

UNIVERSIDAD CENTRAL DE VENEZUELA
FACULTAD DE CIENCIAS
ESCUELA DE FÍSICA



**DOSIMETRÍA *IN VIVO* EN TRATAMIENTOS PÉLVICOS CON
COBALTOTERAPIA MEDIANTE EL USO DE DIODOS
SEMICONDUCTORES TIPO P-SI**

Trabajo Especial de Grado presentado por
Angel Lino De Nóbrega Buyón
ante la Facultad de Ciencias de la
Ilustre Universidad Central de Venezuela
como requisito parcial para optar al título
de: **Licenciado en Física**

Con la tutoría de: Dr. José A. López
Lic. Arcadio Farías

Octubre-2016
Caracas-Venezuela

Escuela de Física

UNIVERSIDAD CENTRAL DE VENEZUELA
FACULTAD DE CIENCIAS
ESCUELA DE FÍSICA



**DOSIMETRÍA *IN VIVO* EN TRATAMIENTOS PÉLVICOS CON
COBALTOTERAPIA MEDIANTE EL USO DE DIODOS
SEMICONDUCTORES TIPO P-SI**

Trabajo Especial de Grado presentado por
Angel Lino De Nóbrega Buyón
ante la Facultad de Ciencias de la
Ilustre Universidad Central de Venezuela
como requisito parcial para optar al título
de: **Licenciado en Física**

Con la tutoría de: Dr. José A. López
Lic. Arcadio Farías

Octubre-2016
Caracas-Venezuela



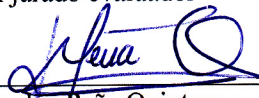
VEREDICTO

Quienes suscriben, miembros del Jurado designado por el Consejo de la Escuela de Física de la Facultad de Ciencias de la Universidad Central de Venezuela, para examinar el Trabajo Especial de Grado presentado por **Ángel Lino De Nobrega Buyón**, Cédula de Identidad **V-18405091**, bajo el título **“Dosimetría *in vivo* en tratamientos pélvicos con Cobaltoterapia mediante el uso de diodos semiconductores tipo p-Si”**, a los fines de cumplir con el requisito legal para optar al grado de **Licenciado en Física**, dejan constancia de lo siguiente:


1. Leído como fue dicho trabajo por cada uno de los miembros del Jurado, éste fijó el día 20 de octubre de 2016, a las 10:00 am, para que el autor lo defendiera en forma pública, lo que éste hizo en la Sala de videoconferencias del Centro de Computación, mediante un resumen oral de su contenido, luego de lo cual respondió satisfactoriamente a las preguntas que le fueron formuladas por el jurado; todo ello conforme a los artículos 20, 21, 22, 25, 26 y 28 de la Normativa de Trabajo Especial de Grado de la Licenciatura en Física de la Facultad de Ciencias de la UCV vigente.
2. Finalizada la defensa pública del trabajo, el jurado decidió declararlo aprobado por considerar que se ajusta a lo dispuesto y exigido en la Normativa de Trabajo Especial de Grado de la Licenciatura en Física de la Facultad de Ciencias de la UCV vigente en sus artículos 1, 5 y 6.

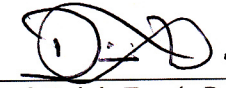
Se levanta la presente acta a los 20 días del mes de octubre de 2016, dejándose también constancia de que, conforme a la normativa jurídica vigente, actuó como coordinador del jurado el tutor del Trabajo Especial de Grado Prof. José Antonio López Rodríguez.

Firma del jurado evaluador


Prof. Joselen Peña Quintero
V-11078067
UCV




Prof. José López Rodríguez
V-10504342
UCV


Prof. Deivis Errada Rodríguez
V-15710204
UCV

*A mi abuelito,
estés donde estés
nunca me has
dejado de cuidar.*

Agradecimientos

A Dios todo poderoso por estar presente en todos los momentos de mi vida y ayudarme a seguir siempre por buen camino.

A mis padres, por traerme a este mundo y darme el mejor ejemplo a seguir. Por su apoyo a lo largo de este gran camino, por confiar siempre en mí y en lo que soy, no tengo palabras para describir lo agradecido que estoy con ustedes.

A mis hermanos David y Kellyn porque a pesar de las diferencias, han sido los seres que más amo en esta vida, siempre busco ser un ejemplo a seguir para ustedes. A mi familia, por el apoyo incondicional, estando presente en todo momento.

A mi tutor Arcadio Farías, por la experiencia transmitida en conocimientos para el ejercicio de mi carrera y también por ser alguien en el campo de la física médica y alentarme a continuar luchando por mis sueños.

A Servicios ONCORAD, C.A., por permitirme el uso de sus equipos e instalaciones para llevar a cabo esta investigación.

A Javier Sivira, por sus conocimientos y experiencia en el área, que han sido de gran ayuda en mi formación como Físico Médico.

A Johan Rojas, compañero de clases, compañero de trabajo, amigo incondicional, gracias por tu ayuda ilimitada, honestamente sin tu apoyo esto hoy en día no hubiese sido posible.

A Nathaly Lajo, quien, en poco tiempo de amistad, se ha convertido en un gran apoyo incondicional. Sin tus conocimientos en latex, todavía estaría teniendo dificultades con Word y Excel. La quiero mucho.

A Gabriel Barreto y su familia, mi segunda casa, mi amigo y más que eso mi hermano, sin tu apoyo y el de tu familia durante mis estudios, no habría llegado a donde hoy estoy, gracias por creer en mí.

A Fabiola Hernández, aunque lejos estés, tu presión no ha dejado de sentirse, te quiero infinitamente. A mis hermanos del Aula Magna. Marybeth Cohen, María Gabriela Romero, Yanaín Pérez, Joile Aldana, María Artigas, Mixora Gracia, Roxybel Dulcey, Lorena Tasca, Gabriela Turci, Rainer Cruces, Gabriel Uzcategui, Eduardo Arellano, Luis M. Rodríguez, Daniel Rodríguez, Omar Ortiz, Giovanni Julio. Mi mejor experiencia universitaria fue junto a ustedes.

A Wilmer Chacón, Eric Sira y Yubiri Strubinger, María Yépez, Walter Zabalza, Fátima Velázquez, Dinibel Pérez, Wilfredo Montero, José Briceño, Karen Escalona, Ronald Tovar y Luis Hernández, por ser siempre mis compañeros de clases eternos.

A todo aquellos que no menciono, que saben que deberían estar aquí, pero que en estos momentos simplemente no se me vienen a la mente, simplemente gracias.

RESUMEN

Se elaboró un Protocolo de Garantía de Control de Calidad de Dosimetría *In Vivo* en pacientes con tratamientos en la región pélvica con Cobaltoterapia mediante el uso de diodos semiconductores tipo p-Si, en el Servicio de Radioterapia ONCORAD, C.A. ubicado el Instituto Diagnostico de San Bernardino, Caracas. Para llevar a cabo esta investigación fue necesario la calibración de los diodos semiconductores siguiendo las recomendaciones del TRS-398 de la OIEA, utilizando una cámara de ionización tipo Farmer modelo FC65-G para intercomparar con las medidas adquiridas por los diodos. Se seleccionaron 20 pacientes aleatorios con patologías neoplásicas en la región pélvica para obtener tres medidas de dosis de entradas por cada uno de los campos de tratamientos con los dos tipos de diodos semiconductores (diodos planos y diodos cilíndricos) presentes en el servicio y así caracterizar los niveles de tolerancia del sistema de dosimetría in vivo a usar. Para el diodo plano dicho nivel se estableció en 5 % y para el diodo cilíndrico en 3 %. En caso de que las medidas quedasen fuera de tolerancia es necesario hacer una revisión de primer orden a los errores de carácter humano que se pueda presentar como posicionamiento del paciente, posicionamiento del diodo, tamaño de campo de tratamiento y accesorios para la conformación del mismo y/o selección del tiempo de tratamiento, es decir, todos aquellos factores que inciden en la correcta entrega de tratamiento al paciente; si el error persiste es necesario hacer chequeos al equipo de cobaltoterapia y de ser necesario suspender los tratamientos. En vista de que el diodo plano presenta una respuesta dependiente del ángulo de incidencia del haz de radiación con la superficie efectiva del mismo, se realizaron medidas en simultaneo de los campos de tratamiento con el diodo de geometría cilíndrica, ya que este último no presenta dicha dependencia. El resultado de esta comparación evidencio una mejor respuesta del diodo de geometría cilíndrica en la disminución de los niveles de tolerancia. Finalmente se establecieron las pautas de acción para proceder con la aplicación del protocolo de garantía del control de calidad, se diseñó la hoja de cálculo y el formato de informe de dosimetría in vivo.

Índice general

| | |
|--|-----------|
| Lista de figuras | 11 |
| Lista de tablas | 11 |
| 1. Introducción | 17 |
| 1.1. Cáncer | 17 |
| 1.2. Radioterapia | 19 |
| 1.2.1. Radioterapia Externa | 20 |
| 1.3. Protección Radiológica del Paciente | 21 |
| 1.4. Justificación | 22 |
| 1.5. Objetivos | 23 |
| 1.5.1. Objetivo General | 23 |
| 1.5.2. Objetivos Específicos | 23 |
| 2. Fundamentos Físicos | 25 |
| 2.1. Interacción de la Radiación con la Materia | 25 |
| 2.2. Magnitudes y unidades | 30 |
| 2.3. Teoría de Bragg-Gray | 31 |
| 2.4. Teoría de Spencer-Attix | 32 |
| 2.5. Detectores de Radiación | 33 |
| 2.6. Diodos Semiconductores Como Detectores de Radiación | 39 |
| 2.6.1. Propiedades intrínsecas de los materiales semiconductores | 40 |
| 2.6.2. Dopaje de los Detectores Semiconductores | 40 |
| 2.6.3. Interacción de la Radiación con los Semiconductores | 41 |
| 2.7. Dosimetría | 41 |
| 2.8. Dosimetria <i>In Vivo</i> | 42 |
| 3. Marco Experimental | 45 |
| 3.1. Materiales | 45 |

| | | |
|-----------|--|-----------|
| 3.1.1. | Unidad de Cobaltoterapia Theratron 780 | 45 |
| 3.1.2. | Electrómetro PTW VivoDos | 48 |
| 3.1.3. | Sonda Semiconductores PTW tipo p-Si | 49 |
| 3.1.4. | Cámara de ionización de referencia IBA Scanditronix FC65-G | 52 |
| 3.1.5. | Electrometro MultiDos [®] | 52 |
| 3.1.6. | Maniquí de agua solida PMMA IBA | 53 |
| 3.1.7. | Otros equipos utilizados | 53 |
| 3.2. | Metodología | 54 |
| 3.2.1. | Caracterización de los Diodos Semiconductores | 54 |
| 3.2.2. | Dependencia angular de los Diodos Semiconductores | 56 |
| 3.2.3. | Protocolo de Dosimetría <i>In Vivo</i> en pacientes con tratamientos en la región pélvica | 56 |
| 3.2.4. | Población | 58 |
| 3.2.5. | Muestra | 58 |
| 4. | Resultados y Discusión | 59 |
| 4.1. | Resultados de la calibración | 59 |
| 4.1.1. | Medición de las cantidades de perturbación de la cámara de ioniza- ción usada | 59 |
| 4.1.2. | Determinación del Factor de calibración | 61 |
| 4.1.3. | Verificación de la dependencia angular | 62 |
| 4.2. | Resultados de la dosimetría <i>in vivo</i> | 63 |
| 5. | Conclusiones y Recomendaciones | 85 |
| 5.1. | Conclusiones | 85 |
| 5.2. | Recomendaciones | 86 |
| A. | Descripción Gráfica del Montaje Experimental | 89 |
| A.1. | Calibración de las Sondas Semiconductoras | 89 |
| A.2. | Dosimetría <i>In Vivo</i> | 93 |
| B. | Ecuaciones utilizadas | 95 |
| B.1. | Dosis absorbida | 95 |
| B.2. | Factor de corrección por presión y temperatura | 95 |
| B.3. | Factor de corrección por recombinación | 96 |
| B.4. | Factor de corrección por polarización | 96 |
| B.5. | Factores y cantidades asociadas a la dosimetría <i>in vivo</i> | 96 |
| B.5.1. | Error del Factor de calibración de los diodos | 96 |

| | |
|---|------------|
| B.5.2. Dosis de entrada | 97 |
| B.5.3. Variación porcentual de la dosis de entrada | 97 |
| C. Mediciones realizadas para el cálculo de cantidades de perturbación | 99 |
| D. Formatos para el control de dosimetría <i>in vivo</i> | 101 |
| Bibliografía | 105 |

Índice de Figuras

| | | |
|-------|--|----|
| 1.1. | Frecuencia del Cáncer en Venezuela. Estadísticas de Cáncer en hombres 2007. | 18 |
| 1.2. | Frecuencia del Cáncer en Venezuela. Estadísticas de Cáncer en hombres 2007. | 18 |
| 2.1. | Diagrama del efecto fotoelectrico | 26 |
| 2.2. | Diagrama del efecto Compton | 27 |
| 2.3. | Diagrama de la produccion de pares | 28 |
| 2.4. | Región de las 3 principales formas de interacción del fotón con la materia. . | 29 |
| 2.5. | Región de operación de los detectores de radiación gaseosos. | 34 |
| 2.6. | Representación de un detector gaseoso. | 35 |
| 2.7. | Representación de un detector de centelleo. | 35 |
| 2.8. | Película Radiocrómica utilizada para la verificación de dosis de un campo de tratamiento. | 36 |
| 2.9. | Presentaciones de T.L.D. | 37 |
| 2.10. | Esquema de semiconductor tipo N. | 38 |
| 2.11. | Esquema de semiconductor tipo P. | 38 |
| 2.12. | Diagrama de funcionamiento de un diodo semiconductor. | 39 |
| 3.1. | Esquema de decaimiento del ^{60}Co | 45 |
| 3.2. | Fotografía de un Theratron 780. | 46 |
| 3.3. | Esquema de encapsulamiento de ^{60}Co | 47 |
| 3.4. | Electrometro Marca PTW Modelo VivoDos. | 48 |
| 3.5. | Caja de conexiones BNC. | 49 |
| 3.6. | Diodos Semiconductores PTW. | 50 |
| 3.7. | Dimensiones de la sonda semiconductoras <i>in vivo</i> T60010MP. | 51 |
| 3.8. | Dimensiones de la sonda semiconductoras <i>in vivo</i> T60010RO. | 51 |
| 3.9. | Cámara de ionización IBA Scanditronix FC65-G. | 52 |
| 3.10. | Electrómetro PTW MultiDos. | 52 |
| 3.11. | Maniquí de agua solida PMMA marca IBA. | 53 |
| 3.12. | Conformación de dosis en radioterapia para tratamientos en la región pélvica. | 56 |

| | |
|--|-----|
| 4.1. Dependencia angular del diodo plano. | 63 |
| 4.2. Porcentaje de Variación de Dosimetría <i>In Vivo</i> en Campos Anteriores con el Diodo Plano. | 68 |
| 4.3. Porcentaje de Variación de Dosimetría <i>In Vivo</i> en Campos Laterales con el Diodo Plano. | 73 |
| 4.4. Comparación del porcentaje de variación de dosimetría <i>In Vivo</i> en campos anteriores empleando el diodo plano y el diodo cilíndrico. | 78 |
| 4.5. Comparación del Porcentaje de Variación de Dosimetría <i>In Vivo</i> en Campos Laterales Empleando el diodo plano y el diodo cilíndrico. | 83 |
| A.1. Montaje Experimental para la obtención de las cantidades de perturbación de la camara de ionización. | 89 |
| A.2. Vista amplia del montaje experimental. | 90 |
| A.3. Montaje experimental para la obtención de las medidas para la calibración de los diodos. | 91 |
| A.4. Vista superior del arreglo para la calibración de los diodos. | 92 |
| A.5. Posicionamiento del diodo para la realización de dosimetría <i>in vivo</i> | 93 |
| D.1. Hoja de cálculo de dosimetría <i>in vivo</i> | 102 |
| D.2. Informe de resultados de la dosimetría <i>in vivo</i> | 103 |

Índice de Tablas

| | |
|--|-----|
| 4.1. Unidad de tratamiento y condiciones de referencia | 59 |
| 4.2. Características de la cámara de ionización y electrometro | 60 |
| 4.3. Cantidades de Perturbación de la Cámara de Ionización | 60 |
| 4.4. Medidas sin corregir de la cámara de ionización | 61 |
| 4.5. Mediciones para el cálculo de los factores de calibración de los diodos plano y cilíndrico | 61 |
| 4.6. Factores de Calibración para los Diodos Semiconductores | 62 |
| 4.7. Resultados de la Dosimetría <i>In Vivo</i> en campos anteriores de la región pélvica con el diodo plano | 64 |
| 4.8. Resultados de la Dosimetría <i>In Vivo</i> en campos laterales de la región pélvica con el diodo plano | 69 |
| 4.9. Resultados de la Dosimetría <i>In Vivo</i> en campos anteriores de la región pélvica con el diodo cilíndrico | 74 |
| 4.10. Resultados de la dosimetría <i>In Vivo</i> en campos laterales de la región pélvica con el diodo cilíndrico | 79 |
| C.1. Registro de los valores de presión y temperatura para el cálculo de k_{PT} . . . | 99 |
| C.2. Registro de carga colectada para cálculo de k_{pol} , con el potencial normal de polarización (V). | 99 |
| C.3. Tensión de colección para la medición de carga colectada a emplear en el cálculo de k_s | 100 |
| C.4. Lecturas de carga colectada con potenciales V_1 y V_2 aplicados, para el cálculo de k_s | 100 |

Capítulo 1

Introducción

1.1. Cáncer

El cáncer es un término genérico, en este se pueden incluir cerca de un centenar de variedades morfológicas ubicadas en las diferentes anatomías del cuerpo humano [1], que aunque con rasgos comunes, se caracterizan individualmente, logrando que sean así tratamientos personalizados y dando por consecuencia pronósticos muy diferentes.

Esta enfermedad se caracteriza por tener un crecimiento celular irregular y acelerado. En condiciones normales, las células, tienen un crecimiento por etapas que permite un control regular, para el cáncer no existe tal control, esto tiene como consecuencia que los diferentes tipos de tumores posean tasas de proliferación totalmente contrarias a las células sanas. Las células cancerígenas pueden invadir rápidamente los tejidos sanos locales, modificando su entorno y también pueden invadir a distancia (metástasis), logrando causar así nuevas áreas con crecimientos tumorales en otras partes del cuerpo.

Hoy en día representa una de las principales causas de muerte en la humanidad, tanto así que para el año 2012 se le atribuyeron 8.2 millones de muertes, 30 % de esta muertes se asocian a factores de riesgo evitables, como el consumo de tabaco y alcohol, obesidad y mala alimentación. También existen infecciones que pueden aumentar el riesgo de padecer cáncer tales como hepatitis B, C y el virus del papiloma humano (VPH), siendo responsables del 20 % de las muertes por cáncer en países de ingresos medianos y bajos [1].

En Venezuela, es una de las causas más frecuentes de enfermedad o muerte, ocupando la segunda posición de mortalidad general detrás de las enfermedades cardiovasculares. En las figuras 1.1 y 1.2 se muestran las frecuencias de los diferentes tipos de cáncer en Venezuela para el año 2007:

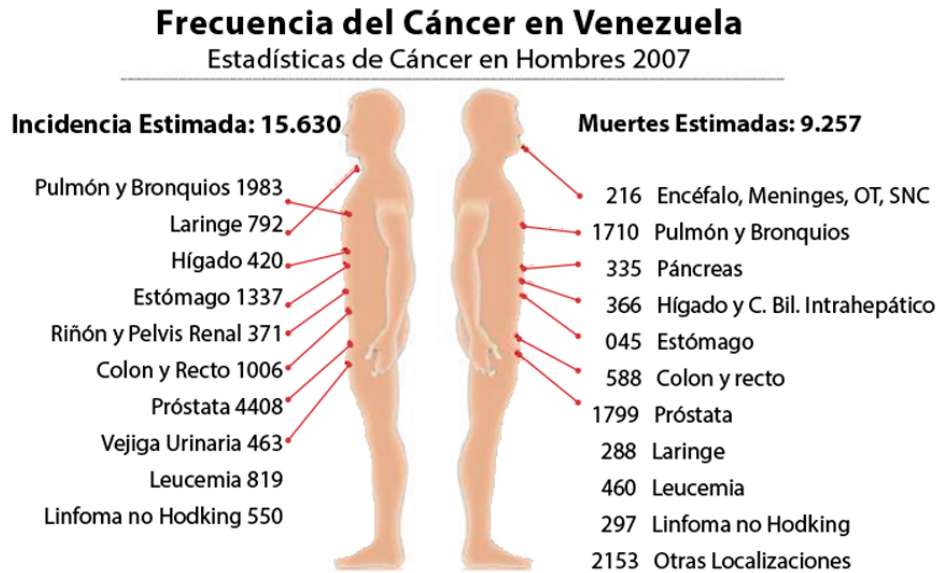


Figura 1.1: Frecuencia del Cáncer en Venezuela. Estadísticas de Cáncer en hombres 2007. MPPPS [2]

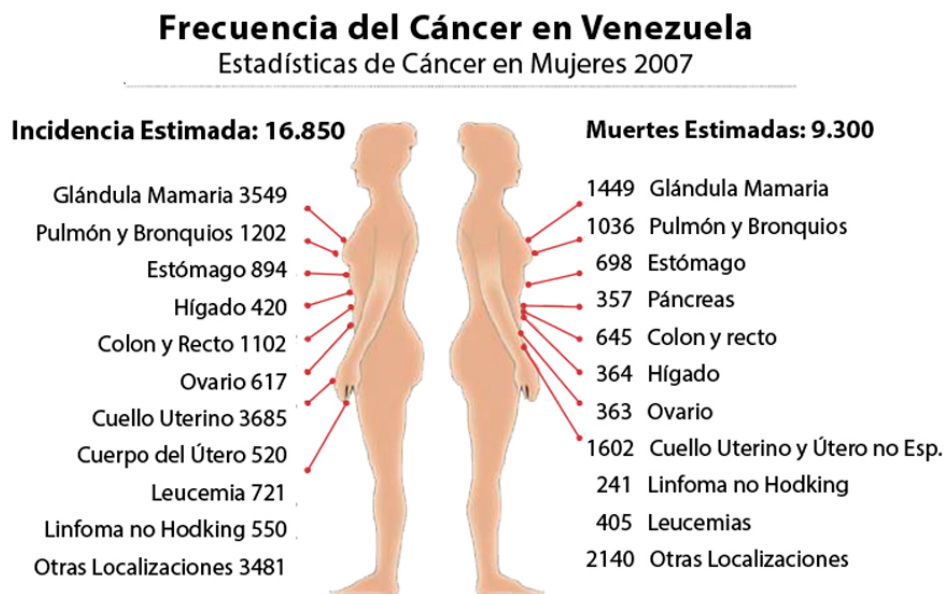


Figura 1.2: Frecuencia del Cáncer en Venezuela. Estadísticas de Cáncer en mujeres 2007. MPPPS [2]

Los tipos de cáncer más relevantes para la presente investigación, son los que se ubican anatómicamente en la región pélvica, tanto para hombres como mujeres, siendo los tumores pélvicos aquellos que afectan a las estructuras ubicadas en esa región, y que suelen generarse a partir de los tejidos que forman los órganos alojados en dicha área. Pueden ser de origen óseo, cartilaginoso, de tejido blando o mesenquimal, cutáneo, digestivo, genitourinario, nervioso, vascular, linfático, entre otros.

El avance en tratamientos de tumores pélvicos ha evolucionado a la vanguardia del conocimiento científico. Con la aplicación de quimioterapia, radioterapia y hormonoterapia se consiguen resultados que permiten el aumento de la esperanza y calidad de vida, contribuyendo a limitar la enfermedad localmente y a distancia, aumentando así la supervivencia global tras el tratamiento.

