con las fuentes de Hierro 55 ( $^{55}Fe$ ) y Estroncio 90 ( $^{90}Sr$ ) respectivamente. El mínimo nivel se colocó en cero y el máximo nivel en uno, con un color de mapeo en gris por lo que en las imágenes podemos observar los pixeles que no registraron ni un evento que son los representados por color verde en la figura 5.1 a) y en negro en la figura 5.1 b), las dos imágenes muestran el mismo patrón de píxeles inactivos como se esperaba.

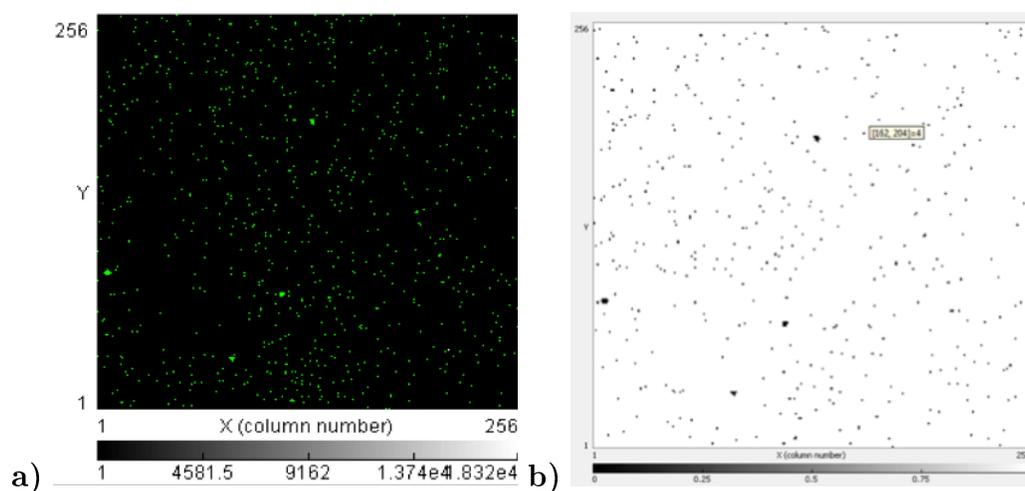


Figura 5.1: Escaneo de pixeles utilizando la fuentes de radiación  $^{55}Fe$  a) y  $^{90}Sr$  b).

## 5.2. Respuesta de Medipix 3 a Rayos X de Fluorescencia

Medipix 3 es la última versión de los dispositivos de la colaboración, como se mencionaba anteriormente, el nuevo modo de adquisición que se implementó, el Charge Summing Mode, elimina los efectos de carga compartida. En esta parte obtuvimos la respuesta del detector a rayos X de fluorescencia midiendo para diferentes materiales (Indio (In), Paladio (Pd) y Cadmio (Cd)) su espectro de rayos X de fluorescencia utilizando los dos distintos modos de operación del chip SPM y CSM para hacer un análisis de la respuesta usando

<i>Material</i>	<i>Z</i>	$K_{\alpha}(KeV)$	$K_{\beta}(KeV)$
<i>Pd</i>	46	21,121	23,815
<i>Cd</i>	48	23,106	26,091
<i>In</i>	49	24,136	27,271

Tabla 5.2: **Materiales utilizados como objetivo para producir rayos X de fluorescencia.**  $Z$  corresponde a su número atómico y  $K_{\alpha}$ ,  $K_{\beta}$  a las energías características debidas a las transiciones entre las capas  $L \rightarrow K$  y  $M \rightarrow K$  respectivamente.

cada tipo y observar las ventajas que se obtienen con las implementaciones nuevas realizadas en el prototipo Medipix 3.

### 5.2.1. Arreglo experimental y procedimiento

La tabla 5.2 muestra las energías características de cada material debidas a las transiciones entre capas. Los parámetros de la fuente de rayos X fueron voltaje de 100 kV y corriente de 200  $\mu A$ . El objetivo se fijó a 45°, el detector fue sostenido por la interface USB1 como lo muestra la figura 5.3 del montaje experimental

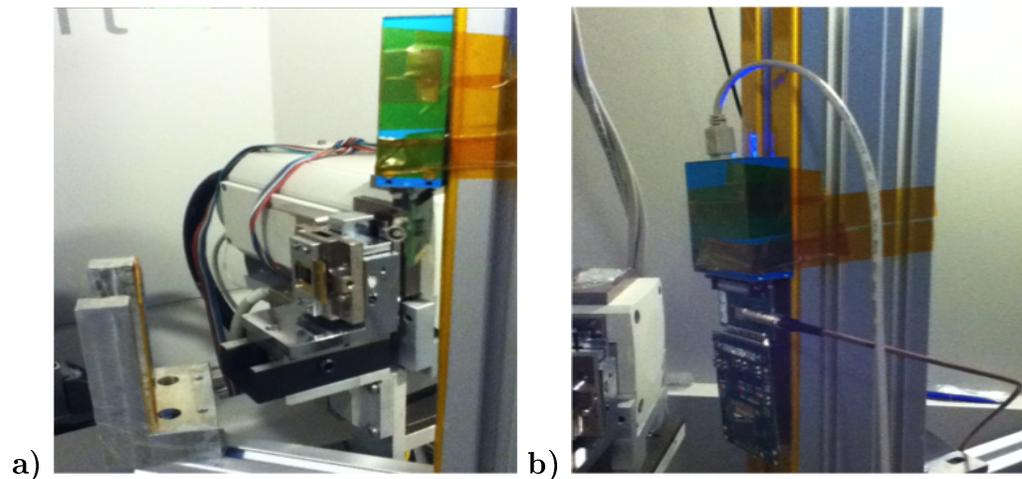


Figura 5.2: **Montaje experimental.** El inciso a muestra la fuente de rayos X, frente a ella el objetivo alineado a 45° del detector. En el inciso b se hace un acercamiento del detector.

### 5.2.2. Resultados, Espectro de rayos x de fluorescencia

Después de irradiar el detector con los rayos X de fluorescencia se obtuvieron las gráficas que se muestran en las siguientes imágenes 5.3 a 5.7 . Son los gráficos de cuentas contra umbral bajo (THL), variando el umbral de 20 a 150 en intervalos de 2, trabajando en SPM las primeras dos y las últimas en CSM. En estas imágenes se puede observar la diferencia en los dos modos de operación, las Figuras 5.3 y 5.5 presentan el espectro integral producido. Las Figuras 5.4 y 5.6 corresponden al espectro diferencial de estas respectivamente. Hay una pendiente relacionada con los eventos del modo SPM que en modo CSM en lugar de esta pendiente hay una región plana que implica que el efecto de intercambio de carga se está corrigiendo cuando se opera el chip en este modo.

