

INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL

ESCUELA SUPERIOR DE FÍSICA Y MATEMÁTICAS

UNIDAD PROFESIONAL "ADOLFO LÓPEZ MATEOS"

TESIS:

**"CONSTRUCCIÓN DE UNA CÁMARA DE IONIZACIÓN
PARA MEDICIÓN DE DOSIS DE UN TUBO DE RAYOS X CON
ÁNODO DE MOLIBDENO"**

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE:

Licenciado en Física y Matemáticas

PRESENTA:

Alcántara Pérez Yasmín Berenice.

ASESOR EXTERNO: Dr. Luis Manuel Montaña Zetina. (CINVESTAV)

ASESOR INTERNO: Dr. Moisés Santillán Zerón. (ESFM)



MÉXICO D.F., A 2 FEBRERO DEL 2007.

“Para entender en su integridad la belleza y la perfección universales de las obras de Dios, hemos de reconocer un cierto progreso perpetuo y muy libre de todo el universo[...]. Siempre hay en el abismo de las cosas partes soñolientas aún por despertar.”

GOTTFRIED WILHELM LEIBNIZ.

De Rerum Originatione

(Sobre el origen último de las cosas), 1967

A mis padres Ofelia y Carlos...

A mis hermanas Jacky y Karlita...

A mi Abuelo Alfonso...

AGRADECIMIENTOS

A Dios:

Por guiarme y acompañarme siempre y por ser una motivación para seguir luchando en este maravilloso camino llamado Vida...

A Mis Padres (Orelia Pérez Olvera y Carlos Alcántara Luitrón):

Por su apoyo, por su confianza, por ser una de mis más grandes motivaciones para seguir preparándome y sobre todo por su enorme paciencia... y por si fuera poco por darme la mejor herencia y bendición que un hijo puede tener... su Amor Incondicional y una hermosa familia...

A mis hermanas (Jacqueline y Karilita):

Por su paciencia, por recordarme la razón de seguir luchando día a día y por acompañarme cada segundo de mi vida.

A mi Abuelo (Alfonso Alcántara Reyes):

Por inyectarme desde niña el hambre del conocimiento, por la curiosidad de lo incierto y por ser el sembrador de la semilla llamada ciencia en mí.

A mi Novio (Miguel Ángel García Aspeitia):

Por tu apoyo, amor incondicional y por motivarme en todo momento para no dejarme caer. Por tu paciencia, por recordarme lo hermoso que es la vida y la ciencia... por brindarme tus conocimientos, por ser una de mis más grandes motivaciones para seguir en este camino y sobre todo por hacerme tan feliz.

A mis Asesores:

Dr. Luis Manuel Montaña Jetina (CINVESTAV):

Gracias por brindarme la oportunidad de trabajar, desarrollar mis conocimientos y mis habilidades... Gracias por enseñarme tanto... Gracias también por tu confianza, consejos, llamadas de atención, motivaciones, disposición, paciencia y por tu amistad. Gracias por recordarme en todo momento lo maravillosa que es esta ciencia y sobre todo por impulsarme para seguir preparándome académicamente... de todo corazón ...Gracias...

Dr. Moisés Santillán Zerón (ESFM-IPN):

Gracias por su enorme apoyo, consejos, motivaciones y por su disposición.

Dr. Francisco Javier Ramírez Jiménez (ININ):

Gracias por el enorme apoyo, aportaciones a este trabajo, por los conocimientos brindados, consejos, por su tiempo, amabilidad y disposición.

y al

Dr. Antonio Leyva Fabelo (CEADEN):

Gracias por tus valiosas enseñanzas, consejos, regaños, motivaciones, ayuda incondicional y por tu amabilidad.

A mis compañeros y amigos de trabajo.

Técnico. Marcos Fontaine Sánchez (CINVESTAV):

Por sus enseñanzas, disposición, paciencia, invaluable ayuda, por sus consejos, por estar pendiente en todo momento, por enseñarme que el trabajo en equipo siempre da frutos... por inyectarle alegría y diversión a mi trabajo... y sobre todo por su amistad... Gracias...

Ing. Alejandro Cerna Juárez (CINVESTAV):

Por tu disposición, tu ayuda y consejos invaluable, por tu franqueza, por brindarme al igual que Don Marcos alegría y diversión a mi trabajo, por estar siempre pendiente de mí y de lo que necesitaba... por animarme en esos días que todo parecía brumoso... y sobre todo te agradezco la hermosa amistad que me brindas... De todo corazón... Gracias...

A mis escuelas:

Escuela Superior de Física y Matemáticas (ESFM-IPN):

Por haberme dado la oportunidad del conocimiento, formación y las bases para ser un científico.

Centro de Investigación y Estudios Avanzados del IPN (CINVESTAV):

Por darme la oportunidad de realizar este trabajo de tesis, por permitirme aprender y formarme una mente científica; y por darme la oportunidad de desarrollar y aplicar mis conocimientos y habilidades.

Instituto Nacional de Investigaciones Nucleares (ININ):

En especial al Laboratorio de radiaciones y electrónica, por permitirme realizar pruebas experimentales en sus instalaciones y por proporcionarme los instrumentos y herramientas necesarias para llevarlas a cabo.

Yasmín Berenice Alcántara Pérez

Índice

RESUMEN	8
1. Introducción	9
1.1 Física Médica.....	9
1.2 Historia.....	9
2. Cáncer de Mama en México y el Mundo: La importancia de la mamografía	15
2.1 ¿Qué es el cáncer de mama?.....	15
2.2 Reseña histórica de la detección y tratamientos contra el cáncer de mama alrededor del mundo.....	15
2.3 Padecimiento actual de cáncer de mama en México y el mundo.....	19
3. Instrumentos Nucleares utilizados en Medicina en México	23
4. Los Detectores de Radiación	30
4.1 ¿Qué son los detectores de radiación?.....	30
4.2 Tipos de detectores de ionización.....	30
5. Cámara Proporcional Multialambres (MWPC)	33
5.1 Introducción al experimento.....	33
5.2 Desarrollo experimental.....	34

6. Cámara de ionización.....	42
6.1 ¿Qué es una cámara de ionización, cómo se caracteriza y cuál es su importancia?.....	42
6.2 Diseño de una cámara de ionización.....	44
6.3 Características que deben tener los instrumentos de medición de radiación γ y rayos X.....	46
6.4. Especificaciones de la cámara de ionización.....	46
7. Conclusiones.....	54
8. Bibliografía.....	56

RESUMEN

El objetivo principal de este trabajo de tesis fue de diseñar y construir una cámara de ionización que sirva para medición de dosis de un tubo de Rayos X con ánodo de Molibdeno, utilizado en el Laboratorio de Radiología y Física Médica del departamento de Física del CINVESTAV, para radiar muestras de tejido biológico como: biopsias con cáncer de mama y biopsias con microcalcificaciones. Por lo que la cámara de ionización será de utilidad para medir la dosis absorbida en estas muestras y mejorar las imágenes obtenidas de éstas.

Como primer paso a seguir se estudió, analizó, modificó e hizo funcionar una cámara proporcional multialambres, previamente diseñada en el laboratorio de Detección de partículas y Altas energías del departamento de Física del CINVESTAV, para que sirviera como base en el diseño de la cámara de ionización; así también para familiarizarme con los detectores de radiación gaseosos y saber su funcionamiento y su utilidad.

Este trabajo de tesis también muestra la importancia que tiene la Física en la medicina principalmente en el desarrollo de tecnología y métodos para detección y diagnóstico de enfermedades que nos aquejan a los seres humanos, en particular se hizo énfasis en una de las enfermedades considerada como las segunda causa de muerte por cáncer en nuestro país: el cáncer de mama.

1. INTRODUCCIÓN

1.1 Física Médica

La Física Médica es la aplicación de los métodos de la Física a las Ciencias de la Salud; desempeña una importante función en la asistencia sanitaria, en investigación biomédica y en la prevención de enfermedades. La Física Médica se puede considerar como una de las aplicaciones de la Física sobre la vida de personas y en su salud.

La Física Médica abarca desde el diseño de equipos y procedimientos para diagnóstico y terapia, hasta el desarrollo de modelos y algoritmos de cálculo que permiten conocer y explicar el comportamiento del cuerpo humano; desde el estudio, investigación y desarrollo en radiaciones ionizantes, radiaciones no ionizantes, resonancia magnética nuclear, ultrasonidos, biofísica y bioingeniería, hasta sistemas de cálculo y procesamiento de imágenes.

En la actualidad, la Física Médica proporciona la base científica para la comprensión y desarrollo de tecnologías que han revolucionado el diagnóstico médico en lo que concierne a una de las enfermedades degenerativas con mayor índice de mortandad entre la población femenina: el cáncer de mama.

1.2 Historia

A principios del siglo XX, la aplicación de agentes físicos en Medicina fue de gran importancia, pues proporcionó métodos revolucionarios de diagnóstico y tratamiento para las enfermedades humanas. Desde entonces y hasta la actualidad, la Física y la Biofísica han aportado los fundamentos necesarios para el desarrollo de modelos que explican parcialmente el funcionamiento del cuerpo humano, así como las bases necesarias para la medida de las variables biomédicas. En la actualidad, el avance en aparatos de diagnóstico médico y modelos físico-biológicos, hace que la Física y la Medicina interactúen y se unan para evolucionar conjuntamente.

El desarrollo más importante de la Física Médica, tal como la entendemos en la actualidad, tuvo lugar a partir de los descubrimientos de la Radiactividad y de los Rayos X. Estos descubrimientos tuvieron un impacto decisivo en el diagnóstico y la terapéutica médica modernos.

Los pioneros de esta importante etapa de la Física fueron Martín Henrich Klaproth, científico alemán, y Joens Jacob Berzelius, químico sueco. En 1789, Klaproth separó del mineral pechblenda un polvo negro al cual nombró Uranio (debido a que estaba impresionado profundamente con el descubrimiento del planeta Urano). Klaproth descubrió que este elemento

tenía propiedades químicas muy diferentes a los elementos conocidos en esa época. A pesar de ello, al Uranio se le consideró como un elemento de poca importancia ya que se utilizaba en raras ocasiones. Veintinueve años después, Joens Jacob Berzelius descubrió el Torio al separarlo de un mineral conocido actualmente como torita. Ni Klaproth ni Berzelius sospecharon que los elementos descubiertos por ellos emanaban radiaciones, ni que éstos llegarían a ser sumamente importantes en el desarrollo del conocimiento de la ciencia.

En París, en 1896 el físico francés Henri Becquerel, reconocido también como el padre de la Radiactividad, estudió las emisiones radiactivas de minerales de Uranio. Becquerel descubrió accidentalmente la existencia de unos rayos desconocidos que provenían de una sal de Uranio. Notó que al poner en contacto el compuesto de Uranio con una placa fotográfica envuelta en papel negro, la placa fotográfica era afectada por estos rayos extraños, aun estando protegida de la luz; este hallazgo tuvo consecuencia en el descubrimiento de los rayos X.

Las primeras imágenes de Rayos X fueron obtenidas al azar por Wilhelm Conrad Röntgen, en 1895. Röntgen era catedrático de Física en la Universidad de Würzsbu (Alemania). Estudiaba los rayos catódicos; para ver la fluorescencia que producían en una pantalla cubierta de sal de Bario oscureció el laboratorio, ya que era parcialmente ciego al color. En el laboratorio totalmente oscurecido descubrió que una pantalla cercana, en la que un estudiante había escrito la letra A con sal de Bario, destellaba. Los rayos catódicos no podían haber recorrido la distancia que había del tubo al papel.

Experimentos posteriores revelaron que esa luz era originada por algo que salía del tubo, y que era más penetrante que los rayos catódicos. Comprobó cómo esa luz atravesaba un naipe y un libro; pero para su sorpresa, cuando colocó un trozo de plomo en el camino de los rayos, no sólo vio la oscura sombra del objeto, sino además otras más débiles, con la forma de su pulgar e índice. Esa sombra perfilaba los huesos de su mano. Röntgen denominó a esta nueva radiación como Rayos X por desconocer de qué se trataban.

Las primeras imágenes que Röntgen tomó fueron de su escopeta de caza, en la que descubrió un defecto en el metal del cañón, y de la mano izquierda de su mujer, Bertha, a la cual expuso 15 minutos a la radiación de rayos X. En esta primera radiografía se observa el anillo que llevaba Bertha en ese momento. Cuando publicó sus descubrimientos todos los científicos comenzaron a interesarse y examinar el nuevo fenómeno encontrando rápidamente sus aplicaciones. En 1901 se le otorgó el primero de los recién inaugurados premios Nobel, siendo el primer premio Nobel de Física.

Un mes después del descubrimiento de los rayos X, los cirujanos europeos daban ya múltiples usos a los rayos X en el diagnóstico de enfermedades. La más singular de las aplicaciones fue el intento, descrito por el Colegio de Médicos y Cirujanos de la ciudad de Nueva York, de reflejar los diagramas anatómicos directamente en los cerebros de los estudiantes, de tal forma que se

produjera una impresión mucho más persistente que mediante los métodos ordinarios de aprendizaje.

Todos estos descubrimientos, llevados a cabo durante los siglos XIX y XX, fueron de suma importancia en Medicina; pues el cáncer comenzó a ser detectado con ayuda de los Rayos X; además de que, los Rayos X fueron utilizados como un nuevo método de terapia contra el cáncer. En 1897 se utilizaron para tratar el cáncer de piel, irradiando las células cancerígenas de la epidermis. En la actualidad además de rayos X también se usa radiación ultravioleta.

Pronto se advirtió que cuanto mayor era la energía de los rayos X, mayor era su eficacia terapéutica. Por desgracia, se tardó mucho tiempo en producir rayos X con la energía necesaria de forma artificial y controlada. También se hizo evidente que hay que ser muy cuidadosos con la dosis de Rayos X suministrada a los pacientes con cáncer, pues en algunos casos esta radiación aceleraba la aparición de nuevos tumores cancerígenos y personas que estaban en constante contacto con estos Rayos X empezaban a presentar tumores cancerígenos.

Para resolver los problemas mencionados en el párrafo anterior, los científicos, pero sobre todo los físicos, comenzaron a desarrollar nuevos instrumentos que permitieran dosificar la radiación de los rayos X, dando origen a los detectores de radiación, a diversos instrumentos nucleares y a nuevos procedimientos de detección de enfermedades degenerativas como el cáncer de mama. Con el uso de estos aparatos también se pudo mejorar las imágenes de radiografías y de mamografías ya que se pudo medir la dosis absorbida y también fueron utilizados como instrumentos de protección radiológica.