1.2. Radioterapia

La radioterapia es el uso de radiaciones ionizantes como tratamiento para patologías neoplásicas y otros tipos de enfermedades; basándose en los efectos citotóxicos que causan en las células malignas trayendo como consecuencia la muerte celular.

La ionización es el proceso mediante el cual uno o mas electrones son liberados de átomos, moléculas o cualquier otro estado ligado en el que se encuentren, la radiación ionizante es aquella compuesta por partículas, que pueden causar ionización en los átomos que se encuentren ubicados en el medio atravesado por dicha radiación [3].

La radiación ionizante se clasifica en dos tipos, la directamente ionizante que esta formada por partículas cargadas y la indirectamente ionizante, constituida por partículas sin carga como los fotones y neutrones.

El uso de las radiaciones ionizantes, con fines terapéuticos, se describió inicialmente en 1896 por Emil Grubbe al intentar controlar un Carcinoma de mama localmente avanzando y ulcerado, un año después de que Roentgen descubriera los rayos X.[4]

Existen tres formás convencionales de aplicación de Radioterapia, la Teleterapia, la Braquiterapia y la Radioterapia Metabólica. Las lesiones que produce la radiación en las células son aleatorias e inespecíficas, con efectos complejos sobre el ADN. La eficacia de la terapia depende del daño celular que sobrepasa la capacidad normal de reparación de la célula. En general, la reparación del tejido normal es más eficaz que el que realiza el tejido canceroso, lo cual permite una muerte celular diferencial.

1.2.1. Radioterapia Externa

Las Radiaciones Ionizantes en la Radioterapia Externa se generan con una fuente de irradiación externa, ya sea artificial (Aceleradores Lineales, LINAC por sus siglas iniciales en inglés) o naturales como el isótopo radioactivo ^{60}Co . La idea principal es dirigir los haces de radiación directamente a la zona que se desea tratar, intentando lograr irradiar lo menos posible a los órganos que se encuentran cercanos a la lesión o también llamados órganos a riesgo (OAR).

La radioterapia externa conformada (RTC) consiste en adaptar el haz de radiación a las proyecciones geométricas del volumen que se quiere tratar, permitiendo entregar la dosis prescrita al tumor y disminuyendo en la medida de lo posible las dosis al OAR.

La radiación que es absorbida por los tejidos, puede entregar la energía suficiente para remover electrones de los átomos, creando rompimiento de los enlaces moleculares y logrando cambios en sus estructuras, esto se logra principalmente por los diferentes efectos de la radiación sobre la materia. Específicamente, en las células, se producen desplazamientos electrónicos en cadena hasta lograr rompimientos moleculares, en especial a las moléculas de ADN que se encuentra en los núcleos celulares, teniendo como consecuencia cambios en la replicación celular. Los fotones de alta energía son los usados en la radioterapia ($>124\text{KeV}$). La unidad de energía empleada es el electrón-voltio (eV) este va a representar la diferencia de energía potencial que experimenta un electrón al desplazarse desde un potencial a otro teniendo como equivalencia en unidades básicas del sistema internacional:

$$1\text{eV} = 1,605176565 \times 10^{-19} \text{J} \text{ [5]}$$

La dosis absorbida está definida por la Comisión Internacional de Unidades y Medidas de Radiación (ICRU por sus siglas en inglés) como la razón entre el valor esperado de la energía cedida para un medio por partículas directamente ionizantes, $d\varepsilon$, por unidad de masa del medio, dm , en un diferencial de volumen:

$$D = \frac{d\varepsilon}{dm} (\text{Gy})$$

La unidad de dosis absorbida en el Sistema Internacional es el (Gy), siendo $1\text{Gy} = 1\text{J/Kg}$ [3].

El control tumoral logrado con la radioterapia externa, está estrechamente ligado al daño que pueda ocurrir en el tejido sano, debido a la dosis entregada al volumen tumoral y al tejido sano circundante. Como resultado de esto, toma importancia la precisión del suministro de la dosis. Variaciones de un 10% podrían tener como consecuencia la

disminución del control tumoral y la aparición de complicaciones en el tejido sano ya que el margen terapéutico con la radioterapia es estrecho y una tasa de control tumoral al rededor del 90 % tiene un riesgo de secuelas graves.

Todos los procedimientos que conforman la radioterapia, como lo son la simulación, planificación y la entrega de los tratamientos, pueden acarrear errores sistemáticos y aleatorios que contribuyen a aumentar la incertidumbre global en las distribuciones de dosis dadas al área de tratamiento. Es por ello que el control de calidad es de suma importancia para evitar accidentes no deseados. [6].

1.3. Protección Radiológica del Paciente

La evolución del área científica de la física junto a la tecnología de vanguardia se ha traducido en beneficios incalculables para la salud humana, pero también ha dado pie a nuevos factores de riesgos para la misma. Surge entonces, la necesidad de aprovechar los beneficios y al mismo tiempo evitar o reducir los problemas que esta mejora pueda ocasionar, como consecuencia de esto la protección radiológica entra en juego con el fin de fomentar una disciplina que proteja a las personas de los riesgos derivados en el uso de las radiaciones ionizantes.

Según el informe de seguridad N° 115 de la Organización Internacional de Energía Atómica (OIEA) se define como protección radiológica (PR): *“velar porque la exposición del tejido normal durante las sesiones de radioterapia se reduzca al valor más bajo que pueda razonablemente alcanzarse y sea compatible con la administración de la dosis requerida al volumen blanco de planificación”* [7].

Los objetivos de la protección radiológica básicamente son evitar la aparición de efectos determinísticos, que se caracterizan por una relación entre la dosis y el efecto, teniendo un umbral para el cual pueden ocurrir y reducir la frecuencia de los efectos estocásticos, que son aquellos en los cuales la probabilidad de que ocurran depende de la dosis.

Dentro de la disciplina de la protección radiológica se manejan 3 premisas principales: **justificación, optimización y limitación de dosis**. Estas se establecen para considerar todas las recomendaciones, ya sea avalando o desaprobando aplicaciones de radiaciones y/o límites de dosis, redactando planes de emergencia, planificando actuaciones en caso de que exista un riesgo radiológico (contramedidas), o cualquier otra, son las siguientes:

- **Justificación:** Toda práctica que involucre el uso de radiaciones ionizantes debe estar sustentada en evidencias que garanticen un beneficio mayor al detrimento que puedan generar.

- **Optimización:** Todas las exposiciones se deben reducir al valor más bajo que razonablemente pueda alcanzarse, teniendo en cuenta los factores económicos, sociales y terapéuticos.
- **Limitación de dosis:** Todas las prácticas deben estar sujetas a límites de dosis o a algún mecanismo de control.

En la fase de simulación, el paciente se coloca en la camilla del equipo para delimitar el área de tratamiento con placas radiográficas, de tal manera que se permita la reproducibilidad del posicionamiento. Aquí se pueden introducir errores que se traducen en una mala distribución de la dosis, siendo esta una de las principales causas diarias de distorsión en la efectividad del tratamiento. También en la planificación del tratamiento pueden aparecer errores, bien sea de cálculos o por falta de información que puedan contribuir a una mala práctica en el uso de las radiaciones ionizantes.

El reporte 24 de la ICRU señala que *“La evidencia disponible de ciertos tipos de tumores apuntan a la necesidad de una precisión de un $\pm 5\%$ en la dosis absorbida entregada al volumen blanco si existen la intención de eliminar el tumor primario”*[8].

Por lo tanto se considera que la protección radiológica del paciente comprende las diferentes medidas que se tomen para asegurar la calidad de un tratamiento de radioterapia, que proporcionen de forma implícita, protección para el paciente y reduzcan la posibilidad de exposiciones accidentales.

La verificación continua del tratamiento a través de la medición de la dosis suministrada juega un papel importante en la garantía del control de calidad que pueda ofrecer un Servicio de Radioterapia. Esto se logra gracias a la introducción de nuevas tecnologías como la dosimetría *in vivo*.

1.4. Justificación

Es inminente la optimización de los protocolos que garanticen el control de calidad en el suministro de tratamientos de radioterapia en la actualidad, para así lograr resultados deseados con tratamientos efectivos.

Surge la necesidad entonces, de implementar un protocolo de dosimetría *In Vivo* que pueda dar respuesta a estos requerimientos. Por lo tanto en el Servicio de Radioterapia Oncológica ONCORAD C.A. ubicado en el Instituto Diagnostico de San Bernardino en el Municipio Libertador del Dto. Capital, se ha adquirido un sistema de dosimetría *In Vivo* con diodos semiconductores como detectores de radiación para cumplir con la responsabilidad y garantía de calidad de los tratamientos aplicados en dicho servicio.

1.5. Objetivos

1.5.1. Objetivo General

- Elaborar un Protocolo de Garantía de Control de Calidad de Dosimetría In Vivo en pacientes con tratamientos en la región pélvica con Cobaltoterapia mediante el uso de diodos semiconductores tipo p-Si.

1.5.2. Objetivos Específicos

- Calibrar los diodos semiconductores.
 - Caracterizar los niveles de dosis de entrada.
 - Establecer pautas de acción para las medidas que se encuentren fuera de las tolerancias.
 - Comparar las características entre los dosímetros que serán usados en pacientes en la verificación de tratamiento.
 - Crear un protocolo estandarizado que permita el uso de dosímetros en el control de calidad en pacientes de Cobaltoterapia.
-

Capítulo 2

Fundamentos Físicos

2.1. Interacción de la Radiación con la Materia

La radiación ionizante al momento de interactuar con el material biológico puede propiciar daño a las células cuando ésta es ionizada, es decir, los átomos que las componen son excitados.

El tejido biológico, en particular el que forma el cuerpo humano esta compuesto en gran parte por agua, es por ello la necesidad de indagar que sucede cuando la radiación ionizante se relaciona con estas moléculas.

La interacción se puede dividir en dos tipos, dependiendo del modo de ionizar a la materia, la primera interacción es la conocida como directamente ionizante. Ésta suele comprender a las radiaciones corpusculares caracterizadas por ser partículas cargadas que interaccionan de forma directa con los electrones y el núcleo de átomos que componen a las moléculas blanco (como el agua ya explicado anteriormente)[9].

La radiación indirectamente ionizante se conformará por las partículas que no se encuentran cargadas, entre estas se tienen los fotones, los neutrinos o los neutrones. Al recorrer la materia interacciona con ella produciendo partículas cargadas siendo éstas las que ionizan a los otros átomos.

En el caso de la células, la radiación puede ocasionar daños al ionizar los átomos y moléculas [10]. Los efectos biológicos de la irradiación son el producto final de una serie de fenómenos ocasionados cuando la radiación atraviesa al medio. Estas perturbaciones físicas conducen a reacciones físico-químicas y estas a su vez efectos biológicos [11].

Los fotones pueden experimentar varias posibles interacciones con los átomos del medio atenuador; la probabilidad de cada interacción depende de la energía $h\nu$ del fotón y del número atómico Z del medio. Los procesos importantes por los cuales la energía es transferida en el tejido son los siguientes:

- Efecto Fotoeléctrico: Este ocurre cuando un fotón transfiere toda su energía a un electrón de los orbitales más internos de un átomo, dicha partícula será eyectada con una energía que es igual a la diferencia entre la energía del fotón incidente y su energía de ligadura, como consecuencia se obtiene que el fotón desaparecerá completamente luego de la interacción, dejando una vacante en dicho orbital.

La vacante ya mencionada será remplazada por un electrón de los orbitales superiores, resultando en una variación de energía del electrón debido a la diferencia de niveles energéticos, lo que producirá la emisión de un fotón de energía característica y así sucesivamente con los siguientes vacantes que se obtengan dejando una cascada de fotones característicos. [4][12]

La energía del fotón incidente esta representada por:

$$E = h\nu \quad (2.1)$$

donde ν es la frecuencia de las ondas electromagnéticas características del fotón y h es la constante universal de Planck.

El fotón, que interactúa con un electrón de los orbitales más internos de los átomos del medio, es atenuado y desaparece, mientras que el electrón es expulsado del átomo como un fotoelectrón con una energía cinética E_K la cual se expresa como

$$E_K = h\nu - E_B \quad (2.2)$$

donde $h\nu$ es la energía del fotón incidente y E_B es la energía de ligadura del electrón [13].

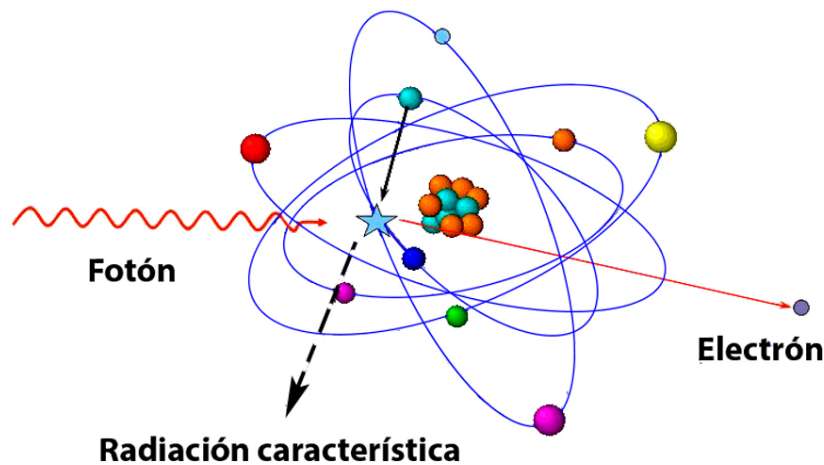


Figura 2.1: Diagrama del efecto fotoeléctrico

- Efecto Compton: Ocurre cuando la energía del fotón incidente es mayor a la energía de ligadura del electrón, conocida también como dispersión incoherente o inelástica. En el caso de la producción de este fenómeno el fotón no sera absorbido sino que va ser dispersado con un cambio de dirección y una pérdida de energía relacionado con el angulo de incidencia. La probabilidad de que esta interacción ocurra no se encuentra relacionada con el número atómico del elemento sino con la densidad electrónica del material. Biológicamente, los componentes de los tejidos tienen un número aproximadamente constante, exceptuando el hidrógeno.[4, 13]

Los cambios que experimenta la longitud de onda del fotón $\Delta\lambda$ esta dada por la relación de Compton:

$$\Delta\lambda = \lambda_C(1 - \cos\theta) \quad (2.3)$$

donde λ_C es la longitud de onda de Compton del electrón, expresada como:

$$\lambda_C = \frac{h}{m_e C} = 0,024\text{\AA} \quad (2.4)$$

donde m_e es la masa del electrón y C la velocidad de la luz. [13]

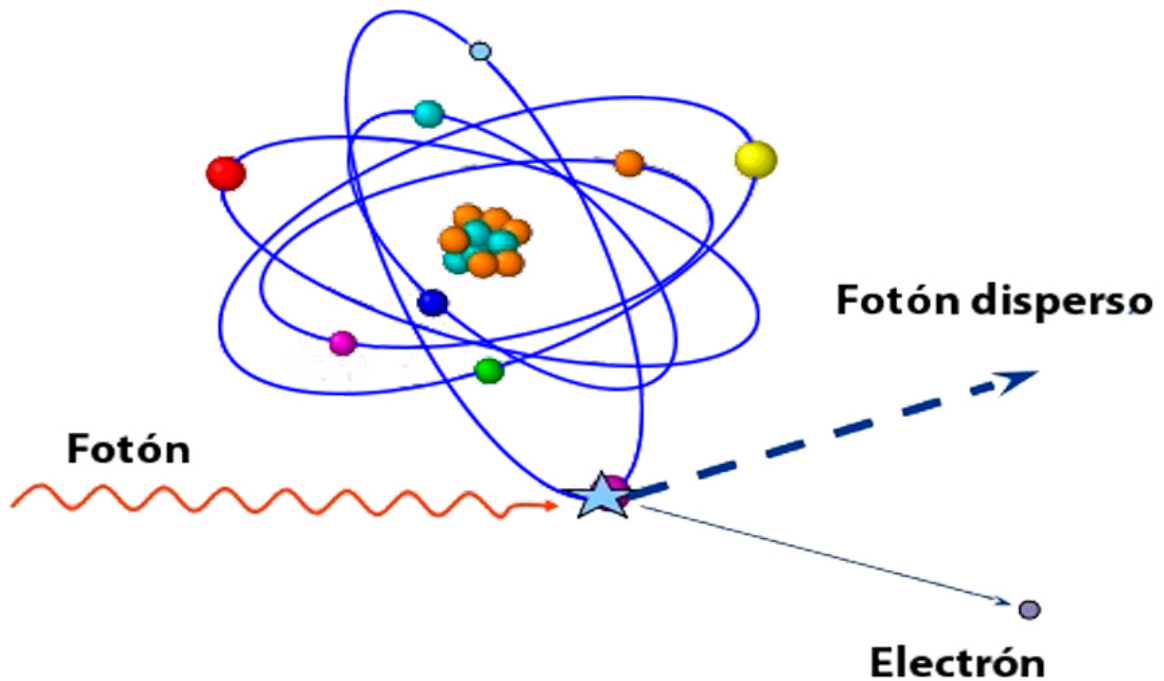


Figura 2.2: Diagrama del efecto Compton

- Producción de pares: En la producción o creación de pares, el fotón desaparece al interactuar con el campo electromagnético del núcleo y un par electrón-positrón con una energía cinética combinada igual a $h\nu - 2m_e c^2$ es producido. En la 2.3 se muestra la creación de pares. Debido a la interacción de Coulomb se produce un positrón cuya energía cinética va a ser ligeramente mayor a la del electrón del par con el núcleo cargado positivamente produciéndose a continuación una desaceleración del electrón y una aceleración del positrón. [12]

La masa producida por la energía del fotón de salida en forma de un par electrón-positrón, tiene una energía umbral de $2m_e c^2 = 1,02MeV$ y cuando la producción de pares ocurre en el campo de un electrón orbital, el efecto se refiere como una producción triple y las tres partículas (un par electrón-positrón y el electrón orbital) comparten la energía disponible. El umbral de este efecto es $4m_e c^2$. [13]

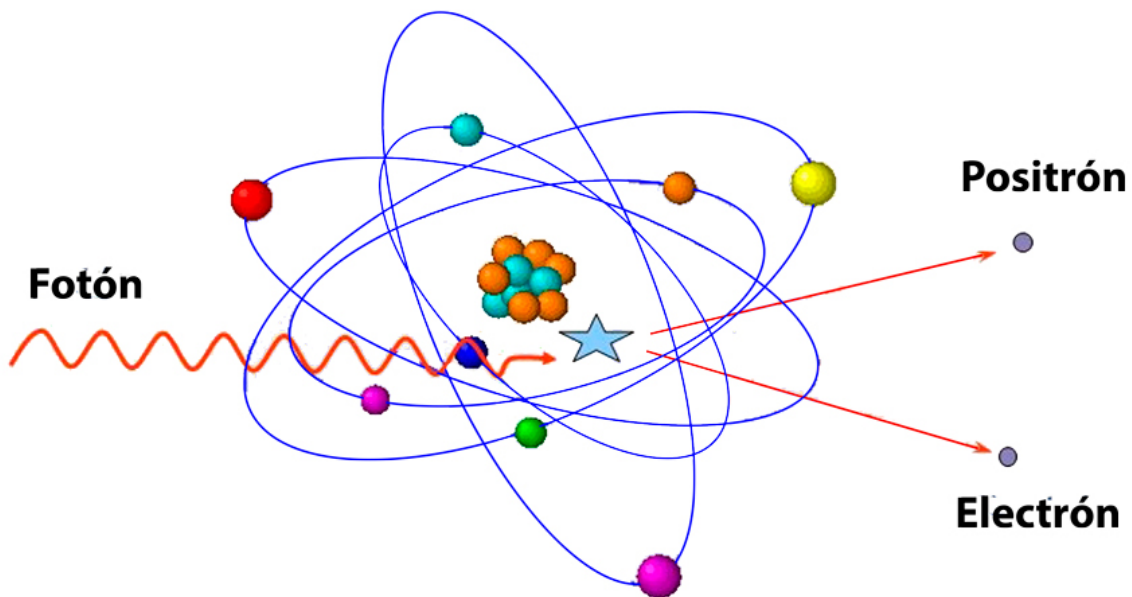


Figura 2.3: Diagrama de la producción de pares

La probabilidad para que un fotón experimente cualquiera de los fenómenos de interacción con el medio atenuador depende de la energía $h\nu$ y del número atómico Z del

material. El efecto fotoeléctrico predomina para bajas energías, el efecto Compton para energías intermedias y la producción de pares para altas energía del fotón incidente 2.4.

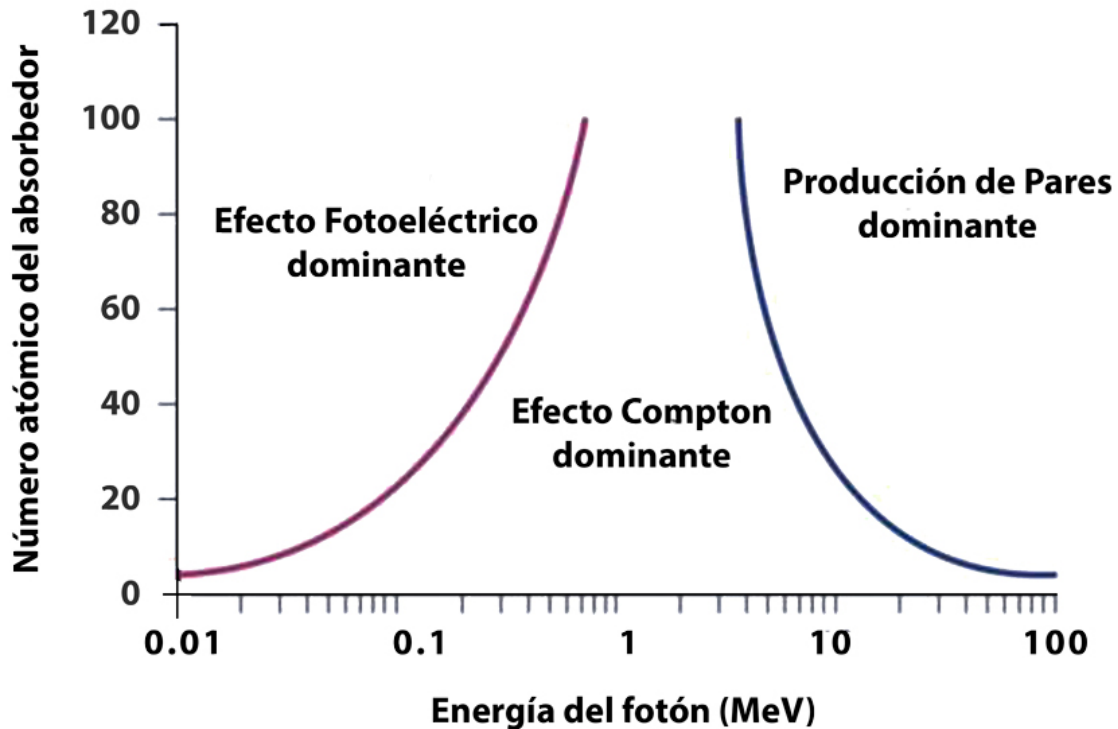


Figura 2.4: Región de las 3 principales formas de interacción del fotón con la materia. [13]

La propiedad más importante que tienen estos tres efectos sobre la materia es la ionización, este es el punto clave del uso terapéutico de la radiación en la medicina. Para que esto ocurra resulta indispensable la transmisión de energía por parte de la radiación al medio irradiado.

Como la expulsión de un electrón de órbita deja al átomo positivamente cargado, en el curso de una ionización se forma siempre una pareja de iones. La energía necesaria para formar un par de iones en el agua (material atenuador predominante en el ser humano) asciende a $34eV$ y se conoce con el nombre de energía media de ionización.

2.2. Magnitudes y unidades usadas en la interacción de la radiación ionizante

Para cuantificar la exposición a las radiaciones ionizantes es necesario definir los conceptos y magnitudes utilizados para determinar los efectos de dicha exposición.