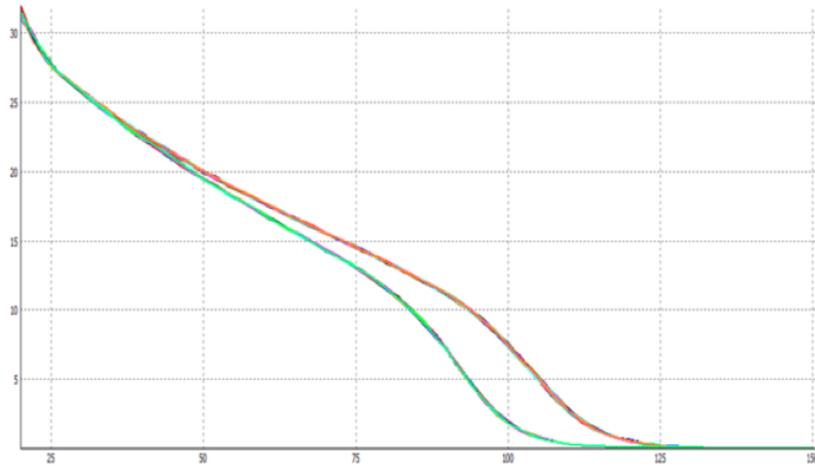


Figura 5.3: **Cuentas contra escaneo THL (Pd, In).** Espectro Integral trabajando en SPM.

Los espectros diferenciales para SPM y CSM para rayos X de fluorescencia de la figura 5.4 y 5.6 muestra una colección de cuentas a bajas energías que se debe a la difusión de carga entre pixeles pero en la figura 5.7 resultado de operar en CSM este efecto se corrige.

Los eventos de carga compartida contribuyen a las pendientes en las curvas obtenidas para SPM, en CSM las regiones planas muestran que se elimina el efecto.

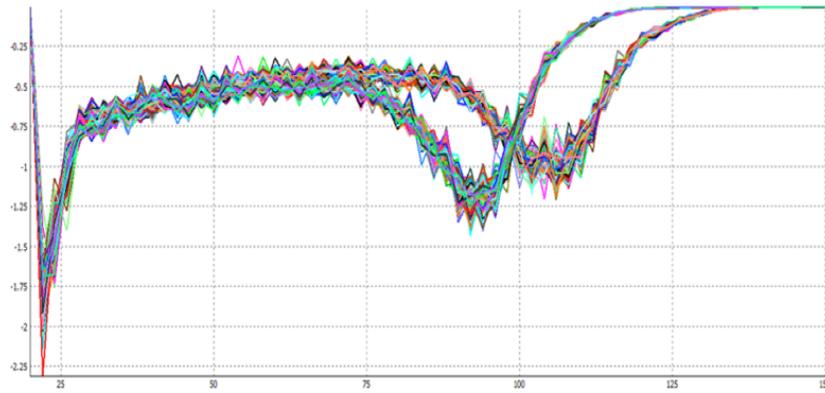


Figura 5.4: **Cuentas contra escaneo THL (Pd,In).** Espectro Diferencial trabajando en SPM.

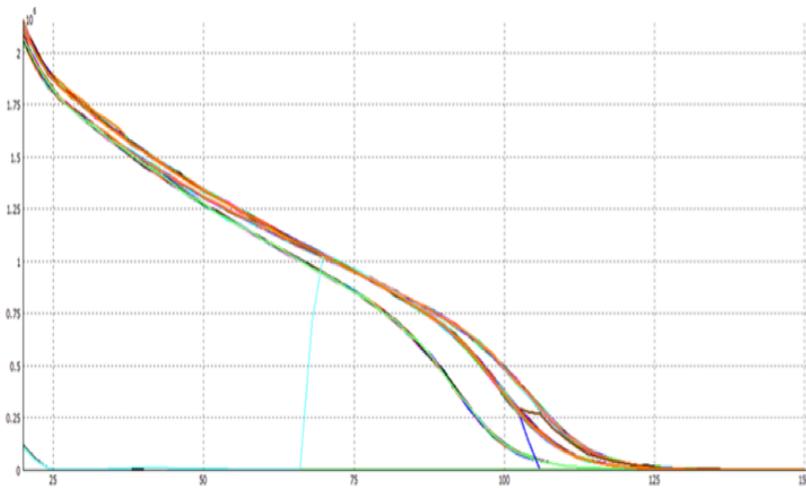


Figura 5.5: **Cuentas contra escaneo THL (Pd,Cd, In).** Espectro Integral trabajando en CSM.

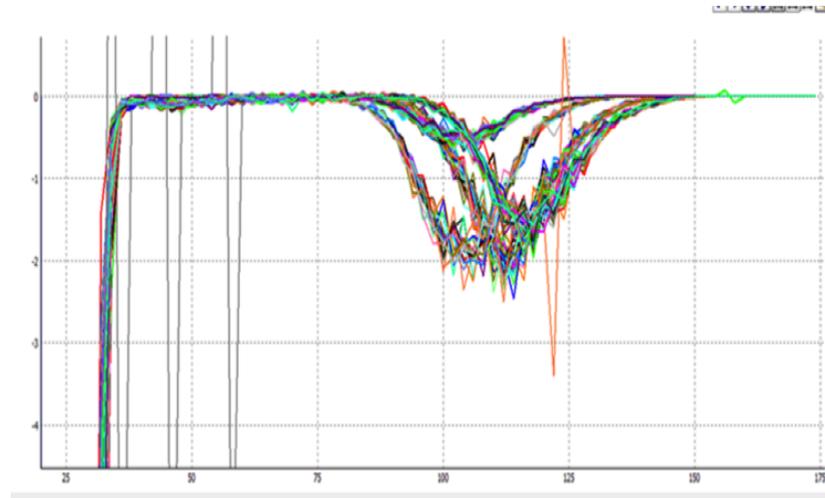


Figura 5.6: **Cuentas contra escaneo THL (Pd,Cd, In).**Espectro Diferencial trabajando en CSM.

### 5.3. Respuesta de Medipix 3 a rayos X de 6 MeV de un Acelerador Lineal

La última parte realizada para este trabajo fue el análisis de la respuesta de Medipix 3 para rayos X con energía de 6 MeV obtenidos con el acelerador lineal del Hospital General del Sur en Puebla. Fue de interés en esta sección estudiar la respuesta como función de las unidades monitor (U.M.).

