



UNIVERSIDAD NACIONAL DE COLOMBIA

# Desarrollo de un Detector de Rayos X y Electrones para uso en Radioterapia

Edwin Eduardo Rozo Albarracín

Universidad Nacional de Colombia  
Facultad de Ciencias, Departamento de Física  
Bogotá D.C., Colombia  
2011

# Desarrollo de un Detector de Rayos X y Electrones para uso en Radioterapia

Edwin Eduardo Rozo Albarracín

Trabajo final presentado como requisito parcial para optar al título de:  
Magister en Física Médica

Director:  
Ph.D Hector Fabio Castro Serrato

Línea de Investigación:  
Física Médica

Universidad Nacional de Colombia  
Facultad de Ciencias, Departamento de Física  
Bogotá D.C., Colombia  
2011

Este trabajo está dedicado : A  
Dios, mi familia y mi amorcito Liz  
Adriana.

## Resumen

En el presente trabajo se construyó y caracterizó un detector gaseoso pixelado con el fin de adaptarlo al uso clínico. Se estudió el funcionamiento a fin de conocer sus limitaciones y se establecieron las condiciones óptimas de operación. Se realizó la caracterización del detector primeramente mediante la medición de la curva de ganancia como función del voltaje y la eficiencia. Se encontró que el detector mantiene un comportamiento constante entre  $-1.4KV$  y  $-1.6KV$  y en la región desde  $-1.7KV$  hasta  $-2.0KV$  aumenta el número de cuentas al aumentar el voltaje, en escala semilogarítmica se observa un aparente comportamiento lineal que podría tratarse de un segmento muy corto del inicio de la zona de contador proporcional. Se estudió la eficiencia del detector encontrando una eficiencia geométrica de  $0.6\%$  y una eficiencia intrínseca de  $(20 \pm 2)\%$  para una fuente de  $^{131}I$ .

**Palabras clave:** detector gaseoso, dosimetría, contador proporcional.

## Abstract

In the present study a pixel gas detector was built and characterized in order to adapt it for clinical usage. We have studied its performance in order to establish optimal operating conditions. We have characterized the detector by measuring the gain curve as a function of voltage and the relative efficiency with respect to reference detectors. The detector has a constant behavior between  $-1.4KV$  and  $-1.6KV$ , while in the region between  $-1.7KV$  and  $-2.0KV$  it would work as a proportional counter. In measure its relative efficiency, we found a geometric efficiency of  $0.6\%$  and intrinsic efficiency of  $(20 \pm 2)\%$  for  $^{131}I$ .

**Key words:** gas detector, dosimetry, porportional counter.

## Agradecimientos a:

- Profesor Fernando Cristancho: gracias a laboratorio de su grupo de investigación fue posible realizar este trabajo.
- Instituto Nacional de Cancerología: permitió la formación como físico médico
- Profesora María Cristina Plazas: su incansable ayuda hizo posible este trabajo.
- Profesor Fabio Fajardo: gracias a su ayuda su posible adquirir el cable de alto voltaje.
- Candidato a Magister en Física Ricardo Muñoz: colaboró en el diseño de la caja.
- Candidato a Magister en Física Médica Luis Alfonso Mejía Agudelo: asistió en algunos aspectos físicos del detector.
- Magister en Física Martha Liliana Cortés Sua: su gran conocimiento sirvió de apoyo en el desarrollo del proyecto.
- Ingeniero Eduardo Fajardo: impulsó el proyecto gracias a su colaboración en electrónica.
- Magister en Física Médica Mauricio Andrés Arciniegas Álvarez: sus conocimientos en medicina nuclear hicieron posible el proyecto,
- Magister en Física Médica Diana Marcela Roldan Rueda: sus conocimientos en medicina nuclear hicieron posible el proyecto,
- Magister en Astronomía Jean Paul Picón Guerrero: su conocimiento en LYX hizo que el texto se viera bien.
- Químicos: Cesar Villamil, Javier Rada y Juan Pablo Osorio: sin ellos no hubiera sido posible tener material radiactivo.
- Al valioso equipo del Taller de Mecánica Fina del Departamento de Física: sin ellos no se hubiera tenido argón.

# Índice general

<b>Resumen</b>	<b>ix</b>
<b>Lista de Figuras</b>	<b>xii</b>
<b>Lista de Tablas</b>	<b>xvii</b>
<b>1 Introducción</b>	<b>1</b>
<b>2 Experimento</b>	<b>18</b>
2.1 Diseño y fabricación del detector	18
2.1.1 Lámina Pixelada	18
2.1.2 Caja de acrílico	19
2.1.3 Sistema de inyección de gas	20
2.2 Montaje experimental	21
2.2.1 Elección de la fuente radiactiva	22
2.2.2 Electrónica	25
2.3 Proceso de Medición	27
2.3.1 Pruebas iniciales	27
2.3.1.1 Procedimiento para caracterizar el detector.	27
2.3.1.2 Consideraciones importantes para operar el detector.	28
2.3.1.3 Rango de voltaje de operación.	28
2.4 Presentación y Discusión de Resultados	29
2.4.1 Señales características	29
2.4.2 Histogramas	34
2.4.3 Curva característica	40
2.4.4 Medición de la eficiencia	43

<i>ÍNDICE GENERAL</i>	xi
<b>3 Conclusiones y perspectivas a Futuro</b>	<b>47</b>
3.1 Conclusiones . . . . .	47
3.2 Mejoras . . . . .	48
3.3 Resultados esperados con Rayos X . . . . .	49
3.4 Aplicaciones Clínicas . . . . .	49
<b>Bibliografía</b>	<b>51</b>

# Índice de figuras

1.1	Esquema del acelerador lineal CLINAC IX . . . . .	2
1.2	Imagen portal obtenida con un detector gaseoso de un hueso y su tejido circundante (Figura tomada de la referencia[34]). . . . .	5
1.3	Imágenes obtenidas con un detector de placas paralelas (Figura tomada de la referencia[34]). . . . .	6
1.4	Función respuesta cuando inciden electrones monoenergéticos sobre un detector grueso[11] . . . . .	8
1.5	Esquema para medir la eficiencia de un detector en condiciones geométricas determinadas por el experimentador[11] . . . . .	9
1.6	Contador proporcional de un solo hilo. Izquierda: vista lateral y circuito básico del contador proporcional de un solo hilo. Derecha: Vista frontal y campo eléctrico del contador proporcional de un solo hilo[11, 42] . . . . .	10
1.7	Curva de característica de un Detector Gaseoso para partículas $\alpha$ y partículas $\beta$ [11] . . . . .	11
1.8	Proceso de avalancha en un contador proporcional. Un solo electrón primario va hacia ánodo, en lugares en los cuales el campo se incrementa fuertemente experimenta colisiones ionizantes; debido a la difusión lateral ocurre una avalancha en los alrededores del hilo. Los electrones son colectados en tiempos muy cortos (del orden de ns) y la nube de iones creada se dirige al cátodo[42]. . . . .	12
1.9	Emisión de un fotoelectrón por parte de un ánodo de cobre cuando incide un fotón emitido por un átomo de argón correspondiente al gas de llenado.[42] . . . . .	13
1.10	Esquema de perfil de la lámina pixelada fabricada en 1990 usando cobre como conductor y kapton como aislante[37, 43]. . . . .	15
1.11	Medidas experimentales para aislante cerámico con huecos de $100\mu m$ , kapton con huecos de $200\mu m$ y $500\mu m$ , entre $4KV$ y $7KV$ con isobutano puro como gas llenado cuando se irradia con una fuente radiactiva de $Fe^{55}$ [37, 43]. . . . .	16

1.12	Curva de eficiencia como función del voltaje aplicado para la lámina cerámica usando un techo conductor, con isobutano como gas de llenado [37, 43]. . . . .	17
2.1	Vista superior de la lámina pixelada . . . . .	18
2.2	Vista de lateral de la lámina pixelada . . . . .	19
2.3	Disposición experimental del detector gaseoso pixelado . . . . .	19
2.4	Diseño de la caja de acrílico . . . . .	19
2.5	Foto del montaje del detector gaseoso pixelado en el laboratorio en el cual se observa el sistema de inyección de gas . . . . .	20
2.6	Esquema del montaje electrónico en el caso de un píxel. Se observa que el píxel es alimentado por la fuente de alto voltaje (HV), la corriente de este circuito está limitada por la resistencia R y la señal se desacopla mediante el capacitor C, la señal desacoplada se envía un preamplificador y posteriormente a un amplificador para poder ser analizada por el ADC y el MCA. . . . .	21
2.7	Esquema del dispositivo Experimental para la caracterización del Detector Gaseoso Pixelado, en el cual se observa un sistema de alimentación de alto voltaje con resistencias limitadoras de corriente, la lámina pixelada, un condensador que desacopla la señal y la electrónica de lectura. Las señales de salida del preamplificador son observadas con un osciloscopio. . . . .	22
2.8	Esquema de decaimiento del $I^{131}$ [44] . . . . .	23
2.9	Espectro del $I^{131}$ medido con un centellador de NaI, el detector operó a 990V. La actividad de la fuente fue de $96\mu Ci$ y se midió durante 20 minutos. . . . .	24
2.10	Espectro $\beta^-$ del $I^{131}$ medido por Downing y Metzger [45, 46]. Se observa que es un espectro continuo con picos sobresalientes que corresponde a electrones resultado de procesos de conversión interna. . . . .	25
2.11	Señal vista con el osciloscopio a la salida del preamplificador cuando no hay fuente radiactiva, a -1.5KV. Se observan señales pequeñas, con valores entre 40 y 60 mV. . . . .	30
2.12	Señal vista con el osciloscopio a la salida del preamplificador cuando hay fuente radiactiva a -1.5 KV. Se observan señales más grandes en comparación con la Figura 2.11, del orden de 100 mV y con duración aproximada de $200\mu s$ . . . . .	31

2.13	Señal vista con el osciloscopio a la salida del preamplificador cuando no hay fuente radiactiva a -1.9KV. Se observan señales grandes y frecuentes que indican la presencia de radiación de fondo, la señal más frecuente tiene un tamaño de 110 mV y una duración de aproximadamente de 208 $\mu$ s. . . . .	32
2.14	Señal vista con el osciloscopio a la salida del preamplificador cuando hay fuente radiactiva a -1.9 KV. Se observa que con fuente radiactiva aparecen señales más grandes y mucho más frecuentes con respecto a las de fondo. La señal más frecuente tiene un tamaño aproximado de 180mV y una duración mayor a los 240 $\mu$ s. . . . .	33
2.15	Histograma Cuentas vs Canal con factor de ganancia de 18 a -1.5KV, sin fuente radiactiva, durante 180 segundos. . . . .	34
2.16	Histograma Cuentas vs Canal con factor de ganancia de 18 a -1.5KV con fuente radiactiva durante 180 segundos. . . . .	35
2.17	Histograma restando el fondo (sin fuente radiactiva) para -1.5KV con factor de amplificación de 18 durante 180 segundos. Esta figura puede interpretarse como el espectro medido por el detector gaseoso pixelado para la fuente de $I^{131}$ . . . . .	36
2.18	Histograma Cuentas vs Canal con factor de ganancia de 18 a -1.8KV sin fuente radiactiva durante 180 segundos. Se observa una gran cantidad de cuentas a bajos canales. Entre los canales 150 y 200 se observa una acumulación de cuentas cuyo origen es desconocido. . . . .	37
2.19	Histograma Cuentas vs Canal con factor de ganancia de 18 a -1.8KV con fuente radiactiva durante 180 segundos. Se observa que la mayor cantidad de cuentas se registra a canales bajos y disminuye considerablemente cuanto mayor es el canal. Se observa también que persiste la acumulación de cuentas cerca del canal 150. 38	38
2.20	Histograma resta canal a canal para -1.8KV con y sin fuente radiactiva. Esta figura puede interpretarse como el espectro medido por el detector gaseoso pixelado para la fuente de $I^{131}$ . Se observa que la mayor contribución se encuentra para canales bajos. . . . .	39
2.21	Acercamiento del histograma resta canal a canal para -1.8KV con y sin fuente radiactiva. . . . .	40
2.22	Cuentas netas debidas a las fuente de $I^{131}$ como función del voltaje para las 3 líneas, con factor de amplificación de 18 y 180 segundos de medición. Se grafica el valor absoluto del voltaje. El color verde corresponde a la línea 1, el color rojo a la línea 2 y el color azul a la línea 3. . . . .	42

2.23	Gráfica semilogarítmica del número de cuentas contra voltaje para la línea 1. Entre 1.4 y 1.6 KV no se puede afirmar que exista un incremento. A partir de 1.7KV el número de cuentas se incrementa al aumentar el voltaje. . . . .	43
2.24	Montaje experimental para los detectores de referencia con el fin de realizar medidas de eficiencia, usando blindaje de 2cm de Plomo con ventana de 2cm * 1cm . . . . .	44
2.25	Ventana de 2cm * 1cm que se deja en el detector gaseoso pixelado para la medición de la eficiencia, el blindaje de Plomo tiene una ventana de este mismo tamaño para los detectores de referencia. . .	44

# Índice de cuadros

2.1	Mediciones de las cuentas con fuente radiactiva, sin fuente radiactiva y su diferencia como función del voltaje aplicado para la línea 1 . . . . .	41
2.2	Mediciones de las cuentas con fuente radiactiva, sin fuente radiactiva y su diferencia como función del voltaje aplicado para la línea 2 . . . . .	41
2.3	Mediciones de las cuentas con fuente radiactiva, sin fuente radiactiva y su diferencia como función del voltaje aplicado para la línea 3 . . . . .	41
2.4	Cuentas durante 20s con el CsI para determinar el factor de transmisión del blindaje de plomo sin ventana de 2cm*1cm. . . . .	45
2.5	Cuentas registradas durante 180 seg por los detectores FLUKE BIOMEDICAL 990 y gaseoso pixelado en un campo 2cm*1cm . . . . .	45

# Capítulo 1

## Introducción

### Importancia clínica de los detectores de radiación

La radioterapia es un tratamiento basado en el empleo de radiaciones ionizantes tales como: rayos X, rayos gamma, electrones y las partículas alfa, entre otros. Esta terapia se utiliza como tratamiento hace ya más de un siglo. El primer informe de una curación a través de radioterapia data de 1899 [19], poco después que Roentgen descubrió los rayos X (1895) y cuando Curie descubrió el radio (1898). La aparición en 1953 del acelerador lineal y el uso del cobalto 60 son dos de los grandes pasos que ha dado la ciencia en este campo [40].

Según la finalidad de la radioterapia, ésta puede ser: 1- radical o curativa: Es la que emplea dosis de radiación altas, próximas al límite de tolerancia de los tejidos normales, con el objetivo de eliminar el tumor. Este tipo de tratamiento suele ser largo y con una planificación laboriosa, donde el beneficio de la posible curación debe superar la toxicidad ocasionada sobre los tejidos normales. 2- Radioterapia paliativa: En este tipo se emplean dosis menores de radiación, suficientes para calmar o aliviar los síntomas del paciente con cáncer, con una planificación sencilla y duración del tratamiento corto y preferiblemente con escasos efectos secundarios.

Clínicamente la radioterapia puede dividirse en dos tipos: braquiterapia y teleterapia. La braquiterapia es una terapia en la cual se emplea una fuente radiactiva la cual se pone en contacto con el paciente de modo intersticial, intracavitario o superficial; para esto se emplean fuentes radiactivas con alta tasa de dosis y baja tasa de dosis. Por otro lado, la teleterapia consiste en realizar el tratamiento a distancia mediante unidades de Cobalto y aceleradores lineales principalmente.

Figura 1.1: Esquema del acelerador lineal CLINAC IX



Los esfuerzos recientes de la radioterapia van encaminados a disminuir la toxicidad generada por la radiación en los órganos adyacentes al tumor, para ello se hace indispensable la colaboración del Físico Médico en los sistemas de planeación computarizados (TPS) y en los controles de calidad dosimétricos de los equipos de radioterapia. Es allí donde los detectores de radiación se hacen indispensables para garantizar al paciente durante su tratamiento y en tiempo real que el equipo está suministrando la dosis que en el TPS se ha planeado y también proteger al personal ocupacionalmente expuesto. Los objetivos de los detectores de radiación en los centros de radioterapia son: monitorear la dosis de las zonas controladas y las zonas vigiladas, hacer una medición de la dosis del personal que labora en dichas zonas, detectar la presencia de radiación ionizante y ejecutar controles de calidad de los equipos emisores de radiación y de las fuentes radiactivas.

### ¿Por qué construir un detector gaseoso pixelado?

En los centros médicos especializados de tratamientos contra el cáncer, en nuestro país, se cuenta con equipos de radioterapia como son aceleradores lineales, fuentes radioactivas de  $Cs^{137}$ , máquinas de Rayos X, tomógrafos, unidades de  $Co^{60}$  y otras fuentes radioactivas, distribuidas en los servicios de radioterapia, radiodiagnóstico y medicina nuclear. En dichos centros es de imperiosa necesidad garantizar al paciente que se le está brindando el mejor tratamiento y/o diagnóstico posible.

El parámetro que garantiza este proceso de calidad es la dosis absorbida y la información requerida proviene de detectores que registren el valor de las dosis en tiempo real. Una alternativa económica y eficiente para remediar esta deficiencia, es la adaptación de los detectores gaseosos, tipo micropatron (micropattern) y pixelados para este tipo de aplicaciones, dichos detectores han sido utilizados originalmente en Física de altas energías.