El rango de la energía de radiación electromagnética útil en radioterapia es desde 100keV hasta 20MeV y dentro de los efectos que interactúan con la materia el más importante en la transferencia de energía al medio es el efecto Compton ya que los electrones resultantes de la ionización por parte del haz de radiación, pueden inducir nuevas ionizaciones a lo largo de su trayectoria hasta que la energía de unos y otros se deposita íntegramente en el medio irradiado.

La forma en como la energía es depositada en el medio es de carácter discreto y probabilístico. La probabilidad de que esta deposición ocurra en algún punto responderá a una descripción de los diferentes modos posibles de interacción.

La energía absorbida en el medio irradiado por unidad de masa se define como dosis. Donde su unidad es el gray (Gy) y $1Gy = 1\text{julio}/\text{kg}$. Se puede definir como el cociente de:

$$D = \frac{d\bar{\epsilon}}{dm} \quad (2.5)$$

donde $d\bar{\epsilon}$ es la energía impartida media por la radiación ionizante a una masa dm de materia.

El efecto biológico que es producido por las radiaciones ionizantes se puede establecer como la suma de diferentes magnitudes, entre estas se encuentra la dosis (la más fundamental), ésta está relacionada con el Kerma.

El Kerma permite definir la cantidad de energía cinética que es transferida a las partículas cargadas, que serán liberadas por la incidencia de partículas no cargadas en el tejido[14].

La energía puede ser disipada en interacciones radiativas K^{rad} , bremsstrahlung, el kerma está relacionado con las sumas de las energías cinéticas iniciales de todas las partículas ionizantes cargadas y está descrito por el cociente:

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \quad (2.6)$$

Esta medida posee la misma unidad que la dosis absorbida, el Gray (Gy).

La radiación indirectamente ionizante tiene la particularidad de transferir su energía por medio de dos fases; primero se origina la interacción a través de la cual se transfiere

energía a partículas secundarias cargadas y segundo estas partículas transfieren energía a la materia. Entonces son las partículas secundarias cargadas las responsables de ocasionar los efectos de ionización y excitación.

Alguna de las partículas secundarias cargadas tendrán la posibilidad de salir del medio expuesto, ésta energía no contribuirá a la dosis absorbida y para reponerla se generan electrones secundarios que junto con la radiación directamente ionizante constituyen lo que se conoce como equilibrio electrónico. [15][16][14]

2.3. Teoría de Bragg-Gray

Cuando se quiere detectar o medir la radiación es necesario que ésta interactue con algún material para luego estudiar los cambios en la configuración de su sistema. Por ejemplo, el ojo humano percibe los fotones de luz luego de que estos impactan con las células de la retina, después de ser reflejado desde los diferentes objetos. Sin esa interacción, el ser humano no tendría la posibilidad de ver. Exactamente lo mismo ocurre con los detectores de radiación, los cuales usan alguna forma para interactuar con la radiación y generar una señal medible.

La principal función de estos detectores, entonces, es el medir la dosis absorbida, para ello los dosímetros deben cumplir ciertas condiciones de manera que no presenten más incertidumbres que no puedan ser controladas.

En principio los dosímetros deben cumplir la teoría de Bragg-Gray. Ésta fue la primera desarrollada para proveer la relación entre la dosis absorbida en un dosímetro y la dosis absorbida en el medio donde está ubicado el dosímetro.

Para que esta teoría pueda ser válida existen dos condiciones que se deben tomar en cuenta. La primera condición es que la cavidad debe ser mucho más pequeña que el rango de las partículas cargadas incidentes en dicha cavidad, esto se debe a que la presencia de la cavidad no debe perturbar la fluencia de las partículas cargadas en el medio, permitiendo que exista un equilibrio de la fluencia que se establece alrededor del medio, condición que solo será permitida en regiones de equilibrio de partículas cargadas (CPE) y en regiones de equilibrio transitorio de partículas cargadas (TCPE).

La segunda condición es que la dosis absorbida en la cavidad, debe ser netamente debida a las partículas cargadas que cruzan por ella, lo que justifica que la interacción de los fotones no será tomada en cuenta en la medición del dosímetro, asimismo, no se tomará en cuenta la producción de electrones secundarios que se puedan producir dentro de la cavidad.

La relación de estas condiciones con la medición de la dosis absorbida viene de la

ecuación 2.7:

$$D_{med} = D_{cav} \left(\frac{\bar{S}}{\rho} \right)_{med,cav} \quad (2.7)$$

Donde $\left(\frac{\bar{S}}{\rho} \right)_{med,cav}$ es la relación de los poderes de frenado de colisión masivo del medio y la cavidad. Una cavidad que cumpla el condicionamiento de Bragg-Gray no debe, necesariamente, tener el mismo comportamiento cuando sea atravesado por haces de fotones de baja, mediana y alta energía.[13]

2.4. Teoría de Spencer-Attix

La teoría de Bragg-Gray no toma en cuenta la creación de electrones secundarios denominados electrones delta, generados como resultados de colisiones fuertes en el frenado de los electrones primarios en el volumen sensible del dosímetro. Por lo que se introduce la teoría de cavidades de Spencer-Attix que considera estos electrones, los cuales tienen suficiente energía para producir ionización por su propia cuenta.

Esta teoría también opera sobre las dos condiciones de la teoría de Bragg-Gray, sin embargo, deben aplicar ahora la fluencia de las partículas secundarias junto a la fluencia de las partículas primarias.

La fluencia de los electrones secundarios en la teoría de Spencer-Attix se divide en dos componentes basados en una energía umbral Δ definida. Aquellos electrones secundarios que cuya energía cinética E_K menores que el umbral Δ son considerados electrones lentos depositan su energía localmente y aquellos con energías mayores o igual al umbral Δ son considerado electrones rápidos y forman parte del espectro de electrones.

Tomando en cuenta las condiciones de Bragg-Gray, donde se establece que no debe existir producción de electrones en la cavidad, los electrones con energía Δ deben ser capaces de atravesar la cavidad y el valor del umbral es por lo tanto relacionado al tamaño de la cavidad.

La relación de Spencer-Attix entre la dosis en el medio y la dosis en la cavidad está descrita como:

$$\frac{D_{med}}{D_{cav}} = s_{med,cav} \quad (2.8)$$

donde $s_{med,cav}$ es la tasa del promedio del poder de frenado de colisión másico restringido del medio a la de la cavidad. [13]

2.5. Detectores de Radiación

En general, la radiación ionizante no es detectable por los sentidos del ser humano, surge la necesidad de trabajar con instrumentos adecuados para percibir su presencia. En la actualidad los detectores electrónicos representan una de las mejores alternativas cuando se trata de medir la radiación [17]. Un detector electrónico utiliza un medio de detección como el gas para generar una señal eléctrica cuando es atravesado por la radiación y esta puede ser usada para caracterizar la radiación y sus propiedades.

Se han desarrollado muchos tipos de detectores de radiación, cada uno tiene la característica de ser sensible a cierto tipo de radiación y diferentes intervalos de energía, es por ello que es importante saber que tipo de radiación se desea medir para así trabajar con el detector indicado.

Los detectores están diseñados bajo el manejo de los conceptos de interacción de las radiaciones con la materia. Las radiaciones tienen la posibilidad de impartir su energía al medio por el que atraviesa, ionizando y excitando los átomos que la componen, lo que produce diferentes cambios que puedan ser indicadores de la presencia de radiación [18].

Un dosímetro de radiación, es entonces, un instrumento que puede detectar y medir o evaluar, directa o indirectamente, la exposición, kerma, dosis absorbida o cualquier cantidad relacionada a las radiaciones ionizantes.

Los dosímetros deben cumplir ciertas propiedades las cuales van a permitir una medición acertada de lo que se quiera obtener. Básicamente deben de tener una buena eficacia y precisión los cuales van a beneficiar la reproducibilidad de las mediciones dosimétricas que se realicen.

Una alta precisión esta asociada a obtener errores de desviación estándar más pequeños en la distribución de los resultados medibles. La eficacia de las mediciones dosimétricas permite acercarse lo que sería el valor esperado de la medición con el valor verdadero medido. En la realidad los valores no pueden ser absolutamente eficaces y esta ineficiencia se plantea como consecuencia de la incertidumbre.

Otras de las características imprescindibles que deben poseer los dosímetros es la linealidad. Ésta expresa lo constante que resulta la sensibilidad del detector. Una sensibilidad constante significa una alta linealidad que facilita la conversión del valor leído al valor medido. Cada dosímetro posee un rango de linealidad y de no linealidad que depende de las características físicas de dicho instrumento.

Un ejemplo clásico de linealidad es el presentado en la gráfica 2.5, donde es apreciable la dependencia de la linealidad para un detector gaseoso en función al voltaje aplicado a dicho dosímetro, lo cual establece un rango de uso eficaz para este equipo al momento de obtener lecturas certeras y fiables.

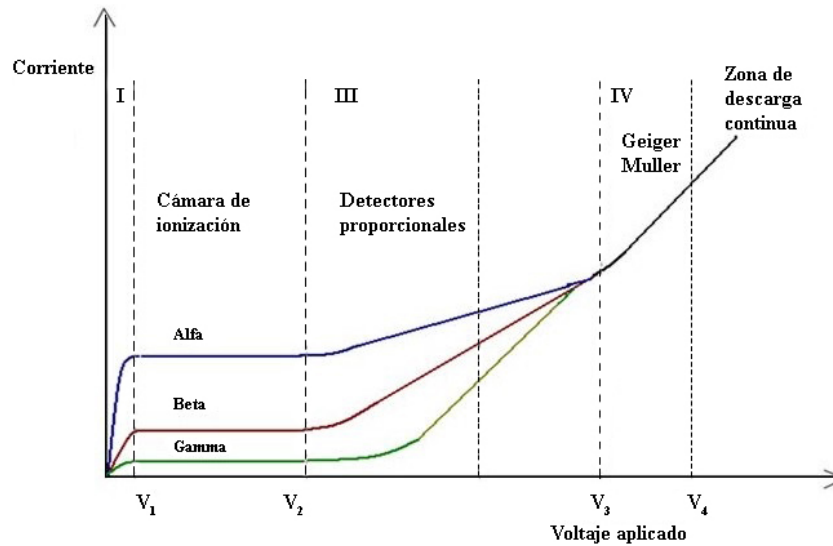


Figura 2.5: Región de operación de los detectores de radiación gaseosos [13].

La dependencia de la tasa de dosis también es una de las propiedades que se tiene que tomar en cuenta a la hora de determinar el detector de radiación a utilizar ya que existen haces de radiación como los pulsados en donde es necesario realizar correcciones por recombinación de iones, en donde la tasa de dosis puede influir en las lecturas dosimétricas. Para cada sistema la cantidad dosimétrica medida, puede ser independiente de la tasa que se está cuantificando.

Los sistemas dosimétricos poseen una respuesta, generalmente, en función de la calidad del haz de radiación y por lo tanto de la energía. Cada equipo de dosimetría debe ser calibrado para el rango de energías para el cual van a ser utilizados. La variación de la respuesta de un sistema de dosimetría requiere correcciones necesarias debido a la calidad del haz radiación, esto se conoce como la dependencia de la energía.

Es necesario tomar en cuenta la variación de la respuesta del dosímetro cuando se modifica el ángulo de incidencia de la radiación creando así una dependencia direccional de los dosímetros esto se debe a la sección eficaz de detección característica.

Debido a todas estas propiedades existen diversos tipos de detectores de radiación como:

- **Detectores gaseosos:** basados en la recolección de electrones producidos por la ionización directa que ocasiona la radiación al atravesar el gas encerrado entre dos electrodos sometidos a una diferencia de potencial. Las cámaras de ionización, los contadores proporcionales y los detectores Geiger-Müller trabajan bajo este concepto.

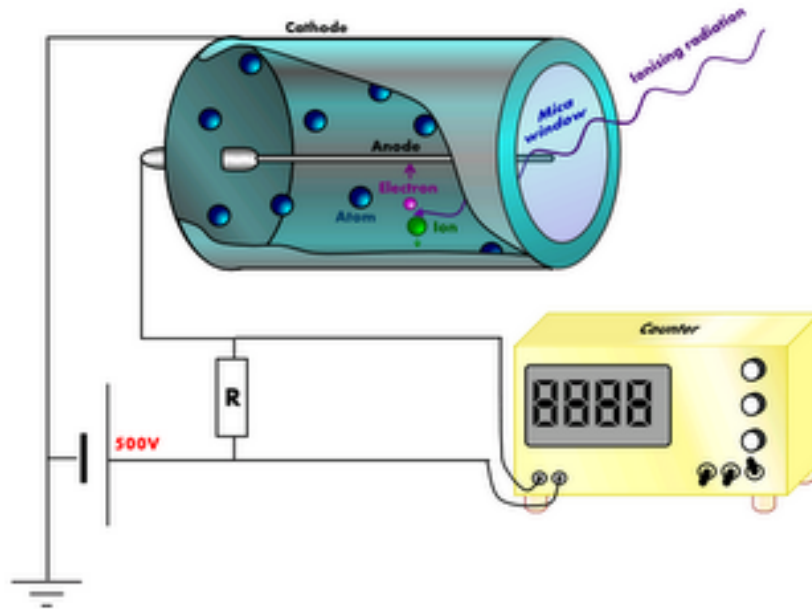


Figura 2.6: Representación de un detector gaseoso [19].

- **Detectores por centelleo:** Funcionan a través de cristales de silicio dopados (material centelleador) unido a un tubo fotomultiplicador. Éste último, absorbe la luz emitida por el centelleador cuando este es atravesado por la radiación y la reemite como electrones por efecto fotoeléctrico, haciendo que los electrones se multipliquen en una cascada de dinodos incrementado el potencial eléctrico para generar una corriente eléctrica medible que está relacionada a la cantidad de radiación absorbida por los cristales.

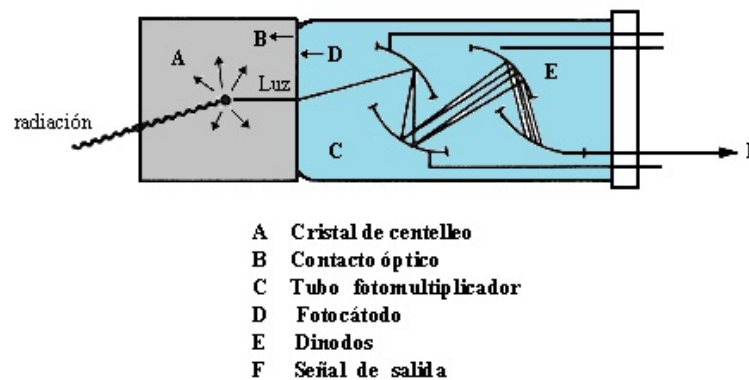


Figura 2.7: Representación de un detector de centelleo [20].

- **Detectores de película:** Estos aprovechan que las películas fotográficas son sensibles a la radiación, como sucede en las radiografías. La emulsión fotográfica contiene granos de Bromuro de Plata (AgBr), al pasar por ella una radiación deja a su paso iones de bromo y de plata suspendidos en la emulsión, como imagen latente. Cuando se revela la película aparecen los granos de plata metálica. El oscurecimiento se mide después con un densitómetro óptico, que mide la transmisión de luz, y de allí se deduce la dosis recibida.

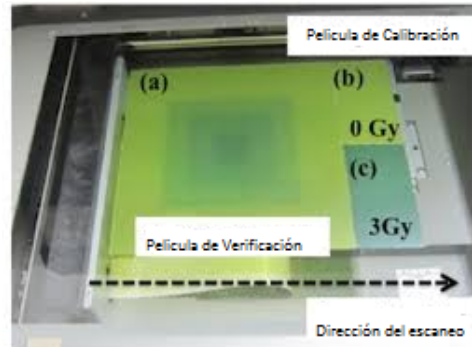


Figura 2.8: Película Radiocrómica utilizada para la verificación de dosis de un campo de tratamiento [21].

- **Detectores de termoluminiscencia (TLD):** Estos tipos de detectores permiten medir la dosis utilizando un material con sustancia que es termoluminiscente cuando es sometida a un campo de radiaciones ionizantes.

Frecuentemente, es conocido como T.L.D., de las siglas anglosajonas de Thermo Luminescent Dosimeter. El proceso de dosimetría por termoluminiscencia esta basado en el uso de un cristal termoluminiscente con características bien definidas por el fabricante, con un periodo de latencia y permite determinar la dosis de radiación que recibe el mismo.

Posterior a su uso este dosímetro será sometido a procesos de lectura que consisten básicamente en tratamientos con calor, donde previo a limpiar las trampas del cristal que se descarguen con temperaturas de hasta 100 Celsius, la lectura será adquirida debido al calentamiento del cristal, obteniendo una emisión de energía en forma de luz visible. La dosis será dependiente a la función que liga la intensidad de luz con la temperatura correspondiente, obteniendo una curva de brillo.

Dicha luz visible incidirá posterior a su emisión en un tubo fotomultiplicador, el cual emitirá una corriente que es enviada a un dispositivo electrónico que la recogerá por

un condensador. Los TLD mayormente utilizados en aplicaciones medicas son: de $LiF : Mg$, Ti , $LiF : Mg, Cu, P$ y $Li_2B_4O_7 : Mn$ debido a su equivalencia del tejido. Otros TLD usados comunmente por su alta sensibilidad son $CaSO_4 : Dy$, $Al_2O_3 : C$ y $CaF_2 : Mn$. [22] [13]

Estos dosímetros vienen comúnmente a servir como instrumentos de medición de dosimetría personal, la figura 2.9 presenta dos formas de cargar este tipo de equipo, como un anillo para cargarlo en el dedo y como un porta-dosímetro que se coloca en la ropa del trabajador.

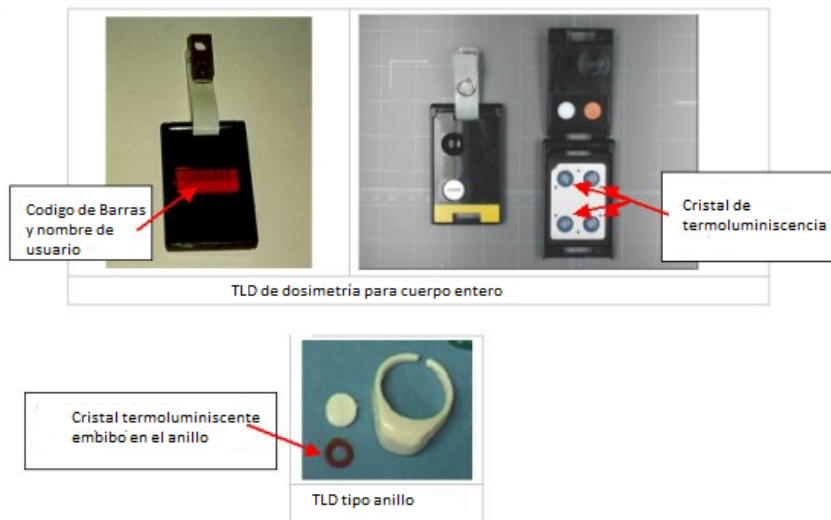


Figura 2.9: Presentaciones de T.L.D. [23].

- Detectores semiconductores:** Una alternativa para los detectores sólidos son los de material semiconductor tales como el Germanio (Ge) y el Silicio (Si), estos permiten formar cristales sólidos en los cuales los átomos de valencia 4 permiten crear enlaces covalentes con sus respectivos átomos vecinos. La mayoría de los electrones que son de valencia van a participar en los enlaces y en las estructuras de bandas, conocidas como banda de valencia y una banda de conducción masiva.

En el control de lo que se refiere a la conducción eléctrica de semiconductores se utilizan pequeñas cantidades de elementos conocidos como material de dopaje, en el proceso de dopaje de un cristal los átomos con valencia 3 o 5 son introducidos en la red cristalina como ejemplo de esto existen átomos de valencia 5 como el antimonio (Sb), el fósforo (P) y el arsénico (As), 4 de sus electrones formaran enlaces covalente de Si o Ge y el quinto electrón podrá moverse de manera libre

en dicha red cristalina permitiendo formar conjunto de estados discretos o también conocidos “donadores” justo bajo la banda de conducción. Para que este material se conozca como un semiconductor de tipo n debe existir un exceso de transportadores de carga negativa.

Sin embargo si se utiliza átomos de valencia 3 intentado formar 4 enlaces covalentes lo que produce un exceso de vacantes en este material, el cual posee estados discretos llamados aceptores sobre su banda de valencia reciben el nombre de tipo p. [24]

En las figuras 2.10 y 2.11 se muestran los esquemas para cada tipo de conductor.

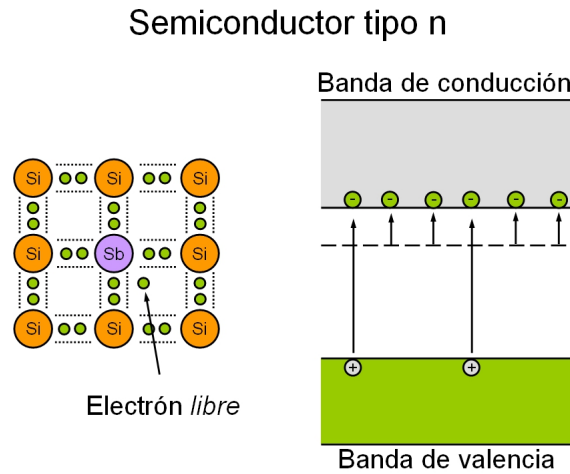


Figura 2.10: Esquema de semiconductor tipo N. [25].

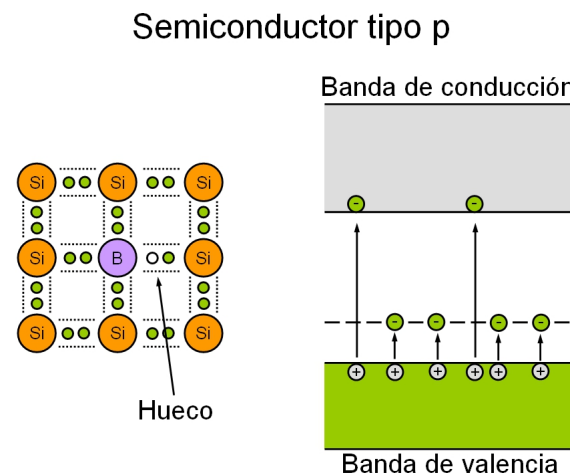


Figura 2.11: Esquema de semiconductor tipo P. [25].

2.6. Diodos Semiconductores Como Detectores de Radiación

La semiconductividad intrínseca de cada cristal semiconductor como el *Si* o del *Ge* puede ser considerada con el dopaje de dichos cristales, como impurezas y típicamente los donadores son el *P* y el *As*, y los aceptores son el *B* y el *Al*.

El cristal puede ser dopado en dos pasos, si el diodo que es de tipo p se le añade primero impurezas aceptoras y luego los átomos donadores, teniendo este una mayor concentración que la de los aceptores, dejando de esta manera una forma difusa en la superficie del material tipo p [26].

Los electrones que han migrado a través de la región p hasta la región n forman la capa de depleción, la cual es una capa de cargas libres y es creada sobre cada diferencia de potencial electrostático formado, que es aproximadamente de 0,7 voltios para un diodo de silicio.

Los diodos son usados en modo de corto circuito, ya que muestran una relación lineal entre la carga colectada y la dosis. Esto significa que son usualmente operados sin una voltaje de polarización para reducir corrientes de fuga.

El principio de detección de la radiación en los diodos semiconductores se obtiene cuando dicha radiación produce electrones y huecos en la capa de depleción. Los electrones son atraídos por los lados positivos del diodo. Facilitando así una corriente I que será proporcional al número de cargas creadas, dando un flujo a circuito externo. Esto puede ser verificado a través de un diagrama simple de funcionamiento de un diodo semiconductor como se muestra en la figura 2.12.