#### 5.3.1. Arreglo experimental

En esta parte del trabajo se utilizaron los siguientes materiales: el chip Medipix 3.0 (\*chip W2-D5 con sensor), interfaz USB FITPix, el acelerador lineal con el que cuenta el hospital Marca Varian Modelo 21EX calibrado a una Unidad Monitor (UM) por cGy a 10 cm de profundidad en agua, maniquies de plástico que son bloques cuadrados de 40X40 cm de un espesor de 1 cm, estos utilizan un polietileno o un plástico equivalente a agua y se usan regularmente en mediciones en hospitales para simular el cuerpo humano. El Campo de Irradiación que se colocó con los colimadores del acelerador fue de 2.5 x 2.5 cm<sup>2</sup> y la distancia de la fuente a la superficie del sensor se fijó a 100 cm. Los fotones de rayos X se emplearon con una energía de 6 MeV.

### 5.3 Respuesta de Medipix 3 a rayos X de 6 MeV de un Acelerador Lineal 43

Con ayuda de los fantasmas el sensor se colocó a una profundidad en agua de 1 y 2 cm cuando las mediciones se realizaron utilizando uno o dos bloques respectivamente , el tiempo de irradiación y la tasa de dosis en Unidades monitor (UM) fue variando. La Figura 5.7 muestra el arreglo utilizado en esta sección para la toma de medidas. La configuración del chip fue la siguiente: Se aplico un voltaje de polarización interno de 100 V, el modo en el que se trabajó fue de marcos y en SPM . Primero se realizó el escaneo de DACs para corroborar el correcto funcionamiento del chip, se colocó el umbral THL a  $450 e^-$  , arriba de este valor se registra un evento, y antes de comenzar con las mediciones se realizó la ecualización del ruido.

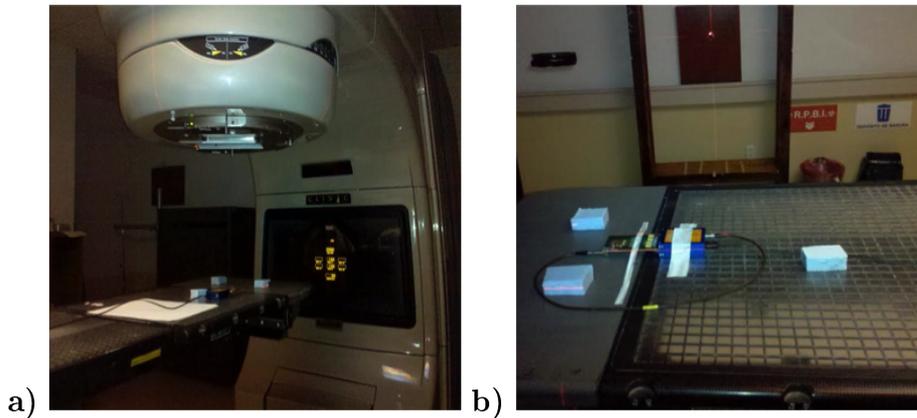


Figura 5.7: **Arreglo experimental.** a) muestra la configuración utilizada para analizar la respuesta del detector a rayos X de 6 MeV provenientes del Linac. b) proporciona un acercamiento a la configuración de la interface y la colocación del detector sobre la mesa de tratamiento.

#### 5.3.2. Dependencia de la respuesta del chip a las unidades monitor

Las mediciones se realizaron para uno y dos bloques variando las unidades monitor con los valores 1 UM, 5 UM, 10 UM, 25 UM, 50 UM y 75 UM. Se realizó el procesamiento de los datos obtenidos utilizando un programa realizado en C++, *ver Apéndice B*. Mediante el programa se les asignó primero a los pixeles ruidosos o muertos, esto es los que registraban valores de eventos  $\pm 4$  desviaciones estándar con respecto a la media, el promedio

de los eventos registrados por sus ocho pixeles adyacentes, luego se realizó un promedio de los archivos de las mediciones que correspondían a las mismas UM, se calculó nuevamente con el archivo promedio de salida la media, la desviación estándar y la suma de los eventos totales registrados por toda la matriz de pixeles.

Podemos observar en las gráficas de las figuras 5.8 y 5.9 el resultado de las cuentas obtenidas para cada pixel. La gráfica 5.8 es una representación bidimensional dónde a cada pixel de la matriz del dispositivo le corresponde una posición en el plano. Las gráficas de la figura 5.9 nos proporcionan la misma información pero en un arreglo tridimensional.

Las gráficas anteriores muestran lo que se obtuvo para 1, 25, 50 y 75 unidades monitor, en la siguiente gráfica de la figura 5.10 se muestran los histogramas de cuentas por pixel obtenidos para los seis valores de unidades monitor con los que se irradió.

Las gráficas de las figuras 5.11 y 5.12 que se muestran a continuación corresponden a la Media contra UM y Suma contra UM, muestran la respuesta del dispositivo Medipix a la irradiación bajo las condiciones descritas.