También, durante las pruebas de comisionamiento de aceleradores lineales se requiere hacer mediciones muy precisas de los perfiles de dosis, el mejoramiento de nuevos detectores gaseosos permitiría realizar esta tarea de una más manera sencilla que como se realiza actualmente, haciendo un barrido con una única cámara de ionización a cada profundidad dentro un tanque de agua.

A principios de los años 90 en el Centro Europeo de investigación nuclear (CERN) se desarrolló una nueva serie de detectores con el fin de caracterizar y detectar la radiación producida por el Colisionador de partículas LHC. Fue así como se inició una nueva gama de detectores de partículas conocidos como MICROPATTERN DETECTORS que emergen como la solución a esta necesidad. Con ellos se tiene la capacidad de conocer el tipo de radiación, su capacidad de ionizar el gas y eventualmente su "trayectoria"; lo cual nos conduce a caracterizar el haz que incide sobre el detector y permitirían medir la dosis debida a la radiación en diferentes puntos.

Como ya se ha explicado anteriormente los DGP tienen el potencial de ser una solución adecuada a nuestro país puesto que son económicamente accesibles, lo cual implica una vía rápida a la implementación clínica de los mismos.

## Estado del arte

Desde la década de los 90's el premio nobel J. Charpak propuso el uso de Detectores Gaseosos de Partículas (DPG) tipo multiwire como detectores en radiología con rayos X, estableciendo a nivel conceptual las ventajas de estos detectores [2, 20]. Durante las últimas décadas ha habido un inmenso desarrollo en los DGP como resultado de los esfuerzos dedicados a esta área motivados por los requerimientos de los experimentos del nuevo colisionador de partículas LHC, del CERN. Los principales factores tecnológicos que impulsaron la aparición de una nueva generación de DGP son los últimos avances en las técnicas de fotolitografía y técnicas de microprocesamiento de circuitos electrónicos. Estos desarrollos han permitido mejorar las principales propiedades de los detectores, como son la resolución espacial, resolución temporal, rapidez, menor ruido electrónico y reducción de costos [8]. A raíz de estas mejoras se ha estimulado la utilización de estos detectores en otras áreas de la física y la tecnología como en astronomía, ciencias de materiales y física médica, constituyéndose en un ejemplo de transferencia de tecnología desde la física fundamental a diversas áreas aplicadas.

Existen hoy en día una gran variedad de DGP de última generación, fruto de los recientes desarrollos tecnológicos [8, 21, 22]. Entre ellos tenemos los detectores pixelados (pixel detector) [4], de micropixel [6, 23], detectores de micro-patron (micro-pattern) [1], detectores de micro-franjas (micro-strip) [24], detectores de placas paralelas (parallel plate) [1], detectores de placas resistivas (resistive plate chambers o RPC's) [6, 25] y los de Amplificación por Electrones en Gas (Gas Electron Multiplier, GEM) [26]. En cada uno de estos detectores se busca una

estructura y geometría adecuadas que permitan optimizar su funcionamiento en aplicaciones específicas (tracking, detección, identificación de partículas, calorimetría, etc.). En general todos estos prototipos han sido diseñados, desarrollados y optimizados para utilización específica en los experimentos del LHC. Por tal razón al buscar su utilización en otras áreas es necesario realizar un proceso de adaptación del detector a los requerimientos particulares de la aplicación deseada.

## Aplicaciones en la Física Médica

La motivación inicial para el uso de detectores de partículas en medicina fue la idea de reemplazar las placas radiográficas, en radiología, con el fin de reducir el tiempo de exposición del paciente, con la consecuente reducción de la dosis absorbida y sus consecuencias secundarias. En segundo lugar la posibilidad de almacenar las imágenes en formato digital a fin de realizar reconstrucciones, composición y manejo de imágenes off-line, mejorando así el análisis diagnóstico y posterior tratamiento. De hecho estos fueron los inicios de la técnica conocida hoy en día por CT (Computed Tomography). Los primeros intentos de aplicación de DGP en medicina datan de la iniciativa sugerida por Charpak mediante la utilización de los primeros detectores gaseosos de alambres múltiples (Multiwire Proportional Chambers, MWPC) en radiología con rayos X [2]. Sauli presenta un análisis de las ventajas de utilización de este mismo tipo de detectores tanto en radiología de rayos X como en imágenes de angiología coronaria [20]. Detectores GEM's han sido utilizados exitosamente para obtener imágenes en vivo del haz de radiación gamma terapéutica y mediante el uso de rayos X de la posición del tumor, a fin de suministrar información a la máquina de irradiación para controlar eficazmente el tratamiento [27, 28]. Por otra parte, el mismo tipo de detectores se han utilizado en imágenes clínicas con la técnica mixta denominada SPECT (Single Photon Emitted Computed Tomography) y CP (Computed Tomography). La capacidad de resolución espacial y de energía de los GEM's facilita la identificación de trazadores radiactivos en pequeños volúmenes de masa, logrando así identificar las células cancerígenas con mayor eficacia [29]. Igualmente en estudios de angiografía coronaria los DGP han sido utilizados en la detección de radiación de sincrotrón (RX) logrando buenos resultados [30]. Un detector tipo microstrip fue probado exitosamente para realizar imágenes con rayos X para usos en medicina nuclear [31]. Detectores micropattern fueron utilizados en imágenes del sistema de monitoreo denominado "portal", las cuales permiten visualizar simultáneamente el haz de radiación terapéutica y también el tumor a tratar mediante el uso de rayos X. Esta es una solución simple y económica, la cual ha sido implementada por un grupo sueco [9, 32]. Detectores GEM para usos similares son actualmente desarrollados por el grupo de Sauli en el CERN [33], para aplicaciones en PET (Positron Emission Tomography).

Todos estos resultados demuestran la factibilidad de desarrollar dispositivos basados en DGP para imagenología médica en las diversas técnicas actuales de

generación de imágenes (CT, PET, SPECT, gammagrafía, radiología RX, etc.). En la actualidad varias instituciones y empresas han aunado esfuerzos para tratar de desarrollar un producto comercial basado en estos detectores. Sin embargo, en la bibliografía no existen reportes sobre la aplicación de los DGP en dosimetría clínica, lo cual como se comentó anteriormente es un área de gran interés. El hecho de que los DGP pueden ser utilizados en imaginología muestra que son suficientemente sensibles a diversos tipos de radiación, en particular a rayos X. Para usos en dosimetría clínica necesitamos que los detectores sean sensibles también a otros tipos de radiación, como la radiación beta (electrones y positrones), radiación gamma y eventualmente a hadrones, como protones o núcleos atómicos cargados eléctricamente.

### Imágenes obtenidas con detectores gaseosos

Peskov en un publicación de CERN [34], muestra una interesante aplicación de los GEM (Gas Electron Multiplier) como detectores para imágenes portales en un acelerador lineal de uso clínico, este procedimiento consiste en tomar imágenes radiográficas digitalmente usando la radiación emitida por el acelerador lineal.

Usando como objeto un hueso Peskov obtuvo la siguiente imagen portal.

Figura 1.2: Imagen portal obtenida con un detector gaseoso de un hueso y su tejido circundante (Figura tomada de la referencia[34]).



Ahora mediante un detector Micropattern de placas paralelas lograron obtener las siguientes imágenes radiográficas, las cuales tienen una calidad de imagen comparable o quizás superior a las placas radiográficas.

Figura 1.3: Imágenes obtenidas con un detector de placas paralelas (Figura tomada de la referencia[34]).



Como se puede observar los detectores gaseosos pixelados han sido utilizados en el campo de la imaginología médica con excelentes resultados, pero aún no se han reportado resultados de dosimetría clínica con este tipo de detectores. Por esta razón nuestro trabajo apunta en esta dirección. Otro resultado importante es que es posible usar detectores gaseosos para realizar imaginología con fotones de MeV y de KeV.

## Metodología

Se construyó un montaje experimental que permitió llevar a cabo la caracterización del detector (este montaje será descrito posteriormente).

Se iniciaron pruebas básicas de funcionamiento, con bastante esfuerzo se logró estabilizar el funcionamiento del detector. Una vez se tenían condiciones estables se verificó que detectara radiación de una fuente de  $^{131}\text{I}$ , para ello se observaron y analizaron las señales generadas a diferentes voltajes. Se encontró que el detector debe mantener el flujo de argón, para ello se diseñó un sistema de inyección de gas.

Se empleó  $^{131}\text{I}$  puesto que fue posible adquirir  $2\text{mCi}$  de actividad para iniciar las pruebas del detector.

Se determinó el voltaje en el cual se podía trabajar sin que se presentaran chispas.

Finalmente se procedió a caracterizar el detector realizando medidas con y sin fuente radiactiva a diferentes voltajes, así como medidas de eficiencia absoluta y comparativa con detectores de referencia.

## Fundamentos Teóricos

### Características generales de los detectores de partículas

El principio básico de un detector de partículas es absorber total o parcialmente la energía transportada por la radiación y convertirla en una forma medible por instrumentos. Los detectores gaseosos aprovechan la capacidad ionizante de la radiación recolectando la carga eléctrica generada por la partícula a su paso por el gas [38]. Esta señal da información sobre el paso de la partícula, su ubicación y eventualmente su energía.

#### Sensitividad

Es la capacidad que tiene un detector para producir una señal medible dependiendo del tipo de radiación y de su energía [38]. Esta propiedad es la más fundamental de todas puesto que ella permite determinar qué tipo de detector es óptimo para cada tipo de radiación.

#### Respuesta del Detector

Primero es necesario aclarar que hay detectores que:

- "registran" la presencia de la radiación
- "miden" la energía de la radiación

Los primeros son ideales para hacer dosimetría, mientras los segundos son espectrómetros, de modo que si la radiación es completamente absorbida la ionización producida da una medida de la energía de la radiación.

Así pues la respuesta del detector es la relación entre la altura del pulso y la energía de la radiación [11].

#### Resolución en Energía

Cuando se estudia un detector es muy importante saber si es capaz de diferenciar dos señales de energías diferentes. Se define la resolución en energía como:

$$\text{Resolución} = \frac{\Delta E}{E} \quad (1.1)$$

si se tienen pulsos gaussianos se tiene que  $\Delta E = FWHM$ . Es importante resaltar en la ecuación 1.1 que entre más grande sea el número menor es la resolución y entre menor sea el número mayor es la resolución [11].

Por otro lado, sea  $w$  la energía necesaria para producir una ionización en el material y  $J$  el número de ionizaciones generadas por radiación de energía  $E$ , se tiene que para:

- Detectores Delgados: cuando un detector absorbe parcialmente la energía de la radiación se puede demostrar que la resolución energética está dada por:

$$\text{Resolución} = 2.35\sqrt{\frac{w}{E}} \quad (1.2)$$

- Detectores Gruesos: cuando un detector absorbe toda la energía de la radiación se puede demostrar que la resolución energética está dada por:

$$\text{Resolución} = 2.35\sqrt{\frac{Fw}{E}} \quad (1.3)$$

donde  $F$  es el factor de Fano [11].

### Función Respuesta

En palabras sencillas, la función respuesta es la forma como un detector de partículas responde a un haz monoenergético, es decir, cuál es la función de salida del detector cuando la de entrada es una delta de Dirac (ver Figura 1.4 ). Si se conoce la función respuesta de un detector es posible conocer como responderá a cualquier señal de entrada de manera que se puede predecir el espectro que medirá.

Figura 1.4: Función respuesta cuando inciden electrones monoenergéticos sobre un detector grueso[11]

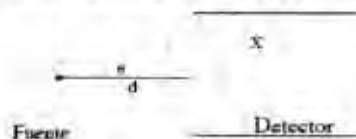


Es deseable que el detector tenga una respuesta lineal, es decir, que al incidir una señal determinada la señal de salida sea la misma, pero eso no ocurre, la Figura 1.4 indica el caso más general de una función respuesta, en la cual, la señal de salida es distinta a la de entrada.

## Eficiencia

La eficiencia de un detector da cuenta de cuál es su capacidad de detectar la radiación proveniente de una fuente.

Figura 1.5: Esquema para medir la eficiencia de un detector en condiciones geométricas determinadas por el experimentador[11]



### Eficiencia Absoluta

La eficiencia absoluta da cuenta de los eventos detectados comparados respecto a las emisiones realizadas por la fuente y se define por la ecuación [11].

$$\epsilon_{abs} = \frac{\#eventos\ registrados}{\#eventos\ emitidos} \quad (1.4)$$

### Eficiencia Intrínseca

La eficiencia intrínseca da cuenta de los eventos detectados con respecto a las partículas que ingresan al detector, es importante resaltar que depende de las condiciones geométricas del experimento (ver Figura 1.5) . La eficiencia relativa se por la ecuación 1.5 [11]:

$$\epsilon_{int} = \frac{\#eventos\ registrados}{\#partículas\ incidentes} \quad (1.5)$$

La eficiencia intrínseca es particularmente importante pues da una idea de cual es la capacidad de detección de nuestro sistema.

### Eficiencia Geométrica

La eficiencia geométrica da cuenta de cuantas partículas emitidas por la fuente radiactiva ingresan al detector. Es importante resaltar que esta cantidad sólo depende de las condiciones geométricas del experimento (ver Figura 1.6) y no del detector en sí mismo.

$$\epsilon_{int} = \frac{\#partículas\ en\ el\ detector}{\#partículas\ emitidas} \quad (1.6)$$

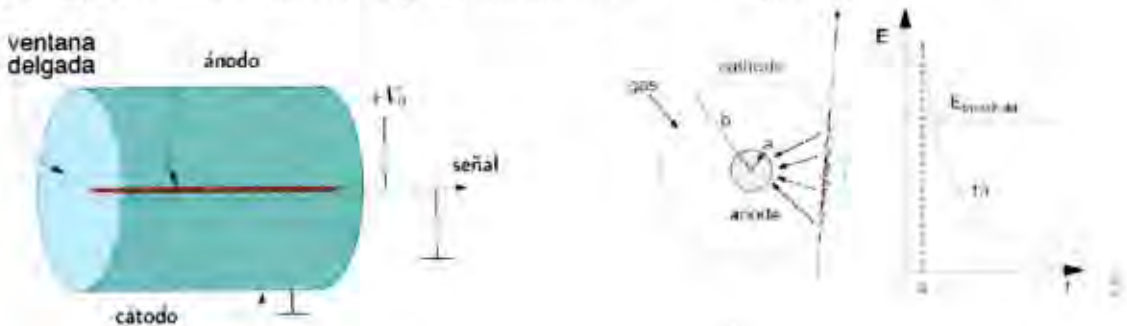
En el caso en que se quiera construir un detector de radiación es importante conocer su eficiencia. Una forma alternativa de hacerlo es compararlo con un detector conocido, de este modo se tiene una eficiencia relativa a un detector de referencia que da una idea general de la eficiencia del sistema construido.

## Detectores gaseosos

### Contador proporcional

El contador proporcional de un solo hilo tiene una geometría cilíndrica, con el fin de aprovechar el fuerte campo eléctrico generado cerca del electrodo central (ver Figura 1.6).

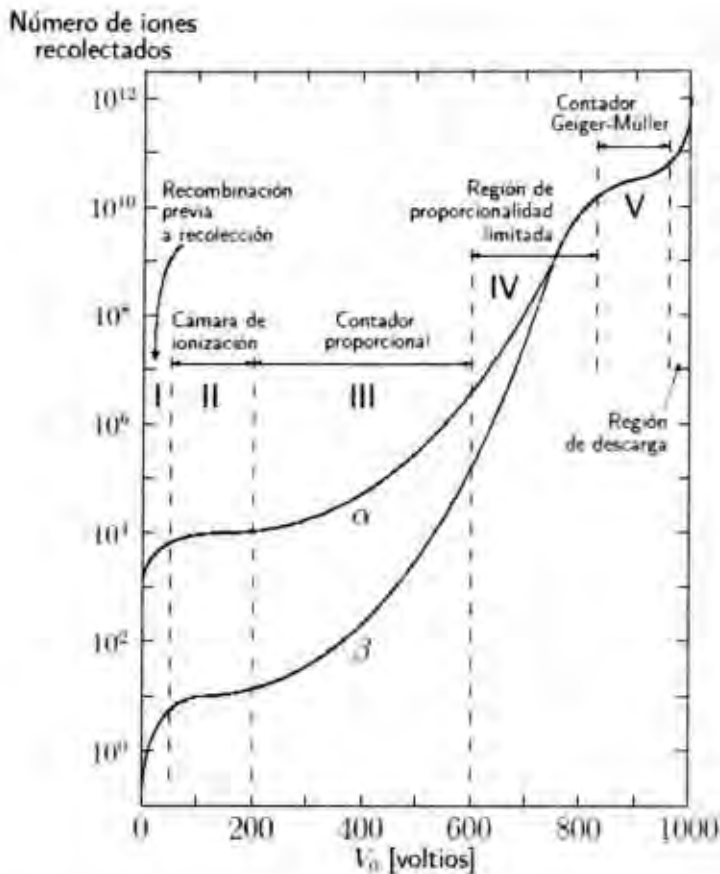
Figura 1.6: Contador proporcional de un solo hilo. Izquierda: vista lateral y circuito básico del contador proporcional de un solo hilo. Derecha: Vista frontal y campo eléctrico del contador proporcional de un solo hilo[11, 42]



En la Figura 1.6 se observa que una vez generadas las cargas dentro del gas, las cargas negativas serán recolectadas por el ánodo central y posteriormente desacoplada mediante un capacitor.

