



UNIVERSIDAD CENTRAL DE VENEZUELA
FACULTAD DE CIENCIAS
ESCUELA DE FÍSICA
FÍSICA MÉDICA

**COMPARACIÓN EN GEOMETRÍA DE HAZ ESTRECHO DE LA RESPUESTA DEL
DETECTOR DE DIAMANTE Y LA CÁMARA DE IONIZACIÓN LÍQUIDA DE 0.002 cc**

Presentado por el Br. Héctor Enrique Rodríguez Alberto.
Ante la ilustre Universidad Central de Venezuela
Para optar por el Título de Licenciado en Física.
4 de febrero de 2011.

Quienes suscriben, miembros del jurado designado por el Consejo de Escuela de Física de la Facultad de Ciencias de la Universidad Central de Venezuela, para examinar el trabajo presentado por el Br. Héctor E. Rodríguez A., bajo el Título: **“COMPARACIÓN EN GEOMETRÍA DE HAZ ESTRECHO DE LA RESPUESTA DEL DETECTOR DE DIAMANTE Y LA CÁMARA DE IONIZACIÓN LÍQUIDA DE 0.002 cc”**, para optar por el título de Licenciado en Física, consideramos que dicho trabajo cumple con los requisitos exigidos por los reglamentos respectivos y por lo tanto lo declaramos aprobado.

MSc. Ana Quintero
Jurado

MSc. Mario Ruiz
Jurado

MSc. Jesús Dávila
Tutor

COMPARACIÓN EN GEOMETRÍA DE HAZ
ESTRECHO DE LA RESPUESTA DEL DETECTOR
DE DIAMANTE Y LA CÁMARA DE IONIZACIÓN
LÍQUIDA DE 0.002 cc

Este trabajo está dedicado a Miriam Alberto mi madre, mujer de grandes cualidades éticas y morales, su apoyo incondicional durante toda mi vida fue, es y será pilar fundamental en todas las metas que me proponga.

AGRADECIMIENTOS

A la Universidad Central de Venezuela UCV la casa que vence las sombras.

A mis compañeros de trabajo los MSc Jesús y Yulmaris por darme una mano cuando lo necesitaba.

A Física Medica C.A por su colaboración y equipos en especial al Lic. Deivis Errada por todo su apoyo y consejos.

A la unidad de radioterapia Oncologica GURVE la floresta mi segunda casa donde me sigo formando como profesional.

A GURVE la trinidad por su colaboración y equipos, claves en el desarrollo de este trabajo.

Al MSc. Jesús Dávila mi tutor y amigo por sus consejos y enseñanzas, no solo para la realización de este trabajo sino a lo largo de mi estadía en el grupo GURVE.

De ultima en la lista pero nunca en importancia a mi esposita Liz por su apoyo y solidaridad.

RESUMEN

Tratamientos con radiaciones ionizantes como la radiocirugía¹ utilizan haces de fotones estrechos². En este tipo de campos las cámaras de ionización con medio de detección gaseoso³ han sido hasta los momentos usadas para realizar la calibración física del equipo. Estas cámaras pueden presentar problemas, debidos a la falta de equilibrio de partículas cargadas (CPE). Los procedimientos de control de calidad asociados a este tipo de tratamientos demandan dosímetros de alta resolución espacial.

Es por ello que existe en el mercado una cámara nueva, la cual consta de un medio de detección líquido, esta cámara de ionización la MicroLion 31018 posee un volumen sensible a la radiación de 0,002 cc, el objetivo principal de este Trabajo Especial de grado (T.E.G) fue el caracterizar la cámara de ionización líquida MicroLion, comparando las medidas obtenidas con ella contra las medidas obtenidas por el detector de diamante para campos pequeños, desde 5 cm² hasta 0.5 cm² para potenciales aceleradores de 6 MV y 18 MV.

¹ La radiocirugía es la aplicación de una dosis alta de radiación a una parte específica del cuerpo