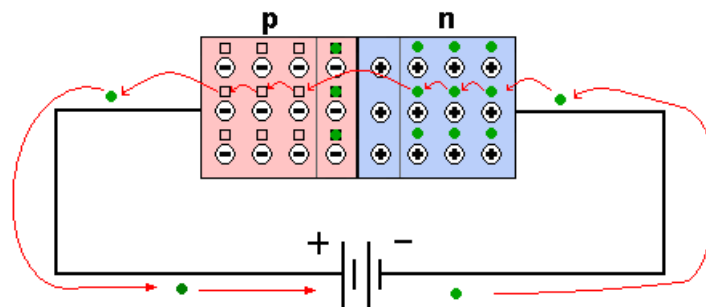


Figura 2.12: Diagrama de funcionamiento de un diodo semiconductor. [27]

Cuando a los diodos se le proporciona una irradiación, se va a producir un par de ionización electrón-hueco en la capa de depleción. Los electrones y los huecos serán atraídos

de los lados p y n respectivamente. Para que lidere una alta probabilidad de recombinación para los huecos, es necesario que exista una gran cantidad de imperfecciones en el cristal, conocidos como centros de recombinación.

Debido a las radiaciones el proceso de equilibrio de carga entre los lados n y p del diodo es destruido [28]. Cuando ambos lados externamente son conectados uno al otro, una corriente puede ser detectada como radiación, mientras que el diodo esta en modo cortocircuito, el número de pares electron-hueco producidos serán proporcional a dicha corriente y por lo tanto a la dosis.

2.6.1. Propiedades intrínsecas de los materiales semiconductores

La singularidad de los materiales semiconductores puede ser bien apreciada cuando se compara con la mayoría de los detectores de radiación, entre estas podemos considerar a la pequeña banda del GAP (como mínimo de $1,12eV$ de energía) liberando a un gran número de portadores de carga por unidad de energía perdida de las partículas ionizadas a ser detectadas, donde el promedio de energía creada por un par electrón-hueco ($3,6eV$) esta en un orden de magnitud mucho menor que la energía de ionización en gases (aproximadamente $30eV$).

Su alta densidad ($2,33g/cm^3$) conduce a un gran número de portadores de carga por longitud atravesada por partícula ionizada ($3,8MeV/cm$) para un mínimo de partículas ionizadas, por lo tanto, es posible construir detectores finos que mantengan una señal lo bastante grande para poder ser medida, obteniendo así, una medida precisa lo más extremadamente posible y en el orden de los picos. La rigidez mecánica permite la construcción de estructuras autosoportables.

La posibilidad de crear dispositivos que puedan integrar al silicio, tanto al detector como a la electrónica, permite la creación de estructuras detectoras con nuevas propiedades que las tenidas por los detectores de gas no analógicos donde se puede crear espacios cargados fijos y dopados en el cristal, utilizando configuraciones de campo sofisticadas, sin obstruir el movimiento de las señales de carga.

2.6.2. Dopaje de los Detectores Semiconductores

Al añadir pequeñas fracciones de átomos extraños en un cristal, se puede aumentar el crecimiento del desempeño durante o después del procesamiento del dispositivo, el efecto de las propiedades eléctricas de un material no solamente dependería de las concentraciones de estos átomos si no también de la estructura como fue fabricada dicho cristal.

El requerimiento ideal para el dopaje de una red cristalina debe ser lo más imperterbable a excepción de la sustitución de una pequeña fracción de la red atómica por los átomos dopadores, causando pequeñas distorsiones en la red y manteniendo el mismo vínculo químico de la estructura.

Cuando los cristales crecen al momento de añadirseles dopantes, estos átomos son usualmente utilizados para construir sitios de la red regulares. Ellos también pueden traer implantaciones de iones al calentar el cristal. Los dopantes son entonces los llamados activados (y el procedimiento es llamado activación) [28].

2.6.3. Interacción de la Radiación con los Semiconductores

La interacción de la radiación con los materiales semiconductores causa la producción de pares electrón-hueco que pueden ser detectadas como señales eléctricas. Para partículas cargadas dicha ionización puede ocurrir lejos del camino de vuelo para bajas colisiones de retrodispersión con los electrones. Los fotones primeramente se someten a una interacción con un electrón blanco, efecto fotoeléctrico o compton, o con el núcleo del semiconductor. Parte de la energía que será cedida por el semiconductor podría ser absorbida dentro de la ionización y el resto de las vibraciones de la red (fonones) puede ser finalmente entregada como energía térmica.

La fracción de la energía convertida en la creación del par electrón-hueco es una propiedad del material detector, para una energía de radiación dada, la señal puede variar debido a un valor N dado por $N = E/\varepsilon$, donde E es la energía absorbida en el detector y ε es la energía promedio gastada para crear un par electro hueco. La variancia en el número de la señal de electrones (o huecos) N es dada por:

$$\langle \Delta N^2 \rangle = FN = \frac{FE}{\varepsilon} \quad (2.9)$$

Donde F es el factor Fano. Esta expresión adaptada a los semiconductores toma en consideración la probabilidad de colisión de ionización y no ionización de partículas cargadas[28].

2.7. Dosimetría

Los procedimientos para medir la radiación y como ésta es suministrada a los pacientes han sido limitados en proporcionar la suficiente información espacial de la magnitud radiológica conocida como dosis absorbida, principalmente en medios cuyos coeficientes de atenuación, en promedio, sean parecidos al de un individuo [29]. La dosimetría de

radiación es el cálculo de la dosis absorbida en tejidos y materias como resultados a la exposición de la radiación ionizante ya sea de manera indirecta o directa.

A cualquier equipo que utilice radiación ionizante, se le requiere realizar las diversas mediciones que aporten toda la información involucrada en la entrega de dosis absorbida, para crear los diversos tipos de planes de tratamiento según la patología que posea cada paciente. Es necesario establecer un programa de garantía de calidad, para constatar que los parámetros del equipo permanezcan en el tiempo dentro de las tolerancias establecidas por los entes reguladores, tanto nacionales como internacionales.

Esta verificación de programas de calidad pueden dividirse en dos secciones muy importantes: La primera sección es la que se encarga de hacer la verificación de los diferentes parámetros tanto mecánicos como dosimétricos del equipo empleado para el tratamiento (LINAC, equipo de cobaltoterapia, entre otros), la segunda sección toma en consideración la garantía de calidad intercomparando mediciones realizadas *in vivo* en los tratamientos a los pacientes con las dosis planificadas por los sistemas de planificación o TPS por sus siglas en inglés.

La importancia de la utilización de un dosímetro adecuado, para cubrir las funciones respectivas de cada una de las secciones mencionadas, permitirá crear los diversos procedimientos de garantía de calidad que conllevará a establecer una excelente dosimetría clínica[29].

Una de las variables importantes que deben tomarse en cuenta es la calibración de los detectores de radiación o dosímetros ya que estos trabajan de forma independiente para cualquier tipo de equipo emisor de radiaciones ionizantes.

2.8. Dosimetría *In Vivo*

La dosimetría *in-vivo* toma en cuenta la obtención de la dosis de radiación en los pacientes. Es una verificación que permite el aseguramiento de los tratamientos radio-terápicos, estas mediciones son realizadas durante la entrega de tratamiento.

El objetivo fundamental es el aseguramiento de calidad. La OMS, la ICRP, la IAEA han llegado a tomar mucho más en cuenta la dosimetría *in vivo* como un mecanismo eficiente de control de la garantía de la calidad en los servicios de radioterapia a nivel mundial.

Las mediciones de dosis de entrada y de salida permiten proporcionar información certera de la precisión del procedimiento de tratamiento utilizado. Este elemento de control de calidad es, a veces, el único método de conocer la dosis que realmente se suministró a un paciente y que puede ser comparado con las dosis de entrada y salida que el TPS

podrá indicar[30].

En el proceso de realización de la dosimetría *in vivo*, se toma en cuenta el posicionamiento de un detector en el volumen a irradiar. Normalmente esta configuración no es del todo factible, debido a que las lesiones a tratar suelen estar dentro del paciente o en zonas donde los detectores no pueden entrar, es por ello que estos deben colocarse en la piel del paciente o en cavidades que sean accesibles al posicionar y se tome como referencia a las dosis que el TPS indique que sean las suministradas a la piel.

Los principales errores que se pueden evitar gracias a este tipo de procedimientos son los errores de instalación, cálculo y errores repetitivos de posicionamiento que se puedan escapar durante la simulación de tratamiento, la selección incorrecta de la energía, el no tomar en cuenta de los atenuadores utilizados, entre otros [10]. La verificación de los errores permitiría prevenir posteriores consecuencias como las encontradas en los diversos accidentes radiológicos presentados en la literatura.

Las tolerancias correspondientes a las diferencias entre las dosis medidas *in vivo* y la dosis entregada por el TPS tienen que ser muy bien definidas por el usuario, este es un hecho que puede variar entre instituciones, de manera que se puedan cumplir mayor rigidez con la finalidad de eliminar diversos errores, que puedan aumentar o no la entrega de dosis errónea a los pacientes.

Capítulo 3

Marco Experimental

3.1. Materiales

3.1.1. Unidad de Cobaltoterapia Theratron 780

El radionucleido ^{60}Co es producido en un reactor nuclear cuando se hacen interactuar neutrones con ^{59}Co , emisor beta cuya energía máxima es de $0,31\text{MeV}$ decayendo en un estado excitado de ^{60}Ni y su vida media de semidesintegración es de 5.27 años. El núcleo excitado de níquel 60 proporciona un exceso de energía cuando se emite dos fotones gamma en cascada cuyas energías son $1,17\text{MeV}$ y $1,33\text{MeV}$ otorgando así una energía media que viene siendo alrededor de $1,25\text{MeV}$.

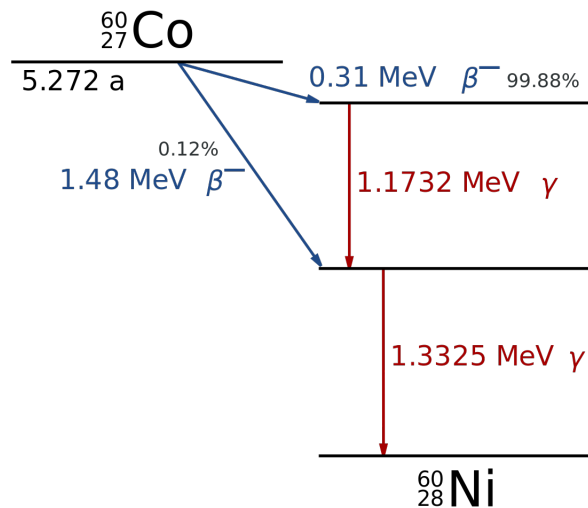


Figura 3.1: Esquema de decaimiento del ^{60}Co [31].

La Cobaltoterapia es el uso medico de rayos gamma obtenidos del radioisótopo ^{60}Co para tratar enfermedades oncológicas, el primer paciente que fue tratado con este tipo de equipo se hizo el 27 de Octubre de 1951 en el Hospital Victoria en London, Ontario, Canadá. La maquina de cobalto Theratron 780 fue comprado por AECL, Canadá e instalado en ese centro en 1987. Básicamente se trataban entre 150 y 180 pacientes oncológicos diariamente sin ningún costo [32].



Figura 3.2: Fotografía de un Theratron 780 [33].

La fuente de ^{60}Co es una pastilla encapsulada cuyas características físicas normalmente cumplen con una pureza radioquímica mayor al 99% de metal de Cobalto y debe cumplir los reglamentos del programa de aseguramiento de calidad de isotopos internacionales y su encapsulamiento debe cumplir los requerimientos a la NRC, ANSI/HPS N43,6-1997 e ISO-2919:1999 [34] tal como se describe en la figura 3.3.

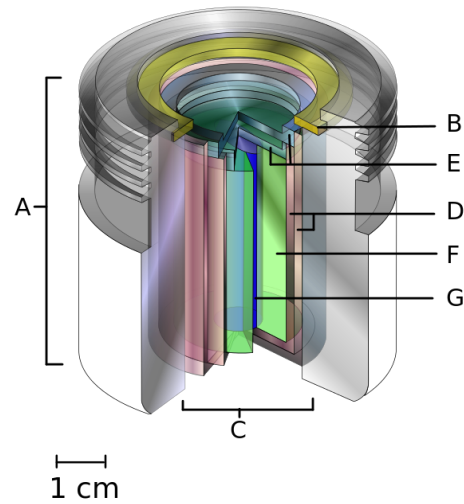


Figura 3.3: Esquema de encapsulamiento de ^{60}Co . A) Contenedor de fuente estándar internacional, B) Anillo de retención, C) Fuente de teleterapia, D) Dos botes de acero inoxidable y plomo, E) Dos tapas de acero inoxidable y plomo, F) Escudo de protección interna (normalmente uranio metálico o una aleación de tungsteno), G) Cilindro de material de fuente radiactiva ^{60}Co [35].

La fuente actualmente en uso en el servicio de Radioterapia Oncológica ONCORAD C.A. es modelo FSM 60-03, consiste de un doble encapsulado que contiene al material radiactivo constituido por ^{60}Co en forma de cilindros metálicos.

Los encapsulados interior y exterior están sellados en extremos por tapones soldados, siendo todos los elementos de acero inoxidable AISI 316L. El sellado de ambas capsulas se realiza mediante soldadura electrónica Tungsten Inert Gas (TIG). Las variantes del contenido del encapsulado interior de este modelo son las siguientes:

1. Cilindros metálicos (slugs) cuyas dimensiones externas son de, aproximadamente, 6,4mm y 12,7mm o 25,44mm de longitud.
2. Cilindros metálicos (pellets) cuyas dimensiones externas son de, aproximadamente, 1mm de diámetro y un 1mm de longitud.

En ambas variantes, con el objeto de completar los espacios vacíos entre los cilindros metálicos (pellets o slugs) activos y el volumen de la capsula interior, se ubican separadores metálicos inactivos AISI316L. Las dimensiones internas aproximadamente del Material

Radioactivo en Forma Especial (MRFE) modelo FSM 30-03 son de 24,4mm de diámetro y 36,5 mm de longitud, su masa total es de 91 gramos aproximadamente.

3.1.2. Electrómetro PTW VivoDos

Es un electrómetro multicanal diseñado para los procedimientos de dosimetría *in vivo*, este permite conectar 12 sondas simultáneamente, entre sus especificaciones mas importantes, tiene una eficacia alta en la medición de aproximadamente $\pm 0,5\%$. También tiene una muy buena estabilidad de largo plazo de al menos $\pm 0,5\%$ por año. Permite medidas simultaneas para dosis y tasa de dosis. Presenta una respuesta uniforme para todos los canales, calibrado de manera electrónica, permitiendo el fácil intercambio de detectores.

Entre sus otras especificaciones tenemos:

- Posee 12 canales para ser utilizados con las sondas semiconductoras.
- Permite medir en dosis (Gy), tasa de dosis (Gy/seg), carga (C), corriente (A), exposición (R) y tasa de exposición (R/seg).
- Posee un factor de linealidad menor a $\pm 0,5\%$.
- Corriente de fuga $\leq \pm 50 fA$ en rango bajo y $\leq \pm 5 pA$ en el rango alto.
- Dimensiones: $25,9cm \times 32,6cm \times 11,5cm$ y pesa aproximadamente $5,1Kg$.



Figura 3.4: Electrometro Marca PTW Modelo VivoDos [36].

Para la operación de las sondas semiconductoras es necesario el uso de una caja de conexión BNC el cual debe estar instalado dentro de la sala de tratamiento junto a los dosímetros.

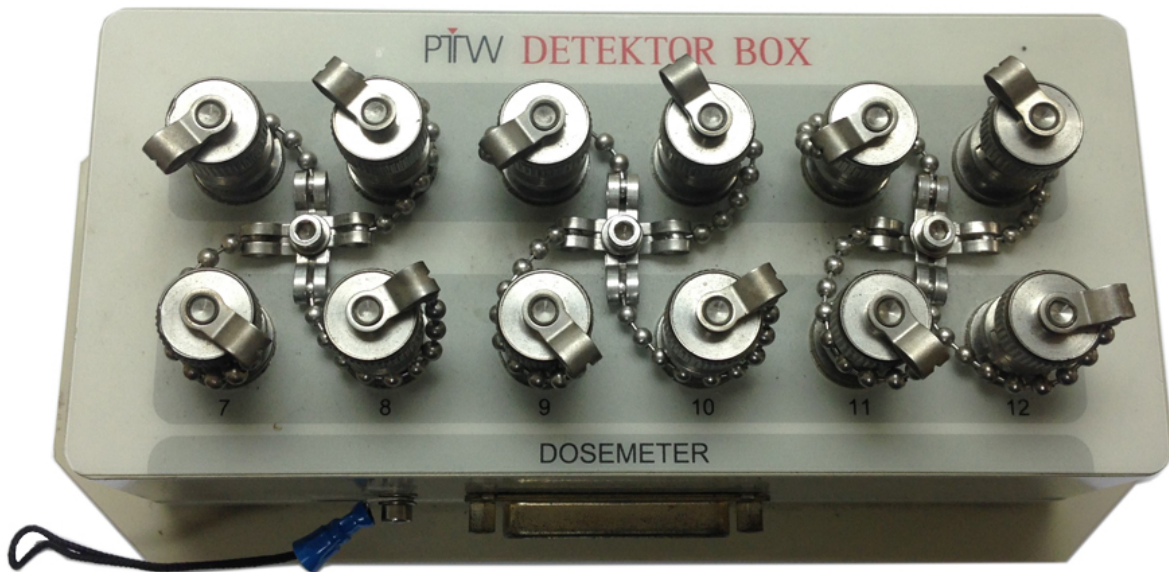


Figura 3.5: Caja de conexiones BNC [36].

3.1.3. Sonda Semiconductores PTW tipo p-Si

Son detectores que se utilizan en dosimetría *in vivo* tanto para la medición de radiaciones de fotones como de electrones de alta energía. Las medidas pueden ser realizadas adhiriendo detectores a la piel del paciente.

Existen tres tipos diferentes para mediciones con fotones, cada tipo está diseñado con diferentes caperuzas de equilibrios para medir en D_{max} . Esto es de gran ventaja para la corrección de diferentes factores (por ejemplo la dependencia al tamaño de campo) permitiendo que estos valores puedan ser minimizados.

Los diodos son diseñados tanto para baja como para alta energía, sin embargo estos deben ser calibrados para la que será su energía de trabajo, o por lo menos que sea calibrado de manera cruzada con otra sonda que haya sido diseñada y calibrada para dicha energía de fotones.

Junto al conjunto de sondas que son objeto de estudio se encuentran las de tipo planas. Las cuales no poseen una caperuza de equilibrio adicional. Estas permite hacer medidas en haces de electrones donde los capuchones lo único que permitirían es ensombrecer las mediciones.

Otra de las sondas que se incluyen tienen una respuesta direccional homogénea que incrementa su sensibilidad, Lo cual permite realizar medidas o monitoreo de órganos que se encuentra a riesgo (OAR).

Para la calibración de dichas sondas existe un adaptador (T40018) el cual puede soportar un máximo de 8 sondas en un campo de 10cmx10cm.

Las ventajas de estos diodos semiconductores son:

- Una vida en servicio más larga que las sondas que necesitan una preirradiación.
- Baja dependencia a la respuesta de los diodos por las variaciones de temperatura.
- No poseen material de Build-up en la parte trasera del detector lo que permite una precisa medición de la dosis a la salida del campo de radiación del paciente.



Figura 3.6: Diodos Semiconductores PTW [36].

En el Servicio de Radioterapia ONCORAD C.A. se cuenta con dos tipos de diodos, el de geometría plana y el de geometría cilíndrica, cuyas características y dimensiones se muestran en las figuras 3.7 y 3.8 respectivamente.

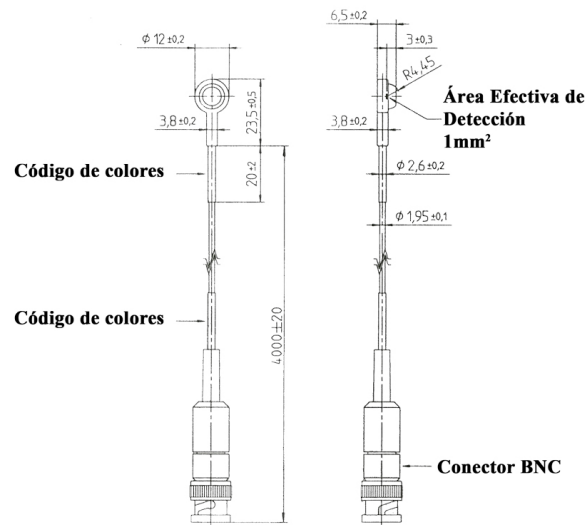


Figura 3.7: Dimensiones de la sonda semiconductoras *in vivo* T60010MP. Diodo de geometría plana. [36]

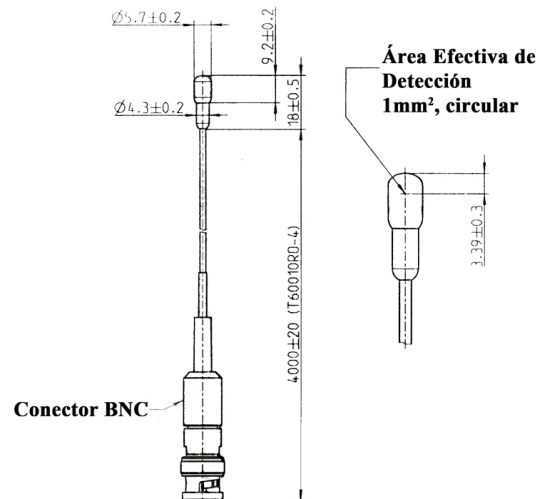


Figura 3.8: Dimensiones de la sonda semiconductoras *in vivo* T60010RO. Diodo de geometría cilíndrica. [36]

3.1.4. Cámara de ionización de referencia IBA Scanditronix FC65-G

La cámara de referencia es la proporcionada por la casa comercial IBA cuyo modelo es el FC65-G, el cual es un detector estándar para dosimetría de referencia y aplicaciones científicas. Ésta está diseñada para mediciones de alta reproducibilidad en maniqués de aire, agua o sólidos. Están hechas a prueba de agua con un material en su pared de grafito y la cual se encuentra calibrada por un laboratorio secundario de calibración dosimétrica, junto a su electrómetro de uso.



Figura 3.9: Cámara de ionización IBA Scanditronix FC65-G. Fuente:<https://goo.gl/hy4VaB>

3.1.5. Electrometro MultiDos[®]

El electrómetro a utilizar es de la casa comercial PTW modelo MultiDos[®]. Éste puede ser usado tanto para cámaras de ionización como para detectores sólidos, sin embargo en el presente estudio este será usado junto a la cámara de referencia.



Figura 3.10: Electrómetro PTW MultiDos[®]. Fuente:<https://goo.gl/gZmHZL>

3.1.6. Maniquí de agua solida PMMA IBA

Es un maniquí de láminas solidas el cual permite hacer mediciones tanto para haces de fotones como de electrones para dosimetría de aseguramiento de calidad. La casa comercial fabricante de este maniquí es IBA y el modelo es el SP33[®] cuyo material de fabricación es el Polimetilmetacrilato (PMMA), que consiste en un conjunto de láminas de 1mm de espesor, 2 de 2mm, 1 de 5mm y 29 de 10mm junto a una lámina que permite adaptar una cámara de ionización en el centro de la misma. Sus especificaciones toman en cuenta:

- Posee una densidad de $1,18g/cm^3$.
- Profundidad de medida de 1mm a 250mm.
- Posee unas dimensiones exteriores de $30cm \times 30cm \times 30cm$
- Rango de energía de 0.1MV a 50MV,
- El conjunto tiene un peso de 38Kg

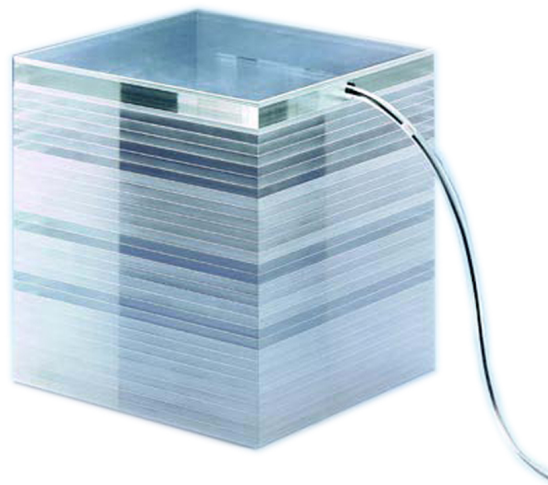


Figura 3.11: Maniquí de agua solida PMMA marca IBA . Fuente: <https://goo.gl/Gq1FSA>

3.1.7. Otros equipos utilizados

Entre los otros equipos utilizados se encuentran:

- Termómetro
- Barómetro
- Adaptador de calibración S para 8 sondas.
- Calculadora
- Hojas de cálculo

3.2. Metodología

3.2.1. Caracterización de los Diodos Semiconductores

Para iniciar la caracterización de las sondas es necesario la verificación de las pruebas diarias de garantía de calidad tomadas del TECDOC 1151. Antes de iniciar el uso de diodos semiconductores en la adquisición de data para un programa de aseguramiento de calidad en dosimetría *in vivo*, es necesario estudiar la combinación diodo-electrómetro. Esto corresponde al comisionamiento del equipo y la búsqueda de un factor de calibración.