Si se realiza un barrido de voltaje y se mide la carga recolectada se obtiene la siguiente curva, la cual es conocida como la curva característica de un detector gaseoso.

Figura 1.7: Curva de característica de un Detector Gaseoso para partículas  $\alpha$  y partículas  $\beta$  [11]



En la Figura 1.7 se observa que la curva de ganancia está dividida en 5 zonas de la siguiente manera:

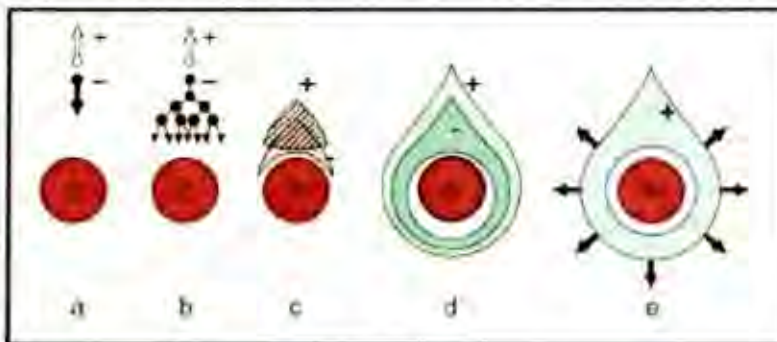
- **Zona de recombinación:** el campo eléctrico no es lo suficientemente intenso y se produce un proceso de recombinación de iones.
- **Zona Cámara de Ionización:** en esta región todos los iones creados son recolectados, debido a esta propiedad son ideales para realizar dosimetría clínica.
- **Zona de Contador Proporcional:** el campo eléctrico proporciona a los electrones una energía tal que se produce una avalancha cerca al electrodo.
- **Zona de Proporcionalidad Limitada:** cuando se aumenta el campo la proporcionalidad se pierde como consecuencia de distorsiones del campo eléctrico debido a grandes acumulaciones de carga cercanas al ánodo.

- Zona Geiger-Muller: en este modo se genera una gran cantidad de carga, a estos valores de voltajes es necesario un gas de apagado para absorber los fotones generados por las cargas aceleradas.

### Proceso de avalancha en un contador proporcional

El proceso de avalancha que ocurre en un contador proporcional es ilustrado en la Figura 1.8. En dicho proceso la radiación genera un par electrón-ión, mediante un voltaje aplicado se separan las cargas para evitar que se produzca una recombinación espontánea, de este modo los electrones son atraídos hacia el ánodo, como en las vecindades del ánodo el campo eléctrico es mucho más intenso (ver Figura 1.6), los electrones ganan la energía cinética necesaria para ionizar los átomos circundantes, así pues se recolectan los electrones en el ánodo y los iones generados en las vecindades del hilo se alejan de este en dirección del cátodo.

Figura 1.8: Proceso de avalancha en un contador proporcional. Un solo electrón primario va hacia ánodo, en lugares en los cuales el campo se incrementa fuertemente experimenta colisiones ionizantes; debido a la difusión lateral ocurre una avalancha en los alrededores del hilo. Los electrones son colectados en tiempos muy cortos (del orden de ns) y la nube de iones creada se dirige al cátodo [42].



Es importante tener claro que la avalancha de cargas en un contador proporcional ocurre sólo en las vecindades del ánodo a diferencia de un Geiger-Muller en el cual el campo eléctrico es tan intenso que se pueden producir en cualquier lugar del gas.

### Escogencia del gas de llenado

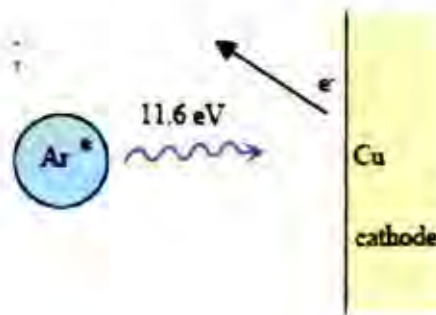
Debido al funcionamiento de un detector gaseoso cualquier gas puede ser empleado como gas de llenado, pero dicha escogencia debe hacerse de una forma inteligente dependiendo de varios parámetros limitantes como: bajo voltaje de operación, alta ganancia, buena proporcionalidad, altas tasas de capacidad, largo tiempo de vida media y rápida recuperación entre otros [35].

Como consecuencia de que los gases nobles sólo pueden excitarse mediante la absorción y la emisión de fotones, en ellos el fenómeno de avalancha y multiplicación ocurre a voltajes mucho más bajos, en comparación con gases poliatómicos, así pues es recomendable usar un gas noble como gas primario y hacer combinaciones con otro gas, esto permitirá llegar a voltajes de operación más altos. Es necesario resaltar que debido al alto costo comercial de gases como el Xenón y el Kriptón es más comúnmente usado el Argón, sin embargo un contador proporcional con Argón no permite ganancias superiores a  $10^4$  sin que se presente una gran descarga en forma de chispa [35].

Por otro lado las moléculas poliatómicas tienen un comportamiento bien distinto. La gran cantidad de estados excitados no radiativos (vibracionales y rotacionales) permite la absorción de fotones en un gran rango de energía, para metano por ejemplo la absorción es bastante eficiente entre 7.9 y 14.5 eV, el cual cubre el rango de energía de fotones emitidos por el Argón, ésta es una propiedad común de muchos gases orgánicos como las familias de hidrocarburos y alcoholes, así como algunos compuestos inorgánicos como freones y  $BF_3$  entre otros, las moléculas disipan energía por colisiones elásticas o por disociación en radicales simples. El mismo comportamiento es observado cuando una molécula ionizada se neutraliza en el cátodo. En el proceso de neutralización, los radicales se disocian formando moléculas más simples o se combinan formando moléculas más grandes, este último proceso es conocido como polimerización. La polimerización es un gran problema puesto que los polímeros se adicionan al gas cambiando completamente el funcionamiento del detector [35].

La absorción de los fotones emitidos en el interior de gas es primordial puesto que dichos fotones pueden realizar efecto fotoeléctrico con el ánodo y arrancar electrones de este, de este modo estos nuevos electrones generarán nuevas cascadas que contribuirían a la señal generada (ver Figura 1.9). Para solucionar este problema se debe emplear un gas poliatómico como quencher.

Figura 1.9: Emisión de un fotoelectrón por parte de un ánodo de cobre cuando incide un fotón emitido por un átomo de argón correspondiente al gas de llenado.[42]



La eficiencia como quencher de los gases poliatómicos se incrementa con el número

ro de átomos en la molécula, por ejemplo: el isobutano ( $C_4H_{10}$ ) es ampliamente usado para estabilidad en rangos de alta ganancia, por otro lado se ha observado que las emisiones secundarias ocurren con probabilidad muy baja en gases simples como dióxido de carbono, sin embargo en él se podrían producir descargas ocasionalmente.

Es importante resaltar que el uso de pequeñas cantidades de gases electronegativos como freones (comúnmente  $CF_3Br$ ) o etil-bromuro ( $C_2H_5Br$ ) permite obtener ganancias muy altas antes de llegar a una descarga Geiger-Muller, adicional a su capacidad de quencher simple, los gases electronegativos atrapan los electrones libres formando iones negativos que no pueden inducir avalancha [35].

En conclusión es recomendable usar un gas noble como gas primario y uno o varios quencher preferiblemente gases electronegativos. Si no es posible adquirir gases electronegativos también es recomendable usar hidrocarburos o alcoholes.

## Limitaciones de los detectores gaseosos

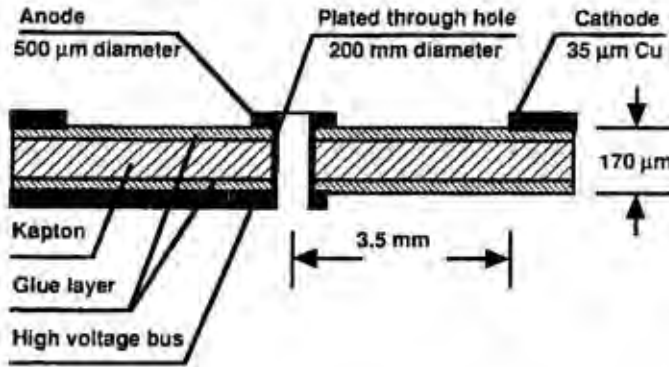
Los detectores gaseosos presentan limitaciones en su funcionamiento, dichas limitaciones son principalmente causadas por [42]:

- Disociación del gas del detector y posible formación de sustancias contaminantes.
- Formación de radicales altamente reactivos.
- Polimerización por parte del quencher.
- Deposición de aislantes en los ánodos y cátodos, esto trae como consecuencia el incremento del diámetro del ánodo, reduciendo y variando el campo eléctrico, modificando así su ganancia y su resolución energética.

## Detector gaseoso pixelado

En la década de los 90' fue fabricada una lámina pixelada con un sustrato cerámico, la cual consiste en un pequeño ánodo puntual rodeado a la misma distancia por un cátodo que describe un plano.

Figura 1.10: Esquema de perfil de la lámina pixelada fabricada en 1990 usando cobre como conductor y kapton como aislante[37, 43].

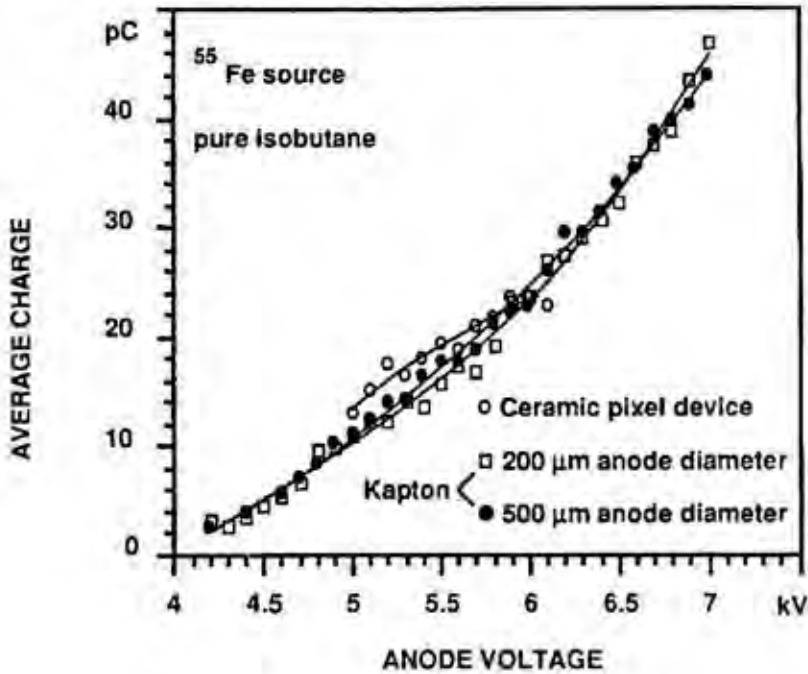


El voltaje se aplica a la lámina pixelada mediante una línea conductora en la parte inferior de la misma (high voltaje bus), la cual está conectada a un ánodo en la parte superior a través de un orificio en el kapton, así se repite a lo largo de la lámina generando múltiples ánodos en la parte superior de la lámina conectados mediante una línea conductora en la parte inferior. (ver Figura 1.10 ).

### Pruebas con $Fe^{55}$

El equipo de Williams realizó pruebas con tres láminas distintas usando una fuente de  $Fe^{55}$ , dichos resultados son observados en la Figura 1.11.

Figura 1.11: Medidas experimentales para aislante cerámico con huecos de  $100\mu\text{m}$ , kapton con huecos de  $200\mu\text{m}$  y  $500\mu\text{m}$ , entre  $4\text{KV}$  y  $7\text{KV}$  con isobutano puro como gas llenado cuando se irradia con una fuente radiactiva de  $Fe^{55}$  [37, 43].

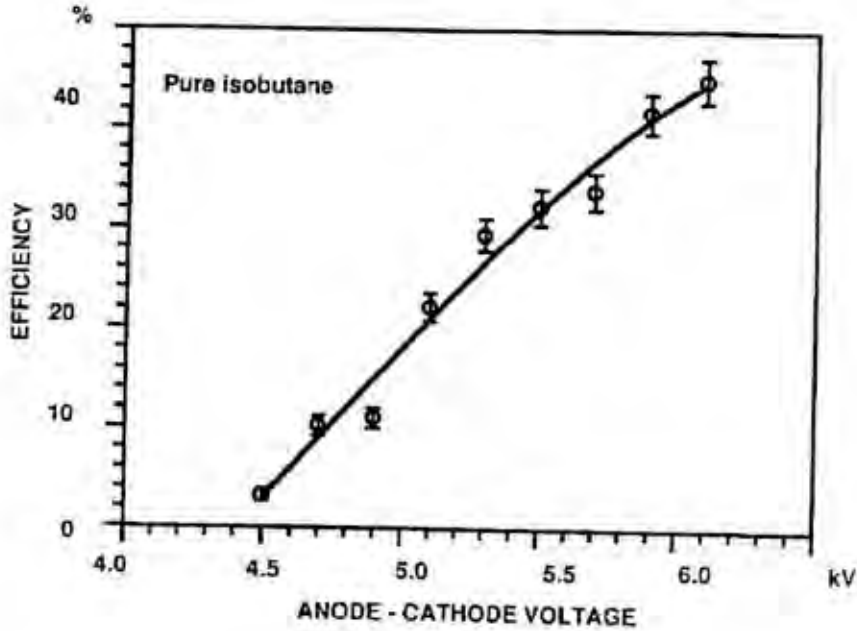


Se observa que en el rango de voltaje escogido no se tiene una diferencia radical entre las tres láminas pixeladas, excepto por un comportamiento extraño entre  $5\text{KV}$  y  $6\text{KV}$  para la lámina construida con una cerámica y a voltajes altos donde se observa una sutil ventaja para la lámina hecha con huecos de  $200\mu\text{m}$  en el kapton.

### Pruebas con partículas cagadas

El detector se instaló bajo un haz de piones de  $6\text{GeV}/c$  y se realizó una variación del voltaje aplicado, de esta forma se midió la eficiencia como función del voltaje (ver Figura 1.12 );

Figura 1.12: Curva de eficiencia como función del voltaje aplicado para la lámina cerámica usando un techo conductor, con isobutano como gas de llenado [37, 43].



En la Figura 1.12 se observa que la eficiencia se incrementa con el voltaje aplicado, así mismo se observa que las incertidumbres en las medidas se incrementan también cuanto mayor es el voltaje.

# Capítulo 2

## Experimento

### 2.1 Diseño y fabricación del detector

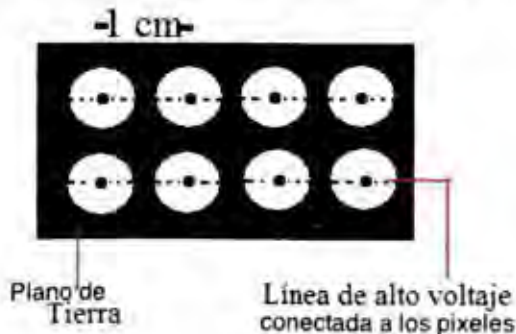
El detector consta de una lámina pixelada que se instaló dentro de una caja de acrílico que permite inyectar gas en su interior.

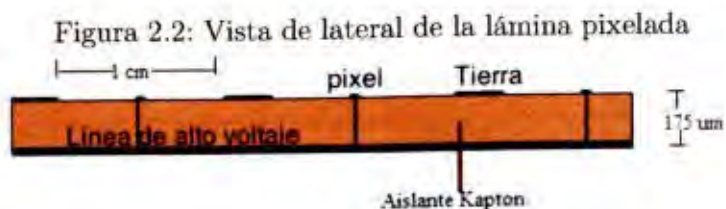
#### 2.1.1 Lámina Pixelada

La lámina empleada fue diseñada y construida por CERN mediante técnicas standard de impresión de circuitos, obteniendo un grosor de la capa de cobre de  $35\mu m$ , cada pixel tiene un diámetro de  $1cm$  y el punto central tiene un tamaño de  $500\mu m$  [37].

La lámina de pixeles consiste de material aislante kapton recubierto con cobre. Por la cara superior tiene huecos circulares en el cobre y se perfora su punto central a través del kapton, por la cara inferior se tienen líneas rectas que unen sólo los puntos centrales que provienen de la cara superior, de modo que se construyen líneas de puntos interconectados (Ver Figuras 2.1 y 2.2), a estas líneas se le aplica alto voltaje definiendo el plano superior de cobre como la tierra.

Figura 2.1: Vista superior de la lámina pixelada





Ya en el laboratorio la lámina pixelada luce como se observa en la Figura 2.3.