Así como el descubrimiento de los Rayos X fue importante tanto para la Física como para la Medicina, el descubrimiento de los elementos radiactivos naturales y de la radiactividad, en los últimos años del siglo XIX, fue el origen de un desarrollo científico extraordinario en el campo de la Física y de la Química; y en particular, en el conocimiento del átomo y la materia, pues marcó el inicio de una serie de descubrimientos importantes que cambiaron completamente la idea que se tenía sobre la estructura de esta última, además de dar origen a una de las ramas más importantes en la Medicina: la Medicina Nuclear.

Pues cuando Becquerel publicó los resultados de sus investigaciones sobre los rayos emitidos por las sales de Uranio, los esposos Pierre y Marie Curie, y otros científicos de la época, se interesaron mucho en tales emisiones. Los esposos Curie, pero sobre todo Marie, se dieron la tarea de investigar más propiedades de estos nuevos e intrigantes elementos. Además Marie Curie investigó la posible existencia de otro elemento radiactivo en la naturaleza, y lo encontró: ese elemento fue nombrado Torio. Presentó un informe en el cual constataba que todos los compuestos de Uranio y Torio que había examinado emitían radiaciones.

Pronto los esposos Curie se dieron cuenta de la importancia de los experimentos realizados por ella, así que decidieron unir esfuerzos para investigar a fondo dichas radiaciones. Estudiaron

principalmente las radiaciones emitidas por los minerales de uranio. Al estudiar un mineral de Uranio llamado pechblenda, ellos observaron que este mineral emitía radiación con mayor intensidad que los compuestos puros de Uranio. Así Marie empezó separando por procesos químicos cada uno de los elementos de dicho mineral. En cada paso del proceso de separación la muestra se volvía más pequeña, pero la intensidad de la radiación aumentaba. Al final del proceso, obtuvo un producto cuyas radiaciones emitidas eran cientos de veces más intensas que las que emitía el Uranio, y además dichas radiaciones eran capaces de atravesar el papel, la madera y hasta placas de metal. Así descubrieron que tal producto contenía un elemento químico desconocido hasta ese entonces, al cual bautizaron como Polonio, en honor a la patria de Marie Curie.

Siguiendo con el mismo proceso de separación, al eliminar el Polonio descubrieron que la muestra aún seguía emitiendo radiaciones. De aquí, concluyeron que había otro elemento diferente al Uranio y al Polonio, pero con la misma propiedad. Después de aislar el elemento responsable de dichas emisiones lo nombraron Radio. Desde entonces, a la propiedad de algunos elementos de emitir radiaciones Marie Curie le dio el nombre de Radiactividad.

Al descubrirse la radiactividad, los científicos empezaron a investigar su origen; pronto llegaron a la conclusión de que la energía se originaba en el átomo y que éste no tenía una estructura sencilla como se pensaba hasta entonces.

Por lo que, Ernest Rutherford y su colaborador, el químico Frederick Soddy, propusieron una teoría que describía el fenómeno de la radiactividad. A este proceso se le conoce como el Decaimiento Radiactivo. En 1902 explicaron la naturaleza de la radiactividad, y encontraron que el átomo ya no podía considerarse como una partícula indivisible; estudiaron los productos del decaimiento de un material radiactivo separado químicamente del mineral original. Descubriendo que los materiales radiactivos, al emitir radiación, se transforman en otros materiales, ya sea del mismo elemento o de otro.

La radiación producida por el uranio y otros elementos radiactivos resultó ser bastante compleja; estaba constituida principalmente por tres componentes, a los cuales Rutherford les dio los nombres de alfa (α), beta (β) y gamma (γ), respectivamente.

Al hacer pasar un haz de radiación a través de un campo magnético, los científicos encontraron que una parte, los rayos alfa, se desviaba ligeramente en un sentido; otra parte, los rayos beta, se desviaban fuertemente en el sentido contrario a los rayos alfa; y finalmente, una tercera parte, los rayos gamma, no se desviaba.

Rutherford y Soddy observaron que para cada material radiactivo se podía asignar un tiempo en el que decaía la mitad de los átomos de la actividad original, a lo que nombraron vida media de los materiales radiactivos. Después de haber transcurrido una vida media, sólo podían encontrar

aproximadamente la mitad de la actividad que tenía originalmente; después de dos vidas medias, sólo la cuarta parte; y así sucesivamente, hasta que el material radiactivo se perdía en su mayor parte. Graficando la actividad de las radiaciones, encontraron que disminuía en el curso del tiempo y tenía una forma que los matemáticos llaman exponencial decreciente; a tal proceso la nombraron decaimiento o desintegración radiactiva.

Después de numerosos experimentos, Rutherford concluyó que la mayoría de las partículas alfa pasaban a través de una hoja de metal sin afectarse ni desviarse, mientras que otras pocas se desviaban intensamente. Además, como consecuencia de sus experimentos y cálculos, encontró que la masa del átomo estaba encerrada casi en su totalidad en un núcleo. Es decir, el átomo era como una esfera prácticamente hueca, y el tamaño del átomo debía de ser inmensamente mayor que ese núcleo.

En el año 1907, Joseph Thomson propuso un modelo del átomo, al que visualizó como una esfera de carga positiva, distribuida en el volumen del átomo, de aproximadamente 1×10^{-6} cm de diámetro. Adicionalmente, supuso que cargas negativas, electrones, estaban dispersos en alguna forma ordenada en esta esfera. Este fue el primer modelo del átomo que trató de explicar su constitución. Pero este modelo no fue capaz de explicar los experimentos que realizaba Ernest Rutherford, científico neozelandés, quien utilizaba una fuente de Polonio emisora de radiación alfa.

En 1911, Rutherford propuso su modelo del átomo, de acuerdo al cual un núcleo pequeño y muy denso, cargado positivamente, se encuentra en el centro y está rodeado de electrones, cargados negativamente, en movimiento alrededor del núcleo.

En 1912 se descubrió que la naturaleza de los rayos X era electromagnética. Desde entonces las aplicaciones de estos rayos fueron enormes, desde los Ingenieros que lo usaban para descubrir fallos en piezas metálicas, hasta sus aplicaciones en la Medicina.

En esa época, las únicas partículas constituyentes de la materia conocidas eran los protones, que tienen carga positiva, y los electrones, de carga negativa, por lo que Rutherford pensó originalmente que el núcleo estaba formado por protones únicamente. Esto, sin embargo, implicaba que el núcleo debía de ser muy inestable, en virtud de la carga positiva tan condensada que tendría. Así fue como predijo, en 1920, la existencia de una partícula nuclear neutra, que supuso necesaria para la estabilidad del núcleo.

Diez años después dos científicos alemanes Bothe y Becker, observaron una radiación emitida por núcleos de boro, berilio y litio, cuando tales elementos eran bombardeados por radiación alfa. Las partículas desconocidas que emitían después de la radiación eran muy penetrantes y capaces de atravesar capas gruesas de elementos pesados sin ser absorbidas en forma notoria. Poco después, en el Instituto de Radio de París, dos científicos franceses, Frédéric e Irene Joliot-

Curie, estudiaron la absorción de los rayos que habían encontrado Bothe y Becker. Observaron la propiedad de estas nuevas partículas al ser absorbidas rápidamente por sustancias con un alto contenido de hidrógeno, como la parafina y el agua, y también al proyectar los átomos de hidrógeno de estas sustancias a una gran velocidad. Frédéric e Irene Joliot-Curie publicaron los resultados de su trabajo sobre la propiedad de estas partículas, provocando con ello una gran inquietud y sorpresa entre los científicos de la época; sobre todo en el científico inglés James Chadwick, quien continuó los estudios de los científicos franceses. Después de estudiar la naturaleza y las características de esta radiación, Chadwick concluyó que dichas partículas tenían una masa muy semejante a la del protón, pero sin carga eléctrica; por lo que les dio el nombre de neutrones. Con el descubrimiento del neutrón se fortaleció el modelo de Rutherford.

Uno de los eslabones de la cadena de descubrimientos del siglo XX que tuvo consecuencias muy importantes en el desarrollo de la ciencia fue la radiación artificial. Este descubrimiento lo hicieron los esposos Joliot-Curie. Uno de sus experimentos consistió en utilizar una fuente de Polonio, elemento emisor de partículas alfa, y bombardear con estas partículas una lámina delgada de aluminio. Encontraron que, aún después de interrumpir el bombardeo, la placa de aluminio continuaba emitiendo radiación, con una intensidad que disminuía siguiendo la ley del decaimiento radiactivo, y con una vida media de muy corta.

La producción artificial de la radiactividad provocó una serie de nuevos descubrimientos. Por una parte, se hizo evidente que además de las partículas utilizadas por los esposos Joliot-Curie, podrían existir otro tipo de proyectiles útiles para producir radiactividad artificial, con más ventajas que las partículas alfa, que tienen cargas positivas y que son fuertemente repelidas por el núcleo del átomo. Por lo que otro de los descubrimientos más importantes fue el de Enrico Fermi, quien consideró la posibilidad de bombardear los núcleos con neutrones; además sentó las bases de un fenómeno que cambiaría completamente el concepto que se tenía sobre el núcleo del átomo. A este fenómeno se le dio el nombre de fisión nuclear. Además, el descubrimiento de la radiactividad artificial permitió ir llenando poco a poco los huecos que aún existían en la tabla periódica de los elementos.

2.CÁNCER DE MAMA EN MÉXICO Y EL MUNDO: LA IMPORTANCIA DE LA MAMOGRAFÍA

2.1¿Qué es el cáncer de mama?

Actualmente se le llama **cáncer de mama** a la proliferación acelerada, desordenada y no controlada de células pertenecientes a distintos tejidos de una glándula mamaria. La palabra “**cáncer**” es griega y significa “cangrejo”. Se dice que las formas corrientes de cáncer avanzado adoptan una forma abigarrada y con ramificaciones, similar a la de un cangrejo marino, y de ahí deriva su nombre.



Fotografía 1. Vista del corte de Glándula Mamaria sobre la zona de un tumor (carcinoma Ductal), la porción central es blanquecina, dura extendiéndose en forma lobulada hacia la periferia, con márgenes más o menos bien delimitados.

2.2 Reseña histórica de la detección y tratamientos contra el cáncer de mama alrededor del mundo.

En la actualidad, existen datos que permiten asegurar que el cáncer de mama ya lo padecían los egipcios, los etruscos y los primeros pobladores del Perú.

El archivo médico más remoto proviene del antiguo Egipto, en donde se han encontrado varios papiros y dentro de los seis principales, uno de los que más información contiene en lo que a enfermedades de la mama se refiere; encontrado en Thebes (actualmente conocido como Karnak y Luxor en Egipto). en 1862, este papiro data de unos 1600 años a.C., es un rollo de unos 5 m de longitud; que entre otras cosas contiene cuarenta y ocho casos dedicados a cirugía, y en cuanto a mama se refiere habla de abscesos, traumatismos y heridas infectadas; siendo el registro número 45 más antiguo respecto al cáncer de mama; y está titulado como: “INSTRUCCIONES EN TORNO A TUMORES SOBRE LAS MAMAS”, además de que informa que una mama con una tumoración caliente al tacto, es un caso que no tiene tratamiento; pero

además de esto menciona los dos únicos métodos de tratamiento disponibles entonces, uno de ellos era quemar la lesión o extirparla mediante instrumentos cortantes.

A pesar de lo primitivo, éstos métodos, permanecieron vigentes por más de 2000 años, ya que debió transcurrir todo este tiempo para encontrar la primera innovación en el tratamiento del Cáncer de Mama.

En Grecia Herodoto; antes de Hipócrates, describe el caso de la princesa Atossa que tenía un tumor mamario que ocultó durante tiempo por pudor hasta que se ulceró y Demócedes se lo curó.

Hipócrates (400 años a.C.) habla de Karquinos o Karquinoma que lo relaciona con el cese de la menstruación y dice que no debe tratarse porque acelera la muerte y no sólo son de buen pronóstico los que curan con medicinas. Describe un caso de una mujer con cáncer de mama y con hemorragia por pezón. Asoció el cáncer de mama con la detención de la menstruación, lo que le hizo creer, la condujo a una ingurgitación mamaria, con nódulos indurados. También definió con claridad que los casos con cáncer de mama profundo, era mejor no intervenirlos ya que su tratamiento conducía a la muerte mientras que la omisión del mismo permitía una vida más prolongada. No dejó ningún documento donde se recomendara el tratamiento quirúrgico apropiado para este mal.

En el periodo greco-romano, Leónides, médico del 1er siglo d. C., quien trabajó en la escuela de Alejandría y es considerado como el primero que efectuó una extirpación quirúrgica de la mama dicha extirpación la hacía mediante una incisión de piel en la zona sana de la misma, luego iba aplicando el cauterio para detener la hemorragia, todo ello lo continuaba repitiendo hasta la extirpación completa de la mama. Como cuidados postoperatorios indicaba cataplasmas y dietas que evitaran las bebidas frías y los alimentos de difícil digestión.

Aurelius Cornelius Celsus (300 años a.C.) enciclopedista, detalla en su tratado la primera descripción médica del cáncer, mencionando la mama como uno de los lugares de localización de una hinchazón irregular con zonas duras y blandas, dilataciones y tortuosidades venosas, con o sin ulceración y así mismo delimita cuatro estados clínicos:

- Malignidad, aparentemente simple o precoz.
- Cáncer sin úlcera.
- Cáncer ulcerado.
- Cáncer ulcerado con excrecencias y fácil sangrado.

Rhazes (860-932), indicaba la extirpación del cáncer de mama, sólo se permitía ser extirpado en su totalidad.

Haly Ben Abbas, persa que murió en 994, indicaba la extirpación del cáncer de mama.

Avicena (980-1037), conocido como “príncipe de los médicos”, fue jefe médico del hospital de Bagdag, autor del CANON que permaneció vigente durante siglos. Recomendaba para el cáncer de mama, una dieta de leche y la escisión con cauterio.

En España Abulcasis (1013-1106), nacido cerca de Córdoba, mantenía la teoría de que no debía quemarse el tumor directamente, sino que primero se le debía extraer la sangre y posteriormente hacer una incisión circular sobre el tejido sano, dejando sangrar la herida, sin hacer una ligadura rápida aunque si ejerciendo presión sobre el lecho operatorio y solo en caso de sangrado de una arteria importante era cuando se debía ligar ésta.

Miguel Servet (1509-1553), además de la extirpación del músculo consideraba se debían extirpar los ganglios descritos por Paré, esto condujo al desarrollo de la moderna mastectomía radical.

Johannes Scultetus (1595-1645), otro gran cirujano alemán, que escribió su famoso libro "ARMAMENTARIUM CHIRURGICUM", practicaba la intervención mediante grandes ligaduras con enormes agujas traspasando la mama, así podía hacer tracción antes de utilizar el bisturí, posteriormente hacia hemostasia mediante cauterización.