Dicho factor toma en cuenta las grandes incertidumbres que puedan existir debido al rápido incremento de la dosis con la profundidad, cuando se hacen mediciones directas en la superficie del paciente. Las sondas utilizadas toman en cuenta diversos tipo de materiales de acumulación (caperuzas de equilibrio) para lograr siempre que la región sensible y efectiva del detector se encuentre en el d_{max} de la energía de operación del equipo de tratamiento.

De igual forma se debe cumplir las pruebas de verificación mecánica del equipo de tratamiento, entiéndase: Luz de campo, coincidencia del retículo, entre otras.

Siguiendo las recomendaciones especificadas en el manual del usuario del fabricante, para la determinación del factor de calibración, se utiliza un maniquí solido que permitirá ubicar a las sondas dosimétricas en campo de 10cm. por 10cm.. De igual manera a fin de verificar estos instrumentos con la dosis que realmente se esta obteniendo, es necesario utilizar una cámara de ionización. Para evitar interferencia con la cámara de ionización la sondas semiconductoras *in vivo* se encuentran de 2 a 3cm de separación del haz central.

Para la realización de la calibración de las sondas semiconductoras, es necesario realizar una verificación utilizando un conjunto de pruebas para el aseguramiento de calidad del equipo de Cobaltoterapia. Estas pruebas, son un conjunto de verificaciones que generalmente son tomadas del documento TECDOC 1151. Entre ellas se encuentran:

1. Indicador de condición de la fuente.
-

2. Monitor (alarma) de radiaciones.
3. Sistema de visualización del paciente.
4. Sistema de parada de emergencia.
5. Verificación de los indicadores angulares.
6. Telémetro (mecánico y luminoso).
7. Puntero mecánico.
8. Horizontalidad y desplazamiento vertical de la camilla.
9. Alineación del haz luminoso y retículo.
10. Alineación del eje mecánico del colimador.
11. Indicadores de tamaños de campos.
12. Posición de los láseres.

En caso de no entrar en tolerancia alguna de ellas sera necesario la comunicación con el ingeniero de mantenimiento a fin de realizar las reparaciones pertinentes para que se continúe con la calibración. Posterior a la verificación del equipo, se procede a la preirradiación de la cámara de ionización, estableciendo en el electrómetro el voltaje de operación de la misma, se preirradian 3 veces con 10 minutos cada irradiación.

Se procede a obtener las magnitudes de influencia, basados en el TRS-398, las variaciones por presión y temperatura (k_{PT}), por polarización del conjunto electrómetro-cámara (k_{pol}) y por la recombinación de iones (k_k).

Se colocará el sistema sondas-electrómetro, estas deben estar ubicadas en el maniquí de calibración tipo S y puestas encima del maniquí de agua solida donde se encuentra ubicada la cámara, se deberá colocar una DFS=80cm hasta la superficie, con un campo de 10cm x 10cm y una profundidad de referencia (Z_{ref}) que toma en cuenta el grosor de las láminas del maniquí y la densidad del material de fabricación de dichas láminas. Posteriormente para la medición sincronizada de los dos sistemas se coloca un tiempo de irradiación de 1 minuto 5 veces a fin de realizar las correcciones estadísticas pertinentes.

Previo a obtener el factor de calibración de las sondas, se verifica que la dosis medida por la cámara de ionización es la que el TPS arroja cuando se hace una planificación para la condiciones de DFS y factores de campo establecidas. En el caso de que estas mediciones estén dentro del rango tolerancia ($\pm 5\%$) de la dosis indicada por el TPS se procede a obtener el factor de calibración de la sonda, utilizando la siguiente ecuación:

$$FC = \frac{D_{Zref}}{M_{in}} \quad (3.1)$$

donde D_{Zref} corresponde a la lectura de la cámara de referencias y M_{in} es el valor de la carga medida por el diodo semiconductor.

3.2.2. Dependencia angular de los Diodos Semiconductores

Para comprobar las respuesta direccional del diodo semiconductor se debe posicionar el mismo en el centro del retículo y se procede a irradiar durante 30 segundos en un conjunto de 3 medidas para un rango de 90 grados a 270 grados de angulación del gantry. Estas medidas serán graficadas con una escala polar a fin de hacer la comparación las realizadas por el fabricante.

3.2.3. Protocolo de Dosimetría *In Vivo* en pacientes con tratamientos en la región pélvica

Los tratamientos para patologías pélvicas en el servicio de radioterapia oncológica es, en su mayoría, tratados por el método de la caja el cual consiste dar 2 campos cuadrados anterior-posterior y 2 por laterales opuestos como se muestra en la figura 3.12

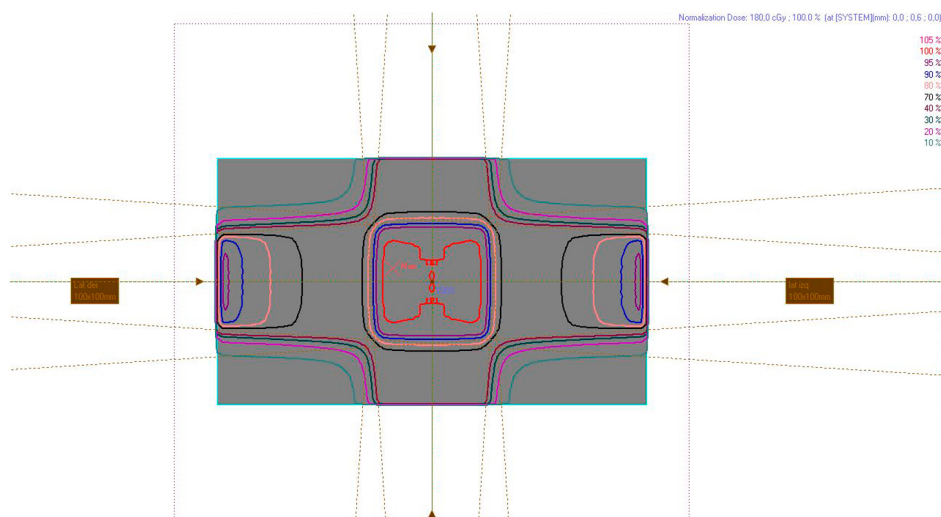


Figura 3.12: Conformación de dosis en radioterapia para tratamientos en la región pélvica. Método de la caja. Fuente: TPS KENOS-2D V1.2

Una vez simulado y realizado la planificación del paciente en el TPS, se debe ejecutar el programa de garantía de control de calidad de Dosimetría *In Vivo* en la primera semana de tratamiento de la siguiente forma:

1. El técnico en radioterapia, posiciona al paciente de la misma forma en que fue simulado.
2. Se coloca el tamaño de campo y los accesorios correspondientes a la planificación.
3. El físico médico se encarga de verificar todos los parámetros para llevar a cabo el tratamiento, incluyendo la DFS ya establecida en el plan de tratamiento.
4. Se coloca la sonda semiconductor en el centro del campo, en caso de que la superficie sea irregular (pacientes obesos o con presencia de vello púbico por ejemplo) se puede posicionar hasta 2cm como máximo del centro del campo en piel.
5. Se fija el tiempo de tratamiento en la consola del Theratron780, se ajusta el cero del sistema de dosimetría *in vivo* y simultáneamente se da inicio al tratamiento y a la medición de la carga por el electrómetro.
6. Finalizado el tratamiento se toma la lectura del electrómetro y se alimenta la hoja de calculo para obtener el porcentaje de variación de dosis.

Si la medida se encuentra dentro de los límites de tolerancia, se guarda e imprime el reporte de la dosimetría *in vivo*.

En caso de que la meda se encuentre fuera del rango de tolerancia, se activan el mecanismo de acción para verificar los posibles errores.

se realiza el mismo procedimiento de dosimetría *in vivo* el cual consiste en medir la dosis de entrada en dos de los campos (campo Anterior y lateral Derecho por ejemplo), siempre y cuando la sonda se pueda ubicar visualmente en el centro del retículo o en algunos casos hasta un radio de 2cm alejado del centro. Los datos que son suministrados para cada ficha de dosimetría son los siguientes:

- Nombre y Apellido
 - Número de historia
 - Patología
 - Dosis de la entrada
-

- Carga colectada por el dosímetro
- Variación de dosis
- Número de Diodo usado

Estos datos son insertados en una hoja de cálculo donde se automatiza el cálculo de la variación de dosis, para luego imprimir un informe el cual es anexado a cada historia, la hoja de cálculo y el informe son presentados en el apéndice D.

3.2.4. Población

A fin de establecer las variables que determinan el universo es necesario establecer su definición, según Eyssautier (2002, p 196) *“el universo o población en un grupo de personas que forman parte del objeto del estudio”* así mismo Parra (2006 p. 15) indica que el universo *“ es el conjunto conformado por todo los elementos seres u objetivos que contienen las características y mediciones y observaciones que se requieren en una observación dada”*.

La población o el universo es el tomado como todo los pacientes que poseen una patología ubicada en la zona pélvica que serán tratados en el año 2015, que consistió de 160 pacientes en el servicio de radioterapia oncológica Servicios ONCORAD, C.A. ubicado en el urbanización San Bernardino del Municipio Libertador del Distrito Capital.

3.2.5. Muestra

Según Balestrini (2006) *“ una muestra es una parte representativa de una población, cuya característica debe reproducirse en ella, lo mas exactamente posible”*. Así mismo De Barrera (2008), señala que la muestra se debe realizar cuando:

“ La población es tan grande o inaccesible que no se puede estudiar toda, entonces, el investigador tendrá la posibilidad de seleccionar una muestra. El muestreo no es un requisito indispensable de toda investigación eso depende de los propósitos del investigador, el contexto y las características de sus unidades de estudios”. (p141)

Se toma como premisa que el tamaño de la muestra sera de 20 pacientes los cual corresponde al 12,5% de la población, esto quiere decir que cada paciente al cual se le realice una dosimetría *in vivo* representa a 8 pacientes de la población ya descrita. A estos 20 pacientes se le realizarían 3 mediciones de dosimetría *in vivo* de manera aleatoria durante el periodo de tratamiento que este varia según el protocolo utilizado para la patología que posee cada paciente.

Capítulo 4

Resultados y Discusión

4.1. Resultados de la calibración

4.1.1. Medición de las cantidades de perturbación de la cámara de ionización usada

Las características de los equipos y parámetros que deben establecerse para realizar la calibración de las sondas semiconductoras. Estas serán presentadas en las tablas 4.1 y 4.2.

Tomando en cuenta que la realización de la calibración para cumplir los objetivos de este trabajo, se utilizó un maniquí de agua sólida, al cual se le debe calcular la profundidad efectiva que toma en cuenta la densidad de fabricación, ρ_{ph} , la cual esta definida como:

$$Z_{effect} = Z_{ref} \times \rho_{ph} \quad (4.1)$$

Tabla 4.1: Unidad de tratamiento y condiciones de referencia

| | |
|---|---|
| Unidad de terapia de ^{60}Co: | Terathron 780 |
| Maniquí de referencia: | Maniquí de Agua Sólida Scanditronix PM-MA |
| Densidad del Maniquí $\rho_{ph}(g/cm^3)$: | 1,18 |
| Geometría: | SSD |
| Tamaños de Campo de Referencia: | 10x10 cm^2 |
| Distancia Fuente-Superficie: | 80 cm |
| Distancia de referencia $Z_{ref}(cm)$: | 1,5 |
| Profundidad Efectiva $Z_{efec}(g/cm^2)$: | 1,77 |

Para obtener las medidas de influencia del equipo utilizado es necesario conocer las condiciones de referencia con las cuales se obtuvo el factor de calibración en dosis absorbida en agua, $N_{D,w}$, ya que será utilizado para determinar la dosis medida por la cámara de ionización en la geometría ya establecida.

Tabla 4.2: Características de la cámara de ionización y electrometro

| | | |
|--|--------------------------|---------|
| Modelo de la cámara de Ionización: | Scanditronix FC65-G | |
| N° Serie: | 1059 | |
| Tipo: | Farmer | |
| Factor de Calibración en dosis absorbida en agua $N_{D,w}$ (Gy/C)= | $4,78 \times 10^7$ | |
| Condiciones de Referencia | $P_o(\text{mBar})=$ | 1013,25 |
| | $T_o(^{\circ}\text{C})=$ | 20 |
| | Hum. Rel= $$ | 50 % |
| Tensión de colección V_1 (Volts)= | +300 | |

Posterior de la pre-irradiación de la cámara de ionización, se obtuvieron las medidas correspondientes a la dependencia que existe de la cámara de ionización a la presión y temperatura $k_{P,T}$, a los efectos de polarización k_{pol} y de recombinación de iones k_s (Ver Apéndice C). Estos valores se presentan en la tabla 4.3.

Tabla 4.3: Cantidades de Perturbación de la Cámara de Ionización

| | X | ΔX |
|-----------|----------|------------|
| k_s | 0,99911 | 0,00049 |
| k_{pt} | 1,10528 | 0,00005 |
| k_{pol} | 1,001349 | 0,000001 |

Seguidamente se procedió a tomar 5 medidas sin corregir y con el voltaje de operación para un tiempo de 1min por medida, con el fin de verificar la dosis suministrada en en el Z_{efec} . Tabla 4.4

Tabla 4.4: Medidas sin corregir de la cámara de ionización

| Lectura | $M(nC)$ | $\pm\Delta M(nC)$ |
|--------------------|---------------|-------------------|
| 1 | 13,620 | 0,005 |
| 2 | 13,610 | 0,005 |
| 3 | 13,640 | 0,005 |
| 4 | 13,600 | 0,005 |
| 5 | 13,610 | 0,005 |
| $\overline{M}(nC)$ | 13,616 | 0,005 |

Se obtiene la lectura corregida aplicando los factores correspondientes a los valores de influencia explicados anteriormente y se procedió a comparar con las dosis indicada por el TPS, de acuerdo al valor obtenido, posteriormente se tomo la data para la calibración de los diodos.

Para la verificación de las medidas y los cálculos hecho para esta calibración se agrega el anexo tal que muestra la hoja de trabajo utilizada el día de la calibración.

4.1.2. Determinación del Factor de calibración

Con la cámara posicionada dentro del maniquí y el arreglo de los diodos ubicados en la superficie del mismo, se procedió a obtener las medidas para adquirir el factor de calibración para la dosis de entrada. En la tabla 4.5 se presentan los valores de las lecturas correspondientes.

Tabla 4.5: Mediciones para el cálculo de los factores de calibración de los diodos plano y cilíndrico

| N° | Camara FC65-G | | Diodo Plano | | Diodo Cilíndrico | |
|--------------------------|---------------|-------------------------|---------------|-------------------------|------------------|-------------------------|
| | M_{in} (nC) | $\pm\Delta M_{in}$ (nC) | M_{in} (nC) | $\pm\Delta M_{in}$ (nC) | M_{in} (nC) | $\pm\Delta M_{in}$ (nC) |
| 1 | 13,580 | 0,001 | 6,395 | 0,001 | 238,20 | 0,05 |
| 2 | 13,600 | 0,001 | 6,410 | 0,001 | 238,60 | 0,05 |
| 3 | 13,580 | 0,001 | 6,405 | 0,001 | 238,40 | 0,05 |
| 4 | 13,600 | 0,001 | 6,385 | 0,001 | 238,60 | 0,05 |
| 5 | 13,600 | 0,001 | 6,325 | 0,001 | 238,40 | 0,05 |
| \overline{M}_{in} (nC) | 13,592 | 0,001 | 6,384 | 0,001 | 238,44 | 0,05 |

Tabla 4.6: Factores de Calibración para los Diodos Semiconductores

| | FC | $\pm\Delta FC$ |
|-------------------------|------------|----------------|
| Diodo Plano | 1,1913E+08 | 3,23E-03 |
| Diodo Cilíndrico | 3,190E+06 | 4,31E-05 |

4.1.3. Verificación de la dependencia angular

El fabricante de los Diodos Semiconductores presenta en su manual una gráfica con el porcentaje de variación de la lectura de las dosis debido a la incidencia angular del haz de radiación sobre el área efectiva de detección del material semiconductor. Esta dependencia se presenta en los diodos con superficies planas. La variación puede llegar a ser de hasta un 10 %, es por ello que se desea hacer la comparación a fin de verificar lo establecido en el manual.

Para verificar esta información suministrada por el fabricante se procedió a tomar medidas en un barrido de ángulos desde -90° hasta 90° con un tiempo de exposición de 1 min para cada medida colocando el diodo de geometría plana en el centro del campo. El resultado de ésta verificación se muestra en la gráfica 4.1, quedando demostrado lo señalado en el manual de usuario.

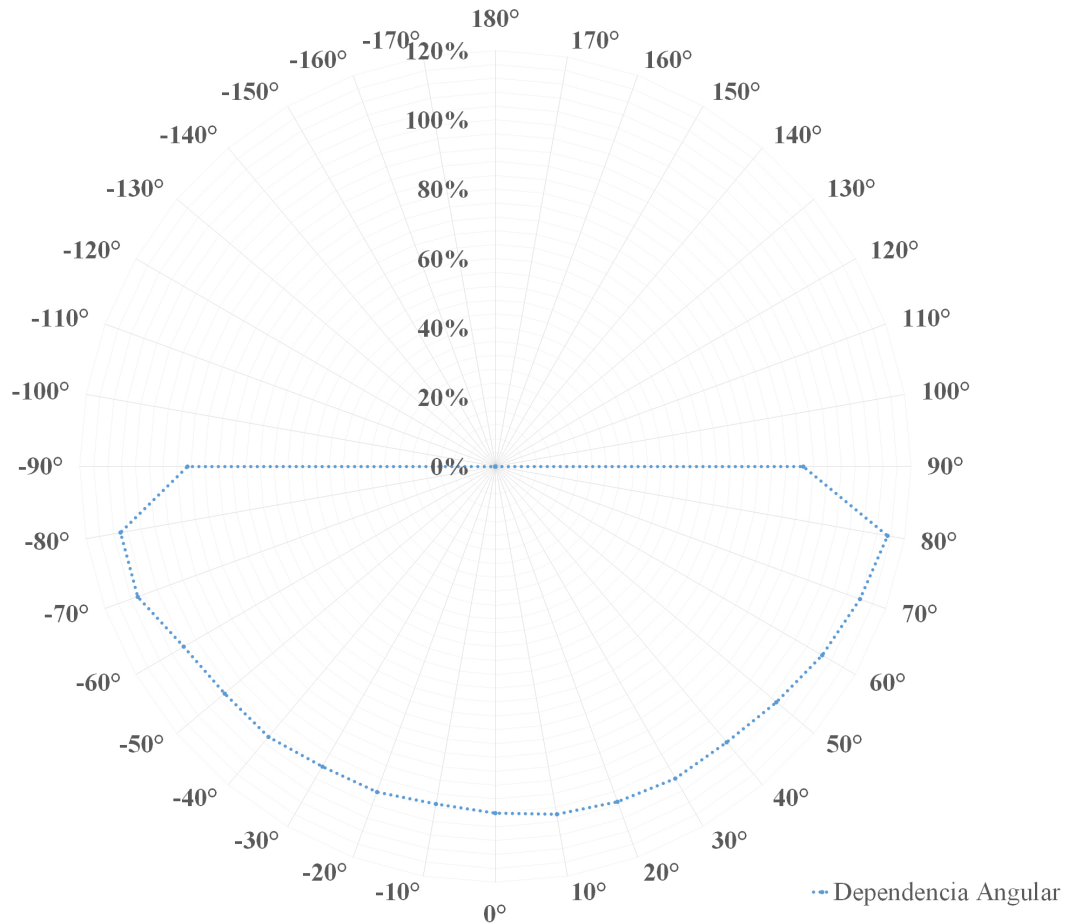


Figura 4.1: Dependencia angular del diodo plano.

4.2. Resultados de la dosimetría *in vivo*

A continuación se presentan las tablas con los datos de las mediciones para cada paciente seleccionado, en donde se muestran las lecturas de dosimetría *in vivo* obtenidas con los diodos semiconductores obteniéndose la variación porcentual de dosis para cada paciente.