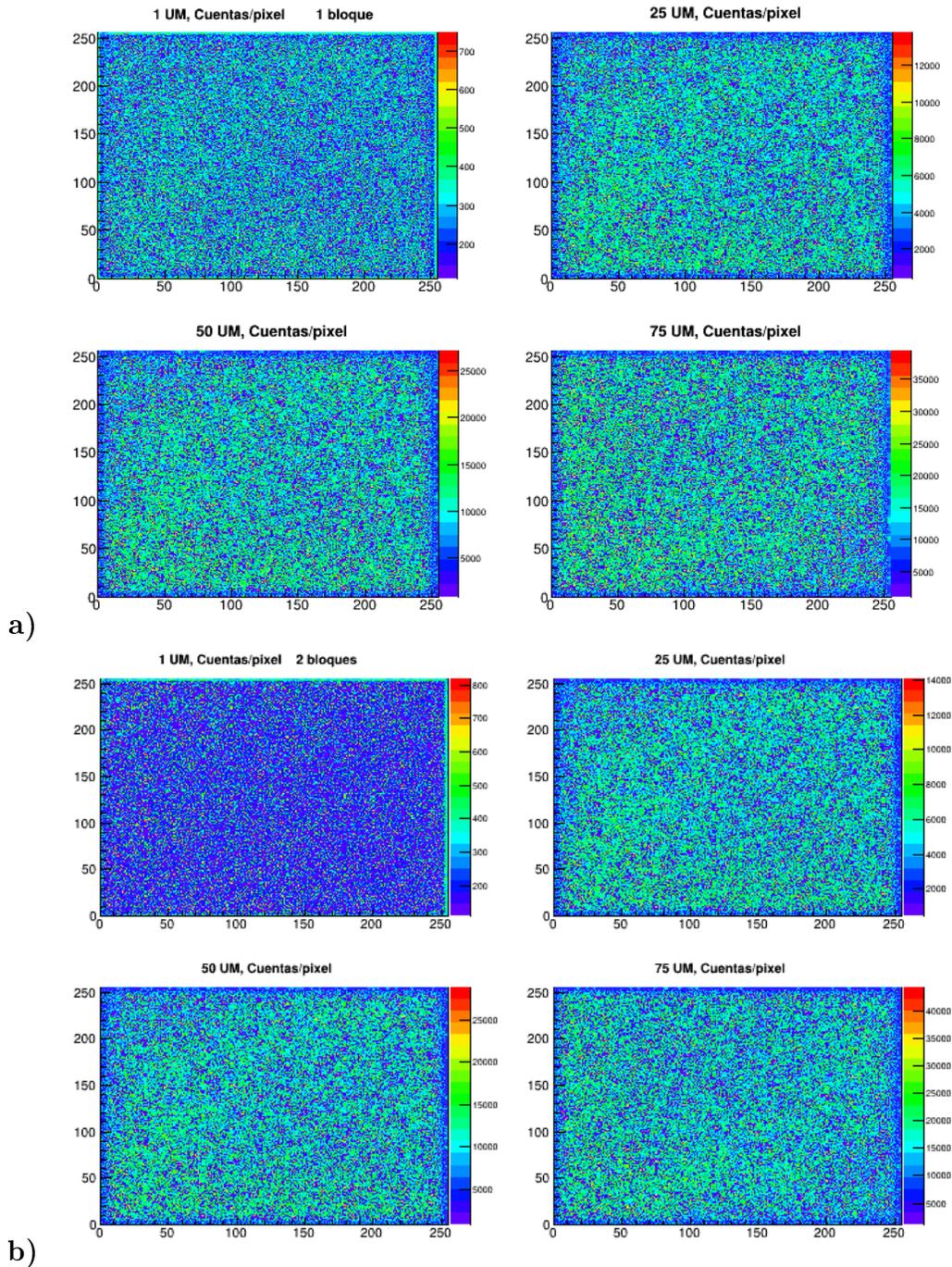


Figura 5.8: Gráficas de cuentas por pixel para 1, 25, 50 y 75 unidades monitor. Representación bidimensional de las cuentas por pixel. a) corresponde a las mediciones hechas con un bloque b) con dos bloques.

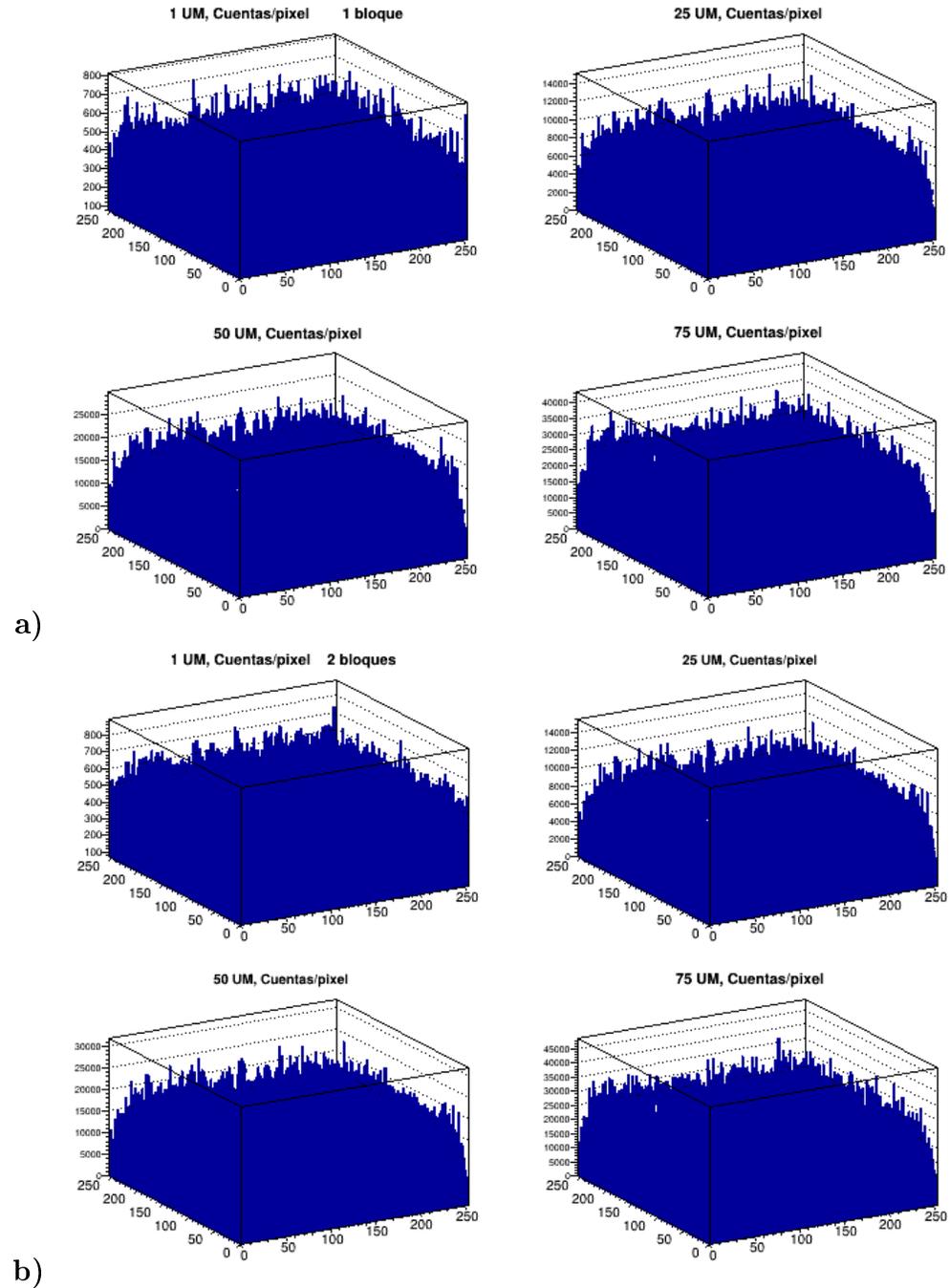


Figura 5.9: Gráficas de cuentas por pixel para 1, 25, 50 y 75 unidades monitor. Representación tridimensional de las cuentas por pixel.a) corresponde a las mediciones hechas con un bloque y b) con dos bloques.