Ambrose Pare, (1510-1590), llegó a ser el cirujano de cuatro reyes de Francia. Afirmaba que los cánceres superficiales debían ser escindidos, pero se oponía a los horrores de las grandes mutilaciones de mama, empleaba ligaduras en vez de utilizar el cauterio o el aceite hirviendo y usaba placas de plomo con las que comprimía la lesión para disminuir su aporte sanguíneo y así retrasar su crecimiento.

Andrés Vesalio, (1514-1564), gran especialista en disección y uno de los primeros en romper con la tradición de Galeno. Aplicó sus conocimientos a la cirugía efectuando amplias escisiones mamarias, utilizando las ligaduras en vez del cauterio.

En el siglo XVII Ana De Austria; madre de Luis XIV, murió de un cáncer de mama de cuya evolución nos informan las crónicas del tiempo de una manera detallada así como de los diversos tratamientos empleados.

Gerard Tabor, en su tesis sobre Un Nuevo Método de Extirpación del Cáncer de Mama, publicado en 1721, describe un instrumento parecido a una guillotina que simplificaba la intervención.

Jean Louis Petit (1674-1758), era partidario de la amputación de la mama, con extirpación del pectoral y disección axilar, es decir aparece por primera vez la MASTECTOMÍA RADICAL.

Henri Fracois Le Dran (1685-1770), consideraba que el cáncer de mama en estudios iniciales era un proceso local, empeorándose su pronóstico cuando aparecía la diseminación linfática, esto tenía la importancia de contradecir la teoría humoral de Galeno que venia perdurando durante 1000 años y que aun permanecería por otros 200 años.

Alfred-Armand-Louis-Marie Velpau (1795-1867), en Francia, publicó en 1854 su TRATADO SOBRE ENFERMEDADES DE LA MAMA, en el que refería haber asistido más de 1000 tumores de mama. Comunica una mortalidad del 5%.

Bejamin Bell (1749-1806), era partidario de extirpar la mama incluso aunque el tumor fuera pequeño, pudiendo en esos casos respetar los pectorales y gran parte de la piel, pero siempre con disección axilar mediante incisión aparte. Esta técnica recuerda a la cirugía actual.

Sir James Paget (1814-1899), en Londres, en 1874 publicó su tratado sobre la ENFERMEDAD DE LA AREOLA MAMARIA QUE PRECEDE AL CÁNCER DE LA GLÁNDULA MAMARIA. En él comunica una mortalidad operatoria del 10% en 235 casos.

Además se dice que dos meses después del descubrimiento de los Rayos X por Wilhelm Conrad Röntgen en 1895, Mile Grube irradió a una paciente que padecía cáncer de mama.

Tras el descubrimiento del elemento Radio por los Curie en 1898, este elemento empezó a ser utilizado en clínica.

Paul Erlich en 1898 aisló el primer agente alquilante y con él acuñó la palabra “quimioterapia”, durante los años 1903 a 1915 se ocupó en la síntesis de componentes arsenicales, así en 1910 tras 605 experimentos, encontró un componente llamado SALVARSAN produjo agentes alquilantes y desarrolló una sustancia conocida como MOSTAZA NITROGENADA

Después la Primera Guerra Mundial cuando se empieza a cuestionar la Mastectomía Radical en todas las pacientes como forma de tratamiento del cáncer.

Hacia el año 1900, la técnica de Halsted era el método primario de tratamiento de los cánceres operables y ha permanecido así durante más de 80 años, no obstante otros métodos se han ido incorporando como Radioterapia, quimioterapia y hormonoterapia, pero sobre todo el rápido desarrollo del estudio anatomopatológico.

En 1913 Salomon en Alemania obtiene radiografías de 3000 mamas amputadas y sus historias.

Jerome Urban (1914-1991), cirujano de fama mundial, propuso la Mastectomía Radical Ampliada para el cáncer de mama avanzado, técnica que hoy lleva su nombre y que ha dejado de utilizarse.

En Leipzig en 1920 se creó una clínica de patología mamaria y en 1927 Kleinschmidt escribe un texto en el que incluye la mamografía como método de diagnóstico, pero no fue entonces aceptado.

En 1922 George Gask y Geogrey Keynes observan los efectos de las agujas de radio en el cáncer e inician el tratamiento en tumores inoperables y al comprobar los resultados extienden su utilización a estudios precoces, Keynes en 1939, comunica que la escisión local y las agujas de radio tienen una supervivencia similar a la de la mastectomía radical, siendo menos mutilante y con menos edema de brazo.

Edward Dodds sintetiza el Estilbestrol en 1938 y en 1945 en la Real Sociedad de Medicina de Londres sugiere que los estrógenos y andrógenos tienen valor terapéutico.

En los últimos 30 años se han efectuado numerosos estudios sobre el crecimiento tumoral, identificando receptores para PRL, Estrógenos, Progesterona, etc, siendo marcadores de la dependencia y respuesta hormonal.

En ese año de 1948, McWhirter, de la Universidad de Edimburgo, consideró que cuando se estudiaban amplias series de pacientes tratadas con mastectomía radical, la tasa de supervivencia a los 5 años alcanzaba 43.7% y su razonamiento era que la radioterapia podía ser tan eficaz como la cirugía para destruir las calcificaciones malignas de la axila.

Durante el período inmediato análogos de las mostazas nitrogenadas como BUSULFAN, CICLOFOSFAMIDA, CLORAMBUCIL, FENILALANINA, fueron introducidos en el uso diario.

El NATIONAL SURGICAL ADJUVANT BREAST PROJECT, se inició en 1956 comparando cirugía, radioterapia y quimioterapia.

Un paso importante fue el de Baclesse en Francia en 1960, que propuso que la tumorectomía seguida de radioterapia. De Winter (1959) en Alemania, Porrit (1964) en Inglaterra y Peters (1967) en U.S.A, comunican resultados parecidos.

En 1963 Haagensen y Cooley de la Universidad de Columbia en N.Y., Owen Wangestein en la de Minesota y otros introducen la Mastectomía suprarradical, dividiendo la clavícula y seccionando la primera costilla, extendiendo la disección a la fosa supraclavicular y mediastino superior así como extirpación de la cadena mamaria interna, pero lógicamente esta técnica no gana popularidad.

En el Hospital Middlesex de Londres, Patey y Dison publican un trabajo en el British Journal of Cancer, haciendo un sumario del tratamiento del cáncer de mama en ese momento e introducen la nueva técnica de la mastectomía radical modificada.

Charles Marie Gros (1910-1984). Matemático, médico, radiólogo y cancerólogo, fue partidario de la Senología como especialidad auténtica de la medicina.

En 1960 en el Hospital Universitario de Estrasburgo creó el primer servicio del mundo dedicado al diagnóstico y tratamiento de las enfermedades mamarias. En 1976 creó la Sociedad Internacional de Senología, que hoy agrupa a más de treinta sociedades nacionales. Un artículo de 1983 del Medical Anderson Hospital de Houston establece que para estadios I y II, la mastectomía radical y la cirugía conservadora con radioterapia, tienen resultados similares en tasas de supervivencia a 5 y 10 años.

Jean Marie Spitalier (1922-1990). Desarrolló su carrera en el Centro Contra el Cáncer de Marsella. Como ya hemos dicho fue pionero desde 1960 en el tratamiento conservador del cáncer de mama, habiéndonos dejado una gran estadística de más de 8000 casos tratados, así como habiendo formado a más de 500 senólogos, termografistas y cancerólogos.

Actualmente en el mundo se usa como tratamiento de diagnóstico la mamografía convencional y digital, para la pronta detección y diagnóstico contra el cáncer de mama.

2.3 Padecimiento actual de cáncer de mama en México.y el mundo.

En el ámbito mundial actual el padecimiento del **cáncer de mama** (ver fotografía 1), es la segunda causa de muerte por cáncer en la mujer de acuerdo con la Organización Mundial de la Salud.

Hoy en día hay en el mundo 1,135,000 mujeres que padecen cáncer de mama. Cada año se registran 895,000 casos nuevos, y 380,000 defunciones. El mayor número de decesos por cada 100,000 mujeres se observa en América del Norte, sobre todo en Estados Unidos de Norte América, así como en Europa Occidental, Inglaterra, Suiza y Uruguay. Así también, la mortalidad por causa del cáncer de mama en México ha aumentado en los últimos años, según la Dirección General de Epidemiología.

En México, el cáncer de mama representa un desafío de suma importancia en materia de salud pública, debido a que constituye la segunda causa de defunción por enfermedad neoplásica entre la población femenina mayor de 25 años de edad, después del cáncer cérvico-uterino.

Según datos estadísticos proporcionados por el Instituto Nacional de Estadística Geografía e Informática (INEGI), la mortalidad por cáncer de la glándula mamaria en México mantiene una tendencia ascendente con algunas variaciones en los últimos registros. En el año 2002 se notificaron 3,860 muertes por esta causa. Esta tasa representa la cifra más alta jamás alcanzada por el país y significa que diariamente mueren un poco más de 10 mexicanas por cáncer de mama.(Ver tabla 1).

Esto se atribuye a programas de detección más efectivos, mejoría en los sistemas de estadísticas en salud, y mejor educación a las mujeres para cuidar su salud. Sin embargo, ***cáncer de mama es un tipo de cáncer que, de detectarse en forma temprana, es curable.***

Por estos datos tan alarmantes es necesario hacer del conocimiento de la población los factores de riesgo y las formas de detección de este mal, además que es necesario y de suma importancia realizar investigaciones a fondo y crear aparatos que ayuden a la detección temprana del cáncer de mama.

En la actualidad, especialistas diversas ramas científicas, en particular de la física, realizan estudios especializados en el cáncer de mama con el objeto de desarrollar nuevas tecnologías que ayuden a la pronta detección de esta enfermedad.

Hoy en día tanto en México como en el mundo se usa la mamografía convencional así como la mamografía digital como procedimiento de diagnóstico debido a que han ayudado a la efectividad de detección del cáncer y otras enfermedades de la glándula mamaria Para los procesos de prevención, tratamiento y detección del cáncer de mama, la nueva tecnología del mamógrafo es especialmente interesante. Un mamógrafo es un aparato especialmente diseñado

para hacer fotografías internas de la glándula mamaria. Este aparato dispone de tubos de emisión de rayos X especialmente adaptados para conseguir la mayor resolución posible en la visualización de las estructuras fibro-epiteliales internas de la glándula mamaria. (Ver fotografía 2).

Tabla1

MORTALIDAD FEMENINA POR CÁNCER DE MAMA. MÉXICO, 1955-2002

Año	Defunciones	Distribución porcentual por edades*			Peso relativo respecto al total de tumores malignos			Tasa ^{†‡} 25-64
		<25	25-64	65 y +	<25	25-64	65 y +	
1955	260	0.8	70.0	29.2	1.0	5.4	3.8	3.4
1956	271	2.2	68.3	29.5	2.3	4.9	3.7	3.4
1957	340	0.3	71.2	28.5	0.3	6.1	3.9	4.3
1958	399	0.8	69.9	29.3	1.1	6.6	4.4	4.9
1959	381	1.3	73.0	25.7	1.7	6.3	3.6	4.8
1960	402	0.5	70.1	29.4	0.6	6.2	4.3	4.7
1961	442	1.6	69.0	29.4	2.1	6.6	4.4	5.0
1962	482	2.5	68.0	29.5	3.4	7.1	4.6	5.2
1963	509	0.2	69.2	30.5	0.2	7.1	4.8	5.5
1964	541	1.1	71.7	27.2	1.4	7.5	4.4	5.9
1965	514	1.0	68.5	30.5	1.0	6.9	4.5	5.2
1966	512	0.2	68.8	30.9	0.2	6.7	4.4	5.1
1967	577	0.7	71.1	28.2	0.9	8.1	4.5	5.8
1968	579	0.7	71.0	28.3	0.8	8.0	4.4	5.7
1969	601	0.8	65.7	33.4	0.9	7.3	5.1	5.3
1970	706	0.7	68.6	30.7	0.8	8.4	5.1	6.3
1971	786	1.3	68.6	30.2	1.5	9.3	5.4	6.8
1972	780	1.3	73.2	25.5	1.4	9.8	4.4	7.1
1973	808	0.7	70.9	28.3	0.8	9.4	5.0	6.9
1974	931	0.3	70.6	29.1	0.4	10.5	5.3	7.7
1975	913	1.2	64.3	34.0	1.5	9.4	5.8	6.7
1976	942	0.6	66.9	31.6	0.8	9.8	5.4	6.9
1977	1 088	0.8	68.5	30.3	1.1	11.0	5.6	7.9
1978	1 074	0.5	68.2	31.0	0.6	10.8	5.7	7.6
1979	1 144	0.5	66.0	32.5	0.7	10.7	5.8	7.4
1980	1 226	0.6	65.4	33.7	0.7	11.3	6.4	7.6
1981	1 333	0.5	66.2	32.5	0.6	11.5	6.4	8.1
1982	1 289	0.4	64.0	34.8	0.5	10.5	6.2	7.3
1983	1 428	0.7	68.2	30.6	1.0	11.8	5.9	8.3
1984	1 470	0.5	66.9	32.1	0.7	11.5	6.1	8.1
1985	1 672	0.5	66.0	32.7	0.8	12.0	6.3	8.8
1986	1 768	0.4	66.7	32.5	0.7	12.5	6.5	9.1
1987	1 988	0.4	67.5	31.5	0.7	13.5	6.9	9.9
1988	2 054	0.7	67.9	31.3	1.2	13.6	6.8	9.9
1989	2 165	0.6	68.7	30.4	1.2	14.1	6.8	10.1
1990	2 230	0.4	67.2	32.1	0.7	14.3	7.2	9.8
1991	2 379	0.5	67.9	31.3	1.1	15.2	7.2	10.1
1992	2 559	0.3	68.3	31.1	0.7	15.5	7.4	10.6
1993	2 718	0.3	68.7	30.9	0.7	16.3	7.5	10.9
1994	2 785	0.4	69.3	30.2	1.0	16.4	7.4	10.8
1995	3 026	0.2	69.9	29.8	0.6	17.4	7.6	11.5
1996	3 106	0.2	68.3	31.4	0.5	16.9	7.8	11.1
1997	3 220	0.4	69.8	29.8	1.1	17.5	7.5	11.4
1998	3 380	0.3	68.9	30.8	0.7	17.6	8.1	11.5
1999	3 425	0.3	70.4	29.3	0.7	17.8	7.6	11.5
2000	3 468	0.2	69.4	30.2	0.6	17.7	7.7	11.1
2001	3 603	0.2	69.0	30.7	0.7	18.0	7.9	11.2
2002	3 860	0.3	69.1	30.5	0.8	18.6	8.2	11.7

Nota: Cáncer mamario: CIE-6, CIE-7, CIE-8, CIE-9 - 174; CIE-10 - C50

* La diferencia respecto a 100% representa el peso relativo de los registros para los cuales no se especifica la edad

† A partir de 1979 el cálculo de la tasa excluye a las defunciones de mexicanas que residían en el exterior, así como las de extranjeras que fallecieron en el país

‡ Tasa por 100 000 mujeres de 25 a 64 años de edad estimadas por el Consejo Nacional de Población

Fuente: Base de datos de defunciones 1955-1978. Organización Mundial de la Salud, 2002

Base de datos de defunciones 1979-2002. Instituto Nacional de Estadística, Geografía e Informática/Secretaría de Salud, México



Fotografía 2. Mamógrafo Clínico.