En la Tabla 4.7 se presentan los resultados de las medidas de dosimetría *in vivo* realizadas con el diodo plano, el cual presenta una superficie plana de detección. En esta oportunidad la sonda semiconductora fue posicionada en los campos anteriores correspondientes a la superficies pélvicas de los pacientes. Se utilizó el factor de calibración señalado en la tabla 4.6 arrojando los siguientes resultados:

Tabla 4.7: Resultados de la Dosimetría *In Vivo* en campos anteriores de la región pélvica con el diodo plano

| N° | D_{in} TPS (Gy) | M_{in} (nC) | $\pm\Delta M_{in}$ (nC) | $\overline{M_{in}}$ (nC) | $\pm\Delta\overline{M_{in}}$ (nC) | DM_{in} (Gy) | $\pm\Delta DM_{in}$ (Gy) | % AP |
|----|-------------------|---------------|-------------------------|--------------------------|-----------------------------------|----------------|--------------------------|------|
| 1 | 1,43 | 11,90 | 0,03 | 12,2 | 0,5 | 1,5 | 0,1 | 1,80 |
| | | 12,00 | 0,03 | | | | | |
| | | 12,80 | 0,03 | | | | | |
| 2 | 0,82 | 7,100 | 0,001 | 7,12 | 0,08 | 0,85 | 0,03 | 3,28 |
| | | 7,050 | 0,001 | | | | | |
| | | 7,200 | 0,001 | | | | | |
| 3 | 0,76 | 6,565 | 0,001 | 6,54 | 0,09 | 0,78 | 0,03 | 2,32 |
| | | 6,435 | 0,001 | | | | | |
| | | 6,605 | 0,001 | | | | | |
| 4 | 0,71 | 6,150 | 0,001 | 6,2 | 0,4 | 0,74 | 0,07 | 4,42 |
| | | 5,890 | 0,001 | | | | | |
| | | 6,650 | 0,001 | | | | | |
| 5 | 0,76 | 6,650 | 0,001 | 6,58 | 0,06 | 0,78 | 0,03 | 2,98 |
| | | 6,540 | 0,001 | | | | | |
| | | 6,540 | 0,001 | | | | | |

Continúa en la siguiente página

Tabla 4.7 – continuación de la página anterior

| N° | D_{in} TPS (Gy) | M_{in} (nC) | $\pm\Delta M_{in}$ (nC) | \overline{M}_{in} (nC) | $\pm\Delta\overline{M}_{in}$ (nC) | DM_{in} (Gy) | $\pm\Delta DM_{in}$ (Gy) | % AP |
|----|-------------------|---------------|-------------------------|--------------------------|-----------------------------------|----------------|--------------------------|-------|
| 6 | 0,87 | 6,960 | 0,001 | 7,0 | 0,2 | 0,83 | 0,04 | -4,44 |
| | | 6,850 | 0,001 | | | | | |
| | | 7,150 | 0,001 | | | | | |
| 7 | 0,77 | 6,370 | 0,001 | 6,3 | 0,2 | 0,75 | 0,04 | -2,43 |
| | | 6,090 | 0,001 | | | | | |
| | | 6,480 | 0,001 | | | | | |
| 8 | 0,79 | 6,840 | 0,001 | 6,93 | 0,08 | 0,82 | 0,03 | 4,34 |
| | | 6,990 | 0,001 | | | | | |
| | | 6,950 | 0,001 | | | | | |
| 9 | 0,86 | 7,110 | 0,001 | 7,07 | 0,07 | 0,84 | 0,03 | -2,24 |
| | | 6,980 | 0,001 | | | | | |
| | | 7,105 | 0,001 | | | | | |
| 10 | 1,29 | 11,65 | 0,03 | 11,7 | 0,1 | 1,39 | 0,05 | 7,93 |
| | | 11,80 | 0,03 | | | | | |
| | | 11,65 | 0,03 | | | | | |

Continúa en la siguiente página

Tabla 4.7 – continuación de la página anterior

| N° | D_{in} (Gy) | M_{in} (nC) | $\pm\Delta M_{in}$ (nC) | \overline{M}_{in} (nC) | $\pm\Delta\overline{M}_{in}$ (nC) | DM_{in} (Gy) | $\pm\Delta DM_{in}$ (Gy) | % AP |
|----|---------------|---------------|-------------------------|--------------------------|-----------------------------------|----------------|--------------------------|-------|
| 11 | 0,82 | 6,810 | 0,001 | 7,0 | 0,2 | 0,83 | 0,04 | 1,49 |
| | | 7,050 | 0,001 | | | | | |
| | | 7,120 | 0,001 | | | | | |
| 12 | 0,93 | 7,335 | 0,001 | 7,3 | 0,1 | 0,86 | 0,04 | -7,17 |
| | | 7,310 | 0,001 | | | | | |
| | | 7,120 | 0,001 | | | | | |
| 13 | 0,89 | 7,055 | 0,001 | 7,2 | 0,2 | 0,86 | 0,05 | -3,44 |
| | | 7,450 | 0,001 | | | | | |
| | | 7,160 | 0,001 | | | | | |
| 14 | 1,44 | 12,05 | 0,03 | 12,3 | 0,6 | 1,5 | 0,1 | 1,65 |
| | | 11,85 | 0,03 | | | | | |
| | | 13,00 | 0,03 | | | | | |
| 15 | 1,62 | 14,25 | 0,03 | 14,6 | 0,3 | 1,73 | 0,08 | 6,88 |
| | | 14,75 | 0,03 | | | | | |
| | | 14,65 | 0,03 | | | | | |

Continúa en la siguiente página

Tabla 4.7 – continuación de la página anterior

| N° | D_{in} TPS (Gy) | M_{in} (nC) | $\pm\Delta M_{in}$ (nC) | \overline{M}_{in} (nC) | $\pm\Delta\overline{M}_{in}$ (nC) | DM_{in} (Gy) | $\pm\Delta DM_{in}$ (Gy) | % AP |
|----|-------------------|---------------|-------------------------|--------------------------|-----------------------------------|----------------|--------------------------|-------|
| 16 | 0,69 | 5,510 | 0,001 | 5,5 | 0,2 | 0,66 | 0,05 | -4,51 |
| | | 5,780 | 0,001 | | | | | |
| | | 5,320 | 0,001 | | | | | |
| 17 | 0,82 | 6,630 | 0,001 | 6,66 | 0,07 | 0,79 | 0,03 | -3,30 |
| | | 6,740 | 0,001 | | | | | |
| | | 6,620 | 0,001 | | | | | |
| 18 | 0,89 | 7,870 | 0,001 | 7,8 | 0,2 | 0,93 | 0,05 | 4,83 |
| | | 8,010 | 0,001 | | | | | |
| | | 7,640 | 0,001 | | | | | |
| 19 | 0,9 | 8,120 | 0,001 | 7,9 | 0,2 | 0,94 | 0,05 | 4,72 |
| | | 7,890 | 0,001 | | | | | |
| | | 7,750 | 0,001 | | | | | |
| 20 | 2,23 | 17,80 | 0,03 | 18,2 | 0,6 | 2,2 | 0,1 | -2,70 |
| | | 18,05 | 0,03 | | | | | |
| | | 18,85 | 0,03 | | | | | |

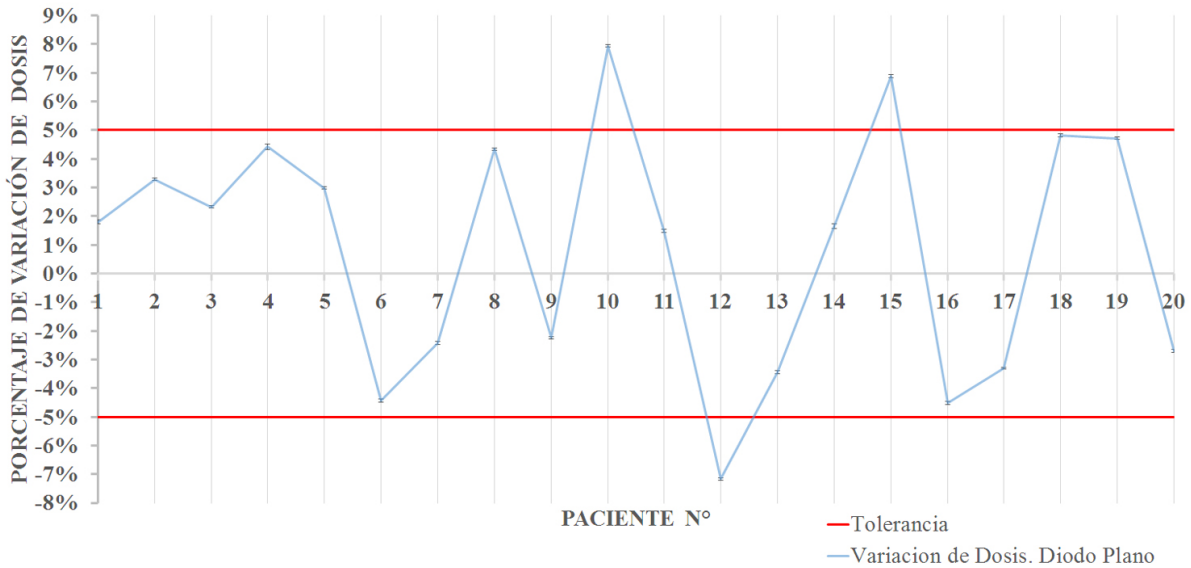


Figura 4.2: Porcentaje de Variación de Dosimetría *In Vivo* en Campos Anteriores con el Diodo Plano.

En la Figura 4.2 se puede observar que los valores porcentuales de la variación de la dosis oscila entre 7.93 % y -7.17 % (valor máximo y mínimo respectivamente), sin embargo predominan los datos por debajo de $\pm 5\%$ los cuales se consideran aceptables según el Reporte N°8 de la OIEA [37].

En la tabla 4.8 se realizaron las medidas de dosimetría *In Vivo* con el diodo plano, el cual presenta una superficie plana de detección. En esta oportunidad la sonda semiconductor fue posicionada en los campos laterales correspondientes a la superficies pélvicas de los pacientes. Se utilizó el factor de calibración señalado en la tabla 4.6 arrojando los siguientes resultados:

Tabla 4.8: Resultados de la Dosimetría *In Vivo* en campos laterales de la región pélvica con el diodo plano

| N° | D_{in} TPS (Gy) | M_{in} (nC) | $\pm\Delta M_{in}$ (nC) | \overline{M}_{in} (nC) | $\pm\Delta\overline{M}_{in}$ (nC) | DM_{in} (Gy) | $\pm\Delta DM_{in}$ (Gy) | % AP |
|----|-------------------|---------------|-------------------------|--------------------------|-----------------------------------|----------------|--------------------------|-------|
| 1 | 1,43 | 12,00 | 0,03 | 11,83 | 0,03 | 1,41 | 0,04 | -1,53 |
| | | 12,50 | 0,03 | | | | | |
| | | 11,00 | 0,03 | | | | | |
| 2 | 1,34 | 11,35 | 0,03 | 11,27 | 0,03 | 1,34 | 0,04 | 0,05 |
| | | 11,40 | 0,03 | | | | | |
| | | 11,05 | 0,03 | | | | | |
| 3 | 1,09 | 9,01 | 0,001 | 8,987 | 0,001 | 1,07 | 0,03 | -1,89 |
| | | 8,90 | 0,001 | | | | | |
| | | 9,05 | 0,001 | | | | | |
| 4 | 1,05 | 9,15 | 0,001 | 9,127 | 0,001 | 1,09 | 0,03 | 3,44 |
| | | 9,35 | 0,001 | | | | | |
| | | 8,88 | 0,001 | | | | | |
| 5 | 1,15 | 9,41 | 0,001 | 9,197 | 0,001 | 1,09 | 0,03 | -4,83 |
| | | 9,02 | 0,001 | | | | | |
| | | 9,16 | 0,001 | | | | | |

Continúa en la siguiente página

Tabla 4.8 – continuación de la página anterior

| N° | D_{in} TPS (Gy) | M_{in} (nC) | $\pm\Delta M_{in}$ (nC) | \overline{M}_{in} (nC) | $\pm\Delta\overline{M}_{in}$ (nC) | DM_{in} (Gy) | $\pm\Delta DM_{in}$ (Gy) | % AP |
|----|-------------------|---------------|-------------------------|--------------------------|-----------------------------------|----------------|--------------------------|-------|
| 6 | 1,33 | 11,45 | 0,03 | 11,25 | 0,03 | 1,34 | 0,04 | 0,66 |
| | | 11,05 | 0,03 | | | | | |
| | | 11,25 | 0,03 | | | | | |
| 7 | 1,32 | 11,30 | 0,03 | 10,92 | 0,03 | 1,30 | 0,04 | -1,55 |
| | | 10,82 | 0,03 | | | | | |
| | | 10,64 | 0,03 | | | | | |
| 8 | 1,13 | 9,15 | 0,001 | 9,063 | 0,001 | 1,08 | 0,03 | -4,55 |
| | | 9,05 | 0,001 | | | | | |
| | | 8,99 | 0,001 | | | | | |
| 9 | 1,09 | 8,89 | 0,001 | 8,663 | 0,001 | 1,03 | 0,03 | -5,42 |
| | | 8,45 | 0,001 | | | | | |
| | | 8,65 | 0,001 | | | | | |
| 11 | 1,28 | 10,95 | 0,03 | 10,51 | 0,02 | 1,25 | 0,04 | -2,29 |
| | | 10,60 | 0,03 | | | | | |
| | | 9,98 | 0,001 | | | | | |

Continúa en la siguiente página

Tabla 4.8 – continuación de la página anterior

| N° | D_{in} TPS (Gy) | M_{in} (nC) | $\pm\Delta M_{in}$ (nC) | \overline{M}_{in} (nC) | $\pm\Delta\overline{M}_{in}$ (nC) | DM_{in} (Gy) | $\pm\Delta DM_{in}$ (Gy) | % AP |
|----|-------------------|---------------|-------------------------|--------------------------|-----------------------------------|----------------|--------------------------|-------|
| 12 | 1,57 | 12,25 | 0,03 | 12,83 | 0,03 | 1,53 | 0,04 | -2,78 |
| | | 12,98 | 0,03 | | | | | |
| | | 13,25 | 0,03 | | | | | |
| 13 | 1,32 | 10,90 | 0,03 | 10,69 | 0,02 | 1,27 | 0,04 | -3,63 |
| | | 11,19 | 0,03 | | | | | |
| | | 9,98 | 0,001 | | | | | |
| 16 | 1,19 | 9,87 | 0,001 | 9,533 | 0,001 | 1,13 | 0,03 | -4,67 |
| | | 9,45 | 0,001 | | | | | |
| | | 9,28 | 0,001 | | | | | |
| 17 | 1,21 | 10,90 | 0,03 | 10,46 | 0,02 | 1,24 | 0,04 | 2,87 |
| | | 10,50 | 0,03 | | | | | |
| | | 9,98 | 0,001 | | | | | |
| 18 | 1,27 | 10,80 | 0,03 | 10,73 | 0,03 | 1,28 | 0,04 | 0,57 |
| | | 11,20 | 0,03 | | | | | |
| | | 10,20 | 0,03 | | | | | |

Continúa en la siguiente página

Tabla 4.8 – continuación de la página anterior

| N° | D_{in} TPS (Gy) | M_{in} (nC) | $\pm\Delta M_{in}$ (nC) | \overline{M}_{in} (nC) | $\pm\Delta\overline{M}_{in}$ (nC) | DM_{in} (Gy) | $\pm\Delta DM_{in}$ (Gy) | % AP |
|-----------|-------------------|---------------|-------------------------|--------------------------|-----------------------------------|----------------|--------------------------|-------|
| | | 12,00 | 0,03 | | | | | |
| 19 | 1,49 | 11,50 | 0,03 | 11,72 | 0,03 | 1,39 | 0,04 | -6,42 |
| | | 11,65 | 0,03 | | | | | |

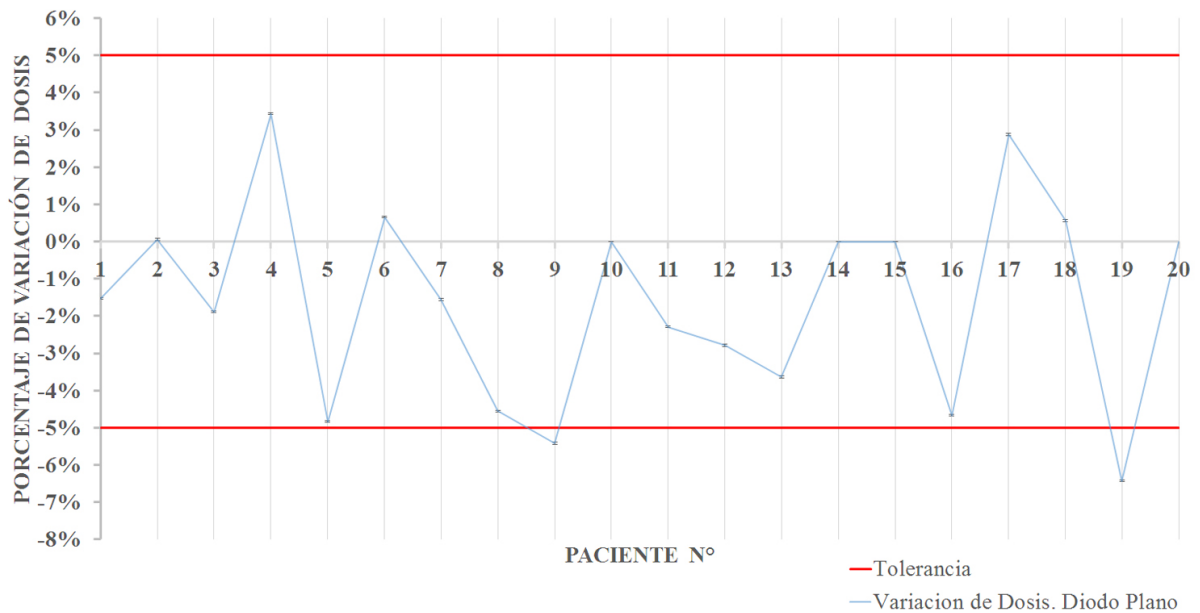


Figura 4.3: Porcentaje de Variación de Dosimetría *In Vivo* en Campos Laterales con el Diodo Plano.

En la gráfica 4.3 también se observa que los valores porcentuales de la variación de la dosis de entrada presentan un comportamiento similar al caso anterior, entre 3.44 % y -6.42 % (valor máximo y mínimo respectivamente), predominando los datos por debajo de $\pm 5\%$ que también se consideran aceptables según el Reporte N°8 de la OIEA [37].

Para realizar la comparación entre los dos modelos de diodos presentes en el servicio de radioterapia (geometría plana y cilíndrica) y a su vez, para comparar como la dependencia angular que presenta el diodo plano, puede modificar la variación porcentual de dosis, se midió en simultáneo los mismos campos anteriores junto con el diodo de superficie cilíndrica.

En la tabla 4.9 se muestran las medidas de dosimetría *in vivo* con el diodo cilíndrico, el cual presenta una superficie cilíndrica de detección. En esta oportunidad la sonda semiconductor fue posicionada en los campos anteriores correspondientes a la superficies pélvicas de los pacientes. Se utilizó el factor de calibración señalado en la tabla 4.6 arrojando los siguientes resultados:

Tabla 4.9: Resultados de la Dosimetría *In Vivo* en campos anteriores de la región pélvica con el diodo cilíndrico

| N° | D_{in} TPS (Gy) | M_{in} (nC) | $\pm\Delta M_{in}$ (nC) | $\overline{M_{in}}$ (nC) | $\pm\Delta\overline{M_{in}}$ (nC) | DM_{in} (Gy) | $\pm\Delta DM_{in}$ (Gy) | % AP |
|-----------|-------------------------------------|---------------------------------|---|--|---|----------------------------------|--|-------------|
| 1 | 1,43 | 446,5 | 0,3 | 445 | 7 | 1,42 | 0,04 | -0,69 |
| | | 451,0 | 0,3 | | | | | |
| | | 438,0 | 0,3 | | | | | |
| 2 | 0,82 | 272,1 | 0,3 | 264 | 8 | 0,84 | 0,04 | 2,88 |
| | | 257,3 | 0,3 | | | | | |
| | | 264,0 | 0,3 | | | | | |
| 3 | 0,76 | 230,1 | 0,3 | 235 | 11 | 0,75 | 0,05 | -1,21 |
| | | 248,0 | 0,3 | | | | | |
| | | 228,0 | 0,3 | | | | | |
| 4 | 0,71 | 214,4 | 0,3 | 219 | 5 | 0,70 | 0,02 | -1,54 |
| | | 220,0 | 0,3 | | | | | |
| | | 223,0 | 0,3 | | | | | |
| 5 | 0,76 | 229,7 | 0,3 | 238 | 8 | 0,76 | 0,03 | -0,28 |
| | | 245,0 | 0,3 | | | | | |
| | | 238,0 | 0,3 | | | | | |

Continúa en la siguiente página

Tabla 4.9 – continuación de la página anterior

| N° | D_{in} TPS (Gy) | M_{in} (nC) | $\pm\Delta M_{in}$ (nC) | \overline{M}_{in} (nC) | $\pm\Delta\overline{M}_{in}$ (nC) | DM_{in} (Gy) | $\pm\Delta DM_{in}$ (Gy) | % AP |
|----|-------------------|---------------|-------------------------|--------------------------|-----------------------------------|----------------|--------------------------|-------|
| 6 | 0,87 | 284,5 | 0,3 | 278 | 6 | 0,89 | 0,03 | 1,92 |
| | | 274,0 | 0,3 | | | | | |
| | | 275,4 | 0,3 | | | | | |
| 7 | 0,77 | 236,4 | 0,3 | 238 | 7 | 0,76 | 0,03 | -1,40 |
| | | 245,6 | 0,3 | | | | | |
| | | 232,0 | 0,3 | | | | | |
| 8 | 0,79 | 237,7 | 0,3 | 246 | 7 | 0,78 | 0,03 | -0,68 |
| | | 249,0 | 0,3 | | | | | |
| | | 251,2 | 0,3 | | | | | |
| 9 | 0,86 | 263,9 | 0,3 | 272 | 8 | 0,87 | 0,03 | 0,89 |
| | | 278,0 | 0,3 | | | | | |
| | | 274,1 | 0,3 | | | | | |
| 10 | 1,29 | 410,0 | 0,3 | 410 | 5 | 1,31 | 0,03 | 1,26 |
| | | 405,0 | 0,3 | | | | | |
| | | 413,5 | 0,3 | | | | | |

Continúa en la siguiente página

Tabla 4.9 – continuación de la página anterior

| N° | D_{in} TPS (Gy) | M_{in} (nC) | $\pm\Delta M_{in}$ (nC) | \overline{M}_{in} (nC) | $\pm\Delta\overline{M}_{in}$ (nC) | DM_{in} (Gy) | $\pm\Delta DM_{in}$ (Gy) | % AP |
|----|-------------------|---------------|-------------------------|--------------------------|-----------------------------------|----------------|--------------------------|-------|
| 11 | 0,82 | 253,4 | 0,3 | 249 | 4 | 0,80 | 0,02 | -2,95 |
| | | 248,0 | 0,3 | | | | | |
| | | 247,0 | 0,3 | | | | | |
| 12 | 0,93 | 285,4 | 0,3 | 295 | 9 | 0,94 | 0,04 | 1,17 |
| | | 298,0 | 0,3 | | | | | |
| | | 301,4 | 0,3 | | | | | |
| 13 | 0,89 | 271,2 | 0,3 | 279 | 10 | 0,89 | 0,04 | -0,12 |
| | | 289,8 | 0,3 | | | | | |
| | | 275,0 | 0,3 | | | | | |
| 14 | 1,44 | 444,0 | 0,3 | 447 | 11 | 1,43 | 0,05 | -0,98 |
| | | 459,0 | 0,3 | | | | | |
| | | 438,0 | 0,3 | | | | | |
| 15 | 1,62 | 502,3 | 0,3 | 519 | 17 | 1,66 | 0,07 | 2,28 |
| | | 521,0 | 0,3 | | | | | |
| | | 535,0 | 0,3 | | | | | |

Continúa en la siguiente página

Tabla 4.9 – continuación de la página anterior

| N° | D_{in} TPS (Gy) | M_{in} (nC) | $\pm\Delta M_{in}$ (nC) | \overline{M}_{in} (nC) | $\pm\Delta\overline{M}_{in}$ (nC) | DM_{in} (Gy) | $\pm\Delta DM_{in}$ (Gy) | % AP |
|----|-------------------|---------------|-------------------------|--------------------------|-----------------------------------|----------------|--------------------------|-------|
| 16 | 0,69 | 204,3 | 0,3 | 214 | 9 | 0,68 | 0,04 | -1,17 |
| | | 215,0 | 0,3 | | | | | |
| | | 222,0 | 0,3 | | | | | |
| 17 | 0,82 | 255,0 | 0,3 | 250 | 5 | 0,80 | 0,03 | -2,87 |
| | | 246,0 | 0,3 | | | | | |
| | | 248,0 | 0,3 | | | | | |
| 18 | 0,89 | 285,0 | 0,3 | 286 | 6 | 0,91 | 0,03 | 2,39 |
| | | 280,0 | 0,3 | | | | | |
| | | 292,0 | 0,3 | | | | | |
| 19 | 0,9 | 298,4 | 0,3 | 288 | 10 | 0,92 | 0,04 | 2,01 |
| | | 284,0 | 0,3 | | | | | |
| | | 281,0 | 0,3 | | | | | |
| 20 | 2,23 | 674,0 | 0,3 | 681 | 6 | 2,17 | 0,05 | -2,63 |
| | | 682,0 | 0,3 | | | | | |
| | | 686,0 | 0,3 | | | | | |

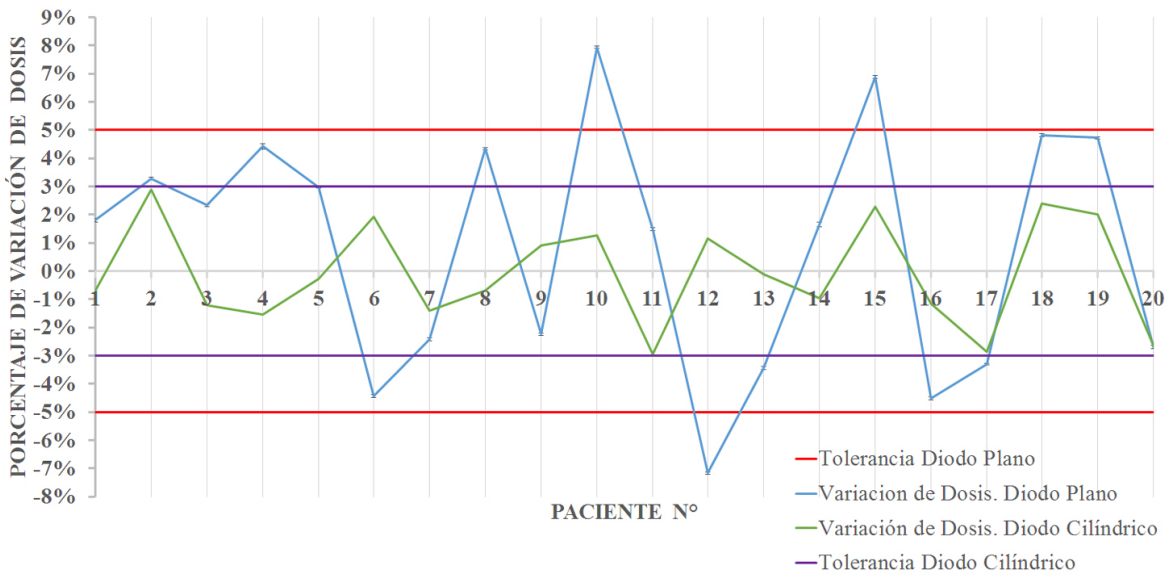


Figura 4.4: Comparación del porcentaje de variación de dosimetría *In Vivo* en campos anteriores empleando el diodo plano y el diodo cilíndrico.