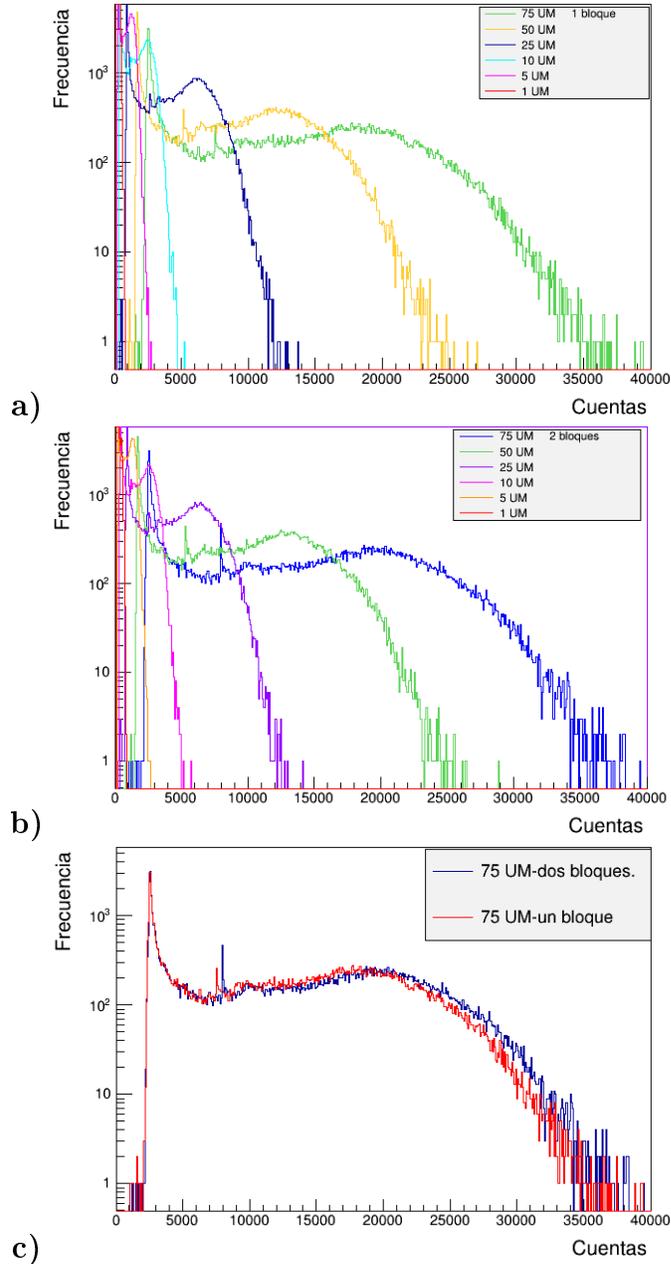


Figura 5.10: **Histogramas de cuentas por pixel para 6 MeV.** Las gráficas corresponden a cada uno de los valores de unidades monitor seleccionados. a) corresponde a las mediciones hechas con un bloque y b) con dos bloques. Por último c) muestra los histogramas para ambos casos a 75 UM

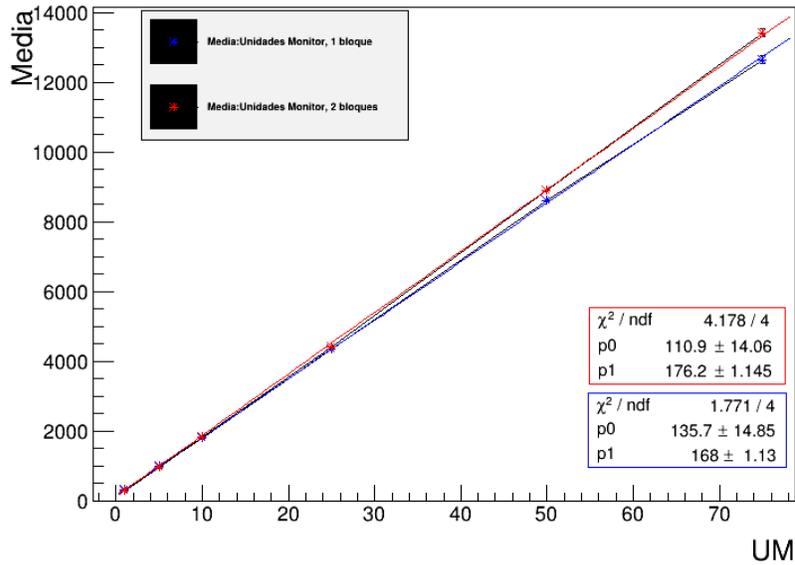


Figura 5.11: Media de eventos registrados contra unidades monitor.

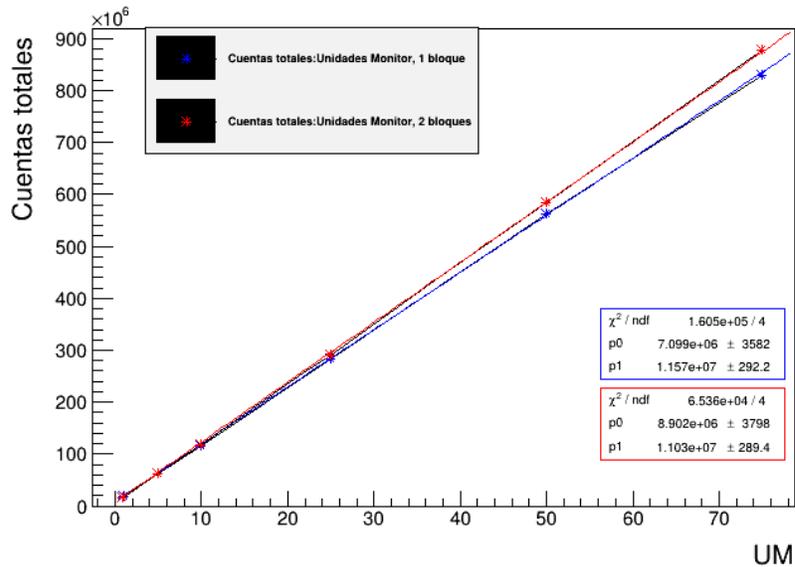


Figura 5.12: Suma total de eventos registrado en los pixeles de la matriz contra unidades monitor.