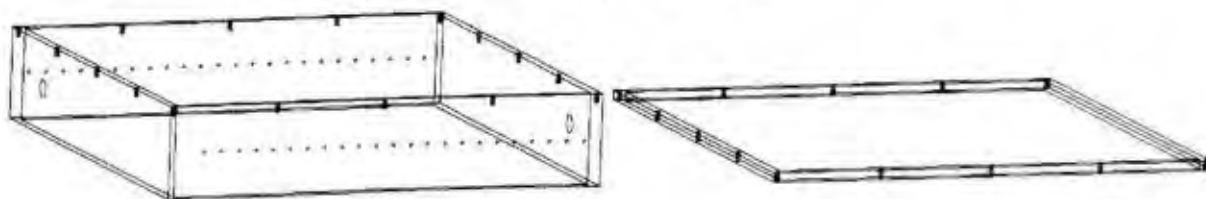
Figura 2.3: Disposición experimental del detector gaseoso pixelado



### 2.1.2 Caja de acrílico

A partir de acrílico común de densidad  $1.15(2) \frac{g}{cm^3}$ , se diseñó y construyó de una caja de  $5cm * 25cm * 25cm$ , el grosor de cada pared lateral es de  $1cm$ , así mismo se construyó una tapa de  $0.5cm$  de grosor, la cual se fijó mediante un sistema de tornillos igualmente espaciados que junto con un "o-ring" producen un excelente sellado para almacenar el gas. De la misma manera la base de la caja tiene un grosor de  $0,5cm$ , tal como se observa en las Figuras 2.3 y 2.4. Así mismo se adecuaron las paredes laterales con dispositivos de acople rápido (racores de  $6mm$ ) para poder inyectar gas a la caja.

Figura 2.4: Diseño de la caja de acrílico



### 2.1.3 Sistema de inyección de gas

Debido a que no fue posible adquirir un sistema adecuado de inyección de gas como un manómetro y un controlador de flujo, se construyó un sistema simple que permitió un control semicuantitativo del flujo de gas.

De una pipeta de gas se llena un globo, esto con el fin de manejar bajas presiones, éste a su vez se conecta a un vaso de precipitado con agua, en el cual se va a realizar un conteo de burbujas y de allí se conecta a la caja mediante un sistema de acoples rápidos (ver Figuras 2.5 y 2.3) .

Figura 2.5: Foto del montaje del detector gaseoso pixelado en el laboratorio en el cual se observa el sistema de inyección de gas



Dichos acoples rápidos o racores permiten acoplar un manguera de 6mm de diámetro a la caja.

Es importante señalar que el detector funciona a flujo constante, es decir, se inyecta gas por un racor y se deja salir de la caja por el otro (ver Figuras 2.3 y 2.4), esto con el fin de renovar constantemente el gas en el interior de la caja.

Es importante señalar que este método de control de gas requiere estar atento a cambios significativos de flujo cuando el globo empiece a desinflarse, el globo se desinfla aproximadamente cada 4 minutos lo cual limita el tiempo de medición.

#### Elección del gas

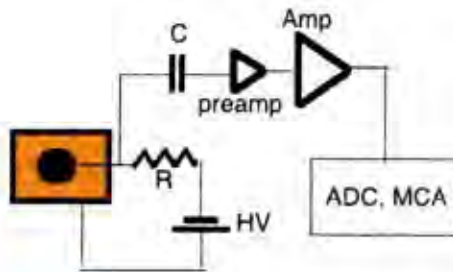
En el presente trabajo se usó Argón industrial con pureza del 99% como gas de llenado, esto impone ciertas limitaciones que se expondrán más adelante, pero gracias a este gas se puede realizar un buen estudio del detector gaseoso pixelado. Este gas fue donado por el taller de mecánica fina del Departamento de Física de la Universidad Nacional.

### Alimentación de Alto Voltaje y desacople de la señal

La fuente FUG 20000 da una salida voltaje DC hasta  $-20KV$  y se conecta en el interior de la caja a 8 resistencias de  $22M\Omega$  con el fin de limitar la corriente. Es muy importante resaltar que la fuente FUG 20000 es de polaridad negativa.

La salida de cada línea de pixeles se conecta un condensador de  $100pf$  a fin de desacoplar el alto voltaje. La señal desacoplada se dirige al preamplificador y de ella a los módulos de electrónica complementarios (ver Figura 2.6).

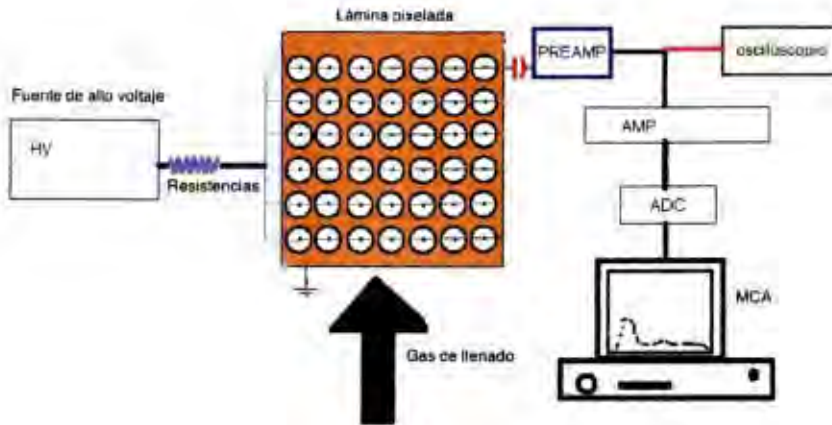
Figura 2.6: Esquema del montaje electrónico en el caso de un pixel. Se observa que el pixel es alimentado por la fuente de alto voltaje (HV), la corriente de este circuito está limitada por la resistencia  $R$  y la señal se desacopla mediante el capacitor  $C$ , la señal desacoplada se envía un preamplificador y posteriormente a un amplificador para poder ser analizada por el ADC y el MCA.



## 2.2 Montaje experimental

El montaje experimental para la caracterización del detector está compuesto por 8 resistencias en serie de  $22M\Omega$ , condensadores de  $100pf$  de voltaje máximo de  $4KV$ , un sistema de inyección de Argón, un osciloscopio Tektronix TDS 3024B, un preamplificador, un amplificador, un conversor análogo digital, un analizador multicanal y una fuente radiactiva de  $I^{131}$ , tal como se ilustra en la Figura 2.7.

Figura 2.7: Esquema del dispositivo Experimental para la caracterización del Detector Gaseoso Pixelado, en el cual se observa un sistema de alimentación de alto voltaje con resistencias limitadoras de corriente, la lámina pixelada, un condensador que desacopla la señal y la electrónica de lectura. Las señales de salida del preamplificador son observadas con un osciloscopio.

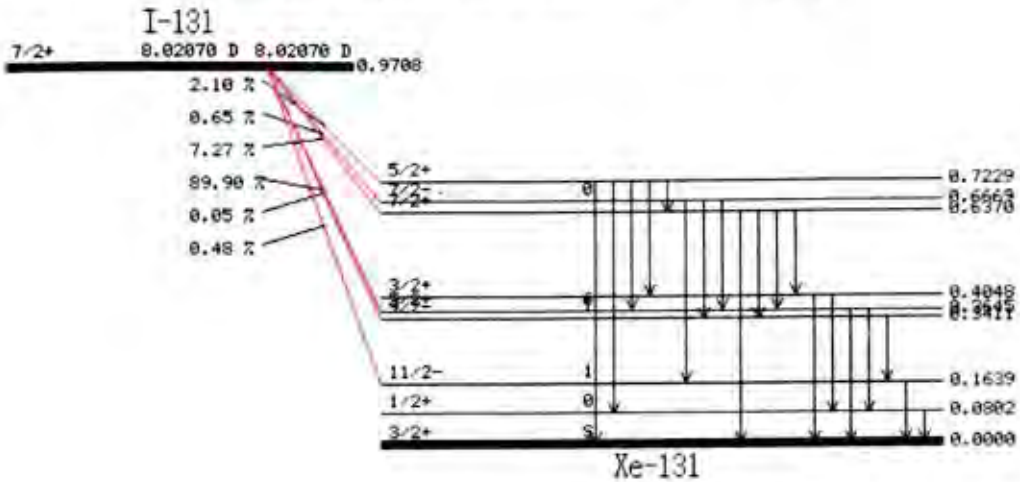


El montaje fue diseñado de modo que las resistencias funcionan como limitadoras de corriente para el circuito en general, así las líneas de píxeles se alimentan con alto voltaje y la señal producida es desacoplada vía un capacitor, esta a su vez se envía a los módulos de electrónica para realizar el respectivo análisis de señales. Las señales de salida del preamplificador son monitoreadas con un osciloscopio. La lámina pixelada se encuentra en el interior de la caja de acrílico, la cual es alimentada con argón mediante el sistema de inyección de gas.

### 2.2.1 Elección de la fuente radiactiva

Se eligió una fuente de  $^{131}\text{I}$  puesto que decae a  $^{131}\text{Xe}$  mediante emisión de  $\beta^-$  y a la vez el  $^{131}\text{Xe}$  decae emitiendo fotones  $\gamma$  (ver Figura 2.8). Esto permite realizar pruebas al detector con fotones y con partículas cargadas a la vez.

Se eligió esta fuente debido a que en las pruebas iniciales se necesitaba una fuente de actividad grande y el  $^{131}\text{I}$  estaba disponible.

Figura 2.8: Esquema de decaimiento del  $I^{131}$  [44]

La Figura 2.8 muestra el esquema de decaimiento del  $I^{131}$ . Este radioisótopo tiene un tiempo de semidesintegración de 8 días aproximadamente y decae de la siguiente manera [36, 44]:

1. 100 % por emisión  $\beta^-$  a estados de  $^{131}Xe$ :

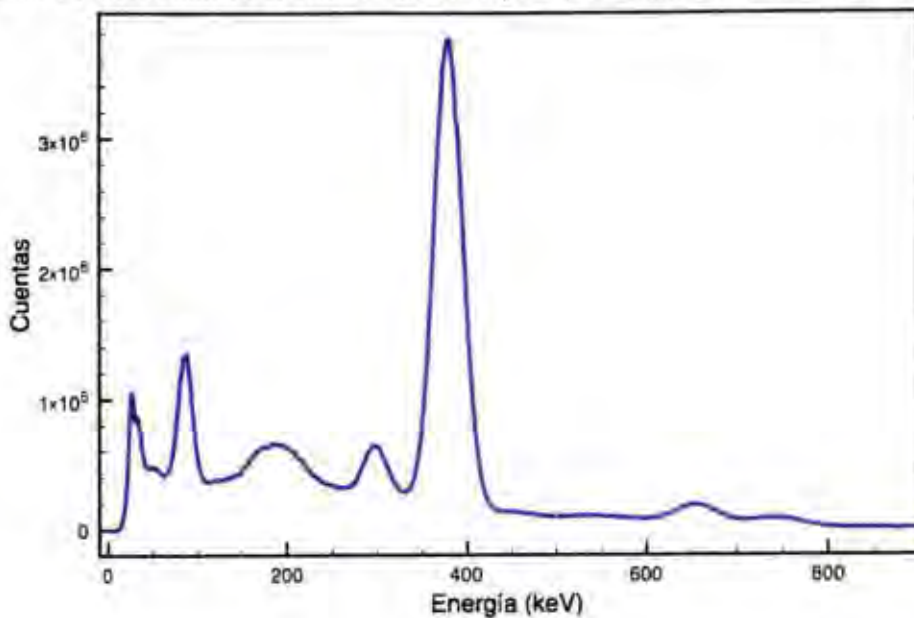
- 89.9 % hasta 606 keV
- 7.27 % hasta 334 keV
- 2.1 % hasta 248 keV
- 0.65 % hasta 304 keV
- 0.48 % hasta 806 keV
- 0.05 % hasta 628 keV

2. Principales emisiones  $\gamma$  por parte del  $^{131}Xe$

- 81.7 % de 364 keV
- 7.17 % de 637 keV
- 6.14 % de 284 keV
- 2.62 % de 80 keV
- 1.77 % de 723 keV
- 0.36 % de 503 keV
- 0.27 % de 326 keV
- 0.27 % de 177 keV

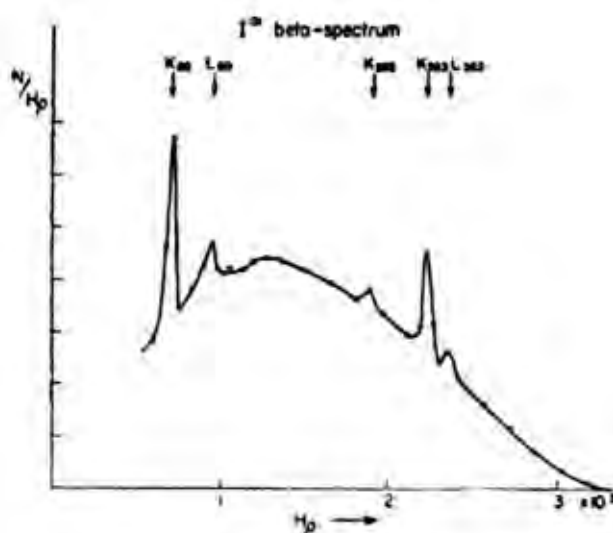
Una vez elegida la fuente radiactiva se midió su espectro con un detector de centelleo de NaI del Instituto Nacional de Cancerología (ver Figura 2.9). En este espectro se observan claramente los picos correspondientes a las emisiones  $\gamma$  que realiza el  $^{131}\text{Xe}$  una vez ha decaído via  $\beta^-$  el  $^{131}\text{I}$ . En este espectro no es posible determinar con precisión los conteos correspondientes exclusivamente a los  $\beta^-$ .

Figura 2.9: Espectro del  $I^{131}$  medido con un centellador de NaI, el detector operó a 990V. La actividad de la fuente fue de  $96\mu\text{Ci}$  y se midió durante 20 minutos.



Es importante conocer la forma del espectro generado sólo por los  $\beta^-$ . Downing y Metzger [45, 46] realizaron la medición experimental del espectro beta del  $^{131}\text{I}$  usando un espectrómetro magnético, este espectro es observado en la Figura 2.10. Este espectro es continuo y se observan unos picos sobresalientes que corresponden a conteos generados por electrones resultado de conversión interna (valores de energía típicos del átomo), el espectro se extiende hasta un valor de  $(600 \pm 5)\text{keV}$  [45, 46].

Figura 2.10: Espectro  $\beta^-$  del  $I^{131}$  medido por Downing y Metzger [45, 46]. Se observa que es un espectro continuo con picos sobresalientes que corresponde a electrones resultado de procesos de conversión interna.



Las Figuras 2.8, 2.9 y 2.10 proveen las principales características de la fuente de  $^{131}I$ .

## 2.2.2 Electrónica

### Preamplificador Canberra 2005

Se cuenta con un preamplificador Canberra 2005 sensible a carga. Como característica principal, este preamplificador entrega una señal de voltaje unipolar e invertida que es linealmente proporcional a la carga de entrada, con una constante de decaimiento de  $50\mu s$  ( $\pm 10\%$ ), adicionalmente es importante comentar que tiene una impedancia de salida de  $93\Omega$  y su ganancia es de  $4.5 \frac{mV}{pC}$  con una tolerancia de  $\pm 10\%$ .

La principal función de un preamplificador es recolectar la carga generada en el detector y dar una señal de voltaje de modo que los siguientes módulos de electrónica puedan interpretarlos.

### **Amplificador Canberra 2026**

El amplificador Canberra 2026 es un amplificador apto para hacer espectroscopía, cuenta con ajuste de ganancia gruesa, ajuste de ganancia fina y ajuste de ganancia hiperfina. Este amplificador también permite modificar la constante de tiempo de la señal y recibe señales de polaridad positiva y negativa.

También permite escoger la forma de señal de salida, triangular o gaussiana así como unipolar o bipolar.

### **Conversor Análogo Digital Canberra 8715**

El ADC canberra 8715 toma la señal proveniente del amplificador y convierte esta señal análoga en una señal digital teniendo en cuenta la altura del pulso.

El ADC puede ser dispuesto para convertir la escala completa de la señal de entrada en diferentes incrementos o canales desde 256 ( $2^8$ ) hasta en algunos casos 16384 ( $2^{14}$ ). El factor seleccionado depende de la resolución deseada [38].

Este ADC tiene principalmente tres discriminadores:

- Lower Level Discriminator (LLD): decide el valor mínimo analizable de la señal [38].
- Upper Level Discriminator (ULD): Decide el valor máximo de la señal analizable [38].
- Cero: se usa cuando se desea alta resolución pero el tamaño de la memoria del MCA (Analizador Multicanal) es limitada [38].

Es importante resaltar que los valores de LLD y de ULD están dados en porcentaje de la escala completa de salida del amplificador [38].

### **Analizador Multicanal (MCA)**

El analizador multicanal realiza básicamente las siguientes funciones [38]:

- Los pulsos provenientes de un detector son clasificados de acuerdo a su amplitud o "altura" [38].
- Contar el número de veces que pulsos de determinada altura son producidos y hacer con estos datos un histograma, de modo que asigna un valor de "canal" determinado a cada altura de los pulsos [38].

El software del MCA genera un histograma con esa información. Para realizar espectrometría estos histogramas se deben calibrar con fuentes radiactivas de referencia a fin de establecer la relación canal-energía.

## 2.3 Proceso de Medición

### 2.3.1 Pruebas iniciales

Una vez se tuvo construido el detector se iniciaron pruebas.

Inicialmente se realizaron mediciones realizando una recarga de argón y se sellaba la caja, pero se observó que a medida que transcurría el tiempo las mediciones variaban considerablemente, quizás debido a que a pesar de estar sellada, la caja permitía fugas o a que el gas no se estaba recuperando después de ser ionizado; por tal motivo se decidió que para tener estabilidad en las medidas se debe mantener el flujo del argón.