En la figura 4.4 se evidencia una disminución importante en los porcentajes de variación de dosis de entrada en los resultados obtenidos con el diodo cilíndrico, demostrando así que la influencia por el ángulo de incidencia del haz de radiación sobre el diodo plano, contribuye con una mayor variación de la dosis medida. Los valores para las mediciones con el diodo cilíndrico oscilan entre 2.88 % y -2.95 % (valor máximo y mínimo respectivamente).

En la tabla 4.10 se realizaron las medidas de dosimetría *In Vivo* con el diodo cilíndrico. En esta oportunidad la sonda semiconductor fue posicionada en los campos laterales correspondientes a la superficies pélvicas de los pacientes. Se utilizó el factor de calibración señalado en la tabla 4.6 arrojando los siguientes resultados:

Tabla 4.10: Resultados de la dosimetría *In Vivo* en campos laterales de la región pélvica con el diodo cilíndrico

| N° | D_{in} TPS (Gy) | M_{in} (nC) | $\pm\Delta M_{in}$ (nC) | \overline{M}_{in} (nC) | $\pm\Delta\overline{M}_{in}$ (nC) | DM_{in} (Gy) | $\pm\Delta DM_{in}$ (Gy) | % AP |
|----|-------------------|---------------|-------------------------|--------------------------|-----------------------------------|----------------|--------------------------|-------|
| 1 | 1,43 | 460,5 | 0,3 | 453 | 7 | 1,44 | 0,04 | 1,03 |
| | | 450,2 | 0,3 | | | | | |
| | | 448,0 | 0,3 | | | | | |
| 2 | 1,34 | 401,7 | 0,3 | 418 | 15 | 1,33 | 0,06 | -0,44 |
| | | 425,0 | 0,3 | | | | | |
| | | 428,0 | 0,3 | | | | | |
| 3 | 1,09 | 355,0 | 0,3 | 349 | 5 | 1,11 | 0,03 | 2,24 |
| | | 345,0 | 0,3 | | | | | |
| | | 348,0 | 0,3 | | | | | |
| 4 | 1,05 | 314,2 | 0,3 | 324 | 9 | 1,03 | 0,04 | -1,44 |
| | | 328,0 | 0,3 | | | | | |
| | | 331,0 | 0,3 | | | | | |

Continúa en la siguiente página

Tabla 4.10 – continuación de la página anterior

| N° | D_{in} (Gy) | TPS (Gy) | M_{in} (nC) | $\pm\Delta M_{in}$ (nC) | $\overline{M_{in}}$ (nC) | $\pm\Delta\overline{M_{in}}$ (nC) | DM_{in} (Gy) | $\pm\Delta DM_{in}$ (Gy) | % AP |
|----|---------------|----------|---------------|-------------------------|--------------------------|-----------------------------------|----------------|--------------------------|-------|
| 5 | 1,15 | | 348,7 | 0,3 | 354 | 5 | 1,13 | 0,03 | -1,83 |
| | | | 355,0 | 0,3 | | | | | |
| | | | 358,0 | 0,3 | | | | | |
| 6 | 1,33 | | 398,0 | 0,3 | 413 | 14 | 1,32 | 0,06 | -1,02 |
| | | | 425,0 | 0,3 | | | | | |
| | | | 415,0 | 0,3 | | | | | |
| 7 | 1,32 | | 408,6 | 0,3 | 408 | 5 | 1,30 | 0,03 | -1,51 |
| | | | 412,0 | 0,3 | | | | | |
| | | | 402,0 | 0,3 | | | | | |
| 8 | 1,13 | | 331,2 | 0,3 | 344 | 11 | 1,10 | 0,05 | -2,96 |
| | | | 348,0 | 0,3 | | | | | |
| | | | 352,0 | 0,3 | | | | | |

Continúa en la siguiente página

Tabla 4.10 – continuación de la página anterior

| N° | D_{in} TPS (Gy) | M_{in} (nC) | $\pm\Delta M_{in}$ (nC) | \overline{M}_{in} (nC) | $\pm\Delta\overline{M}_{in}$ (nC) | DM_{in} (Gy) | $\pm\Delta DM_{in}$ (Gy) | % AP |
|----|-------------------|---------------|-------------------------|--------------------------|-----------------------------------|----------------|--------------------------|-------|
| 9 | 1,09 | 333,4 | 0,3 | 337 | 4 | 1,07 | 0,02 | -1,43 |
| | | 340,0 | 0,3 | | | | | |
| | | 337,0 | 0,3 | | | | | |
| 11 | 1,28 | 410,0 | 0,3 | 407 | 8 | 1,30 | 0,04 | 1,50 |
| | | 398,0 | 0,3 | | | | | |
| | | 413,8 | 0,3 | | | | | |
| 12 | 1,57 | 503,0 | 0,3 | 497 | 6 | 1,58 | 0,04 | 0,92 |
| | | 496,0 | 0,3 | | | | | |
| | | 491,0 | 0,3 | | | | | |
| 13 | 1,32 | 425,0 | 0,3 | 415 | 9 | 1,32 | 0,05 | 0,29 |
| | | 408,0 | 0,3 | | | | | |
| | | 412,0 | 0,3 | | | | | |

Continúa en la siguiente página

Tabla 4.10 – continuación de la página anterior

| N° | D_{in} TPS (Gy) | M_{in} (nC) | $\pm\Delta M_{in}$ (nC) | $\overline{M_{in}}$ (nC) | $\pm\Delta\overline{M_{in}}$ (nC) | DM_{in} (Gy) | $\pm\Delta DM_{in}$ (Gy) | % AP |
|-----------|-------------------|---------------|-------------------------|--------------------------|-----------------------------------|----------------|--------------------------|-------|
| 16 | 1,19 | 376,0 | 0,3 | 365 | 10 | 1,17 | 0,05 | -2,07 |
| | | 364,0 | 0,3 | | | | | |
| | | 356,0 | 0,3 | | | | | |
| 17 | 1,21 | 378,0 | 0,3 | 373 | 5 | 1,19 | 0,03 | -1,58 |
| | | 368,0 | 0,3 | | | | | |
| | | 374,0 | 0,3 | | | | | |
| 18 | 1,27 | 398,0 | 0,3 | 402 | 4 | 1,28 | 0,03 | 0,89 |
| | | 405,0 | 0,3 | | | | | |
| | | 402,0 | 0,3 | | | | | |
| 19 | 1,49 | 452,0 | 0,3 | 459 | 8 | 1,46 | 0,05 | -1,73 |
| | | 468,0 | 0,3 | | | | | |
| | | 457,0 | 0,3 | | | | | |

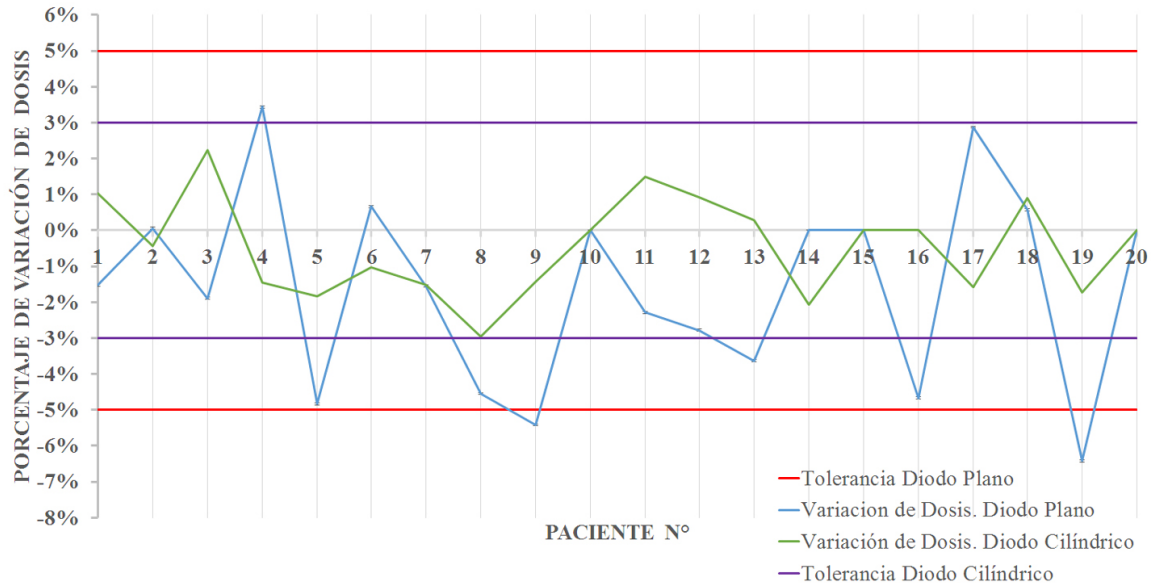


Figura 4.5: Comparación del Porcentaje de Variación de Dosimetría *In Vivo* en Campos Laterales Empleando el diodo plano y el diodo cilíndrico.

En la figura 4.5 al igual que en la figura 4.3 se evidencia una disminución importante en los porcentajes de variación de dosis de entrada en los resultados obtenidas con el diodo cilíndrico. Los valores para estas medidas oscilan entre 2.24 % y -2.96 % (valor máximo y mínimo respectivamente).

Se establece entonces que el nivel de tolerancia para la diferencia de porcentajes entre la dosis esperada y la dosis medida debe ser de $\pm 5\%$ para el uso del diodo plano. Sin embargo este nivel puede variar en el transcurso del tiempo mientras se aplique el programa de dosimetría *in vivo*, puesto que al corregir la mayor cantidad de errores posibles esto permite optimizar a un valor de tolerancia más bajo.

Para el caso del diodo cilíndrico se establece que el nivel de tolerancia debe ser de $\pm 3\%$. Este es más bajo ya que por los resultados obtenidos en la recolección de la data se evidenció que los porcentajes de diferencia entre la dosis de entrada esperada y medida fueron mucho más bajos. Cabe destacar también que esto se debe a la ventaja que tiene este modelo de diodo con respecto al diodo plano y a su dependencia angular.

Cuando las dosis medidas están fuera de las tolerancias es importante detectar el origen del error. Es por ello que a continuación se establecen las pautas de acción para estos casos:

- Evaluar el posicionamiento del paciente, DFS y tamaño de campo correcto junto a

sus accesorios bien colocados.

- Verificar el plan de tratamiento, el tiempo de exposición y el cálculo de la dosis esperada.
 - Repetir la medida a fin de cerciorarse de una lectura errada por parte del diodo.
 - Es importante asegurar la posición del diodo, este no debe desplazarse una distancia mayor a 2cm del centro del campo.
 - En caso de que el valor continúe fuera de tolerancia, se debe suspender el tratamiento hasta tanto no se haya detectado y corregido el error.
 - Si los niveles de tolerancia son excedidos por varios pacientes, entonces es necesario hacer una verificación del equipo ya que este puede estar presentado fallas.
-

Capítulo 5

Conclusiones y Recomendaciones

5.1. Conclusiones

La elaboración del protocolo de garantía de control de calidad de dosimetría *in vivo* en el Servicio de Radioterapia ONCORAD, C.A. contribuirá a minimizar los errores que se puedan presentar en la simulación, planificación y entrega de tratamiento aquellos pacientes con afecciones en la región pélvica con el fin de proveer un servicio de calidad con resultados deseados de tratamiento efectivos.

El uso de los diodos semiconductores como detectores de radiación demostró ser un sistema robusto ante las exigencias que demanda la carga de trabajo en el servicio, permitiendo verificaciones al momento del tratamiento y correcciones de los posibles errores que pudieran aparecer. Presenta una gran ventaja para la verificación de las dosis administradas, generando confianza tanto en los pacientes como en el personal que labora dentro de la institución.

La utilización de un maniquí de agua solidificada representa una solución para realizar la calibración de los diodos semiconductores ya que no se puede utilizar un maniquí de agua convencional. De igual manera esto permite hacer mediciones a diferentes profundidades evitando captar en las mediciones las diferentes interacciones de las partículas dispersadas tanto en la superficie del maniquí como las generadas por el cabezal del equipo.

Con los datos obtenidos de las mediciones de dosimetría *in vivo* realizados en el servicio de radioterapia, se pudo establecer el rango de tolerancia para dicho protocolo de garantía de control de calidad, sin embargo dependiendo de las mediciones a futuro este puede disminuir mucho más del establecido en esta investigación.

El objetivo fundamental de un protocolo de garantía de control de calidad en un servicio de radioterapia, es la de controlar la aparición de errores y así solventar los mismos para obtener un tratamiento óptimo. Es importante documentar las diferentes

eventualidades que puedan acarrear errores para evitar reincidencia a futuro, dependiendo del nivel de error o de variación que se pueda obtener se establecieron los lineamientos para corregir los mismos.

La utilización de dos tipos de diodos semiconductores permitió hacer una comparación fiable de las medidas obtenidas y demostrando lo establecido en los manuales de uso del sistema y también en la bibliografía referente al uso de sondas semiconductoras como detectores de radiación.

El diodo con superficie de detección cilíndrica reportó una menor variación entre la dosis de entrada esperada y la medida en contraste con el diodo de superficie plana, ya que este último presenta una respuesta singular según la dirección de incidencia del haz de radiación contra su superficie, la cual se verificó, presentado una variación de hasta 10 %, lo que se considera fuera de tolerancia.

Esta dependencia angular presenta sus dificultades a la hora de posicionar el diodo sobre la superficie del paciente, ya que no todos son perpendiculares al haz de radiación.

La creación de un protocolo estandarizado que permite el uso de dosímetros en el control de calidad en pacientes de cobaltoterapia fomenta la confianza en la entrega de los tratamientos de radioterapia entre el grupo de trabajo, incluidos médicos radioterapeutas y técnicos, generando un valor agregado a la calidad del servicio prestado planteado por esta institución.

5.2. Recomendaciones

- Se sugiere continuar con la adquisición de resultados con fines investigativos para optimizar los niveles de tolerancia. Con una mayor cantidad de datos se podría lograr bajar dichos niveles para obtener mayor certeza en las medidas tomadas *in vivo* como partes del protocolo del programa de garantía de calidad de la institución.
 - Se podría extender este protocolo para la realización de dosimetría *in vivo* en otras regiones anatómicas como cabeza y cuello, mamas, tronco y extremidades.
 - Para considerar el factor de corrección, del diodo plano, por incidencia angular del haz sobre la superficie del mismo, se podría medir el ángulo de inclinación del diodo sobre la superficie del paciente.
 - A fin de optimizar este protocolo, se recomienda la implementación de otras sondas semiconductoras para así poder obtener la verificación de las dosis de salida. Esto permitiría una estimación de los niveles de la conformación de la dosis dentro de área de tratamiento.
-

- El protocolo puede ser muy útil si se lleva a cabo en las primeras sesiones de tratamiento, para así corregir los errores lo antes posible.

Apéndice A

Descripción Gráfica del Montaje Experimental

A.1. Calibración de las Sondas Semiconductoras

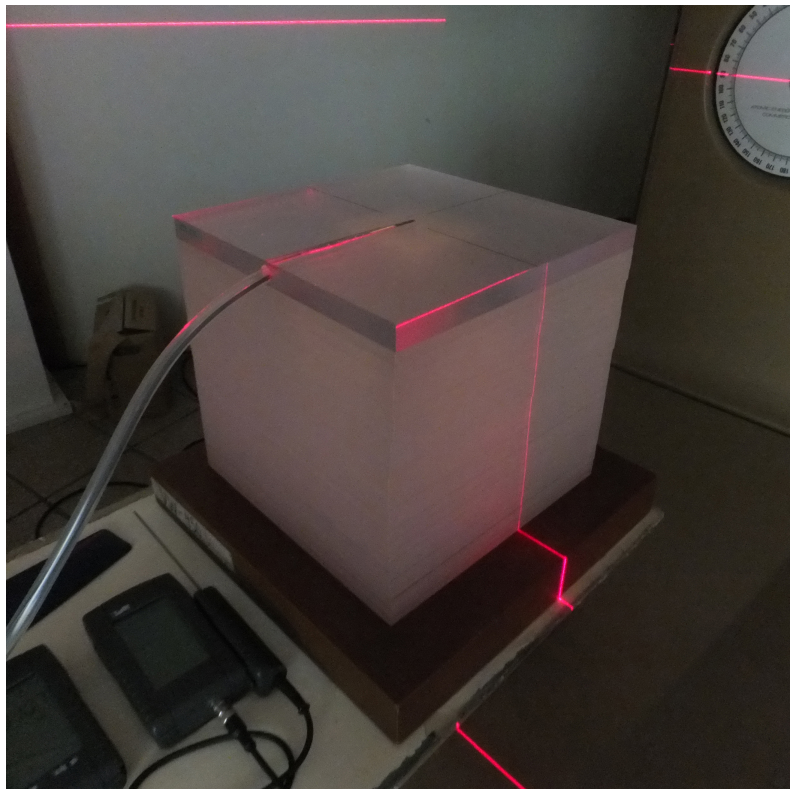


Figura A.1: Montaje Experimental para la obtención de las cantidades de perturbación de la cámara de ionización.

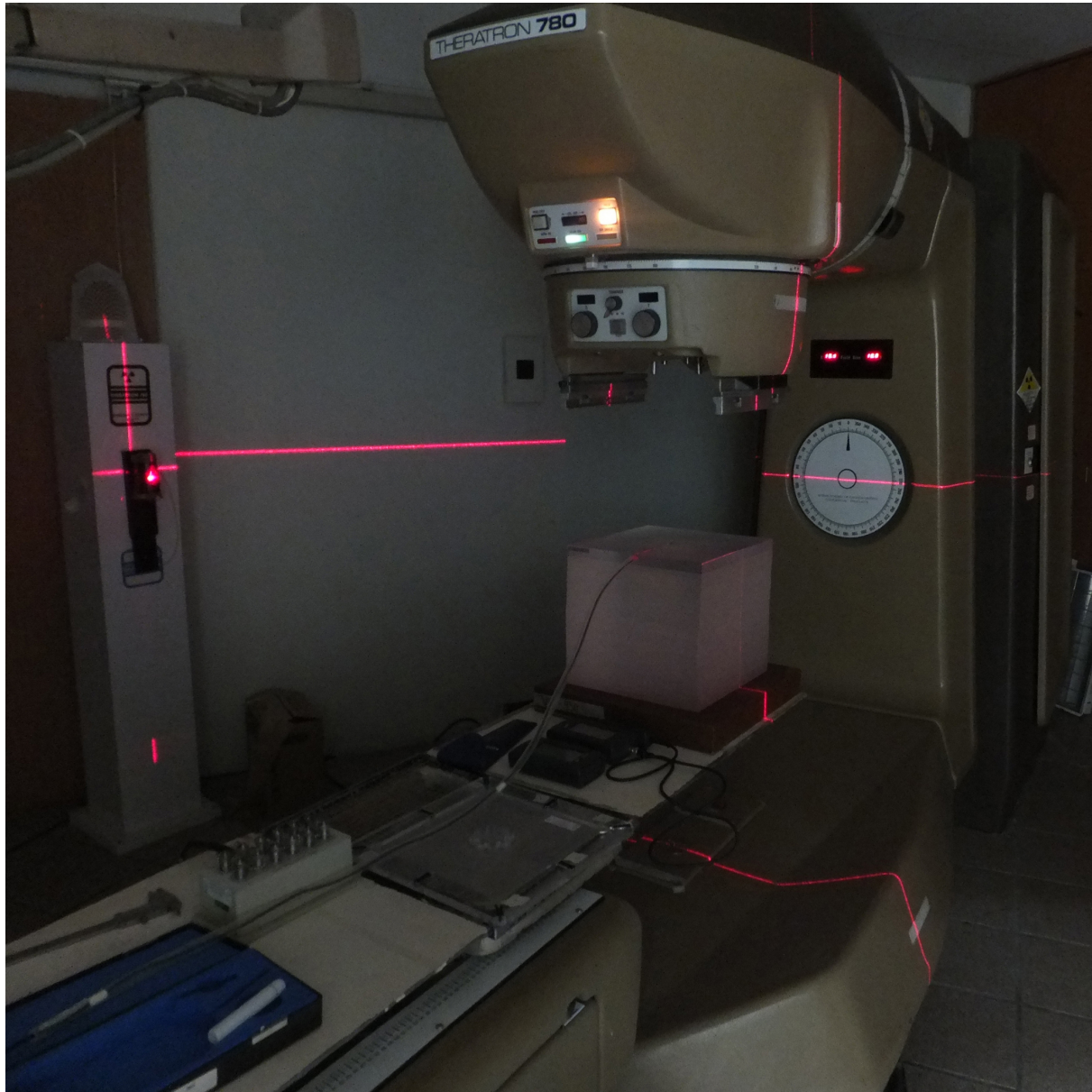


Figura A.2: Vista amplia del montaje experimental.



Figura A.3: Montaje experimental para la obtención de las medidas para la calibración de los diodos.