Actualmente, se practican en el mundo exploraciones internas de la glándula mamaria a las cuales se les da el nombre de mamografías. La mamografía es un tipo especial de examen que utiliza un sistema de rayos X a baja dosis para estudiar los senos. El examen por mamografía se usa como herramienta para detectar cáncer de mama de manera temprana en las mujeres que no han tenido síntomas, así como para detectar y diagnosticar enfermedades de mama en mujeres que no tienen síntomas.

La mamografía juega un papel central en la detección del cáncer de mama pues puede mostrar cambios en el seno hasta dos años antes de que el paciente o el médico los detecten externamente. Además, una mamografía puede salvar la vida, pues éste procedimiento puede descubrir tumores que pueden ser malignos, mucho tiempo antes de sentirlos. Por lo que el tratamiento de los tumores cuando son pequeños facilita en gran manera su curación. Si en una mamografía se ven tejidos que no parecen ser normales, se manda hacer una biopsia, la cual es examinada en un laboratorio para saber si el tejido es canceroso o no. Este tipo de examen debe ser realizado por un radiólogo especializado en cáncer de mama.

3. Instrumentos Nucleares utilizados en Medicina en México.

A partir del descubrimiento de Röntgen de los rayos X, de la radiactividad, de la radiactividad artificial y del ataque mediante bombas atómicas durante la segunda guerra mundial, se descubrió que en el proceso de desintegración del átomo, la liberación de energía modifica el funcionamiento de las células en los organismos vivos.

Posteriormente, se produjeron elementos radioactivos de manera artificial, bombardeando neutrones a las sustancias para adicionar peso atómico y hacerlas inestables y además se dio base a una de las ramas más importantes en medicina como es la Medicina Nuclear.

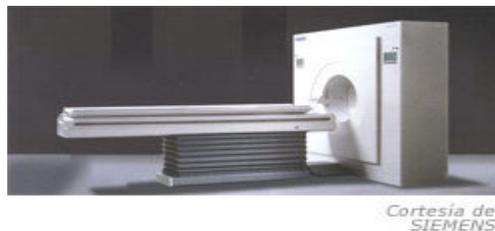
La evolución y la eficacia de la medicina nuclear se dio gracias a los avances de la tecnología y de instrumentos nucleares diseñados para la pronta detección de enfermedades, por lo que los físicos médicos han tenido una gran importancia en este ámbito.

En México, la medicina nuclear se empezó a utilizar en el Hospital de “La Raza” del Instituto Mexicano del Seguro Social en 1957. En aquel tiempo, sólo se empleaban isótopos de vida media larga, que permanecían más tiempo del necesario en el torrente sanguíneo.

Se utilizaban gammagráfos lineales, los cuales necesitaban que estuviera mayor tiempo el material radiactivo en el órgano en estudio. Se usaba Yodo 131 y Oro 198; con una vida de 8 días y 2.3 días, respectivamente.

Otro de los instrumentos utilizados fue la cámara de centelleo, ésta data de 1963 y en México, empieza a usarse en 1965. En esa época se inicia el empleo de radioisótopos de vida media corta.

En los años 80's, surgió un tomógrafo con base en la emisión del fotón único SPECT (Single Photon Emission Computed Tomography. Ver Fotografía 3)



Fotografía 3. Single Photon Emisión Computed Tomography

A través del SPECT es posible estudiar cortes tomográficos de órganos como el corazón, los huesos, el hígado y otros y determinar su volumen y funcionamiento.

En los años 90, surgió un nuevo tomógrafo llamado PET, Positron Emission Tomography, que funciona con base en la emisión de positrones. Con este aparato es posible realizar imágenes con mayor precisión y obtener una mejor visualización del metabolismo del oxígeno, glucosa, proteínas y ácidos grasos.

En México en el año 2002, la Universidad Nacional Autónoma de México (UNAM), adquirió el primer equipo de Tomografía por Emisión de Positrones (PET) y el primer Ciclotrón del país, con servicio al público en general.



Ciclotron

Fotografía 4. Ciclotrón

El uso del PET está indicado en el diagnóstico de:

- Estudio del cáncer.
- Diferenciación entre cicatrización y tumor residual.
- Demostración de sospecha de recurrencia de cáncer.
- Monitoreo post-tratamiento.
- Pronóstico.

Sin embargo hoy en día en todo el mundo se conocen una gran variedad de instrumentos y procedimientos utilizados en la medicina nuclear los que citaré a continuación:

EQUIPOS DE DIAGNÓSTICO Y CONTROL PARA MÓDULOS DE MEDICINA NUCLEAR

SISTEMA RENPOR ESTACIONARIO



El Sistema RENPOR Estacionario se compone de un Sistema Radiómetro Nuclear de 4 Canales (**SRN4C-02**), el Sistema **RenoSys** compuesto por tarjeta interfaz IBM-AT compatible **RenoCard** y el software de control y procesamiento **RenoSoft**, además, se incluye el Software **RENTEST** para el control del Sistema. El Sistema descrito se emplea para la realización de estudios de función renal y de las vías urinarias basados en la renografía isotópica. Algunos de los estudios que realiza son: Renogramas basales, diuréticos, captopriles, uroflujometría, entre otros.

DOSÍMETRO DE ZONA



El DOSÍMETRO DE ZONA Modelo DZ98GM es un equipo portátil de tecnología avanzada, diseñado para medir la tasa de radiación gamma externa que utiliza un detector Geiger Muller axial incluido dentro del instrumento, lo que permite determinar las dosis de radiación a que está expuesto el personal y de ese modo poder asegurar el cumplimiento de las normativas de protección y seguridad radiológica en las instituciones que emplean las radiaciones ionizantes. El rango de medición es de $0.05 \mu\text{S} / \text{h}$ hasta $10 \text{ Ms}\cdot\text{V} / \text{H}$ y la dependencia energética desde 40 keV hasta 1.2 MeV . Puede ser también ampliamente utilizado en laboratorios de Medicina Nuclear.

CAPTADOR DE YODO PARA TIROIDES SOBRE LA BASE DE UNA PC

El Captador de Yodo para Tiroides es un conjunto formado por un Módulo Radiométrico con salidas por RS232 hacia la PC, el Software de Aplicaciones y el Sistema de detección-medición. Puede utilizarse en numerosos estudios clínicos imprescindibles para el diagnóstico o la investigación de la causa de múltiples enfermedades y permite la evaluación funcional de la glándula tiroides, donde se determina el hipertiroidismo, bocio tóxico difuso, bocio nodular, cáncer de tiroides y otras afectaciones.

SISTEMA PARA RADIOINMUNOANÁLISIS (RIA) SOBRE LA BASE DE UNA PC

La técnica de Radioinmunoensayo o radioinmunoanálisis (RIA) es ampliamente utilizada en estudios de endocrinología y oncología, determinando la concentración de un gran número de sustancias, incluyendo vitaminas, productos de células cancerosas, hormonas, etc. El Sistema RIA es autónomo, Monocanal (un solo detector de pozo), multimuestra (24 muestras), circular y se manipula desde la PC mediante un puerto Rs232.

CÁMARAS DE IONIZACIÓN



Se utiliza para mediciones de dosis de Rayos X.

CÁMARA GAMMA



Dispositivo utilizado en medicina nuclear para explorar a pacientes a los que se les han inyectado pequeñas cantidades de materiales radioactivos.

TOMÓGRAFO



Se utiliza para un tipo de procedimiento radiológico de diagnóstico en el que un haz de rayos X se mueve en círculo alrededor del cuerpo. Esto permite muchas vistas diferentes del mismo órgano o estructura, y proporciona muchos más detalles. La información de los rayos X es enviada a una computadora que interpreta los datos de los rayos X y los presenta de forma bidimensional en un monitor.

MAMOGRAFO



Es un aparato especialmente diseñado para hacer fotografías internas de la glándula mamaria. Este aparato dispone de tubos de emisión de rayos X especialmente adaptados para conseguir la mayor resolución posible en la visualización de las estructuras fibro-epiteliales internas de la glándula mamaria.

EQUIPOS DE FISIOTERAPIA LÁSER

Efectos biológicos

Acción antiedematosa
Estimulación de la regeneración tisular
Acción analgésica
Estimulación del sistema inmunológico
Aumento de la microcirculación sanguínea

Aplicaciones terapéuticas

- Dermatología
- Cirugía plástica y reconstructiva
- Caumatología
- Cosmeaterapia
- Laserpuntura

- Medicina Física y rehabilitación
- Odonto-estomatología
- Otorrinolaringología
- Ortopedia y traumatología

FISSER-21



Es un instrumento de mesa versátil desarrollado sobre la base de un controlador por lo que es capaz de asimilar hasta siete aplicadores con láseres semiconductores de diferentes longitudes de onda (650 nm, 780 nm, 830 nm, etc.) y potencia. Realiza el cálculo de dosis y puede aplicarse en todos los campos de la medicina, donde se haya empleado la radiación láser blanda.

LASERMED 401M



Es un instrumento ampliamente utilizado para la terapia con láser infrarrojo que emplea un diodo láser pulsado de Arseniuro de Galio (GaAs) con longitudes de onda de 904 nm y potencia media de 7 mW. Se aplica en tratamientos de fototerapia y reflexoterapia, en condiciones de hospitalización y en pacientes ambulatorios. Contiene un adaptador para la comprobación del emisor láser.

FISSER-25



Instrumento ampliamente utilizado para la fisioterapia con láser rojo con longitud de onda 650 nm y potencia de 20 mW. Destinado a tratamientos de fototerapia (MID láserterapia) y reflexoterapia (láserterapia corporal) en condiciones de hospitalización, policlínicas, postas médicas, consultorios y salones para tratamientos de belleza. Puede aplicarse en todos los campos de la medicina donde se haya empleado la radiación láser blanda del He-Ne.

EQUIPOS PARA EL CONTROL DE LAS CARACTERÍSTICAS DE LAS EMISIONES LÁSER

FL- 001 FOTÓMETRO LÁSER



Este equipo es ideal para el control de la potencia de láseres continuos de baja potencia, utilizados en medicina e investigación. Es un equipo portátil, con batería o fuente interna y con posibilidad de ser calibrado para tres longitudes de onda.

EQUIPOS ANALÍTICOS

LASERPOL-101M Polarímetro Láser



El polarímetro LASERPOL-101M se emplea para medir concentraciones de sustancias ópticamente activas utilizando los avances de la técnica láser, la magneto-óptica y la electrónica moderna. Tiene amplias aplicaciones en la industria farmacéutica para la medición de sustancias y productos tales como: glucosa, kanamicina, manitol, gentamicina y muchas otras. En laboratorios clínicos se utiliza en la medición de glucosa en orina. Se emplea adicionalmente en la investigación y docencia. Alcanza una exactitud de $0,01^\circ$ en el intervalo de $\pm 2,00^\circ$.

LASERPOL-3M POLARÍMETRO LÁSER

El polarímetro automático LASERPOL 3-M es un instrumento de amplio giro, capaz de medir concentraciones de sustancias ópticamente activas utilizando la técnica láser. Alcanza una exactitud de $0,1^\circ$ en el intervalo de $-20,0^\circ$ a 105° . Dispone de una escala angular con un exactitud de $0,03^\circ$ y otras escalas adicionales. Está concebido su aplicación en la industria azucarera al cumplir las recomendaciones de la ICUMSA, también puede ser empleado en la industria farmacéutica, de perfumería y otras.

EQUIPOS PARA RADIOMETRÍA NUCLEAR

SISTEMA RADIOMÉTRICO DE CUATRO CANALES PARA LA ADQUISICIÓN DE DATOS NUCLEARES. MODELO SRN-4C02



Es un sistema autónomo para la realización de radiometría por cuatro canales de detección. Cada canal de medición está constituido por un contador de 16 bit, un preamplificador (incluido en la cápsula del detector de CdTe) y un amplificador híbrido para la conformación del pulso, un discriminador diferencial y alimentación de los detectores de Telurio de Cadmio. Además el sistema posee una interfaz RS232, un temporizador para el control del tiempo de medición, una fuente de bajo voltaje y el dispositivo de carga y descarga de la batería.

EQUIPOS Y DISPOSITIVOS PARA LA AUTOMATIZACIÓN DE EXPERIMENTOS Y PROCESOS

KIT 80C515 KIT DE DESARROLLO



Permite la ejecución de programas desarrollados en Lenguaje C para el microcontrolador sin necesidad de grabar y borrar constantemente la memoria EPROM del sistema

PC-4AI TARJETA ISA DE ADQUISICIÓN DE DATOS



De fácil instalación y manejo permite la sustitución de gráficas y un acceso más rápido y directo a los datos de medición dando una nueva vida a sus viejos equipos que mantienen aún sus sistemas de medición en buenas condiciones.

4. LOS DETECTORES DE RADIACIÓN

4.1. ¿Qué son los detectores de radiación?

Los detectores de radiación son dispositivos que tienen la función de detectar el paso de radiación a través de ellos; es decir el paso de partículas libres provenientes de fuentes radiactivas. Cualquier detector basa su funcionamiento en la interacción de la radiación con la materia y, en consecuencia, existe una multitud de diferentes tipos de detectores que satisfacen diversas necesidades. Los detectores de radiación son instrumentos muy importantes en experimentos de física nuclear, en protección radiológica, medicina nuclear, etc., debido a que la radiación no puede ser detectada por nuestros sentidos. Además estos detectores pueden proporcionar información de la cantidad de radiación, la energía asociada y la energía depositada en la materia, por lo que la mayoría poseen programación electrónica para indicar los niveles de radiación y otros datos, de acuerdo a su sistema.

Comúnmente los detectores de radiación son llamados detectores de ionización; pues hay un efecto de ionización, cuando la radiación pasa a través de los detectores, produciendo la liberación de cargas eléctricas libres. La radiación es detectada por la recopilación de pares de electrón-ión producidos por partículas cargadas (Ver figura 1)

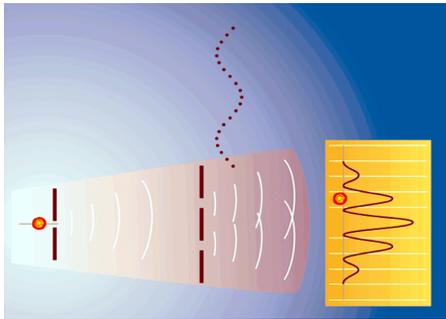


Figura 1. Efecto de ionización

4.2 TIPOS DE DETECTORES DE IONIZACIÓN

Existen tres tipos de detectores de ionización: gaseosos, líquidos y sólidos.