² Campos pequeños en relación al rango lateral de partículas cargadas

³ Cámara PintPoint de la PTW con un volumen detector gaseoso de 0.015 cc

ÍNDICE GENERAL

Contenido

| | |
|--|----|
| ÍNDICE DE ECUACIONES | 12 |
| INDICE DE TABLAS | 13 |
| ÍNDICE DE GRÁFICOS | 15 |
| JUSTIFICACIÓN Y OBJETIVOS | 17 |
| INTRODUCCIÓN | 19 |
| CAPÍTULO I | 21 |
| FUNDAMENTOS TEÓRICOS..... | 21 |
| 1.1. RADIACIÓN | 21 |
| 1.1.1. Tipos de Radiación | 21 |
| 1.1.2. Radiaciones ionizantes..... | 21 |
| 1.1.3. Interacción de la Radiación con la materia..... | 22 |
| 1.1.3.1. Dispersión Thomson | 23 |
| 1.1.3.2. Efecto Fotoeléctrico | 23 |
| 1.1.3.3. Efecto Compton..... | 25 |
| 1.1.3.4. Producción de pares | 27 |
| 1.2. DETECTORES DE LA RADIACION | 29 |
| 1.2.3. Tipos de Detectores..... | 29 |
| 1.2.3.1. Detectores Gaseosos..... | 29 |
| 1.2.3.2. Cámaras de Ionización Cilíndrica | 31 |
| 1.2.3.3. Factores de corrección de las cámaras de ionización | 34 |
| 1.2.3.4. Detector de Diamante..... | 37 |
| 1.3. DOSIMETRIA PARA HACES DE MEGAVOLTAJES..... | 39 |
| 1.3.1. Fluencia de fotones | 39 |
| 1.3.2. Dosis Absorbida..... | 39 |
| 1.3.3. Factores de salida..... | 40 |
| 1.3.4. Calidad del Haz de tratamiento..... | 40 |
| 1.4. TEORIA DE BRAGG-GRAY | 41 |
| 1.5. UNIDADES DEL SISTEMA INTERNACIONAL (SI)..... | 43 |

| | | |
|--------|--|----|
| 1.5.1. | Kinetic energy released per unit mass (Kerma) o (K) | 43 |
| 1.5.2. | Exposición | 43 |
| 2. | CAPITULO II | 45 |
| 2.1. | CARACTERÍSTICAS DE LOS LIQUIDOS DIELECTRICOS | 45 |
| 2.1.1. | Propiedades eléctricas | 46 |
| 2.1.2. | Propiedades Fisicoquímicas | 47 |
| 2.1.3. | Oxidación y Polimerización | 48 |
| 3. | CAPITULO III | 49 |
| 3.1. | EMISOR DE RADIACIÓN | 49 |
| 3.2. | DETECTORES DE LA RADIACIÓN | 51 |
| 3.2.1. | Cámara de ionización cilíndrica tipo Farmer de 0.6 cc modelo 30013 | 51 |
| 3.2.2. | Detector de diamante tipo 60003 | 53 |
| 3.2.3. | Cámara de ionización líquida MicroLion 31018 | 54 |
| 3.2.4. | Electrómetro | 57 |
| 3.2.5. | Maniquí de agua | 59 |
| 3.2.6. | Fuente de poder externa | 60 |
| 3.2.7. | Electrómetro TAMDEM y unidad de Control | 61 |
| 3.3. | Otros Materiales | 62 |
| 3.3.1. | Termómetro | 62 |
| 3.3.2. | Barómetro | 62 |
| 3.3.3. | Papel milimetrado | 63 |
| 3.3.4. | Puntero Mecánico | 64 |
| 4. | CAPITULO IV | 65 |
| 4.1. | Control mecánico | 65 |
| 4.1.1. | Angulo de rotación del colimador | 65 |
| 4.1.2. | Angulo de rotación del gantry | 66 |
| 4.1.3. | Comprobación de la Distancia Fuente Superficie (DFS) telemetro | 67 |
| 4.1.4. | Tamaño de Campo luminoso | 68 |
| 4.2. | Calibración del detector de diamante para las energías de fotones | 68 |
| 4.2.1. | Pasos para el montaje experimental y preparativos (detector de diamante, Farmer y Microlion) | 70 |
| 4.2.3. | Pasos para trabajar y posicionar el detector de diamante | 73 |
| 4.2.4. | Pasos para posicionar y trabajar con la cámara líquida MicroLion | 75 |
| 5. | CAPITULO V | 77 |
| 5.1. | Calibración del acelerador Varian 2100 C/D fotones de 6 MV | 77 |