Se observó que a pesar de mantener el flujo constante el número de cuentas aumentaba después de cada medición, este inconveniente se solucionó llevando a cero el voltaje aplicado después de terminar una medición y volviéndolo a llevar lentamente hasta el voltaje deseado. Esto refleja que quizás en el interior del gas se estaban acumulando cargas que no se recombinaban y generaban el aumento progresivo en las cuentas.

Se observó que al presentarse chispas, el preamplificador generaba señales cada vez más grandes, lo cual está en contra de la reproducibilidad del experimento, además las chispas ponen en peligro el resto de módulos de electrónica. Por ello se estableció un límite de voltaje bajo el cual trabajar sin presentar riesgo de chispas, se escogió -2KV como límite seguro. Se observó que la aparición de chispas es un fenómeno aleatorio y que depende fuertemente de las condiciones ambientales.

Finalmente se observó que variaciones en el flujo de argón no afectan considerablemente el comportamiento del detector siempre y cuando se mantenga fluyendo.

Este proceso fue largo y engorroso, pero finalmente se encontraron las condiciones bajo las cuales se asegura la reproducibilidad y repetitividad del experimento.

#### 2.3.1.1 Procedimiento para caracterizar el detector.

El detector tiene 17 líneas de pixeles que se pueden medir, sin embargo por limitación en la cantidad de amplificadores se realizó la medición a las 3 líneas de pixeles centrales, las cuales se midieron una a una.

Se midió la curva característica del detector en función del voltaje, para ello se realizó el siguiente proceso de medida:

1. Inyectar argón a la caja acrílica durante 15 minutos y mantener un flujo constante para poder iniciar las medidas.
2. Determinar el voltaje máximo de operación sin que se presenten chispas.

3. Verificar con un osciloscopio las señales de salida del preamplificador.
4. Determinar el voltaje en el cual se observan señales en el osciloscopio y en el MCA.
5. Realizar mediciones de fondo, es decir, sin fuente radiactiva.
6. Realizar mediciones con la fuente radiactiva
7. Determinar el área bajo la curva del histograma del MCA para cada caso.

También se comparó nuestro detector con detectores de referencia (Csl y Fluke Biomedical 990) en condiciones geométricas idénticas.

### 2.3.1.2 Consideraciones importantes para operar el detector.

En el proceso mismo de medición es importante tener en cuenta que:

- Antes de iniciar la medida se debe dejar fluir el Argón durante el tiempo necesario para que las medidas sean estables bajo las mismas condiciones. Usualmente este tiempo es de 15 minutos.
- A partir de un cierto valor de voltaje aleatorio pero en un rango establecido empiezan a aparecer chispas observables dentro del detector, este fenómeno no es deseable puesto que genera errores en la electrónica de lectura y podrían causar daños, usualmente aparecen a voltajes cercanos a  $-2.0KV$ .
- **NO SE DEBEN REALIZAR MEDIDAS SI HAY CHISPAS EN EL DETECTOR.**
- Las variaciones de voltaje deben hacerse de una manera lenta.
- Llevar el voltaje a cero y regresar al voltaje de operación en cada medición da estabilidad en la medida.
- Se debe estar atento a que el gas permanezca fluyendo.
- Se debe verificar la señal de salida del preamplificador con un osciloscopio adecuado, en este caso se usó el Tektronix TDS 3024B, el cual es capaz de medir tiempos del orden de  $ns$ .

### 2.3.1.3 Rango de voltaje de operación.

En el preamplificador es posible observar señales sólo a voltajes mayores que  $-1.3KV$  y se presentan chispas cuando el voltaje supera los  $-2.0KV$ . Se realizaron medidas desde  $-1.4KV$  hasta  $-2KV$  con variaciones de  $0.1KV$ .

Teniendo en cuenta las consideraciones expuestas para operar el detector se obtiene estabilidad en las medidas, con esto se aseguran la repetitividad y la reproducibilidad del experimento.

## 2.4 Presentación y Discusión de Resultados

### 2.4.1 Señales características

Se determinó experimentalmente que una vez el detector se encuentre estable empiezan a aparecer señales observables en el preamplificador para voltajes superiores a  $-1.3KV$ , por otro lado a pesar de no tener fuente radiactiva, el detector genera señales de fondo, de modo que estas señales se incrementan cuanto mayor es el voltaje de operación. Por este tipo de comportamiento podría tratarse de radiación de fondo.

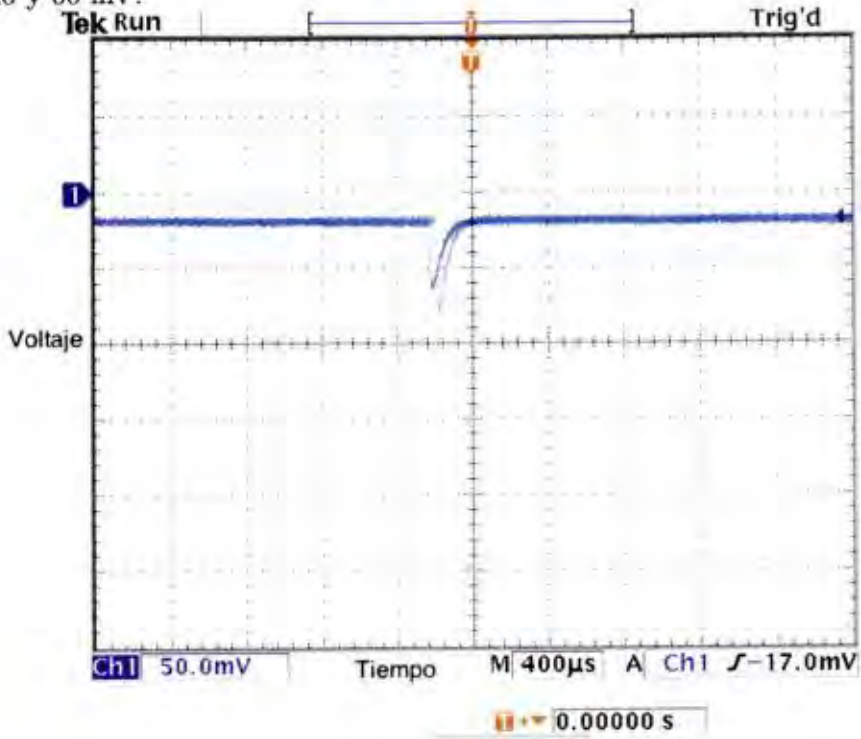
Se escogió una ganancia del amplificador de 18, con el fin de que no se saturara el ADC, esta ganancia se mantuvo durante todas las mediciones.

El primer paso es determinar si existe una diferencia apreciable con respecto al fondo cuando se coloca la fuente de  $I^{131}$ , para ello es necesario observar las señales generadas por el detector a diferentes voltajes.

#### Señales a la salida del preamplificador a $-1.5KV$

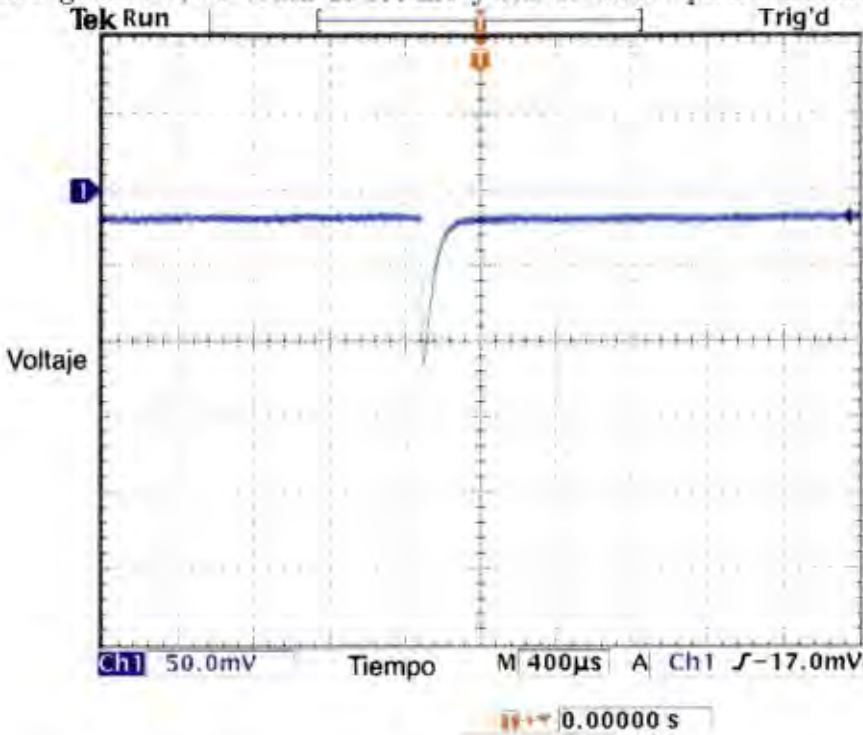
Las Figuras 2.11 y 2.12 corresponden a las señales observadas a la salida del preamplificador a  $-1.5KV$ .

Figura 2.11: Señal vista con el osciloscopio a la salida del preamplificador cuando no hay fuente radiactiva, a -1.5KV. Se observan señales pequeñas, con valores entre 40 y 60 mV.



En la Figura 2.11 se observan señales pequeñas, con valores entre 40 y 60 mV. Cuando se observan las señales generadas con fuente se obtiene la Figura 2.12.

Figura 2.12: Señal vista con el osciloscopio a la salida del preamplificador cuando hay fuente radiactiva a -1.5 KV. Se observan señales más grandes en comparación con la Figura 2.11, del orden de 100 mV y con duración aproximada de  $200\mu\text{s}$ .



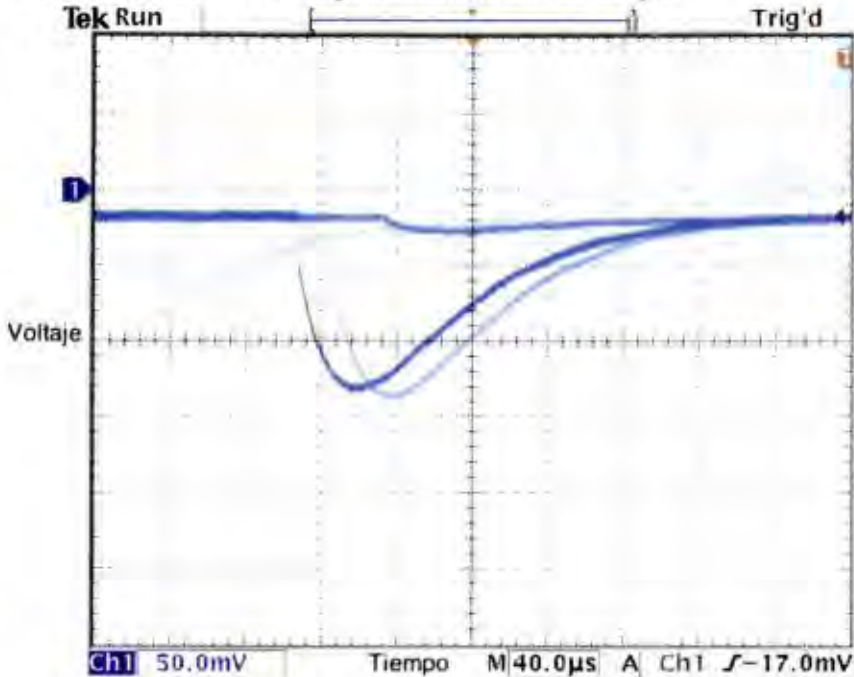
En las Figuras 2.11 y 2.12 se observa que existe una diferencia en las señales a la salida del preamplificador.

Se observa que al poner la fuente radiactiva aparecen señales del doble del tamaño que las generadas por el fondo y aproximadamente  $200\mu\text{s}$  de duración, lo cual indica que el detector está registrando la presencia de la radiación, pues las señales duplican su tamaño lo cual implica mayor carga recolectada.

### Señales del preamplificador a -1.9 KV

En este caso se observa un comportamiento mucho más claro, es evidente que existe una diferencia cuando se observan las señales con fuente radiactiva (ver Figuras 2.13 y 2.14), pues aparecen señales mucho más frecuentes y de mayor tamaño, esto indica que a este voltaje con toda seguridad se está detectando radiación proveniente de la fuente de  $^{131}\text{I}$ .

Figura 2.13: Señal vista con el osciloscopio a la salida del preamplificador cuando no hay fuente radiactiva a  $-1.9\text{KV}$ . Se observan señales grandes y frecuentes que indican la presencia de radiación de fondo, la señal más frecuente tiene un tamaño de  $110\text{ mV}$  y una duración de aproximadamente de  $208\mu\text{s}$ .

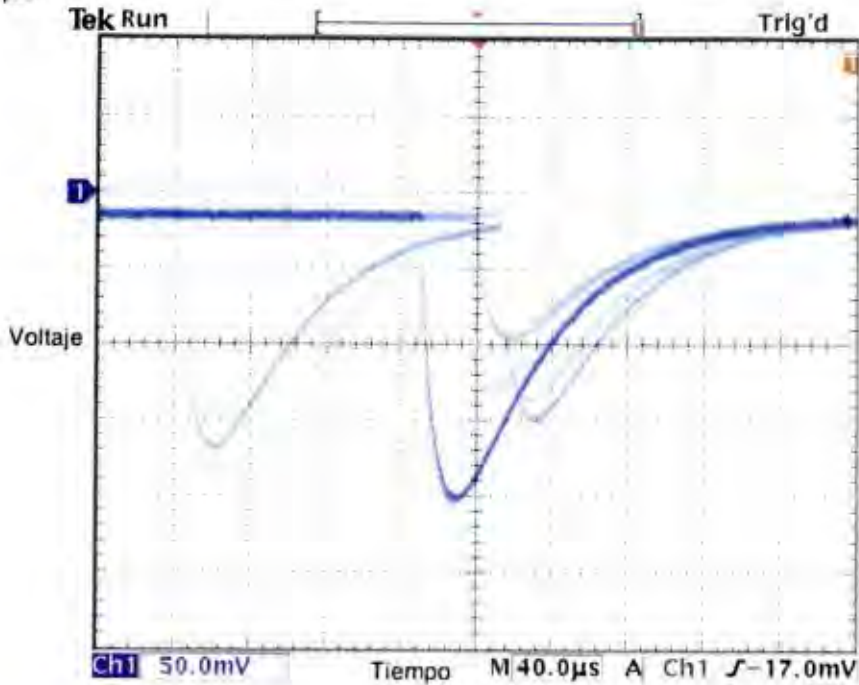


Es importante señalar que cuando se aumenta el voltaje se observa una mayor cantidad de picos y de mayor tamaño. Si se comparan las señales de fondo para  $-1.5\text{KV}$  y  $-1.9\text{KV}$  (Figuras 2.11 y 2.13) se observa que en ellas también aumentan el tamaño y la frecuencia de las señales observadas cuando se aumenta el voltaje.

Comparando la señal más frecuente a  $-1.9\text{KV}$  (Figura 2.13) y a  $-1.5\text{KV}$  (Figura 2.11) se observa que tienen casi la misma duración de  $200\mu\text{s}$ , pero que su tamaño se incrementa desde  $40\text{mV}$  hasta  $110\text{mV}$ .

Ahora, si se comparan las señales con y sin fuente radiactiva para  $-1.9\text{KV}$  (Figuras 2.13 y 2.14) se observa claramente que al poner la fuente hay una diferencia entre ellas, aparecen señales más grandes y más frecuentes.

Figura 2.14: Señal vista con el osciloscopio a la salida del preamplificador cuando hay fuente radiactiva a  $-1.9$  KV. Se observa que con fuente radiactiva aparecen señales más grandes y mucho más frecuentes con respecto a las de fondo. La señal más frecuente tiene un tamaño aproximado de  $180$  mV y una duración mayor a los  $240$   $\mu$ s.



Comparando las señales con fuente a  $-1.5$  KV (Figura 2.12) y a  $-1.9$  KV (Figura 2.14) se observa que las señales más frecuentes se incrementan de  $100$  mV a  $180$  mV, teniendo en cuenta que en la Figura 2.14 se observa que existen señales más grandes que la más frecuente.

De este modo ya se tiene la certeza que el detector registra la radiación proveniente del  $I^{131}$ , lo cual indica que se va por buen camino.

Usualmente el nivel de las señales de fondo determina el criterio de discriminación, pero como se puede observar en las Figuras 2.11 y 2.13 cada vez que se cambia el voltaje en el detector, el tamaño de las señales de fondo también cambia, por tal motivo se tomarán en cuenta las señales de todos los tamaños en las mediciones realizadas, de modo que si se quiere conocer la contribución debida sólo a la fuente radiactiva deberá realizarse una sustracción de manera adecuada.