Los detectores gaseosos son usualmente operados en tres diferentes modos dependiendo de la magnitud del alto voltaje aplicado al detector. Estos pueden ser clasificados como de ionización, proporcionales y modo Geiger-Muller.

Las **cámaras de ionización** tienen una aplicación importante al aprovechar su capacidad para determinar de una forma muy exacta la cantidad de radiación presente. Por lo que se les considera como patrones de calibración.

Los **detectores proporcionales** se emplean, entre otras aplicaciones, en los monitores para pies y manos. Estos utilizan un gas especial denominado P-10 como medio sensible.

En los **detectores de centelleo**, se aprovecha la cualidad de la radiación de excitar ciertos materiales llamados centelladores, provocándoles la emisión de fotones; tal es el caso del yoduro de sodio con algunas impurezas de talio, permiten detectar la radiación al medir la luz generada. Como la cantidad de luz de algunos fotones es muy pequeña y nuestros sentidos no pueden detectarla. Por lo que estos detectores convierten la luz en señal eléctrica y después esa señal la amplifican ya que también es muy pequeña; por lo que estos detectores requieren de un dispositivo electrónico adicional para realizar esta función, por lo que son comúnmente llamados fotomultiplicadores.

En los detectores de centelleo con tubo fotomultiplicador necesitan ser alimentados por altos voltajes para su funcionamiento. Además estos detectores son utilizados en aplicaciones donde se requiere tener una gran sensibilidad de detección. Se usan en monitores portátiles y en la calibración de dosis en materiales radiactivos, entre otros.

Los **detectores de semiconductor** son los más delicados y sensibles a la radiación ya que emplean un material semiconductor, a base de germanio o silicio, como medio detector. Existen diferentes tipos, siendo de los más conocidos los de la barra superficial, de silicio-litio y los de germanio de muy alta pureza

Los **detectores de barra superficial** se usan para medir partículas cargadas como radiación alfa y beta y se operan a temperatura ambiente.

Los **detectores de silicio- litio y germanio** funcionan a muy baja temperatura, aproximadamente a menos de 90° C. Son instrumentos de detección muy delicados utilizados para diferentes tipos de energías. Están formadas por dos partes: un termo y una cápsula al vacío.

El **detector de semiconductor, enfriado** con un termo normalmente llamado Dewar, es un recipiente de doble pared aislado al vacío; es frágil y en él se deposita el nitrógeno líquido, lo que provoca una temperatura en el interior de aproximadamente menos 190° C.

Los **detectores de silicio-litio** poseen una sensibilidad tan grande que detectan cargas eléctricas generadas dentro del detector equivalentes al movimiento de unos cuantos electrones. Este tipo de detectores son utilizados para la medición de rayos X en aplicaciones como la fluorescencia de rayos x, consistente en la determinación elemental de muestras, o en el análisis

por PIXE (Proton Induced X ray Emission) para la medición de las partículas contaminantes suspendidas en el aire, entre otros experimentos de física.

Los **detectores de germanio** son los más caros. Se utilizan para medir radiación gamma principalmente en las aplicaciones de análisis por activación con neutrones, determinación de radiación presente en alimentos, suelo o agua, y en experimentos de física nuclear.

NUEVOS DETECTORES

Se han descubierto muchas aplicaciones en las que el interés es de medir la distribución o elementos químicos en una muestra a nivel microscópico, para lo cual el detector debe ser lo más pequeño posible. Se han desarrollado detectores gaseosos con muchos alambres casi indivisibles (electrodos) que tienen la capacidad de distinguir radiación en unas cuantas micras, cada electrodo proporciona información de cada punto. También se han desarrollado fibras centelladoras de plástico tan pequeñas que pueden tener gran resolución espacial.

Por otra parte, se han encontrado nuestros materiales con excelentes propiedades de detección, tanto en materiales termoluminiscentes como el diamante, como centelladores, tal es el caso de germanato de bismuto (BGO) y del ortosilicato de lutecio (LSO), entre otros, utilizados en los mamógrafos por emisión de positrones (PET) aprovechando su eficiencia de detección.

5. Cámara Proporcional Multialambres (MWPC)

5.1 Introducción al Experimento.

Resumen

Se estudió, analizó, modificó el diseño, y se verificó el funcionamiento de una Cámara Proporcional Multialambres previamente diseñada en el Laboratorio de Detectores de partículas y Altas Energías del departamento de Física del CINVESTAV.

Objetivos:

1. Familiarizarse con los detectores de radiación de tipo gaseoso.
2. Saber, ¿Qué es una Cámara Proporcional Multialambres?
3. Saber de que depende el funcionamiento de una Cámara Proporcional Multialambres.
4. Conocer el diseño y la construcción de la cámara proporcional multialambres previamente diseñada en el laboratorio de detectores de partículas y altas energías del Departamento de Física del CINVESTAV.
5. Mejorar el diseño de la cámara proporcional multialambres. Si éste lo requiriera.
6. Verificar el funcionamiento la cámara proporcional multialambres con la mezcla de gases:
 - a. 90 % Argón + 10 % CO₂.
7. Hacer comparaciones de radiación cósmica detectada por la Cámara Proporcional Multialambres así como también por un detector de centelleo.
8. Tomar como base este estudio, investigación y desarrollo experimental, para poder diseñar y construir una cámara de ionización.

Introducción

¿Qué es una Cámara Proporcional Multialambres y como se caracteriza?

Una Cámara Proporcional Multialambres o conocida también como MWPC por su nombre en inglés (Multiwire Proportional Chamber) es un detector de radiación de tipo gaseoso, que detecta radiación por medio de la colección de pares electrón-ión producidos por partículas cargadas cuando éstas pasan a través del detector, en donde el gas es un medio sustancial para la colección de electrones ionizados y iones producidos por el paso de las partículas cargadas. A éste tipo de detectores se les aplica alto voltaje para crear un campo eléctrico el cual sirve para cargar al gas que esta dentro del detector y esto permita que todos los pares de electrón-ión sean colectados, por eso son muy parecidos a las cámaras de ionización con la diferencia de que en las MWPC el alto voltaje es incrementado hasta que ocurre una ionización secundaria; es

decir, el campo eléctrico es entonces suficientemente intenso para incrementar la energía de los electrones primarios para ionizar más moléculas dentro del detector. Además estas ionizaciones secundarias se multiplicaran hasta que ocurra una avalancha cerca del ánodo de alambres ya que el campo eléctrico es más fuerte en esta región. El número de pares de electrón-ión en la avalancha es proporcional al número de electrones primarios con un factor de multiplicación dependiendo del voltaje aplicado. Este factor puede ser tan alto como 10^6 ; por eso, cuando un detector trabaja en esta región es llamado contador proporcional. Es importante hacer notar que el número de pares de electrón-ión creado por la partícula cargada, que pasa a través de la materia, es proporcional a su energía; y la corriente es proporcional a la energía de la partícula.

Para este tipo de detectores hay que tomar en cuenta varios factores que afectan la selección de la mezcla específica del gas. Estos factores son voltaje de trabajo bajo, alta ganancia, buena proporcionalidad, y alto rango de capacidad. Comúnmente éste tipo de detectores operan a voltajes de 2 kV a 3 kV, por lo que los gases nobles son preferidos para su funcionamiento, ya que requieren bajas intensidades de campo eléctrico para la formación de la avalancha. El Argón es el gas más conveniente para este objetivo pues es de alta ionización y de bajo costo. Sin embargo este gas monoatómico, no es del todo óptimo, pues la desventaja de usarlo es que el factor que da al descargarse es de una ganancia de entre 10^3 a 10^4 . Este problema puede ser reducido adicionando un gas poliatómico, tal como el CO_2 , BF_3 . Estas moléculas poliatómicas actúan como aniquiladores de los fotones radiados que causan las avalanchas secundarias. La mezcla P10 (90% Argón, 10% metano) es comúnmente usada en contadores proporcionales; pues ya que se mezclan un gas para altos voltajes y otro para altas ganancias.

Además en lo que respecta a los experimentos en Física de partículas, uno de los requerimientos básicos es conocer las trayectorias de las partículas. Como antecedente histórico se sabe que Georges Charpak, científico francés, ganó el Premio Nobel de Física en 1992, por demostrar que un arreglo de alambres muy juntos (pero sin tocarse) en una misma cámara de gas, funcionan cada uno como un detector; y para demostrarlo, diseñó y desarrolló lo que ahora se conoce como ***Cámara Proporcional Multialambres (MWPC)***.

5.2 Desarrollo Experimental

Diseño y construcción de la Cámara Proporcional Multialambres del Laboratorio de detectores de partículas y de Altas energías del departamento de Física del CINVESTAV.

La MWPC consiste de un ánodo y un cátodo paralelos entre sí a una distancia de 2 mm.

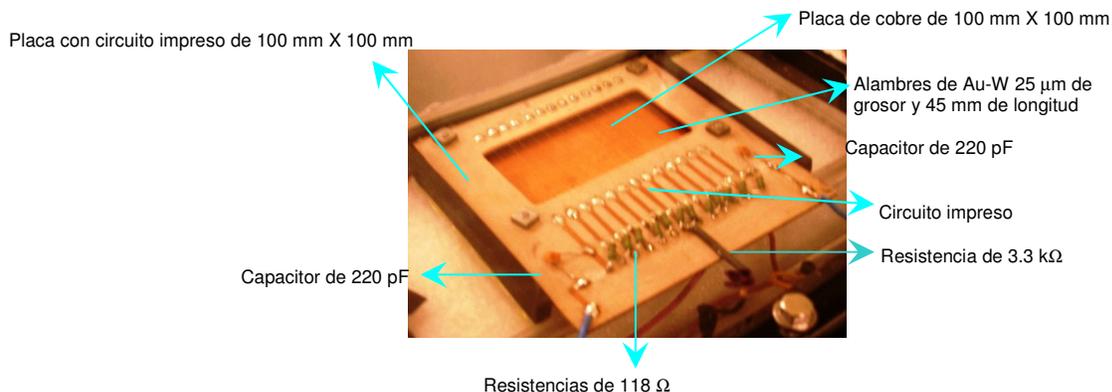
- El ánodo Multialambres está constituido por:

- Una placa de fibra de vidrio con circuito impreso de cobre de 100 mm X 100 mm con una ventana de 68 mm X 34 mm
 - Trece alambres de tungsteno cubiertos de oro de 25 μm de diámetro y 45 mm de longitud.
 - Doce resistencias de 118 Ω
 - Una resistencia de 3.3 k Ω
 - Dos capacitores de cerámica de 220 pF
- El cátodo está constituido por:
 - Una placa de cobre de 100 mm X 100 mm.
- Blindaje del detector Multialambres es:
 - Una caja de Aluminio con paredes de 25.4 mm. de grosor y dimensiones 195 mm X 195 mm X 46 mm con tapa de acrílico de 12 mm de espesor Ésta caja cuenta con dos válvulas de compuerta y un manómetro. (Ver fotografía 6)

Construcción de la Cámara Proporcional Multialambres.

Construcción del ánodo multialambres.

Cada uno de los alambres de tungsteno cubiertos con oro fueron soldados desde el inicio de cada pista del circuito impreso de la placa, con una separación entre ellos de 3mm. También las resistencias fueron soldadas una a una sobre estas pistas del circuito impreso en serie, al igual que los capacitares, tal como se muestra en la fotografía 5.

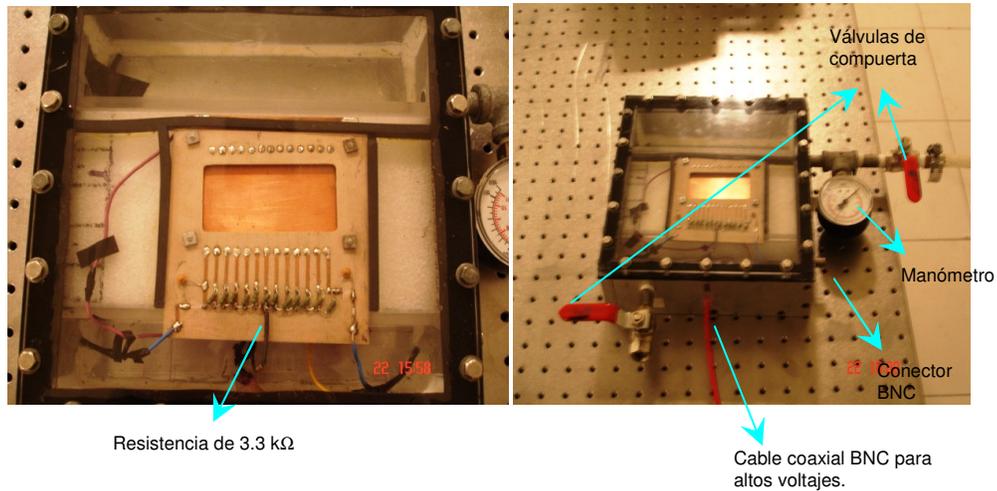


Fotografía 5. Ánodo de la cámara proporcional multialambres

Ahora para poder ensamblar el ánodo y el cátodo de la cámara de alambres se hicieron cuatro perforaciones de 1/8 de pulgada (ver fotografía), para insertar en ellos tornillos de 1/8 de

pulgada. Además para dar la separación de 2 mm se colocaron dos separadores del plástico circulares barrenados en el centro; cada uno de 1 mm de espesor.

Después de ensamblar el detector multialambres, éste fue colocado en la caja de aluminio donde el ánodo multialambres fue conectado a un cable coaxial BNC para alto voltaje a través de una resistencia de 3.3 k Ω . El cátodo fue conectado a tierras eléctricas comunes, con como se muestra en la siguientes fotografías.



Fotografía 6. Ensamblado de la Cámara Proporcional Multialambres.

Operación inicial la MWPC.

Antes de hacer funcionar la MWPC es necesario seleccionar una mezcla adecuada de gases monoatómico y poliatómico, el cual permita que el detector recolecte la mayor cantidad de pares ión-electrón. Tomando en cuenta los factores de selección, la mezcla utilizada para la MWPC fue:

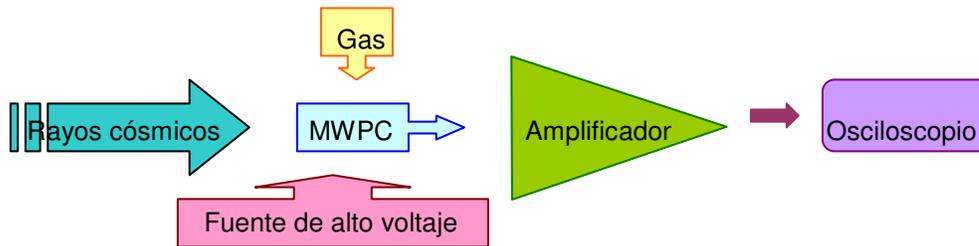
1. 90% de Argón (Ar) y 10% de bióxido de carbono (CO₂).