# Capítulo 6

## Conclusiones

A continuación se presenta un resumen del trabajo realizado en los capítulos 4 y 5 discutiendo los resultados obtenidos y presentando las conclusiones. Además se discutirá el alcance y posibles extensiones del análisis a un trabajo futuro de investigación con los chips Medipix.

En el capítulo 4 se comenzó con un análisis cualitativo del contraste como cuantificación del ruido de los pixeles para identificación de los pixeles ruidosos y de los defectuosos. Después de esto siguió la ecualización de umbral dónde podemos observar en la gráfica de la figura 4.3 la ventaja de este proceso pues se obtuvo una distribución de nivel de ruido con una desviación estándar de 1.25, este resultado mejoró en relación a los obtenidos utilizando los DACs alto y bajo y de ahí la importancia de realizar este proceso al inicio. En la siguiente sección del trabajo se obtuvieron los resultados para la curva de calibración del chip Timepix/Medipix, los datos experimentales ajustados a la curva de la función propuesta [3] mediante el método de mínimos cuadrados nos proporcionaron la siguiente expresión:

$$f(x) = 0,2586x + 12,08 + ((-4,727)/(x + 4,996))$$

Con esta relación obtuvimos para nuestro dispositivo la dependencia ToT con la energía de la radiación incidente y se validó el resultado para un rango de 0 a 50 KeV con el valor del ajuste  $\chi^2/ndf = 3,957/1$  aceptable. En este procedimiento se utilizaron las distribuciones ToT de pixeles individuales más se puede observar en las gráficas de las figuras 4.7 y 4.8 que las distribuciones para agrupamientos de pixeles proporcionan resultados con un aumento de cuentas ToT a 10 MHz y se observa una correlación directa y fuerte de el

número de agrupamientos con los ToT totales en las figuras 4.9 y 4.10 es mayor en el caso en que se irradió con Hierro 55 debido a que .

A continuación en el capítulo 5 se obtuvo la respuesta del detector Medipix a rayos X de fluorescencia y a rayos X del orden de 6 MeV. Para los rayos X de fluorescencia del Pd, Cd e In se puede observar en las figuras 5.3-5.6 los espectros obtenidos. En las gráficas de la figura 5.3 y 5.5 se muestra el espectro integral y se puede ver que hay una pendiente relacionada con los eventos del modo SPM que en modo CSM es reemplazada por una región plana que implica que el efecto de intercambio de carga se está corrigiendo cuando se opera el chip en este modo. Los espectros diferenciales para SPM y CSM para energías de los rayos X de fluorescencia obtenidos de la figura 5.4 y 5.6 muestran en la del modo SPM en la primera parte una colección de cuentas a bajas energías que se debe a la difusión de carga entre pixeles pero en la figura 5.6 obtenida al operar en CSM este efecto se corrige.

Por último, se observa al irradiar con rayos X de 6 MeV que el detector tiene una respuesta homogénea (en las gráficas 5.8 y 5.9). En las gráficas de la figura 5.10 se observan los histogramas de cuentas por pixel obtenidos irradiando con las distintas unidades monitor, podemos observar que al aumentar las UM aumentan las cuentas obtenidas por pixel y de ahí que las distribuciones tengan un corrimiento a la derecha. En la gráfica de la figura 5.10.c se muestra el resultado de los espectros para 75 um cuando se irradió utilizando un bloque y cuando se hizo utilizando dos, el resultado es consistente con lo que se esperaba pues para ambos casos las distribuciones coinciden. Al final, en las gráficas de las figuras 5.11 y 5.12 se observa al graficar la media y las cuentas totales contra las UM una dependencia lineal del número de cuentas con las unidades monitor en el rango de 1 a 75 para rayos X de 6 MeV. Se puede observar que no ocurre una atenuación de los rayos X al utilizar dos bloques, esto se cree que es debido a que el máximo de energía depositada se encuentra a una profundidad mayor a dos cm por lo tanto estas mediciones utilizando uno y dos bloques se localizan en la parte del espectro del acelerador con comportamiento creciente, como futuro trabajo irradiar aumentando el número de bloques bajo las condiciones utilizadas daría una mejor comprensión del comportamiento. Otra continuación inmediata a este trabajo una vez que ya se estudió la respuesta del dispositivo es su aplicación para el análisis de los parámetros de calidad de imagen descritos en el capítulo 3 usando este nuevo sistema y comparándolo con los sistemas de detección tradicionales de aparatos de tomografía, radiografía, mamografía, entre otros.

Cabe resaltar que tanto en la curva de calibración de la figura 4.6 como en las gráficas 5.11 y 5.12 obtenemos una relación lineal en la respuesta del detector, la primera al ir aumentando la energía en relación con las cuentas ToT y en las del capítulo 5 de los eventos con respecto a las unidades monitor, para los rangos de energía trabajados en cada parte que son de uso clínico en imagen de diagnóstico y en radioterapia respectivamente, de aquí que esta respuesta lineal nos indica preliminarmente que el detector Medipix trabajado puede utilizarse para estos fines.



# Apéndice A

## Diagramas de decaimiento

A continuación se muestran los diagramas de decaimiento correspondientes al  $^{241}\text{Am}$ ,  $^{55}\text{Fe}$ , y al  $^{90}\text{Sr}$ .