### 2.4.2 Histogramas

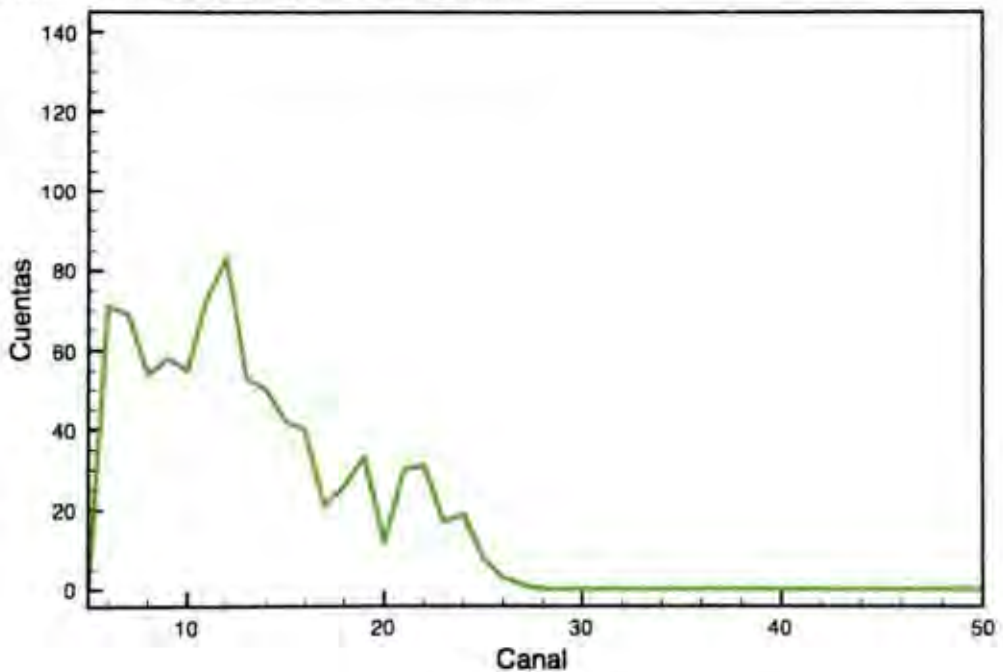
Se realizó un estudio de los histogramas medidos por el MCA, con el fin de obtener información sobre espectrometría con el detector gaseoso pixelado.

#### -1.5KV

A continuación se presentan los histogramas medidos con y sin fuente radiactiva a -1.5 KV con un factor de amplificación de 18 y 180 segundos como tiempo de medición.

Cuando se realiza la medición de un histograma sin fuente radiactiva se obtiene el comportamiento observado en la Figura 2.15.

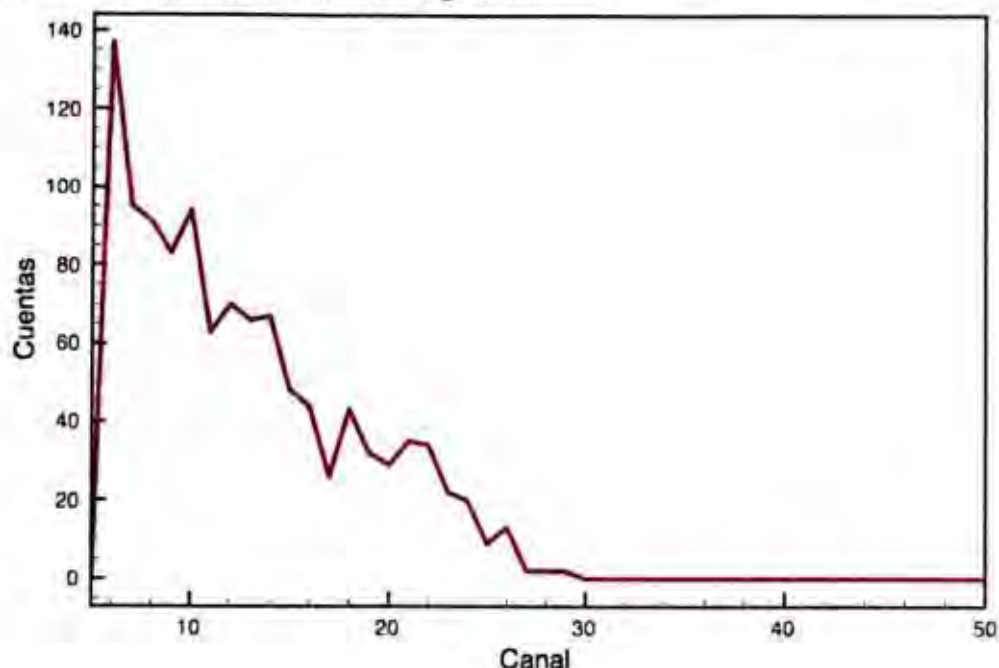
Figura 2.15: Histograma Cuentas vs Canal con factor de ganancia de 18 a -1.5KV, sin fuente radiactiva, durante 180 segundos.



De la Figura 2.15 es importante resaltar que en ausencia de fuente radiactiva se presenta un mayor número de cuentas a canales bajos.

Cuando se realiza la medición poniendo la fuente radiactiva se obtiene el comportamiento observado en la Figura 2.16.

Figura 2.16: Histograma Cuentas vs Canal con factor de ganancia de 18 a -1,5KV con fuente radiactiva durante 180 segundos.

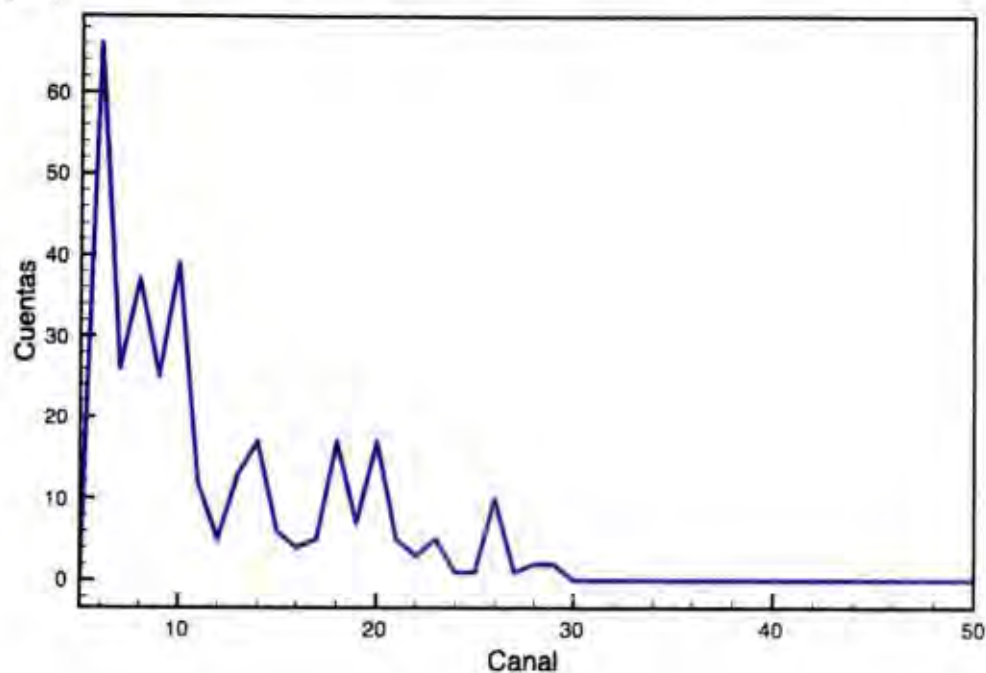


La Figura 2.16 muestra el histograma de cuentas vs canal cuando se tiene fuente radiactiva a -1.5KV. Se observa que la mayor cantidad de cuentas se registran a canales bajos, esto ratifica la elección de no discriminar las señales pequeñas, es decir, las que forman las cuentas de bajos canales.

En las figuras 2.15 y 2.16 es evidente que existe una diferencia apreciable cuando se realizan medidas con fuente radiactiva con respecto a cuando se mide fondo, esto es un resultado satisfactorio puesto que indica que se está detectando la fuente de  $I^{131}$ .

Para fines ilustrativos se realizó una resta de ambos histogramas canal a canal, obteniendo el histograma de la Figura 2.17.

Figura 2.17: Histograma restando el fondo (sin fuente radiactiva) para -1.5KV con factor de amplificación de 18 durante 180 segundos. Esta figura puede interpretarse como el espectro medido por el detector gaseoso pixelado para la fuente de  $I^{131}$ .

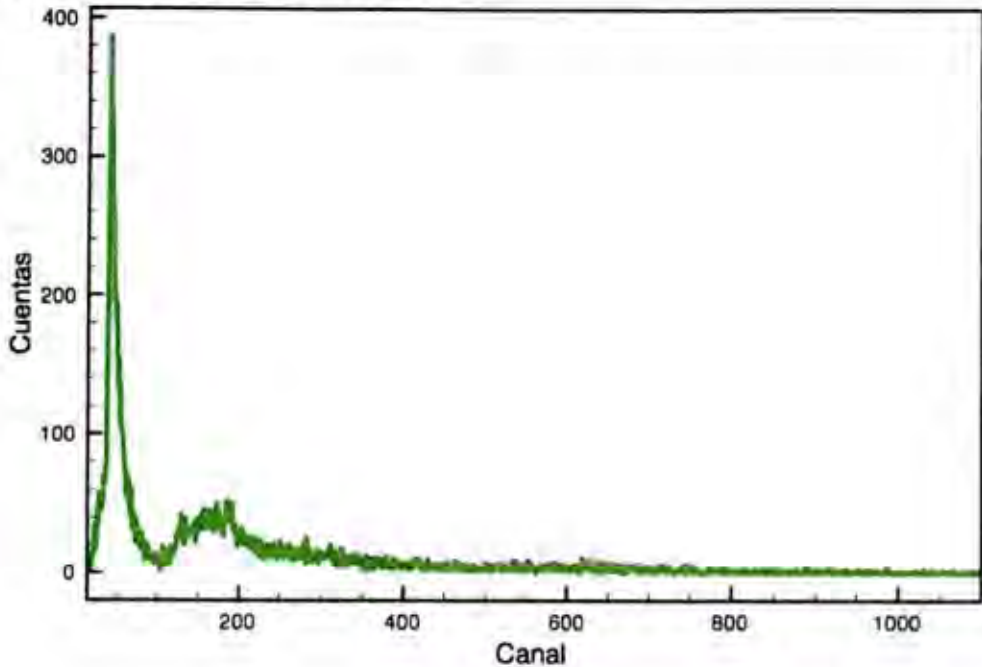


La Figura 2.17 puede interpretarse como el espectro de la fuente de  $I^{131}$  detectado a -1.5KV con un factor de ganancia de 18, aunque por el bajo número de cuentas no es posible asignar un valor de energía al final del histograma.

### -1.8KV

Se lleva el voltaje aplicado a -1.8KV y se repite el mismo proceso de medición. Cuando se realiza la medición de un histograma sin fuente radiactiva se obtiene el comportamiento observado en la Figura 2.18.

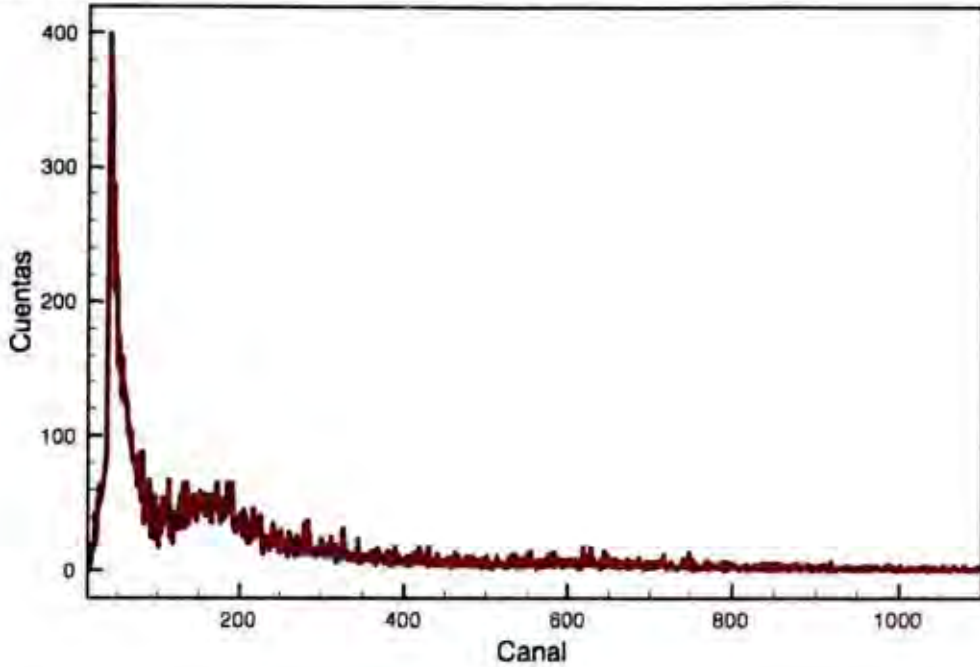
Figura 2.18: Histograma Cuentas vs Canal con factor de ganancia de 18 a -1.8KV sin fuente radiactiva durante 180 segundos. Se observa una gran cantidad de cuentas a bajos canales. Entre los canales 150 y 200 se observa una acumulación de cuentas cuyo origen es desconocido.



La Figura 2.18 muestra que sin fuente radiactiva se registran una gran cantidad de cuentas a bajos canales, mientras que para canales grandes no hay una gran contribución. Entre los canales 150 y 200 se observa una acumulación de cuentas. En relación con el histograma sin fuente radiactiva a -1.5KV ( Figura 2.15) se observa que al aumentar el voltaje se incrementa significativamente el número de cuentas.

Cuando se realiza una medición poniendo la fuente radiactiva se obtiene el comportamiento observado en la Figura 2.19.

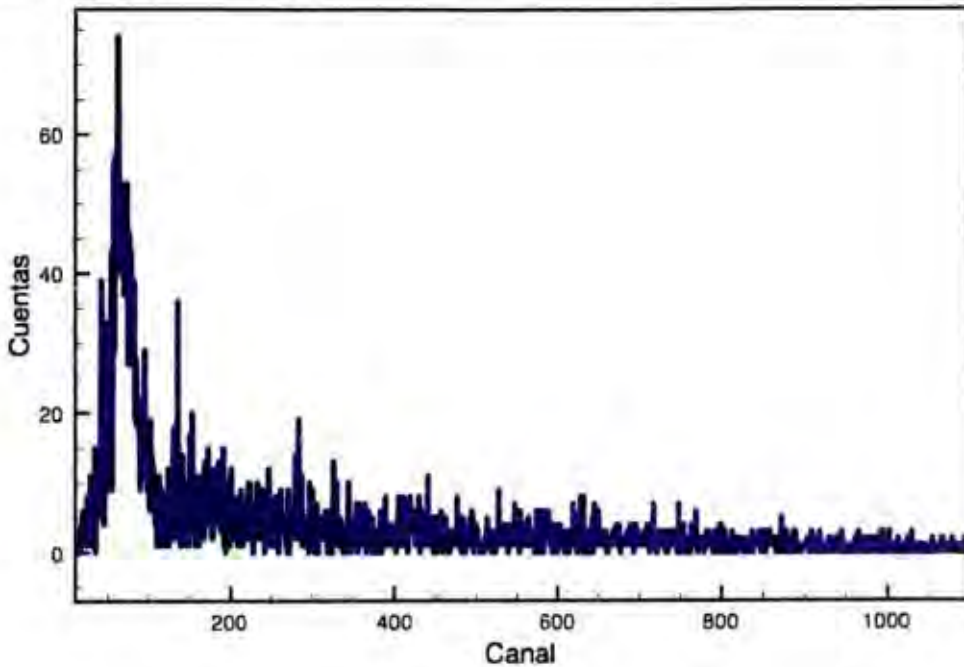
Figura 2.19: Histograma Cuentas vs Canal con factor de ganancia de 18 a -1.8KV con fuente radiactiva durante 180 segundos. Se observa que la mayor cantidad de cuentas se registra a canales bajos y disminuye considerablemente cuanto mayor es el canal. Se observa también que persiste la acumulación de cuentas cerca del canal 150.



En comparación con la curva obtenida a -1.5KV (Figura 2.16) se observa un incremento en el número de cuentas, a pesar de ello se tiene un comportamiento similar pues en ambos las cuentas disminuyen al aumentar los canales. Otro aspecto fundamental que se observa en la Figura 2.19 es que abarca un mayor rango de canales en comparación con la Figura 2.16, esto indica que a -1.8KV las cargas en el gas están ganando una energía mucho mayor que la que obtienen a -1.5KV (mayor amplificación en el gas).

Para este valor de voltaje también se realizó un resta canal a canal con el fin de tener una idea del comportamiento debido sólo a la fuente radiactiva, esto se puede observar en la Figura 2.20.

Figura 2.20: Histograma resta canal a canal para -1.8KV con y sin fuente radiactiva. Esta figura puede interpretarse como el espectro medido por el detector gaseoso pixelado para la fuente de  $I^{131}$ . Se observa que la mayor contribución se encuentra para canales bajos.