Debido a que el Argón (Ar) es un gas monoatómico altamente ionizante y el bióxido de carbono (CO₂) es un gas poliatómico que sirve como exterminador de fotones.

Montaje del sistema

La cámara se hizo funcionar bajo un flujo de gas fijo bajo presión atmosférica. La salida MWPC fue conectada a través de un cable BNC-lemo de 3 η s a un Shaping Amplifier ORTEC 671 funcionando con las con un shaping time de 0.5 μ s, coarse gain de 10 k con bipolar output. La fuente de voltaje ORTEC 556 fue conectada a través de un cable BNC para alto voltaje al conector BNC para alto voltaje de la MWPC, el voltaje aplicado a la MWPC se fue incrementando

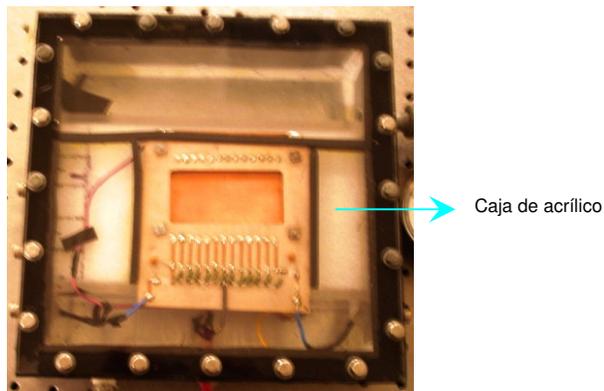
de diez en diez volts desde 0 V hasta 2500 V. Observando en el osciloscopio solamente ruido. El montaje del sistema se puede ver en el esquema 1:



Esquema 1. Arreglo experimental para verificar funcionamiento de la MWPC

Debido a que con el arreglo anterior no se observa ninguna señal en el osciloscopio se le hacen modificaciones al diseño de la MWPC las cuales fueron:

1. Para minimizar ruido y corrientes parásitas que puedan ocasionarlo, se hace una limpieza del detector con propanol de cada uno de los elementos de la cámara y se cambia la resistencia que conecta al alto voltaje con el ánodo de la cámara por una resistencia de $1.5 \text{ M}\Omega$.
2. Se verifica que el gas que entra en la MWPC realmente esté pasando entre el ánodo y el cátodo del detector. Por lo que se reduce en volumen la caja poniendo una caja en su interior de acrílico. (Ver fotografía 7)



Fotografía 7.

3. Se verifica que los alambres del ánodo se encuentren soldados, sin tocarse entre ellos y estirados completamente. Encontrando que tres de los alambres no estaban bien soldados, uno de ellos hacía contacto con otro de los alambres y dos mas se encontraban poco estirados; por lo que se procedió a su reparación.
4. Se hizo la medición del valor de cada resistencia encontrando que una de ellas era de diferente valor y se procedió a cambiarla.

5. Se aplicó un cierto valor de voltaje y se midió el voltaje que pasaba a través del circuito.
6. Se verificó el valor de los capacitores y su funcionamiento.
7. Se quitó el cobre alrededor de los tornillos que ensamblan el detector pues se observó que esto producía arqueo en el circuito.
8. Se revisa que los conectores BNC estén bien sujetos a la caja de aluminio.

Electrónica utilizada para el funcionamiento de la MWPC.

También se investigó y se llegó a la conclusión que el arreglo 1 usado para poder ver los pulsos producidos por el detector; cuando pasa radiación a través de este, no era del todo correcto pues la electrónica a usarse en el tratamiento de las señales de las MWPC es el Sistema estándar NIM (Nuclear Instrument Module). Este sistema fue la primera y más simple electrónica estándar establecida para este tipo de detectores y experimentos de física nuclear y altas energías. En este sistema, las unidades electrónicas básicas, por ejemplo, amplificadores, discriminadores, contadores, etc., construidos en módulos, son colocados en compartimentos estándar llamados NIM bins en los que se les provee de voltaje. En cada NIM se puede conectar hasta doce módulos diferentes; por lo que este sistema resulta ser flexible y práctico.



Fotografía 8. NIM (Nuclear Instrument Module)

Las unidades electrónicas utilizadas en este experimento fueron:

Preamplificador: Recibe la señal directa del detector (la cual es generalmente débil) y la amplifica para después enviarla al resto de la electrónica.

Amplificador ORTEC 671: Este amplifica la señal proveniente del preamplificador y produce una forma de pulso que puede ser aceptada por otros módulos.

Discriminador Le Croy: Este dispositivo responde únicamente a señales de entrada que cumplen ciertas condiciones. Es usado principalmente para eliminar pulsos de baja amplitud y ruido, y los pulsos buenos se transforman en pulsos lógicos para continuar su procesamiento en el resto de la electrónica.

Unidad lógica o de coincidencias Le Croy: Este módulo da como salida un pulso lógico si dos o más pulsos de entrada son detectados dentro del periodo de tiempo especificado por

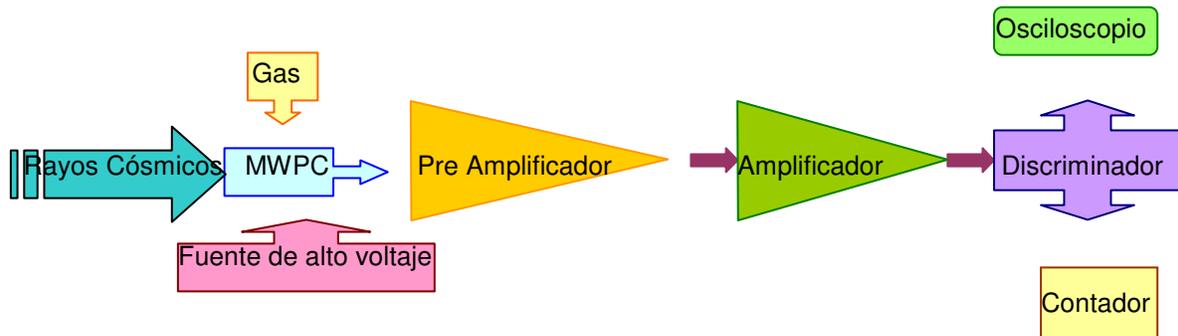
el usuario. Los pulsos dentro del analizador de coincidencias deben ser señales lógicas. Cuando uno de los pulsos no llega dentro del tiempo de resolución con el otro, no se genera ningún pulso de salida.

Contador: Un contador es la unidad que registra el número de pulsos que recibe y presenta esta información. Los contadores necesitan una señal de forma bien definida para funcionar apropiadamente.

Fuente de alto voltaje ORTEC 556: Da alimentación de voltaje a la MWPC.

Procedimiento experimental

Se hace el siguiente arreglo.



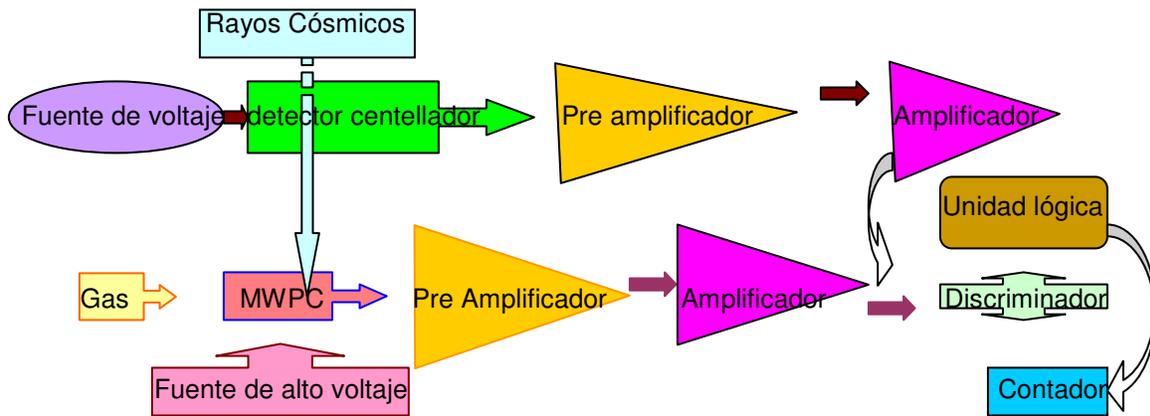
Esquema 2. Arreglo experimental para detección de rayos c6smicos en la MWPC.

Haciendo tanto pruebas de variaciones en el gas como en el voltaje se encontraron las condiciones necesarias para las cuales el detector MWPC envía pulsos a trav9s de los aparatos electr6nicos hasta visualizar una se1al en el osciloscopio; las condiciones son:

1. Llenar de gas (Ar 80 % + CO₂ 20% 6 Ar 90 % + CO₂ 10%) el interior de la c1mara de alambres, donde el flujo es continuo hasta alcanzar una presi6n de 1 kg / cm².
2. Suministrar voltaje a la MWPC desde 2100 V. hasta su voltaje de saturaci6n de 2450 V.

Adem1s para poder saber si las se1ales vistas en el osciloscopio son producidas por rayos c6smicos se hace la comparaci6n con las se1ales detectadas por un detector centellador que tiene un 1rea de 10 cm X 10 cm, el cual detecta 1 rayo c6smico / cm·min.

Para llevar a cabo esta comparación fue necesario hacer el siguiente arreglo:



Esquema 3. Arreglo experimental para verificaci6n del funcionamiento de la MWPC

La siguiente tabla muestra los datos experimentales obtenidos:

En esta tabla se puede observar que el voltaje aplicado a la cámara de alambres tiene gran importancia en la formación de pares electrón-ión pues hay el número de señales captadas por la MWPC van coincidiendo con las del detector de centellador al ir incrementando el voltaje. (Ver

Tabla)

<i>Voltaje aplicado a la MWPC [Volts]</i>	<i>No. de señales por minuto de la cámara</i>	<i>No. de coincidencias entre MWPC y centellador por minuto</i>
2100	764	0
2110	733	0
2120	790	3
1230	745	1
2140	779	2
2150	793	2
2160	744	2
2170	763	1
2180	721	3
2190	714	1
2200	708	2
2210	740	3
2220	684	5
2230	616	6
2240	629	7
2250	669	4
2260	635	9
2270	626	8
2280	650	8
2290	610	8
2300	629	8
2310	655	14
2320	602	5
2330	618	16
2340	663	15
2350	622	10
2360	676	14
2370	693	12
2380	710	23
2390	674	22
2400	696	14
2410	707	18
2420	739	26
2430	768	18
2440	1672	23
2450	3143	23

6. Cámara de ionización

6.1 ¿Qué es una cámara de ionización, cómo se caracteriza y cuál es su importancia?

Una cámara de ionización es un detector de radiación de tipo gaseoso. Este tipo de detector está basado en los efectos que produce una partícula cargada cuando pasa a través de un gas, los cuales son ionización y excitación de moléculas.

Su funcionamiento es muy parecido al de una cámara proporcional multialambres, descrita en el capítulo anterior, pero con la diferencia que en este tipo de detector el voltaje aplicado entre sus electrodos, evita que los iones se recombinen con los electrones libres; es decir que haya una ionización secundaria.

Una de las más importantes aplicaciones de las cámaras de ionización es en la medición de la exposición de rayos gamma y X. Ya que la exposición está definida en términos del monto de ionización de carga creada en aire.

El concepto de exposición fue tempranamente introducido después del descubrimiento de los isótopos y fue definido únicamente para fuentes de rayos X y gammas. La unidad básica de la exposición de rayos gamma y X, está definida en términos de la carga dQ debido a la ionización creada por los electrones secundarios formados dentro de un elemento de volumen de aire y masa dm , donde estos electrones secundarios son completamente frenados en el aire. La exposición X es también dada por:

$$X = \frac{dQ}{dm}$$

Las unidades SI de exposición de rayos gamma y X son coulomb por kilogramo (C/kg) . Históricamente la unidad utilizada para la exposición es llamada roentgen (R), y es definida como la exposición que resulta de la generación de una unidad electrostática de carga (cerca de 2.08×10^9 pares de iones) por 1.293×10^{-3} g de aire. Por lo que las unidades están relacionadas por:

$$1R = 2.58 \times 10^{-4} \text{C/kg}$$

Bajo las condiciones propias una determinación de la ionización de carga en el aire en una cámara de ionización con aire encerrado puede dar una medida exacta de la exposición, y la medida de la ionización de corriente será indicada por la rapidez de exposición.

La rapidez de exposición R en C/kg·s esta simplemente dada por la razón de la corriente de saturación I_s (en amperes) para la masa M (en kg) contenida en el volumen activo:

$$R = \frac{I_s}{M} \quad \dots(1)$$

La masa de aire M es normalmente calculada por una medida del volumen de la cámara y la densidad a temperatura ambiente,

$$M = 1.293 \frac{\text{kg}}{\text{m}^3} \cdot V \cdot \frac{P}{P_0} \cdot \frac{T_0}{T} \quad \dots(2)$$

Donde:

V = volumen de la cámara (en m³)

P = Presión del aire contenido en la cámara.

P₀ = Presión estándar (760 mm Hg, o 1.013 X 10⁵ Pa)

T = Temperatura del aire dentro de la cámara

T₀ = Temperatura estándar (273.15 K)

Desde la ecuación (1), la corriente de ionización I_s es simplemente proporcional a la masa del gas dentro de la cámara. Por lo tanto, esto solo puede ser alcanzado por incremento de la temperatura o presión.

Además, las cámaras de ionización sólo pueden ser aplicadas indirectamente para medir la dosis absorbida en materiales arbitrarios. La técnica está basada sobre la aplicación del principio de Bragg-Gray, el cual establece que la dosis absorbida D_m en un material dado puede ser deducida desde la ionización producida en una pequeña cavidad con gas encerrado dentro del material como sigue:

$$D_m = WS_m P$$

Donde:

W = Energía promedio pérdida por par ión formado por el gas.

S_m = Energía pérdida por unidad de densidad de el material que contiene al gas.

P = Número de pares de iones por unidad de masa formados en el gas.

La dosis absorbida es la energía absorbida por algún tipo de radiación por unidad de masa del amortiguador. La unidad de dosis absorbida es el rad, definido como 100ergs/g. El rad también es reemplazado por su equivalente en el SI por el gray (Gy) definido como 1 J/kg . Por lo tanto las dos unidades son simplemente relacionadas por:

$$1\text{Gy} = 100\text{rad}$$

La dosis absorbida podría ser una medida razonable de efectos físicos o químicos creados por una exposición de radiación dada en un material absorbente. Medidas cuidadosas muestran que la dosis absorbida en aire corresponde a una exposición de rayos gamma de 1 C/kg igual a 33.8 J/kg, o 33.8 Gy.