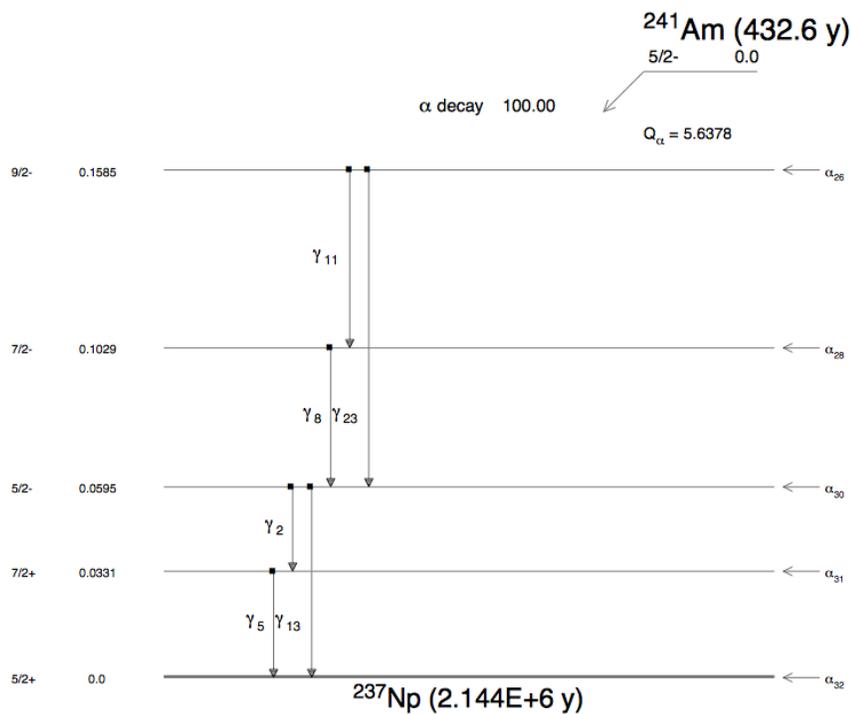


Figura A.1: Diagrama de decaimiento del Americio 241..Fuente[2]

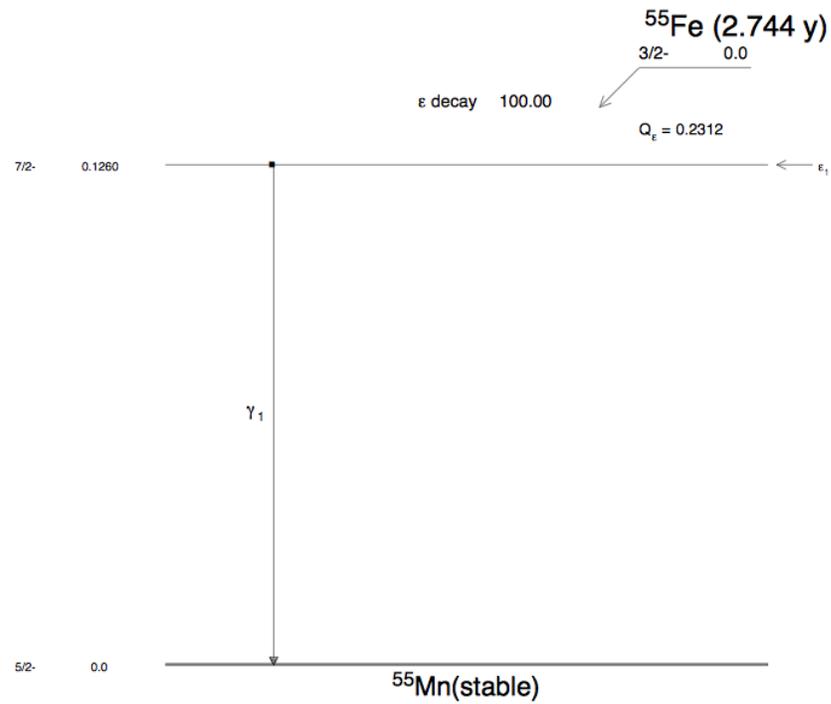


Figura A.2: Diagrama de decaimiento del Hierro 55..Fuente[2]

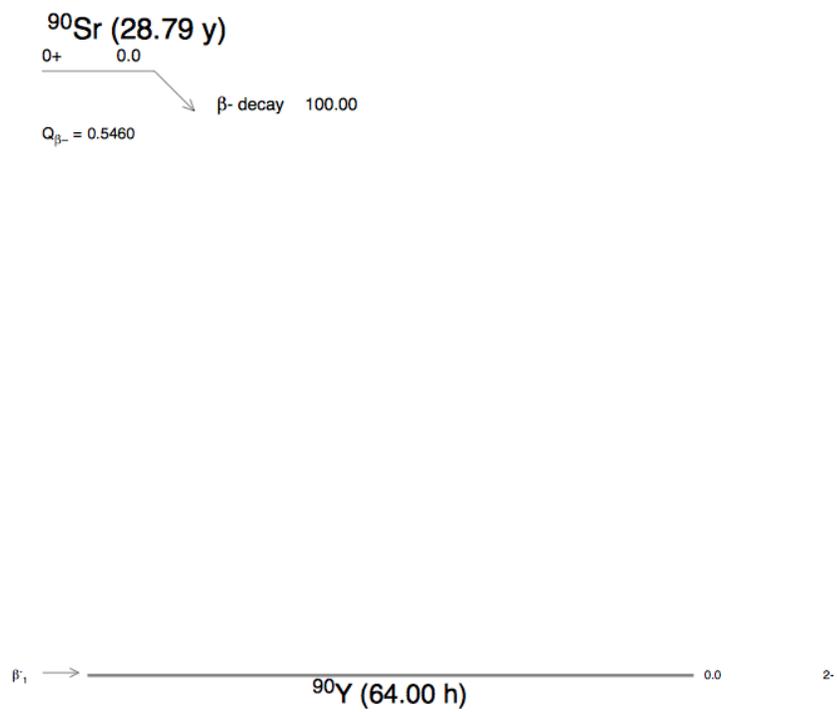


Figura A.3: Diagrama de decaimiento del Estroncio 90..Fuente[2]