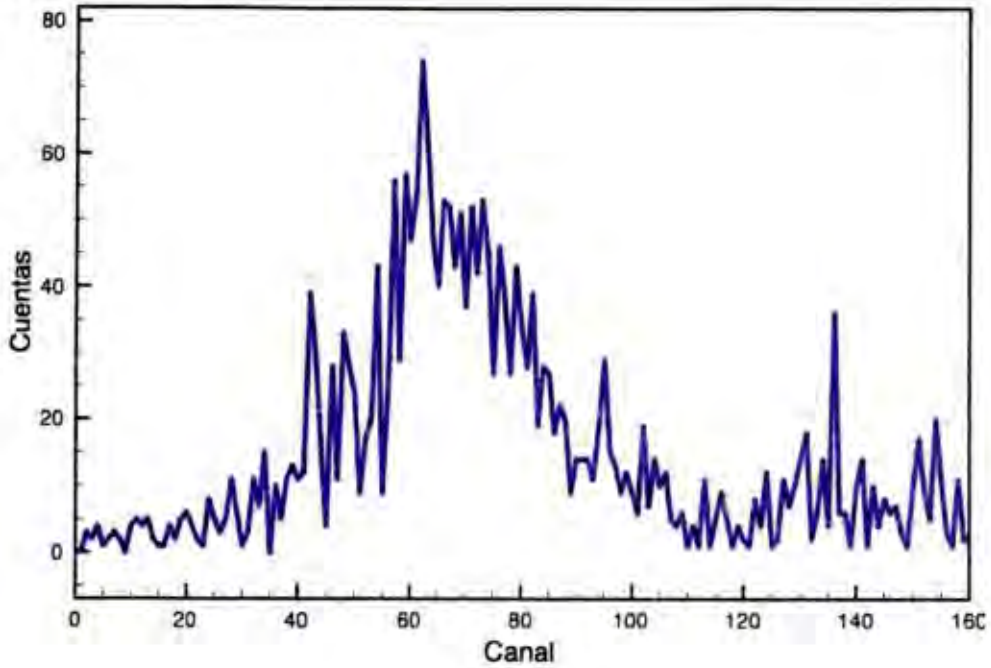


El histograma que se observa en la Figura 2.20 puede interpretarse como el espectro medido a -1.8KV de la fuente de  $I^{131}$ , en él se observa que la mayor contribución se encuentra para canales bajos.

En comparación con el espectro del  $^{131}I$  (Figura 2.9) no se observan de forma clara los picos correspondientes a los rayos  $\gamma$ , esto indica una probable baja eficiencia para detectarlos.

Se realizó un acercamiento de la Figura 2.20 debido a que la mayor cantidad de cuentas se encuentran a canales bajos (ver Figura 2.21).

Figura 2.21: Acercamiento del histograma resta canal a canal para -1.8KV con y sin fuente radiactiva.



En la Figura 2.21 se observa un comportamiento similar al que se tiene en el espectro  $\beta^-$  del  $^{131}\text{I}$  medido por Downing y Metzger (Figura 2.10), sólo que por el bajo número de cuentas no es posible establecer una equivalencia entre los valores de canal de la Figura 2.21 y los valores de energía de la Figura 2.10.

### 2.4.3 Curva característica

Se realizaron mediciones sobre 3 líneas de pixeles, para cada valor de voltaje se realizaron 30 medidas de la radiación de fondo y 30 con fuente radiactiva durante 180 segundos con un flujo de  $3 \frac{\text{inrubujas}}{\text{s}}$  de argón.

Los cuadros 2.1, 2.2 y 2.3 contienen los datos experimentales para cada una de las líneas de pixeles.

Table 2.1: Mediciones de las cuentas con fuente radiactiva, sin fuente radiactiva y su diferencia como función del voltaje aplicado para la línea 1

Voltaje (KV)	Sin Fuente (Cuentas)	Con Fuente (Cuentas)	Diferencia (Cuentas)
-1.400(5)	445 ± 21	561 ± 27	116 ± 34(29%)
-1.500(5)	1598 ± 53	1778 ± 41	180 ± 67(37%)
-1.600(5)	2676 ± 118	2906 ± 57	230 ± 131(57%)
-1.700(5)	6454 ± 196	7303 ± 71	849 ± 208(25%)
-1.800(5)	12422 ± 72	14671 ± 235	2248 ± 246(11%)
-1.900(5)	83521 ± 643	89186 ± 534	5665 ± 836(15%)
-2.000(5)	257364 ± 754	267754 ± 584	10390 ± 954(9%)

Table 2.2: Mediciones de las cuentas con fuente radiactiva, sin fuente radiactiva y su diferencia como función del voltaje aplicado para la línea 2

Voltaje (KV)	Sin Fuente (Cuentas)	Con Fuente (Cuentas)	Diferencia (Cuentas)
-1.400(5)	361 ± 14	454 ± 22	94 ± 26(27%)
-1.500(5)	1294 ± 43	1440 ± 19	146 ± 47(32%)
-1.600(5)	2148 ± 79	2333 ± 22	185 ± 82(44%)
-1.700(5)	5345 ± 159	6048 ± 58	703 ± 170(24%)
-1.800(5)	10062 ± 107	11883 ± 191	1821 ± 219(12%)
-1.900(5)	10062 ± 107	81262 ± 676	5052 ± 823(16%)
-2.000(5)	236716 ± 593	245958 ± 509	9242 ± 782(8%)

Table 2.3: Mediciones de las cuentas con fuente radiactiva, sin fuente radiactiva y su diferencia como función del voltaje aplicado para la línea 3

Voltaje (KV)	Sin Fuente (Cuentas)	Con Fuente (Cuentas)	Diferencia (Cuentas)
-1.400(5)	377 ± 16	460 ± 32	83 ± 36(43%)
-1.500(5)	1301 ± 31	1476 ± 23	175 ± 39(37%)
-1.600(5)	2169 ± 67	2398 ± 45	229 ± 81(36%)
-1.700(5)	5203 ± 92	5879 ± 62	676 ± 111(25%)
-1.800(5)	9976 ± 151	11880 ± 307	1904 ± 342(18%)
-1.900(5)	76986 ± 322	81306 ± 351	4320 ± 476(17%)
-2.000(5)	236739 ± 596	246021 ± 530	9282 ± 798(9%)

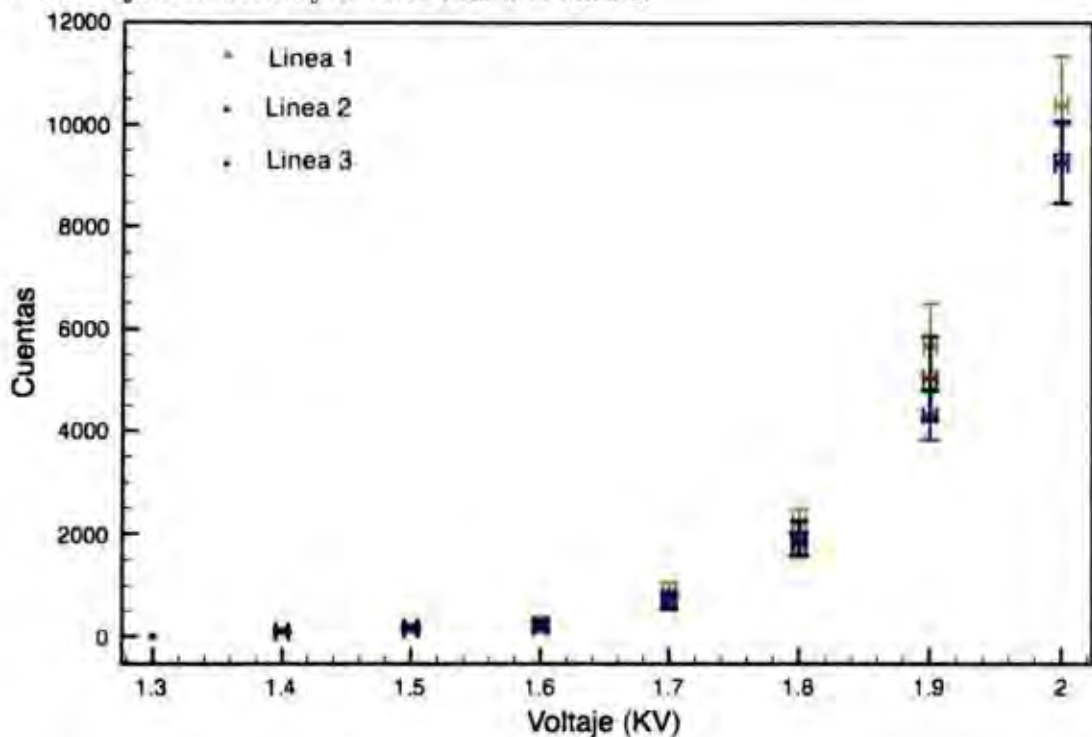
En estos cuadros es importante resaltar que:

- La columna Diferencia corresponde a las cuentas netas generadas por la fuente de  $I^{131}$ .
- Los valores de las medidas con y sin fuente se incrementan considerablemente con el voltaje.

- Se observa que el error relativo en el conteo neto disminuye con el voltaje.

La Figura 2.22 ilustra de forma gráfica los datos consignados en los cuadros 2.1, 2.2 y 2.3. Se toma el valor absoluto del voltaje aplicado para facilitar el análisis.

Figura 2.22: Cuentas netas debidas a las fuente de  $I^{131}$  como función del voltaje para las 3 líneas, con factor de amplificación de 18 y 180 segundos de medición. Se grafica el valor absoluto del voltaje. El color verde corresponde a la línea 1, el color rojo a la línea 2 y el color azul a la línea 3.



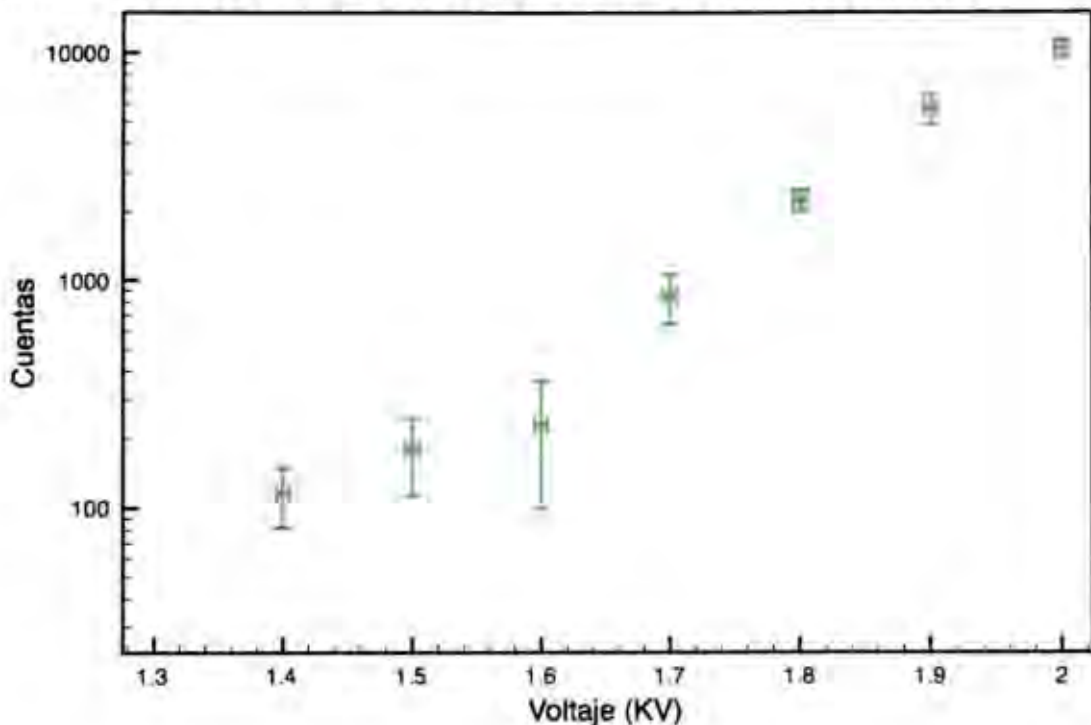
En la Figura 2.22 y los cuadros 2.1, 2.2 y 2.3 se observa que entre 1.4KV y 1.6KV no hay un incremento significativo en las cuentas como función del voltaje, a pesar de que en esta región se tiene un bajo número de cuentas nunca se alcanza el cero.

A partir de 1.7KV se observa un incremento en el número de cuentas, esto indica que en esta región, el hecho de aumentar el voltaje hace que las cargas adquieran la energía necesaria para producir nuevas ionizaciones en el gas, este comportamiento también fue observado por Williams (Figura 1.11).

De las Figura 2.22, se concluye que la lámina pixelada ofrece homogeneidad en sus líneas, lo cual es un buen resultado puesto que las medidas en cada una de ellas son comparables.

La Figura corresponde a la gráfica en escala semilogarítmica de las cuentas registradas como función del voltaje.

Figura 2.23: Gráfica semilogarítmica del número de cuentas contra voltaje para la línea 1. Entre 1.4 y 1.6 KV no se puede afirmar que exista un incremento. A partir de 1.7KV el número de cuentas se incrementa al aumentar el voltaje.



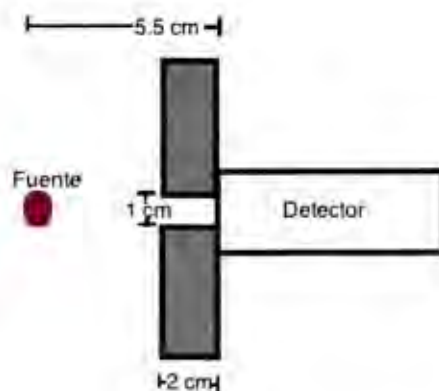
En la Figura 2.23 se evidencia un incremento a partir de 1.7KV, este es aparentemente lineal, pero es necesario tener en cuenta el comportamiento de los detectores gaseosos descrito en la Figura 1.7. Este incremento aparentemente lineal podría tratarse de un segmento muy pequeño del inicio de la región correspondiente a contador proporcional. Por otro lado, debido a que los intervalos correspondientes a los voltaje 1.4KV, 1.5KV y 1.6KV se superponen no es posible afirmar que exista un incremento, esto podría indicar que en esta región el detector se encuentra operando como cámara de ionización, reforzado por el hecho de que a voltajes inferiores que 1.3KV no se registran cuentas.

#### 2.4.4 Medición de la eficiencia

Se midió la eficiencia del detector comparando los conteos con el detector Fluke Biomedical 990, en condiciones geométricas idénticas, como ilustra la Figura 2.24. Se escogió una distancia fuente-detector de 5.5cm que es la distancia entre

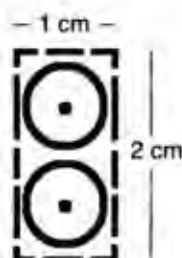
la lámina pixelada y la fuente radiactiva ubicada sobre la tapa de la caja acrílica. Para cada uno de los detectores se midió el fondo (sin fuente radiactiva) conservando el blindaje de plomo ilustrado en la Figura 2.24.

Figura 2.24: Montaje experimental para los detectores de referencia con el fin de realizar medidas de eficiencia, usando blindaje de 2cm de Plomo con ventana de 2cm \* 1cm



Se construyó un blindaje de Plomo de 2cm de grosor en el cual se deja una ventana de 2cm \* 1cm, se hace de este modo pues en nuestro detector se midió la señal de sólo 2 pixeles (ver Figura 2.25).

Figura 2.25: Ventana de 2cm \* 1cm que se deja en el detector gaseoso pixelado para la medición de la eficiencia, el blindaje de Plomo tiene una ventana de este mismo tamaño para los detectores de referencia.



De esta manera se obtuvo la eficiencia relativa a dos detectores de referencia, calculada según la ecuación 2.1.

$$\epsilon_{relativa} = \frac{\text{medida pixelado}}{\text{medida referencia}} \quad (2.1)$$

### Caracterización del blindaje de plomo

Se quiere determinar si el Plomo constituye un blindaje adecuado para la fuente de  $I^{131}$ . Se tomaron medidas de atenuación con un CsI para un bloque de plomo de 2cm de grosor (sin ventana de 2cm\*1cm).

Table 2.4: Cuentas durante 20s con el CsI para determinar el factor de transmisión del blindaje de plomo sin ventana de 2cm\*1cm.

	Con Plomo	Sin Plomo
Cuentas en 20 s	73328 ± 509	1133762 ± 1671

De modo que este blindaje tiene un factor transmisión de 6(1)%, lo cual indica que un bloque de Plomo de 2cm de grosor sirve para blindar nuestra fuente.

Es importante señalar que para la caracterización de la eficiencia relativa, el detector gaseoso pixelado operó a un voltaje de  $-2.0KV$ , con un factor de ganancia del amplificador de 18 y tiempo de medición de 180 segundos.

### Eficiencia relativa con respecto al Fluke Biomedical 990

El cuadro 2.5 contiene las mediciones obtenidas para cada detector usando un blindaje de 2cm de plomo con una ventana de 2cm \* 1cm.

Table 2.5: Cuentas registradas durante 180 seg por los detectores FLUKE BIOMEDICAL 990 y gaseoso pixelado en un campo 2cm\*1cm

	Gaseoso Pixelado	Fluke Biomedical 990
Con Fuente	172578 ± 573	7448 ± 380
Sin Fuente	165717 ± 456	195 ± 67
Diferencia	7261 ± 732	7643 ± 386

A partir de los datos consignados en el cuadro 2.5 se obtiene una eficiencia relativa al detector gaseoso Fluke Biomedical 990 de  $(95 \pm 1)\%$  para  $I^{131}$ . Este dato es promisorio pero es necesario calcular la eficiencia intrínseca para caracterizar mejor el detector.