6.2 Diseño de una cámara de ionización

Consideraciones Generales

1. Para que una cámara de ionización colecte las cargas negativas una a una como electrones libres o como iones negativos, es necesario usar un gas tal que permita la formación de iones, este gas puede ser el aire, así como también el Argón.
2. Para calcular el flujo de corriente de equilibrio en la cámara de ionización es usada la siguiente relación:

$$I_0 = e \int_{V_0} N_0(x,y,z) dx dy dz$$

donde:

N_0 = número de pares de iones producidos por unidad de volumen por unidad de tiempo en un punto(x,y,z).

e = Carga del electrón (1.6×10^{-19} C)

3. Las condiciones de saturación de la cámara, dependen de las dimensiones de sus placas y de la separación entre ellas. Por lo que se recomienda que la cámara sea de dimensiones en centímetros. Además el voltaje de alimentación debe ser de entre 10V y 100V.
4. La geometría de la cámara varía dependiendo de su aplicación, pero se recomienda que sea de placas paralelas para que el campo eléctrico que se forma entre estas sea uniforme y se simplifiquen los cálculos de sus dimensiones.
5. Las cámaras de ionización también pueden detectar radiación α , sólo depende de el número de pares de iones creados, de la energía de radiación y del potencial de ionización del gas que contenga la cámara.

Para radiación α la relación es la siguiente:

$$N_\alpha = \frac{E}{W}$$

donde:

N_α = Número de pares de iones creados por una partícula α

E = Energía de radiación

W = energía promedio de ionización del gas.

6. Hay que tomar en cuenta el valor de energía de rayos γ o rayos X que se quiere medir pues ya que para energías de alto alcance como en MeV, las dimensiones de la cámara deben ser muy grandes, para prevenir la pérdida de ionización por los electrones secundarios.
7. Además hay que tomar en consideración el espesor de las placas de la cámara de ionización, tal espesor debe ser tal, que la densidad de su material sea igual o cercana a la del aire. Por lo que para energías ordinarias de rayos gamma y rayos X de bajo alcance el espesor de sus paredes o electrodos de la cámara son de 1 cm o menos, para partículas alfa los electrodos deben ser de espesor de micrometros.
8. En cualquier diseño de cámara de ionización es necesario algún tipo de soporte aislante entre los electrodos, debido a que las corrientes de ionización típicas son extremadamente pequeñas (del orden de 10^{-12} o menores), pues ya que las corrientes de fuga pueden adicionarse a la corriente ionización medida, es necesario usar aislantes de alta resistividad del orden de 10^{16} ohms. Además para asegurarse de evitar de caminos de corrientes de fuga a través de la superficie de los aislantes debido a la humedad grasa, o suciedad de algunos materiales aislantes con este valor de resistividad, es necesario emplear anillos de guarda los cuales reducen los efectos de fuga de los aislantes.
9. Para evitar todo tipo de corrientes parásitas es de suma importancia limpiar perfectamente cada uno de los componentes de la cámara de ionización con propanol y nitrógeno líquido ó con metanol.
10. Para poder medir las corrientes pequeñas, del rango de pico amperes, es necesario utilizar un electrómetro.

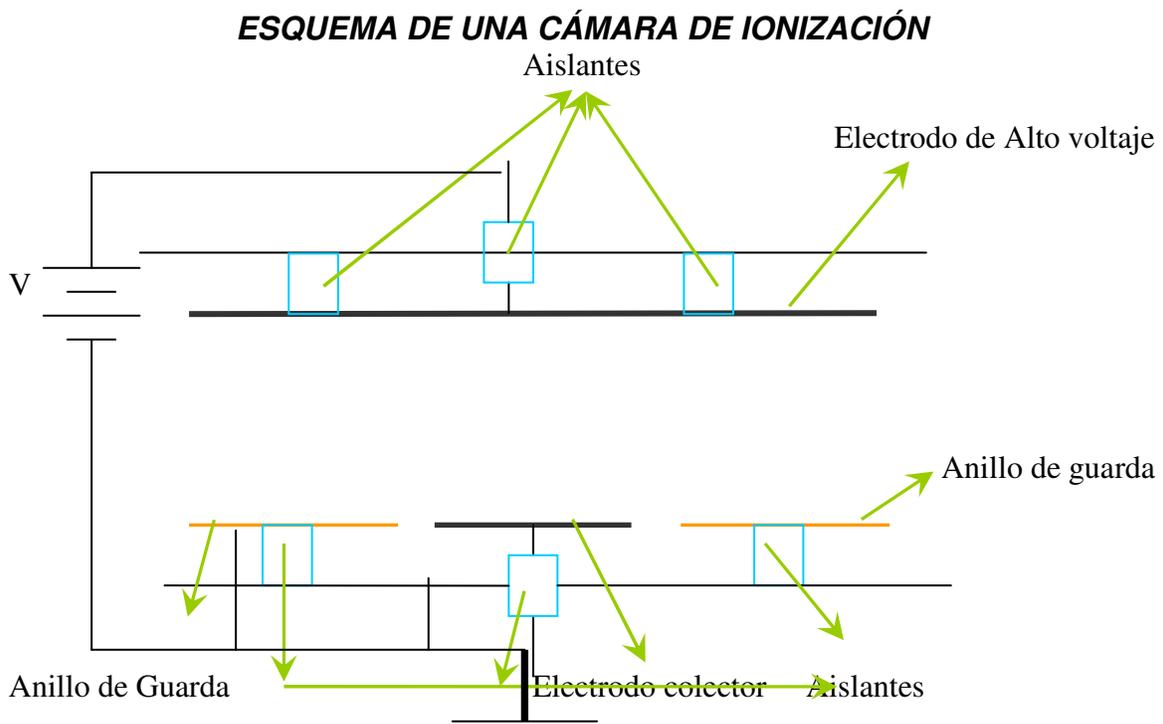
6.3 Características que deben tener los instrumentos de medición de radiación γ y rayos X.

Las recomendaciones que da el "National Bureau of Standards" para instrumentos de medición de radiación γ y X son:

1. La radiación electromagnética se mide por la colección de iones formados en una cámara de ionización llena de aire y con paredes de un material de densidad equivalente al del aire. El espesor de las paredes debe ser al menos igual al alcance máximo de los electrones secundarios, pero no debe exceder por mucho ese valor.
2. El voltaje aplicado debe ser suficiente para producir saturación en todas las regiones de la cámara para todas las intensidades que se quieran medir, pero sin producir ionización secundaria.
3. La corriente de ionización se puede obtener al medir el potencial desarrollado a través de un resistor, utilizando electrómetros y amplificadores.

6.4 Especificaciones de la cámara de ionización

Siguiendo de las consideraciones de las secciones 6.2 y 6.3 se diseña una cámara de ionización de placas paralelas como se muestra en el esquema 4..



Esquema 4. Cámara de ionización de placas paralelas.

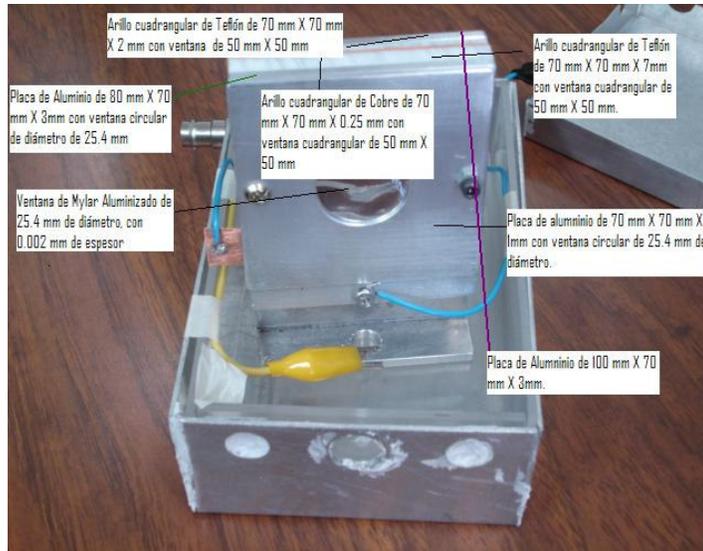
Materiales utilizados para la construcción de la cámara de ionización

Para poder elegir los materiales para la construcción de la cámara de ionización es necesario hacer de conocimiento que ésta se quiere emplear para la medición de dosis de un tubo de rayos X con ánodo de Molibdeno, debido a que en el laboratorio de Radiología y Física Médica del departamento de Física del CINVESTAV es necesario saber la dosis absorbida en muestras de tejido biológico de biopsias de cáncer de mama que son radiadas por este tubo de rayos X. Además de que esto ayudará a mejorar el procesamiento de las imágenes obtenidas con este tubo de rayos X de las muestras de tejido biológico de biopsias de cáncer de mama y biopsias que con microcalcificaciones.

También es necesario conocer que éste tubo de Rayos X con ánodo de Molibdeno emite con una energía de 17.5 keV y también con una de 19.6 k eV, éstas energías son consideradas como energías de bajo alcance.

Tomando las consideraciones anteriores se hizo la elección de los materiales de la cámara de ionización para medir dosis de un tubo de rayos X con ánodo de Molibdeno, los cuales son:

1. Las placas de la cámara de ionización son hechas de aluminio con las siguientes dimensiones 70 mm X 70 mm X 1 mm, una de ellas tiene una ventana circular de 25.4 mm de diámetro de Maylar aluminizado por una sola cara de espesor de 0.002mm, para permitir la entrada de radiación α , así como también rayos X de baja energía.
2. Los aislantes tienen la forma de arillos cuadrangulares uno de ellos tiene dimensiones de 70 mm X 70 mm X 2mm con ventana de 50mm X 50 mm y el otro tiene dimensiones de 70 mm X 70 mm X 7 mm. Ambos hechos de teflón ya que este material tiene una resistividad del orden de 10^6 ohms.
3. El anillo de guarda fue hecho de Cobre con las siguientes dimensiones 70 mm X 70 mm X 0.25mm con ventana cuadrangular de 50 mm X 50 mm.



Fotografía 9. Materiales utilizados para la construcción de la Cámara de ionización.

Se procedió a ensamblar como se muestra en la figura 2.

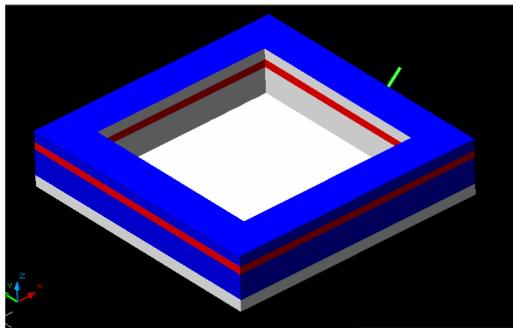
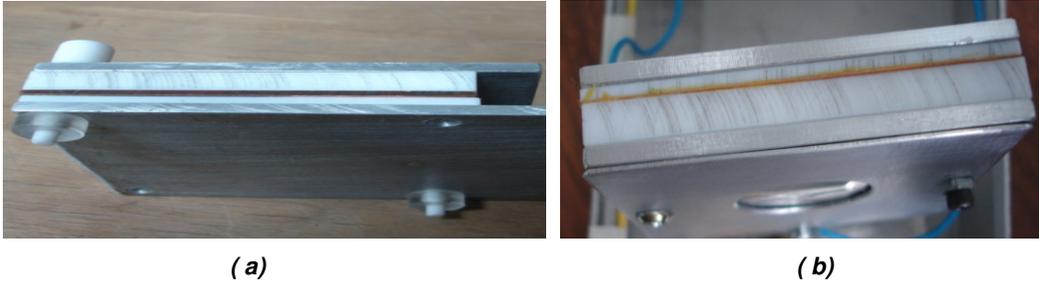


Figura 2. Ensamble de la cámara de ionización.

Para el ensamble de la cámara de ionización se probaron dos métodos:

1. El primer método consistió en ensamblar todos los componentes de la cámara por medio de hacer insertar tornillos de teflón como se muestra en la fotografía 10a. pero no fue la forma adecuada debido a que debemos evitar las corrientes parásitas por lo que este ensamble no fue el adecuado
2. El segundo método de ensamble fue de pegar cada uno de los componentes, y así se minimizan las corrientes parásitas existentes el ensamble se muestra en la fotografía 10b.



Fotografía 10. Ensamble de la cámara de ionización

También hay que hacer notar que cada uno de los componentes de la cámara de ionización fueron limpiados con propanol, antes y después del ensamble.

Procedimiento experimental

Para poder saber si nuestra cámara de ionización construida funciona se conectó uno de los electrodos a un conector BNC para alto voltaje por medio de un alambre aislado el otro electrodo fue conectado a tierra. Como se muestra en la siguiente fotografía:



Fotografía 11. Cámara de ionización.

Para poder saber el voltaje de saturación de la cámara fue necesario probarla con fuentes radiactivas de partículas alfa α , haciendo un arreglo como se muestra en la fotografía 12.



Fotografía 12. Arreglo experimental cámara de ionización.

Los instrumentos utilizados son para esta prueba fueron:

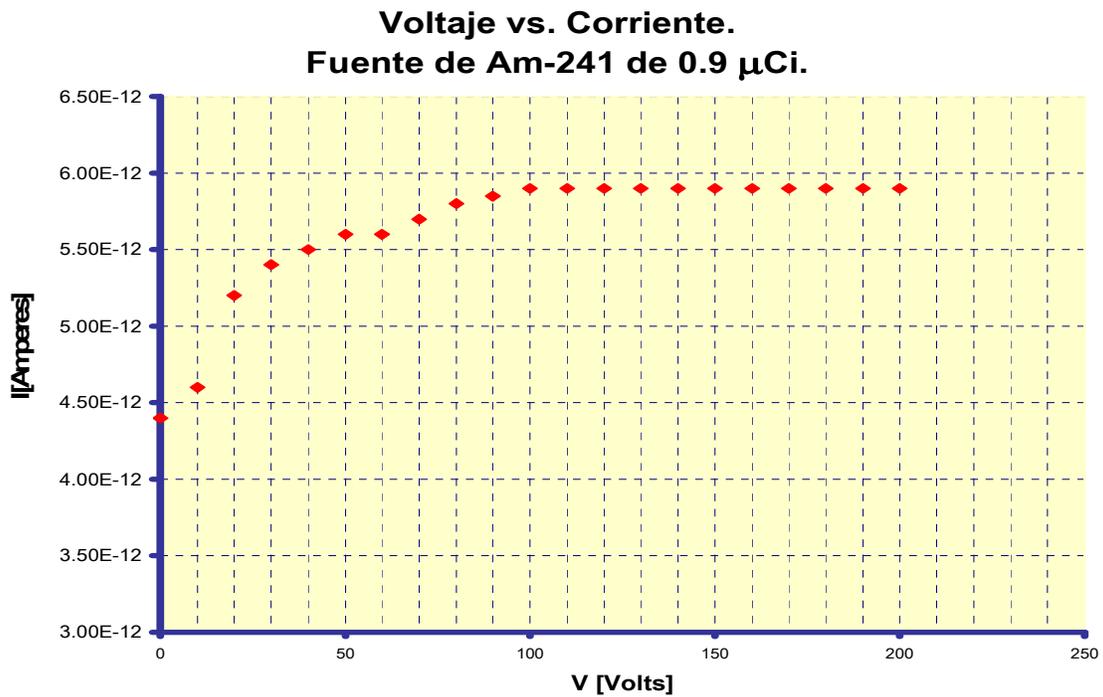
- Un electrómetro marca Keithley Instruments model 610c Solid State Electrometer. Esta cuenta con una escala fina de 0.001 hasta 100 Amperes. Y la escala gruesa va desde 1×10^{-1} hasta 1×10^{-11} .
- Una fuente de alto voltaje ORTEC 456 que tiene un rango de 0-3 kV.
- Dos cables coaxiales BNC. (uno de ellos para alto voltaje)

Se colocó sobre la ventana de Mylar una fuente radiactiva de alfas de ^{241}Am de $0.9 \mu\text{Ci}$. Variando voltaje de alimentación de diez en diez comenzando en cero y se obtuvo la siguiente tabla de datos.