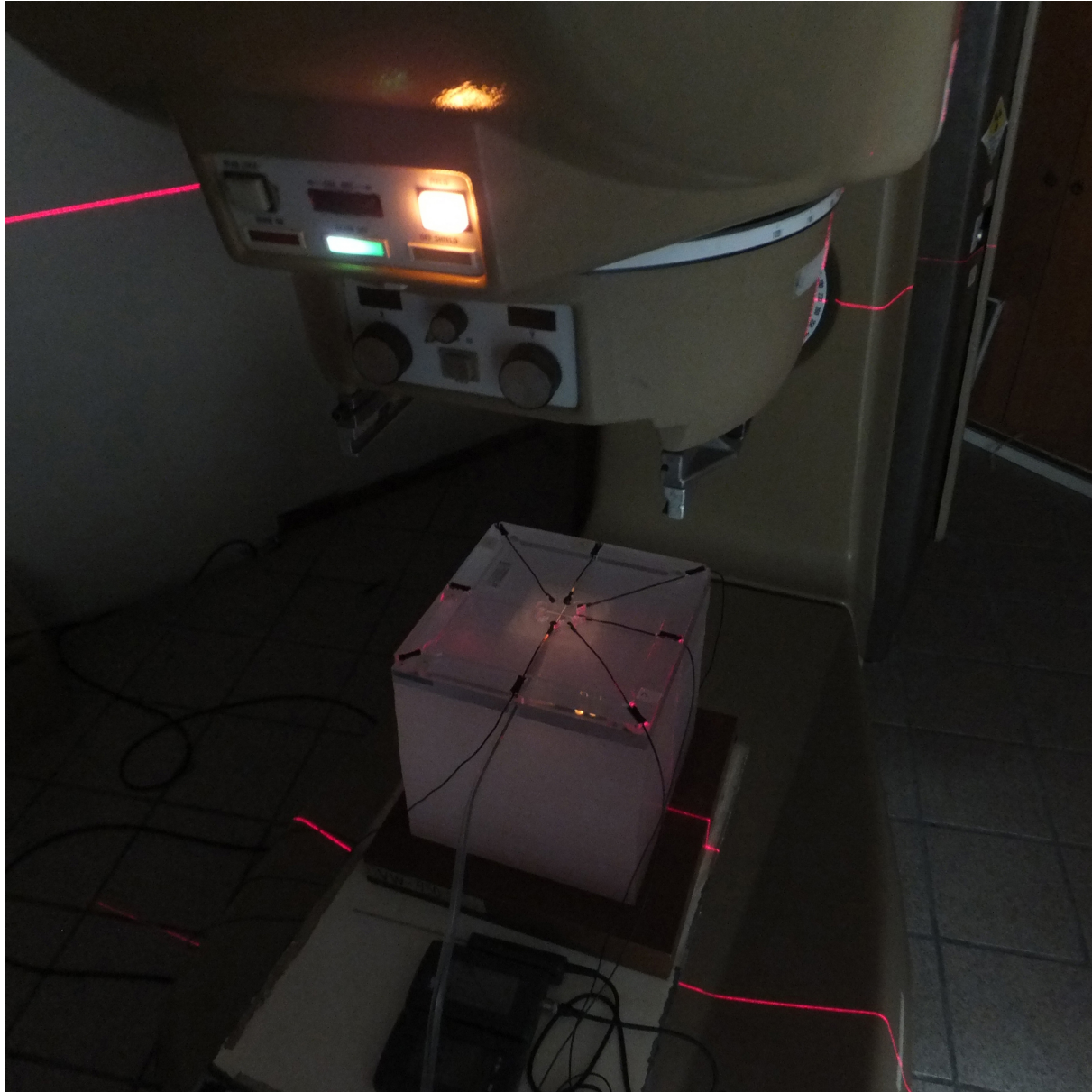


Figura A.4: Vista superior del arreglo para la calibración de los diodos.

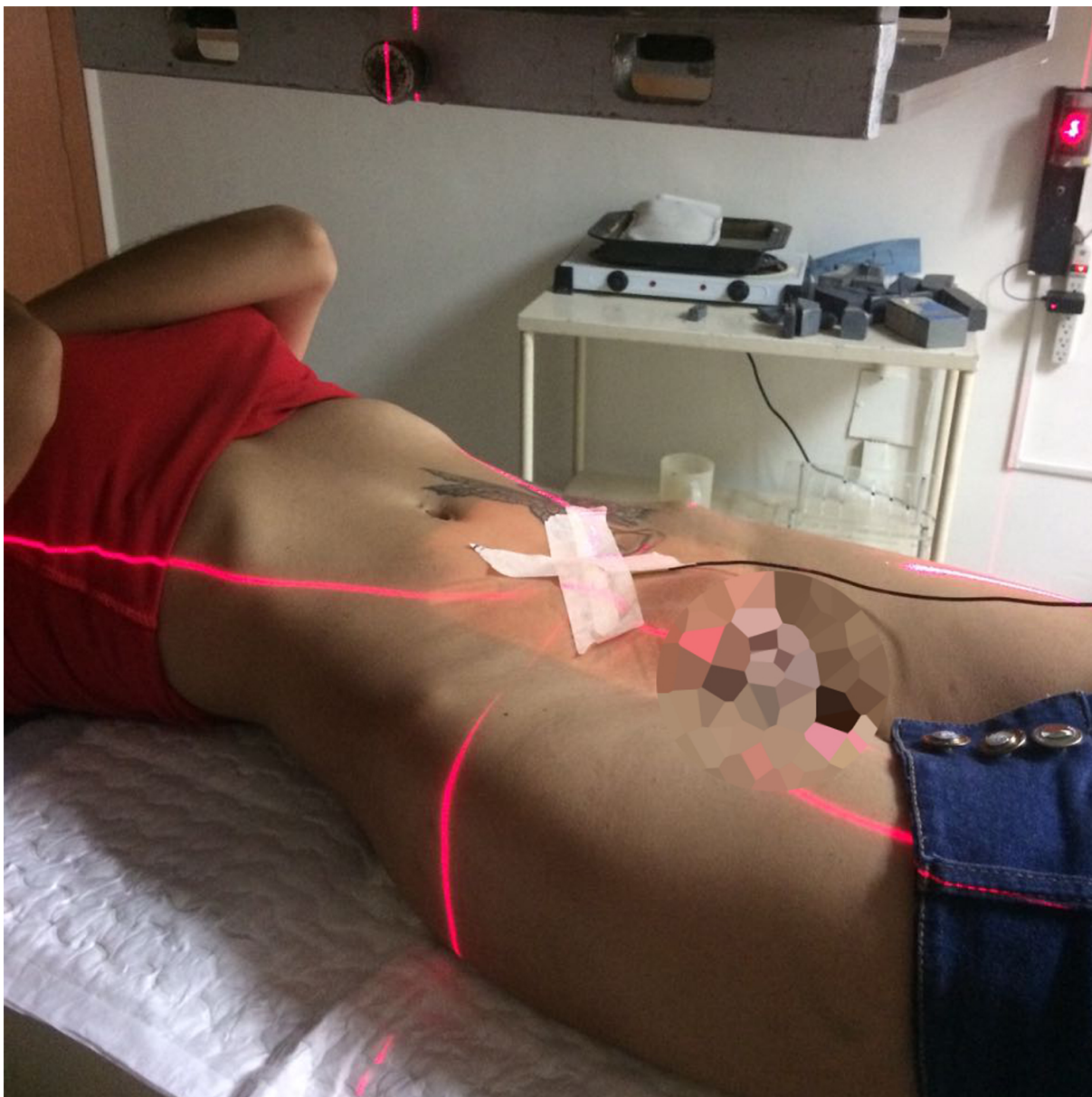
A.2. Dosimetría *In Vivo*

Figura A.5: Posicionamiento del diodo para la realización de dosimetría *in vivo*.

Apéndice B

Ecuaciones utilizadas

B.1. Dosis absorbida

$$D_{(z_{ref})} = N_{D,w} \cdot M_Q \cdot k_{PT} \cdot k_{pol} \cdot k_s \quad (\text{B.1})$$

$$\begin{aligned} \Delta D_{(z_{ref})} = & N_{D,w} \cdot k_{PT} \cdot k_{pol} \cdot k_s \cdot \Delta M_Q + N_{D,w} \cdot M_Q \cdot k_{pol} \cdot k_s \cdot \Delta k_{PT} \\ & + N_{D,w} \cdot M_Q \cdot k_{PT} \cdot k_s \cdot \Delta k_{pol} + N_{D,w} \cdot M_Q \cdot k_{PT} \cdot k_{pol} \Delta k_s \end{aligned} \quad (\text{B.2})$$

Siendo,

| | |
|-----------------|---|
| z_{ref} | Profundidad de referencia. |
| $D_{(z_{ref})}$ | Dosis absorbida en la profundidad de referencia. |
| $N_{D,w}$ | Factor de calibración de la cámara de ionización. |
| M_Q | Medida de carga colectada. |

B.2. Factor de corrección por presión y temperatura

$$k_{PT} = \left(\frac{273,2^\circ\text{C} + T}{273,2^\circ\text{C} + T_0} \right) \frac{P_0}{P} \quad (\text{B.3})$$

$$\Delta k_{PT} = \left| \left(\frac{273,2^\circ\text{C} + T}{273,2^\circ\text{C} + T_0} P_0 \right) \frac{\Delta P}{P^2} + \frac{P_0}{(273,2^\circ\text{C} + T_0)P} \Delta T \right| \quad (\text{B.4})$$

B.3. Factor de corrección por recombinación

$$k_s = \frac{\left(\frac{V_1}{V_2}\right)^2 - 1}{\left(\frac{V_1}{V_2}\right)^2 - \left(\frac{M_1}{M_2}\right)} \quad (\text{B.5})$$

$$\begin{aligned} \Delta k_s = & \left[\left(\frac{V_1}{V_2}\right)^2 - 1 \right] \cdot \frac{1}{\left[\left(\frac{V_1}{V_2}\right)^2 - \left(\frac{M_1}{M_2}\right) \right]^2} \cdot \frac{\Delta M_1}{M_2} \\ & + \left[\left(\frac{V_1}{V_2}\right)^2 - 1 \right] \cdot \frac{1}{\left[\left(\frac{V_1}{V_2}\right)^2 - \left(\frac{M_1}{M_2}\right) \right]^2} \cdot \frac{M_1}{M_2^2} \cdot \Delta M_2 \end{aligned} \quad (\text{B.6})$$

Donde,

V_1 Potencial de polarización normal.

V_2 Potencial de polarización reducido.

M_1 Lectura de la cámara de ionización. con el potencial V_1 aplicado.

M_2 Lectura de la cámara de ionización. con el potencial V_2 aplicado.

B.4. Factor de corrección por polarización

$$k_{pol} = \frac{|M_+| + |M_-|}{2M_-} \quad (\text{B.7})$$

$$\Delta k_{pol} = \left| \frac{\Delta M_+}{2M_-} - \frac{M_+ \Delta M_-}{2M_-^2} \right| \quad (\text{B.8})$$

M_+ Lectura de la cámara de ionización con el potencial V_+ aplicado.

M_- Lectura de la cámara de ionización con el potencial V_- aplicado.

B.5. Factores y cantidades asociadas a la dosimetría *in vivo*

B.5.1. Error del Factor de calibración de los diodos

$$\Delta FC = \left| \frac{\Delta D_{in}}{M_{in}} + \frac{D_{in}}{M_{in}^2} \Delta M_{in} \right| \quad (\text{B.9})$$

B.5.2. Dosis de entrada

$$D_{M_{in}} = FC \cdot \overline{M_{in}} \quad (\text{B.10})$$

$$\Delta D_{M_{in}} = \Delta FC \cdot \overline{M_{in}} + FC \cdot \Delta \overline{M_{in}} \quad (\text{B.11})$$

B.5.3. Variación porcentual de la dosis de entrada

$$\% = \frac{D_{M_{in}} - D_{TPS}}{D_{TPS}} 100 \quad (\text{B.12})$$

Apéndice C

Mediciones realizadas para el cálculo de cantidades de perturbación

Tabla C.1: Registro de los valores de presión y temperatura para el cálculo de k_{PT} .

| Lectura | P (mBar) | ΔP (mBar) | T ($^{\circ}\text{C}$) | ΔT ($^{\circ}\text{C}$) |
|-----------------|---------------|-------------------|--------------------------|-----------------------------------|
| 1 | 912,10 | 0,01 | 18,49 | 0,01 |
| 2 | 912,00 | 0,01 | 18,52 | 0,01 |
| 3 | 912,10 | 0,01 | 18,51 | 0,01 |
| Promedio | 912,07 | 0,01 | 18,51 | 0,01 |

Tabla C.2: Registro de carga colectada para cálculo de k_{pol} , con el potencial normal de polarización (V).

| Lectura | M_+ (nC) | ΔM_+ (nC) | M_- (nC) | ΔM_- (nC) |
|-----------------|--------------|-------------------|--------------|-------------------|
| 1 | 13,62 | 0,01 | 13,59 | 0,01 |
| 2 | 13,61 | 0,01 | 13,59 | 0,01 |
| 3 | 13,64 | 0,01 | 13,58 | 0,01 |
| Promedio | 13,62 | 0,01 | 13,59 | 0,01 |

Tabla C.3: Tensión de colección para la medición de carga colectada a emplear en el cálculo de k_s .


| Tensión de Colección | |
|-----------------------------|-----|
| V1(Volt) | 300 |
| V2(Volt) | 150 |

Tabla C.4: Lecturas de carga colectada con potenciales V_1 y V_2 aplicados, para el cálculo de k_s .

| Lectura | M_1 | ΔM_1 (nC) | M_2 (nC) | ΔM_2 (nC) |
|-----------------|--------------|-------------------|--------------|-------------------|
| 1 | 13,62 | 0,01 | 13,66 | 0,01 |
| 2 | 13,61 | 0,01 | 13,67 | 0,01 |
| 3 | 13,64 | 0,01 | 13,65 | 0,01 |
| Promedio | 13,62 | 0,01 | 13,66 | 0,01 |

Apéndice D

Formatos para el control de dosimetría *in vivo*



SERVICIOS
OncoRAD C.A.
Rif J-29655910-4

Reporte de Dosimetría In Vivo

| | |
|--------------------|--------|
| Paciente: | |
| Historia N°: | |
| Loc.: | |
| Campos: | AP-LAT |
| Dr(a): | |
| Físico Médico: | |
| Fecha de Medición: | |

AP

| | Lectura nC | Dosis (Gy) | Dp Gy | Dosis ReF (Gy) | Diodo | Factor del Diodo | Dosis CF |
|-----------|------------|------------|-------|----------------|-------|------------------|-----------|
| Dosis Ent | | 0,00E+00 | | | Ent | | 0,000E+00 |

LAT

| | Lectura nC | Dosis (Gy) | Dp Gy | Dosis ReF (Gy) | Diodo | Factor del Diodo | Dosis CF |
|-----------|------------|------------|-------|----------------|-------|------------------|-----------|
| Dosis Ent | | 0,00E+00 | | | Ent | | 0,000E+00 |

| | | | | |
|-----------|-----------|-----------|------|---------|
| Campo | AP-PA | | | |
| Dosis Ent | Dosis Med | Dosis Ref | | % |
| | 0,00 | 0,00 | 0,00 | #DIV/0! |

| | | | | |
|-----------|-----------|-----------|------|---------|
| Campo | Lat | | | |
| Dosis Ent | Dosis Med | Dosis Ref | | % |
| | 0,00 | 0,00 | 0,00 | #DIV/0! |

Figura D.1: Hoja de cálculo de dosimetría *in vivo*



Informe de Dosimetría In vivo PTW

Datos del Paciente:

Paciente:

ID:

Area de tratamiento:

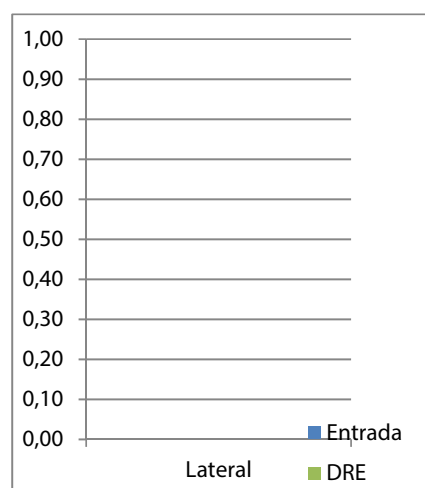
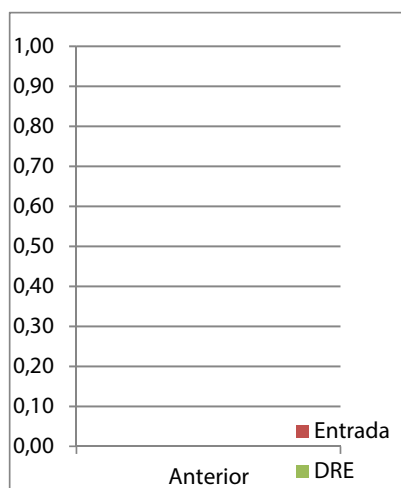
Dr(a):

Físico Médico:

Fecha de Medición:

Dosimetría

| Posicion del Diodo | FC(diodo) | Accesorios | Dosis medida | DP(Gy) | DRE | ER% |
|--------------------|-----------|------------|--------------|--------|------|-------|
| | Entrada | Entrada SA | Entrada | | | |
| AP | | | 0,00 | | 0,00 | ##### |
| LAT | | | 0,00 | | 0,00 | ##### |



Legenda= SA (Sin accesorios), FCD (Factor de calibracion del Diodo).

Figura D.2: Informe de resultados de la dosimetría *in vivo*

Bibliografía

- [1] Organización Mundial de la Salud. <http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs297/es/>. Accessed: 2015-05-11.
 - [2] Luis G. Capote Negrín. Frecuencia del cáncer en venezuela. 2008.
 - [3] Frank Herbert Attix. *Introduction to radiological physics and radiation dosimetry*. John Wiley & Sons, 2008.
 - [4] Pedro Ruiz Manzano. *Fundamentos de Física Médica Volumen 2: Radiodiagnostico: bases física, equipos y control de calidad*, volume 2. ADI Servicios Editoriales.
 - [5] Wikipedia. Electronvoltio — wikipedia, la enciclopedia libre. 2015. [Internet; descargado 29-junio-2016].
 - [6] Pedro Alvarez de Sierra Hernandez. *Tratamiento de los tumores pélvicos avanzados primarios y recidivados con cirugía extendida y radioterapia intraoperatoria: resultados interdisciplinarios de 15 años*. PhD thesis, Universidad Complutense de Madrid. Facultad de Medicina, 2012.
 - [7] ORGANISMO INTERNACIONAL DE ENERGIA ATOMICA. Normas básicas internacionales de seguridad para la protección contra la radiación ionizante y para la seguridad de las fuentes de radiación, 1994.
 - [8] ICRU ICRU. Report no. 24. determination of absorbed dose in a patient irradiated by beams of x or gamma rays in radiotherapy procedures. *Int. Commission on Radiation Units and Measurements, Bethesda, MD*, 1976.
 - [9] Wikipedia. Radiación ionizante — wikipedia, la enciclopedia libre. 2016. [Internet; descargado 30-junio-2016].
 - [10] Lupe Ivette Villegas López. *Comisionamiento y puesta en marcha de un sistema de dosimetría in vivo para el departamento de radioterapia del hospital oncológico Solón Espinosa A. Solca-núcleo de Quito*. PhD thesis, QUITO/EPN/2011, 2011.
-

- [11] Maurice Tubiana. *Introduction to radiobiology*. CRC Press, 2005.
- [12] Robert Martin Resnick Eisberg and Cota Araiza Robert. *Física cuántica: átomos, moléculas, sólidos, núcleos y partículas*. 2009.
- [13] Ervin B Podgorsak et al. *Radiation oncology physics. a handbook for teachers and students/EB Podgorsak.-Vienna: International Atomic Energy Agency, 657, 2005.*
- [14] ICRU ICRU. Report no. 33. radiation quantities and units. *Internacional Commission on Radiation Units and Measurements.*, 1980.
- [15] Felipe A Calvo, Albert Biete, Vicente Pedraza, Jordi Giralt, and Manuel de las Heras. *Oncología Radioterápica. Principios, métodos, gestión y práctica clínica*. 2010.
- [16] República Argentina Autoridad Regulatoria Nuclear. *Curso de protección radiológica nivel técnico*. 2010.
- [17] Syed Naeem Ahmed. *Physics and engineering of radiation detection*. Academic Press, 2007.
- [18] Ricardo Campbell, Jorge Rickards; Cameras Ross. *Las Radiaciones II. El Manejo de las Radiaciones Nucleares*. 1995.
- [19] Estudio de los niveles radiactivos producidos por la radiación solar. <http://efectosradiacion.blogspot.com/2011/08/medicion-de-radiacion.html>, Agosto 2011.
- [20] Tutorial de la radioactividad: Detectores. <http://rabfis15.uco.es/ermuna.net/tutorial/detectores/centelleo.htm>. [Internet; descargado 05-julio-2016].
- [21] Yoshinobu Shimohigashi; Fujio Araki; Masato Maruyama; Yuji Nakaguchi; Satoshi Kuwuhara; Nozomu Nagasue and Yudai Kai. *Evaluation of a single-scan protocol for radichromic film dosimetry*. 2014.
- [22] Rias: Radiaciones Ionizantes Asesoramiento y Servicios. *Dosimetría por termoluminiscencia*.
- [23] ISO Medical Egypt Co. *Thermoluminescent dosimeter*. <http://www.isomedicaeg.com/p/thermoluminescent-dosimeter.html>, 2016.
- [24] Grupo de Física Nuclear. *Universidad Complutense de Madridsica Nuclear. Universidad Complutense de Madrid. Detectores de radiación*. 2015.
-

-
- [25] Física del estado sólido y física de semiconductores: lo que hay que saber. 2012.
- [26] Jan VanDam and Ginette Marinello. *Methods for in vivo dosimetry in external radiotherapy*. Garant Publ., 1994.
- [27] Alex Valdez. Diodos. <http://electronica-90.blogspot.com/p/diodos.html>, 2012.
- [28] Dr. Gerhard Lutz (auth.). *Semiconductor Radiation Detectors: Device Physics*. Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 1 edition, 2007.
- [29] Jose Miguel Delgado Rodriguez; Alejandro García Romero; Feliciano García Vicente; Esther Millán Cebrián. *Fundamentos de Física Médica: Radioterapia Externa II. Dosimetría Clínica, algoritmos de cálculo, sistema de planificación y control de calidad*. SEFM.
- [30] A Del Castillo. Bases físicas e instrumentación en radioterapia. *Hospital Universitario de Valladolid SEFM*.
- [31] Wikipedia. Esquema de decaimiento cobalto-60. https://upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/thumb/e/e0/Cobalt-60_Decay_Scheme.svg/1152px-Cobalt-60_Decay_Scheme.svg.png.
- [32] W. H. Andrabi. Instalation, commisioning and quality assurance of cobal unit (theratron 780e) at skims, soura, srinagar. 2003.
- [33] Sociedad Portuguesa de Beneficiencia. Theratron780. http://www1.spb.org.br/images/foto_radioterapia1.jpg. Acceso: 15-05-2016.
- [34] J.R. George. Teletherapy sources with imported and indifenuous ^{60}Co activity. *Journal of Medical Physics / Association of Medical Physicist of India*, 2009.
- [35] Wikipedia. Capsula de cobalto-60. https://upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/thumb/d/d1/Teletherapy_Capsule2.svg/608px-Teletherapy_Capsule2.svg.png.
- [36] PTW. Ptw. <http://www.ptw.de/2328.html?&cId=3310>.
- [37] IAEA. Iaea human health reports no. 8 development of procedures for in vivo dosimetry in radiotherapy. Technical report, International Atomic Energy Agency, 2013.
-

- [38] Ellen Yorke, R Alecu, L Ding, D Fontenla, A Kalend, D Kaurin, ME Masterson-McGary, G Marinello, T Matzen, A Saini, et al. Diode in vivo dosimetry for patients receiving external beam radiation therapy. *Report of Task Group*, 62, 2005.
- [39] Valdir C Colussi, A Sam Beddar, Timothy J Kinsella, and Claudio H Sibata. In vivo dosimetry using a single diode for megavoltage photon beam radiotherapy: Implementation and response characterization. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, 2(4):210–218, 2001.
- [40] Guillermo Trujillo García. Control dosimétrico in vivo en radioterapia externa usando diodos semiconductores. *Rev Cubana Oncol*, 14(2):129–35, 1998.
- [41] Alejandro Clop Ponte, Gabriel Pizà Vallespir, Jordi Parramon Piella, Martí Gelabertó Vilagran, Jordi García-Antón Aviñó, M Carmen de Haro Marmolejo, Rosa Guittart Aced, and Konstantin A Kholodilin. *Detectores de semiconductor: calibración y aplicaciones a la dosimetría in vivo en pacientes sometidos a tratamientos con radioterapia externa*. PhD thesis, Tesis Doctoral, Universidad Autónoma de Barcelona, 2001.
- [42] Edward L Alpen. *Radiation biophysics*. Academic Press, 1997.
- [43] N.J. Sala. *Detectores de semiconductor: calibración y aplicaciones a la dosimetría in vivo en pacientes sometidos a tratamientos con radioterapia externa*. Universitat Autònoma de Barcelona, 2004.
- [44] Wikipedia. Protección radiológica — wikipedia, la enciclopedia libre. https://es.wikipedia.org/w/index.php?title=Protecci%C3%B3n_radiol%C3%B3gica&oldid=91983960, 2016. [Internet; descargado 29-junio-2016].
-