### Eficiencia geométrica

Para calcular la eficiencia geométrica es necesario conocer el ángulo sólido que subtende una área de 2 cm\*1cm separado 5.5 cm de la fuente radiactiva.

$$d\Omega = \frac{dA}{r^2} \quad (2.2)$$

donde  $r = \sqrt{x^2 + y^2 + 5.5^2}$  y  $-0.5 \leq x \leq 0.5$ ;  $-1 \leq y \leq 1$ ;  $z = 5.5$ . Por tanto el ángulo sólido subtendido por el rectángulo de 2cm\*cm está dado por:

$$\Omega = \int_{-1}^1 \int_{-0.5}^{0.5} \frac{1}{x^2 + y^2 + 5.5^2} dx dy \quad (2.3)$$

$$\Omega = 0.07 \quad (2.4)$$

Si la fuente es isotrópica la fracción de las partículas se irradian en  $\Omega$  por unidad de tiempo está dada por:

$$a(\Omega = 0.07) = \frac{0.07}{4\pi} A = 0.006A \quad (2.5)$$

donde  $A$  corresponde a la actividad total de la fuente. Por tanto se tiene que la eficiencia geométrica es de 0.6%.

### Eficiencia Intrínseca

Sabiendo que la actividad de la fuente es de  $A = 35.9KBq$ , se tiene que el número de eventos por unidad de tiempo en el ángulo sólido subtendido por la ventana de 2cm\*1cm es de  $a(\Omega = 0.07) = 0.2KBq$ .

Si nuestro detector registra  $7261 \pm 732$  en 3 minutos significa que detecta en un segundo detecta  $40 \pm 4$  cuentas por segundo, esto significa que la eficiencia intrínseca es de  $0.20 \pm 0.02$ .

En conclusión la eficiencia intrínseca de nuestro detector es de  $(20 \pm 2)\%$ . Este resultado indica que la eficiencia de nuestro detector es baja para el  $^{131}I$ , esto tiene fuertes implicaciones en aplicaciones espectroscópicas pues con un conteo tan bajo no se puede realizar una calibración canal-energía con partículas  $\beta^-$ .

Este resultado es contradictorio con respecto al resultado de la eficiencia relativa al Fluke Biomedical  $(95 \pm 1)\%$ , esta diferencia tan grande puede deberse a que parte de los  $\beta^-$  se están atenuando en el aire que precede al detector, por tal razón se estaría sobreestimando el número de partículas que llegan al detector o a también puede deberse a que el Fluke se encuentra descalibrado.

### Eficiencia Absoluta

La eficiencia absoluta se puede determinar a partir de la ecuación 1.4.

Para nuestro detector se obtuvo una eficiencia absoluta del  $(0.11 \pm 0.01)\%$ , lo cual indica que del total de las partículas emitidas por la fuente muy pocas son detectadas, ahora, hay que considerar las condiciones geométricas del experimento que determinan una eficiencia geométrica de tan solo el 0.6%.

## Capítulo 3

# Conclusiones y perspectivas a Futuro

### 3.1 Conclusiones

Se diseñó y fabricó un detector pixelado de un tamaño de  $25\text{cm} * 25\text{cm} * 5\text{cm}$  (conteniendo 400 pixeles circulares con un diámetro de  $1\text{cm}$ ) y se realizaron pruebas de caracterización. El voltaje de operación en que se pudo trabajar con un gas de llenado de argón va hasta  $-2.0\text{KV}$  antes de presentar chispas.

Se observó que se debe realizar conteo sobre todos los canales, es decir, sin discriminar las señales pequeñas, puesto que la fuente radiactiva contribuye también en este rango de canales.

Se realizó la caracterización de cuentas debida a una fuente radiactiva de  $I^{131}$  contra voltaje, observándose que existe una región constante en el intervalo desde  $-1.4\text{KV}$  hasta  $-1.6\text{KV}$ , probablemente se trate de un comportamiento tipo cámara ionización; mientras que en la región comprendida entre  $-1.7\text{KV}$  y  $-2.0\text{KV}$  se observa un crecimiento rápido aparentemente lineal que podría tratarse de un segmento muy pequeño del inicio de la región de contador proporcional. Sería muy interesante poder llegar a rangos de voltajes más altos y así comprender mejor el comportamiento del detector, esto se lograría incluyendo un gas que actúe como quencher. Sin embargo, esto no constituye un inconveniente para utilización de estos detectores en dosimetría.

Se obtuvo una eficiencia intrínseca de  $(20 \pm 2)\%$  lo que indica que la eficiencia del detector es baja para la fuente de  $I^{131}$ , esto se mejoraría empleando un gas que permita alcanzar voltajes más altos como el isobutano y así alcanzar valores de ganancia mayores que permitan mejorar la eficiencia del detector.

Finalmente, se construyó un detector gaseoso y se encontraron experimentalmente las condiciones para que el detector opere y se identificaron sus falencias y sus fortalezas.

## 3.2 Mejoras

Como se observó, el trabajo cumplió las expectativas utilizando recursos económicos, sencillos y accesibles. Para mejorar el funcionamiento del detector se hacen recomendaciones sobre los siguientes aspectos:

1. Gas de llenado: en esta etapa no fue posible conseguir otro gas de llenado diferente a Argón, esto limitó el voltaje de operación por la aparición de chispas. Se propone utilizar un gas noble como primario acompañado de un quencher, preferiblemente un gas electronegativo, un alcohol o un hidrocarburo. Sería interesante estudiar el comportamiento del detector variando las concentraciones de los gases. Inicialmente se podría partir de argón con metano, la cual es una combinación standard para detectores gaseosos [39], posteriormente se podría emplear  $CO_2$  como único gas y estudiar su comportamiento, así como combinaciones de argón e isobutano [37]. Por último se podrían realizar pruebas con mezclas de gases nobles y  $CF_3Br$ .
2. Sistema de control de gas: en esta etapa no fue posible adquirir equipos adecuados para controlar la presión y el flujo del gas, por ello se hace indispensable la compra de un manómetro que permita una conexión directa y sencilla desde el cilindro hacia la caja acrílica, también es indispensable adquirir un controlador electrónico de flujo para ajustar adecuadamente la mezcla y flujo de los gases.
3. Fuente de alto voltaje: usar una fuente de polaridad positiva que es la configuración usual y la más estudiada para detectores gaseosos, en este trabajo se usó una de polaridad negativa que era la única disponible. También sería interesante emplear una fuente de polaridad variable a fin de analizar la diferencia de las señales debidas a los electrones e iones positivos.
4. Electrónica: se propone adquirir más instrumentación electrónica para el tratamiento de señales a fin de poder realizar simultáneamente el análisis de los pulsos generados por diferentes líneas de pixeles simultáneamente. En este trabajo se realizó la lectura de una sola línea de pixeles por limitaciones en la disponibilidad de amplificadores.
5. Lámina pixelada: se propone ensayar con otras geometrías diferentes mediante técnicas de impresión de circuitos y litografía. Se propone utilizar pixeles diferentes a una circunferencia como: pentágonos o hexágonos, con el fin de reducir las áreas muertas de detección. La configuración actual permite la determinación de una sola coordenada de la ubicación del pulso detectado. Se debe desarrollar una placa con strips perpendiculares a la línea de pixeles, a fin de determinar la segunda coordenada de los eventos.
6. Fuentes radiactivas y tubo de rayos X: se propone utilizar fuentes radiactivas diferentes a  $I^{131}$ , con el fin de que sea posible evaluar la eficiencia del

detector a diferentes energías de los  $\beta^-$ . Con un gas de llenado que mejore la sensibilidad se pueden realizar pruebas con emisores  $\gamma$  como  $Co^{60}$ ,  $Cs^{137}$  y  $Fe^{55}$ . Igualmente sería interesante contar con un montaje adecuado que permita estudiar el comportamiento del detector cuando se irradia con rayos X.

### 3.3 Resultados esperados con Rayos X

Una vez se realicen pruebas con un gas de llenado que permita alcanzar voltajes más altos que mejoren la eficiencia del detector, se espera tener un resultado similar al obtenido por Williams [37] (ver Figura 1.11) cuando se realicen pruebas con Rayos X, este gas puede estar compuesto de mezclas de argón con isobutano, o isobutano puro. Adicionalmente se puede hacer un mejoramiento mecánico de la caja de acrílico que permita aumentar la presión del gas en su interior, de modo que se obtenga una buena eficiencia para fotones incluso de alta energía, de modo similar a como se realiza en algunas cámaras de ionización dosimétricas.

A pesar de habernos propuesto inicialmente realizar un estudio con Rayos X esto no fue posible, pero análogamente se hizo un análisis de detección de fotones  $\gamma$  que da cuenta en buena medida del comportamiento que tendría para Rayos X.

### 3.4 Aplicaciones Clínicas

Este tipo de detectores se puede utilizar ampliamente en el ámbito clínico como:

1. Sistema de control de calidad de procedimientos como IMRT (Radioterapia de Intensidad Modulada) :
  - Medidor de fluencia de partículas: el detector es ideal para realizar conteo de partículas, si tiene un gas de llenado sensible a fotones de  $6MeV$ , puede realizar un mapeo de las interacciones en tiempo real, de este modo se pueden comparar la fluencia calculada por el sistema de planeación y la fluencia medida por el detector. Obviamente hay que trabajar en el mejoramiento de la resolución espacial de este tipo de detectores para que sea un control de calidad viable.
  - Dosímetro: si se garantiza equilibrio electrónico en todos los puntos del detector se puede medir la dosis en el gas de llenado, y mediante las teorías de la cavidad se puede conocer la dosis absorbida en cualquier medio, de esta manera el detector gaseoso pixelado podría ser empleado como dosímetro bidimensional en los servicios de radioterapia.

- **Medición de dosis indirecta:** se puede establecer una relación entre el número de cuentas realizadas o la carga recolectada con la dosis medida por una placa radiográfica previamente calibrada, de este modo si se realiza una calibración rigurosa se puede realizar una medida indirecta de la dosis absorbida.

# Bibliografía

- [1] F. Sauli y A. Sharma, "Micro-pattern Gaseous Detectors", CERN-EP/99-69, 10 Mayo 1999, Nuc. Inst. & Methods, Vol.62, No. 3 (1968), pp. 262-268; "Micropattern gaseous detectors" Vol.477, No.1- 3 (2002)
- [2] G. Charpak, G. et al, "The use of multiwire proportional counters to select and localize charged particles" Nuc. Insr. Methods, Vol.62, No. 3 (1968), pp. 262-268
- [3] Sauli, F, Nuc. Insr. Methods "Micropattern gaseous detectors" Vol.477, No.1- 3 (2002), pp. 1-7
- [4] Bellazzini, R. et al, "Gas pixel detectors" Nuc. Insr. Methods, Vol. A572, No. 1 (2007), pp. 160-167
- [5] Francke, T. et al., "Dose reduction in medical X-ray imaging using noise free photon counting", Nuc. Insr. Methods, Vol. A471, No. 1-2 (2001), pp. 85-87
- [6] Crotty, I. et al., "High-rate, high-position resolution microgap RPCs for X-ray imaging applications", Nuc. Insr. Methods, Vol. A505, No. 1-2 (2003), pp. 203-206
- [7] Blanco, A. et al., "Efficiency of RPC detectors for wholebody human TOF-PET", Nuc. Insr. Methods, Vol. A602, No. 2, (2009), pp. 780-283
- [8] Titov, M., "New developments and future perspectives of gaseous detectors", Nuc. Insr. Methods, Vol. A581, No. 1, (2007), pp. 25-37
- [9] Danelsson, M. et al., "Novel gaseous detectors for medical imaging", Nuc. Insr. Methods, Vol. A518, No. 1-2 (2004), pp. 406-410
- [10] A. Ochi, T. Nagayoshi et al., "A New Design of the Gaseous Imaging Detector : Micropixel Chamber", Nuc. Insr. Methods, Vol. A471 (2001), pp. 264-267
- [11] F. Cristancho, Notas de Clase de Instrumentación Nuclear, Universidad Nacional de Colombia, 2007
- [12] Leo William, Techniques for Nuclear and Particle Physics Experiments, Springer-Verlag Berlin Heidelberg 1987

- [13] J.D. Jackson, *Classical Electrodynamics*, 2nd Edition, John Wiley and Sons 1975
- [14] (Determinismo científico y la física cuántica)  
<http://www.acienciasgalilei.com/public/forobb/viewtopic.php?f=50&t=2649>
- [15] Johns Harold, *The Physics of Radiology*, Fourth Edition, CHARLES C. THOMAS PUBLISHER, 1983
- [16] International Commission on Radiation Units and Measurements. Radiation quantities and units. ICRU Report 33. Washington D.C.: 1979
- [17] Attix, F.H., L. Delavergne: Plate separation requirements for standard free-air ionization chambers. *Radiology* 63:853, 1954
- [18] Munir Ahmad\*, Zhe Chen, Haijun Song, Jun Deng and Ravinder Nath, *Radiat Prot Dosimetry* (September 2006) 120 (1-4): 159-162. doi: 10.1093/rpd/ncj006 First published online: April 27, 2006.
- [19] Abbé R. The subtle power of radium. *Med Rec (New York)* 1904;66:321
- [20] F. Sauli, "Applications of Gaseous Particle Detectors in Physics and Medicine", CERN-PPE/94-196, 30 November 1994.
- [21] F. Sauli, CERN report. CERN-PPE-94-196, 30 November 1994
- [22] C. D'Ambrosio et al. CERN Academic Training Programme 2004/2005, "Particle Detectors Principles and Techniques"- PH/DT2
- [23] A. Ochi, T. Nagayoshi et al., "A New Design of the Gaseous Imaging Detector : Micropixel Chamber", *Nuc. Instr. Methods*, Vol. A471 (2001), pp. 264-267
- [24] E. Albert, et al., *Nucl. Instrum. Methods A409*, 70 (1998); A. Oed, *Nucl. Instrum. Methods A263*, 351 (1988).
- [25] Blanco, A. et al., "Efficiency of RPC detectors for wholebody human TOF-PET", *Nuc. Instr. Methods*, Vol. A602, No. 2, (2009), pp. 780-283; B. Aubert, et al., [BaBar Collaboration], *Nucl. Instrum. Methods A479*, 1 (2002).
- [26] F. Sauli, *Nucl. Instrum. Methods A386*, 531 (1997); Croci, G. et al., "Depth of interaction determination in GEM-based multi-layer PET detectors", *Nuc. Instr. Methods*, Vol. A582, No. 2-3, (2007), pp.693-695
- [27] C. Iacobaeus et al, *IEEE Trans. Nucl. Sci. (TNS)*, Vol. 48, 1496 (2001).
- [28] J. Ostling et al, *IEEE Trans. Nucl. Sci. (TNS)*, Vol. 50, 809 (2003).
- [29] Tsyganov et. Al. *Nuclear Inst. & Met. Phys. A* 597 (2008) 257-265.

- [30] H. J. Besh, Nuclear Inst. Meth. Nuclear Research A, Volume 360, Issues 1-2, 1 June 1995, Pages 277-282 .
- [31] G. C. Giakos, Medical Imaging 1997: Physics of Medical Imaging, Richard L. Van Metter; Jacob Beutel, Editors, pp.459-468
- [32] Iacobaeus, C. et al., "A novel portal imaging device for advanced radiation therapy", IEEE TNS, Vol. 48, No. 4, (2001), pp.1496-1502
- [33] Croci, G. et al., "Depth of interaction determination in GEM-based multi-layer PET detectors", Nuc. Instr. Methods, Vol. A582, No. 2-3, (2007), pp.693-695
- [34] V. Peskov, Advances in Micro-Pattern Gaseous Detectors and their Applications, e-mail:Vladimir.peskov@cern.ch
- [35] F. Sauli, Principles of operation of multiwire proportional and drift chambers, CERN 77-09, 3 May 1977
- [36] <http://www.ehs.utoronto.ca/services/radiation/radtraining/nuclideinformation.htm> (esquemas de decaimiento radiactivo)
- [37] D. Mattern, M.C.S. Williams and A. Zichichi, LAD-LAA group, CERN, Geneva, Switzerland, "A NEW APPROACH FOR CONSTRUCTING SENSITIVE SURFACES: THE GASEOUS PIXEL CHAMBER", CERN/LAA/MC 90-06, 19 June 1990
- [38] F. Cristancho, Notas de Clase de Instrumentación Nuclear PRACTICAS EXPERIMENTALES, Universidad Nacional de Colombia, 2007
- [39] Glenn F. Knoll, Radiation Detection and Measurement, 3 Edition, Wiley, January 5, 2000.
- [40] Frank Attix, Introduction to Radiological Physics & Radiation Dosimetry, Wiley-VCH Verlag GmbH, 1991
- [41] [http://www.usc.es/gir/docencia\\_files/dosimetria/capitulo6.pdf](http://www.usc.es/gir/docencia_files/dosimetria/capitulo6.pdf)
- [42] C. D'Ambrosio, T. Gys, C. Joram, M. Moll and L. Ropelewski, Particle Detectors - Principles and Techniques, cern.ch/ph-depdt2/lectures\_PD\_2005.htm
- [43] D. Mattern, M.C.S. Williams and A. Zichichi, LAD-LAA group, CERN, Geneva, Switzerland, "FIRST TEST OF GASEOUS PIXEL CHAMBER FABRICATED OF CERAMIC SUBSTRATE", CERN/LAA/MC 90-11, 2 october 1990.
- [44] <http://atom.kaeri.re.kr/cgi-bin/decay?I-131 B->
- [45] J.R.Downing et al, Phys. Rev, 61, 686 (1942).

- [46] F. Metzger et al, Phys. Rev. 74, 1640 (1948).