Voltaje [Volts]	Corriente [μA]
0	4.4
10	4.6
20	5.2
30	5.4
40	5.5
50	5.6
60	5.6
70	5.7
80	5.8
90	5.9
100	5.9
110	5.9
120	5.9
130	5.9
140	5.9
150	5.9
160	5.9
170	5.9
180	5.9
190	5.9
200	5.9

Como se puede observar en la tabla anterior a partir de la alimentación a la cámara por 90 Volts e ir incrementando este voltaje el valor de la corriente es el mismo. Es decir que el voltaje por más que se incremente la corriente será la misma. Se puede decir que la corriente de saturación es de $5.9 \mu\text{A}$.

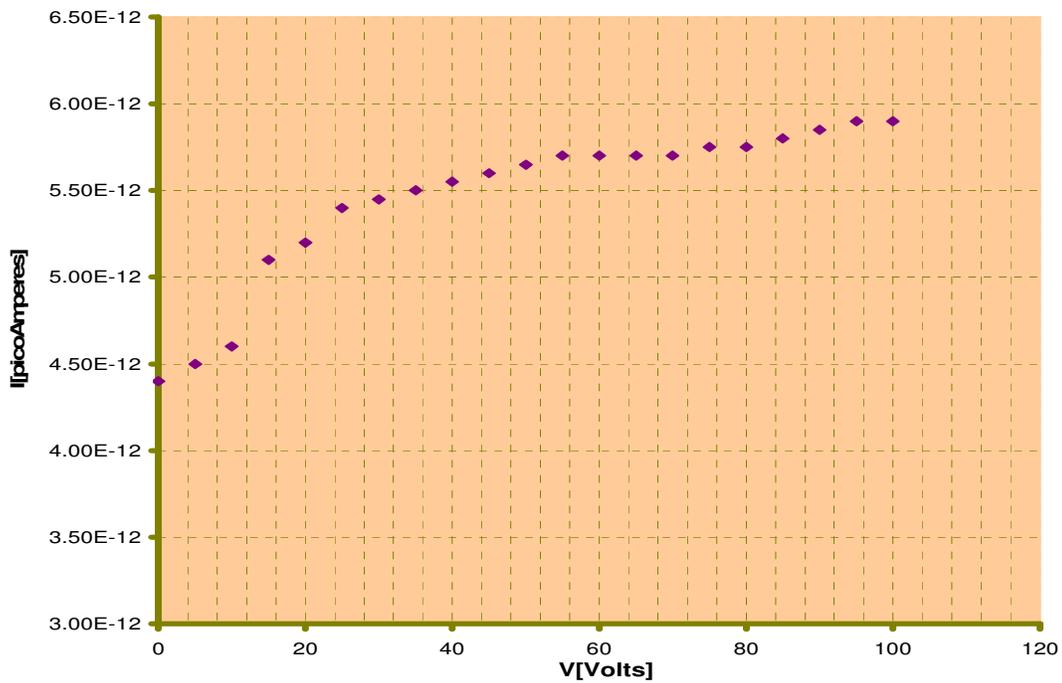
A continuación se muestra una grafica de corriente contra voltaje de los datos experimentales obtenidos.



Posteriormente se hacen mediciones de corriente con una fuente de ^{241}Am de 1 μC . Variando voltaje de alimentación de diez en diez volts comenzando en cero obteniendo la siguiente tabla de datos.

Voltaje [Volts]	Corriente [μ A]
0	4.4
10	4.6
20	5.2
30	5.4
40	5.5
50	5.65
60	5.7
70	5.75
80	5.8
90	5.9
100	5.9

Voltaje vs. Corriente. Fuente de Am-241 de 1 μCi



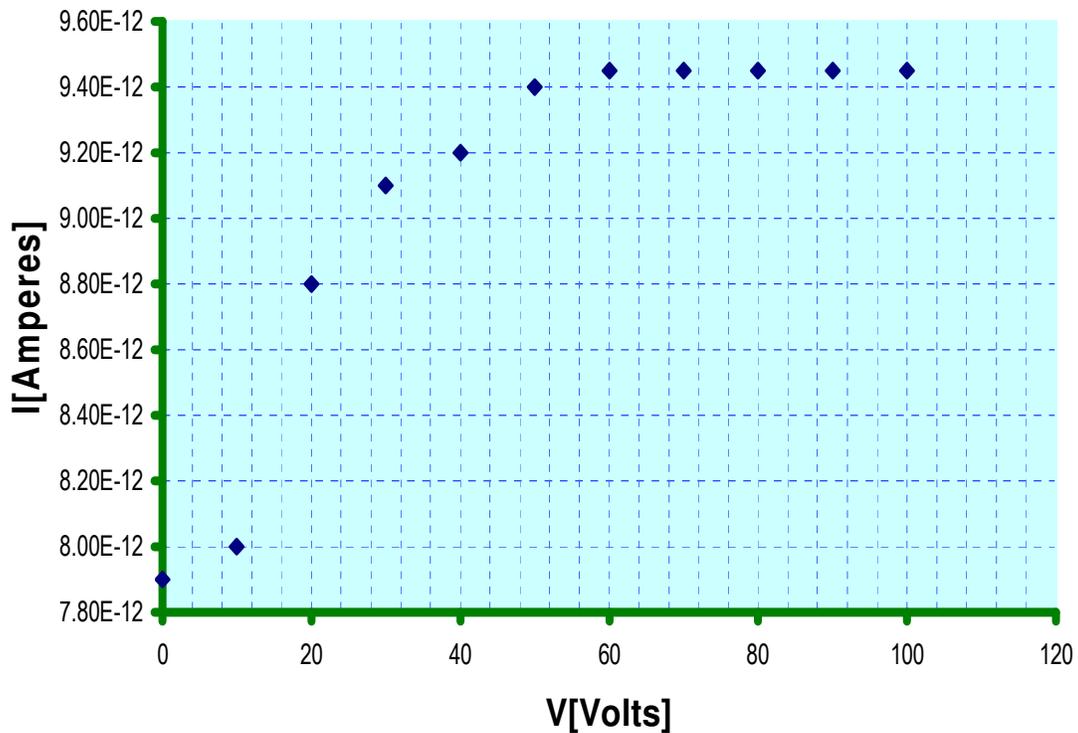
Como se pudo observar los datos obtenidos de la corriente con los de la tabla anterior son muy parecidos pues en primera instancia se puede decir que esto es bueno ya que las fuentes son del mismo elemento radiactivo. Además se puede observar que la corriente de saturación fue de 5.9 pA tal como se mostró en los primeros datos experimentales.

A continuación se midió de nuevo la corriente de la cámara de ionización pero ahora utilizando una fuente radiactiva de triples alfas la cual contiene ^{241}Am , ^{239}Pu y ^{244}Cm . De aproximadamente 1 μC . Los datos obtenidos se muestran en la siguiente tabla.

Voltaje [Volts]	Corriente[pA]
0	7.9
10	8
20	8.8
30	9.1
40	9.2
50	9.4

60	9.45
70	9.45
80	9.45
90	9.45
100	9.45

Voltaje vs. Corriente.
Fuente de triple alfas
Am-241, Pu-239 y Cm-244 de 1 mCi



En esta parte del experimento se pudo observar que si hay una variación de corriente al comparar las corrientes medidas con las fuentes de ^{241}Am y la fuente de triples alfas de ^{241}Am , ^{239}Pu y ^{244}Cm , esto indica que nuestra cámara de ionización si percibe diferentes tipos de radiación.

7. CONCLUSIONES

1. Se cumplió el objetivo de construir una cámara de ionización, diseñada para la medición de dosis de un tubo de rayos X con ánodo de Molibdeno. Para saber su funcionamiento fue expuesta a radiación α obteniendo respuesta eficaz a la radiación.
2. La construcción de la cámara de ionización fue sencilla en cuestión de ensamble, y en cuestión de que los materiales utilizados son fáciles de conseguir y de bajo costo.
3. Hay que hacer notar que la teoría empleada para la construcción de la cámara es muy extensa, por lo que el estudio previo de la cámara proporcional multialambres fue de gran ayuda, pues ya que su funcionamiento es un poco más complejo y se requirió hacer una investigación a fondo sobre detectores de radiación.
4. La parte de la Cámara Proporcional Multialambres, me enseñó a conocer el funcionamiento y utilizar uno de los instrumentos estándares más usados en experimentos de Física nuclear, llamado NIM (Nuclear Instrument Module).
5. Este trabajo, también hizo notar la importancia de los Físicos en la medicina, ya que somos factor importante en el desarrollo de tecnología y métodos para la pronta detección y diagnóstico de enfermedades que aquejan al ser humano.
6. Se mostró la importancia del avance de la tecnología para el diagnóstico y detección de una de las enfermedades con mayor índice de mortalidad en nuestro país: el cáncer de mama.
7. En trabajos futuros se espera probar la cámara de ionización construida con el tubo de rayos X con ánodo de Molibdeno para así poder medir la dosis absorbida en las muestras expuestas a estos rayos X, debido a que el tubo de Rayos X con ánodo de Molibdeno se encuentra en reparación.
8. Puedo concluir que este trabajo me sirvió para :
 - a. Conocer una parte de la rama de la Física y lo importante que es la aplicación experimental de esta hermosa ciencia.
 - b. Me dio la oportunidad de conocer y utilizar instrumentos no utilizados en licenciatura.

- c. Me sirvió para aplicar mis conocimientos y mis habilidades adquiridas en mi licenciatura y además aprendí cosas nuevas.
- d. Me enseñó que el trabajo en equipo siempre da frutos.

Por lo que a mí respecta el objetivo de este trabajo fue satisfactoriamente alcanzado y superado.

8. Bibliografía

Libros:

- **Física Cuántica. Átomos, Moléculas, Sólidos, Núcleos y Partículas.**
Autor: Robert Eisberg. Robert Resnick. Editorial: Limusa Noriega Editores.
- **Radiation Detectors. Physical Principles and Applications.**
Autor: C.F.G Delaney. E.C. Finch. Editorial: Oxford Science publications.
- **Physics for Diagnostic Radiology.**
Autor: P. P Dendy. B Heaton. Editorial: IPEM. 2ª Edición.
- **Radiation Detection and Measurement.**
Autor: Glenn F Knoll. Editorial: John Wiley & Sons, Inc. 3ª. Edición
- **The Physics of Radiology.**
Autor: Harold Elford Johns. John Robert Cunningham. Editorial: Charles C Thomas. 4ª Edición.
- Nuclear Radiation Detection.
Autor: W. J. Price. Editorial: Mc. Graw Hill. 2ª Edición.
- **Proceedings of the ICFA Scholl on INSTRUMENTATION IN ELEMENTARY PARTICLE PHYSICS.**
Autor: C.W. Fabjan. J.E. Pilcher. Editorial: World Scientific. Junio 1987 Italia.
- Tesis: **“Diseño y construcción de un monitor de radiación con cámara de ionización”**
Autor: Ramírez Jiménez Francisco Javier. ESIME-IPN (1994).

Artículos

- Ramírez J. FJ., Gaytán G.E., Mercado I., Estrada M., Cerdeira A. **“Measurement of parameters for the quality control or X-ray units by using PIN diodes and Personal Computer”**. CP538, Am.Inst.of Phy. Conference Proceedings of the Fourth Mexican Symposium on Medical Physics. Pag. 196-200, marzo 2000.

- Ramírez Jiménez F.J. **“Measurements in X-Ray Units Used in Radio-diagnostic”**, American Institute of Physics, 630, (2002), pag. 86-91, ISBN: 0-7354-0151-9, ISSN0094-243X.
- Ramírez Jiménez F. J. **“Radiation Detectors of PIN type for X-Ray”**, American Institute of Physics, 674, (2003), pag. 313-335, ISBN:0-7354-0141-1, ISSN 0094-243X.
- Mercado I., Ramírez J. F.J., Tovar V., Becerril A. **“Prototipo para la Medición de Parámetros en una unidad de Mamografía utilizando Fotodiodos”** II Conferencia Internacional y XII Congreso Nacional sobre Dosimetría de Estado Sólido. México, D. F., 239-247. sep. 1999.
- Ramírez F.J., **“Detectores de Radiación”**. Contacto Nuclear, Instituto Nacional de Investigaciones Nucleares, N° 30, marzo, (2003).
- Kereiakes James G. **“The history and development of medical physics instrumentation: Nuclear medicine”**. Am. Assoc.Phys.Med. (1987), pag. 146-155, ISBN 0094-2405/87/010146-10.
- Rothenberg Lawrence N. **“Physicists in mammography-A historical perspective”**. Am. Assoc.Phys.Med. (1995), pag. 1923-1933, ISBN 0094-2405/95/22(11)/1923/12
- A. Martínez-Dávalos and R. Alfaro-Molina. **“Parallel Plate Avalanche Counters”**. American Institute of Physics, (1998), pag. 324-325.
- Alfaro-Molina. **“Construction and operation of a small multiwire proporcional chamber”**. Journal of Physics. Pag. 362-367.

Páginas de internet

- http://www.ceaden.cu/esp/instrum/dpto_instrum/proyectos.htm.
- http://88.208.194.172/wiki/index.php/Multiwire_proportional_chamber
- <http://jazz.physics.uiowa.edu/talks/MithatThesis1.htm>
- <http://rkb.home.cern.ch/rkb/PH14pp/node121.html>
- http://nobelprize.org/nobel_prizes/physics/laureates/1992/press.html
- www.inegi.org