# Apéndice B

## Código

El código en C++ utilizado en esta sección para el procesamiento de datos se muestra a continuación.

```
#include <stdio.h>
#include <stdlib.h>
#include <math.h>
#include <string.h>

double sigma, media, total; // total-total de datos del archivo
int medipix[258][258]; // Representacion del detector Medipix
double Suma = 0; //Suma de los valores de la columna Z
char nombre[30], nombre2[33];

void ceros() //Inicializar variables sigma, media, Suma, total, matriz en ceros
{
int i =0, j=0;
for(i=0;i<258;i++)
{
for(j=0;j<258;j++)
{
medipix[i][j]=0;
}
}
sigma=0;
media=0;
total=0;
Suma =0;
}
void orilla(int m)// Inicializa las orillas de la matriz medipix con la media
{
```

```
int i,j;
for(i=0;i<258;i++)
{
medipix[i][0]=m;
medipix[i][257]=m;
}
for(j=0;j<258;j++)
{
medipix[0][j]=m;
medipix[257][j]=m;
}
}

void calculoMedia(long int min, long int max)// Cálculo de la media
de los matriz de medipix
{
int i,j;
total =0;
Suma =0;
for(i=1;i<=256;i++)
{
for(j=1;j<=256;j++)
{
if (medipix[i][j] <= max && medipix[i][j] >= min)
{
Suma = Suma + medipix[i][j];
total++;
}
}
}
media = Suma/total;
}

void calculoSigma(long int min, long int max) // Cálculo de la sigma de
los valores de la matriz
{
int i,j;
double sigma2,suma=0;
for(i=1;i<=256;i++)
{
for(j=1;j<=256;j++)
{
if(medipix[i][j] <= max && medipix[i][j] >= min)
{
suma = suma + (medipix[i][j] - media)*(medipix[i][j] - media);
}
}
}
}
```

```
}
sigma2 = suma/(total);
sigma = sqrt(sigma2);
}
void fixit(int i, int j, long int min, long int max) /Modifica el pixel (i,j)
de la matriz encontrado con la funcion fixthem, el promedio de los valores de
los pixeles que estan al rededor para aquellos que no cumplan que
4 sigma (este valor es introducido en los
parametros min y max de la media)*/
{
int a,b;
double valorSuma=0,contador =0;
for(a=i-1;a<=i+1;a++)
{
for(b=j-1;b<=j+1;b++)
{
if(medipix[a][b] <=max && medipix[a][b] >= min)
{
contador++;
valorSuma= valorSuma + medipix[a][b];
}
}
}
medipix[i][j] = valorSuma/contador;
}
void fixthem(long int min, long int max) /* busca aquellos valores de la
matriz que esten a mas de 4 sigma de la media(representado por min y max),
estos valores son sustituidos por el valor promedio de los pixeles adyacentes
mediante la función fixit */
{
int i,j;
for(i=1;i<=256;i++)
{
for(j=1;j<=256;j++)
{
if(medipix[i][j] > max || medipix[i][j] < min )
{
fixit(i,j, min, max);
}
}
}
}
}
int main()
{
int h=1,k,i,j,um,n;
```

```

long int minimo , maximo ;
FILE *in, *out, *resumen;
resumen = fopen("resumen.dat" , "w");
scanf("%d",&n); // Cantidad de archivos a leer
for(h=1;h<=n;h++)
{
scanf("%d",&um); // Cuantas UM sera el archivo a leer
scanf("%s",&nombre); // Nombre del archivo a leer
strcpy(nombre2,"out");
strncat(nombre2,nombre,30);
in = fopen(nombre,"r");
if(in != NULL)
{
out = fopen(nombre2,"w");
ceros();
/*Inicia Lectura del archivo in*/
fscanf(in,"%d", &x);
fscanf(in,"%d", &y);
fscanf(in,"%d", &medipix[x+1][y+1]);
while(!feof(in))
{
fscanf(in,"%d", &x);
fscanf(in,"%d", &y);
fscanf(in,"%d", &medipix[x+1][y+1]);
}/*Finaliza lectura de archivo in*/
scanf("%d", &minimo); /* [ minimo, maximo ] es el intervalo de valores
scanf("%d", &maximo);
calculoMedia(minimo , maximo); /*Calculo de media, sigma y suma descartando
los valores fuera de [minimo,maximo]*/
calculoSigma(minimo , maximo);
orilla(media);
maximo = media + 4*sigma;
fixthem(minimo ,maximo ); /* modificacion de valores muy pequenos o
muy grandes*/
calculoMedia(minimo ,maximo );
calculoSigma(minimo ,maximo );
orilla(media);
minimo = media - 4*sigma;
maximo = media + 4*sigma;
fixthem(minimo, maximo); /* Modificación de los valores a mas de 4 sigma*/
calculoMedia(minimo ,maximo ); /* Calculo Final de media, sigma y suma */
calculoSigma(minimo ,maximo );
for(i=1;i<=256;i++) /*Escritura del archivo out*/
{
for(j=1;j<=256;j++)

```

```
{
fprintf(out,"%d\t%d\t%d\n",j-1, i-1, medipix[j][i]);
}
}
fclose(in);
fclose(out);
}
else
{
printf("El archivo con el nombre %s no existe \n\n", nombre);
h--;
}
fprintf(resumen, "%d %f %f %f \n",um, media, sigma, Suma); /* Escritura del
}
fclose(resumen);
}
```



# Bibliografía

- [1] <http://medipix.web.cern.ch/MEDIPIX/>.
- [2] *Lawrence Berkeley Laboratory*. <http://ie.lbl.gov/toi/index.asp>.
- [3] *Medipix in IEAP, Department of applied physics and technology*. <http://aladdin.utef.cvut.cz/ofat/index.html>.
- [4] Fornaini A. *X-ray imaging and readout of a TPC with the Medipix CMOS ASIC*. PhD thesis, Universidad de Twente, 2005. recuperado de [http://www.nikhef.nl/pub/services/biblio/theses\\_pdf/thesis\\_A\\_Fornaini.pdf](http://www.nikhef.nl/pub/services/biblio/theses_pdf/thesis_A_Fornaini.pdf).
- [5] Del Guerra Alberto. *Ionizing Radiation Detectors for Medical Imaging*. 2004.
- [6] Smith Nadine Barrie. *Introduction to Medical Imaging Physics, Engineering and Clinical Applications*. 2011, 1ra ed.
- [7] Lebel C. *Energy calibration of the low threshold of Medipix USB Preparation for ATLAS installation*, 2007. recuperado de <https://twiki.ppe.gla.ac.uk/pub/DetDev/MedipixUSBReadout/EnergyCalibrationOfMedipix.pdf>.
- [8] Ballabriga R. et al. Manual v1.1 medipix3. 2008.
- [9] Ballabriga R. et al. Characterization of the medipix3 pixel readout chip. *JINST*, (6 C01052), 2011.
- [10] Ballabriga R. et al. Medipix3: A 64 k pixel detector readout chip working in single photon counting mode with improved spectrometric performance. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A*, (633 (2011) S15-S18), 2011.

- [11] Ferrer Antonio et al. *Física Nuclear y de partículas*. Valencia 2003.
- [12] Jimenez E. N. et al. Characterization of medipix3 with synchrotron radiation. *IEEE Transactions on Nuclear Science*, (vol. 58, no. 1, 323), 2011.
- [13] Procz S. et al. Medipix3 ct for material sciences. *JINST*, (8 C01025), 2013.
- [14] Shung K. Kirk et al. *Principles of Medical Imaging*. 1992.
- [15] Knoll G. F. *Radiation Detection and Measurement*. 3rd edition, 2000.
- [16] Campbell M. 10 years of the medipix 2 collaboration. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A*, (633 (2011) S1-S10), 2011.