| | | |
|--------|--|-----|
| 5.1.1. | Obteniendo el D_{20} y el D_{10} para el calculo del $TPR_{20,10}$ | 77 |
| 5.1.2. | Factor de calidad del haz k_Q | 77 |
| 5.1.3. | Determinación de k_{pol} y k_S | 78 |
| 5.1.4. | Determinación de la dosis absorbida bajo condiciones de referencia..... | 79 |
| 5.2. | Calibración del acelerador Varian 2100 C/D fotones de 18 MV | 79 |
| 5.2.1. | Obteniendo el D_{20} y el D_{10} para el calculo del $TPR_{20,10}$ | 80 |
| 5.2.2. | Factor de calidad del haz k_Q | 80 |
| 5.2.3. | Determinación de k_{pol} y k_S | 80 |
| 5.2.4. | Determinación de la dosis absorbida bajo condiciones de referencia..... | 82 |
| 5.3. | Medidas para la calibración del detector de diamante | 82 |
| 5.4. | Factor de calibración para la energía de 18 MV de la cámara de ionización líquida | 84 |
| 5.5. | Factor de calibración de la cámara de ionización líquida MicroLion para 6 MV [6] | 84 |
| 5.6. | lecturas para el campo de referencia de la cámara líquida MicroLion..... | 85 |
| 5.7. | Comparación de los potenciales de aceleración 6 MV y 18 MV con el detector de diamante y la cámara de ionización líquida..... | 85 |
| 5.8. | Comparación de la tasa de dosis con el detector de diamante y la cámara de ionización líquida | 89 |
| 5.9. | Comparación de la distancia fuente superficie (DFS) con el detector de diamante y la cámara de ionización líquida | 93 |
| 5.10. | Comparación de la profundidad con el detector de diamante y la cámara de ionización líquida | 105 |
| 6. | CAPITULO VI..... | 116 |
| 6.1. | Diferencia porcentual de los detectores para los potenciales de 6 MV y 18 MV | 116 |
| 6.2. | Factores de salida | 118 |
| 6.3. | Variación de la tasa de dosis | 119 |
| 6.4. | Variación de la Distancia Fuente Superficie (DFS)..... | 121 |
| 6.4. | Variación de la profundidad de la lectura | 122 |
| | CAPÍTULO VII | 124 |
| | REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS..... | 127 |

ÍNDICE DE FIGURAS

| | |
|--|----|
| Figura 1-1 Tipos de Radiaciones Ionizantes | 22 |
| Figura 1-2 Efecto Thomson | 23 |
| Figura 1-3 Efecto Fotoeléctrico | 24 |
| Figura 1-4 Picos de la absorción del efecto fotoeléctrico | 25 |
| Figura 1-5. Efecto Compton | 26 |
| Figura 1-6. Producción de pares | 27 |
| Figura 1-7. Probabilidad de producción de los efectos: fotoeléctrico, compton y producción de pares, de acuerdo a las energías incidentes y el Z del material absorbente. | 28 |
| Figura 1-8 Funcionamiento de un detector gaseoso. Los iones y electrones producidos en el gas por la radiación son colectados en el ánodo y el cátodo | 30 |
| Figura 1-9 Regiones de operación de un detector gaseoso | 30 |
| Figura 1-10 Cámara de Ionización cilíndrica tipo Farmer de 0.6 cc | 32 |
| Figura 1-11 Esquema de una cámara cilíndrica tipo Farmer de 0.6 cc de la PTW..... | 32 |
| Figura 1-12 Esquema de los niveles de energía aludidos, para los casos de gases y sólidos cristalinos | 37 |
| Figura 1-13 Esquema de la formación de las “bandas de energía..... | 38 |
| 1-14 esquema de interacción en el medio por la radiación W (water o agua) g (gas)..... | 41 |
| Figura 2-1 2,2,4-trimetilpentano..... | 46 |
| 3-1 Esquema del interior del cabezal de un acelerador LINAC de Varian Medical Systems para radioterapia externa..... | 49 |
| Figura 3-2 CLINAC 2100 C/D | 50 |
| Figura 3-3 cámara Farmer 30013..... | 51 |
| Figura 3-4 Esquema eléctrico de la cámara de ionización tipo Farmer | 51 |
| Figura 3-5 Esquema y medidas de la cámara Farmer 30013 | 52 |
| Figura 3-6 Detector de Diamante..... | 53 |
| Figura 3-7 Medidas (mm) del detector de diamante 60003 | 53 |
| Figura 3-8 Esquema eléctrico del detector de diamante | 53 |
| Figura 3-9 Cámara líquida MicriLion con su estuche de transporte..... | 55 |

| | |
|---|----|
| Figura 3-10 Cámara líquida MicroLion..... | 55 |
| Figura 3-11 esquema y medidas (mm) de la cámara líquida MicroLion..... | 56 |
| Figura 3-12 Electrómetro..... | 58 |
| Figura 3-13 maniquí de agua MP3 de la PTW Freiburg..... | 59 |
| Figura 3-14 Fuente de poder externa usada con la cámara líquida..... | 60 |
| Figura 3-15 arriba Electrómetro TAMDEM, abajo unidad de control y fuente de poder del maniquí de agua MP3 | 61 |
| Figura 3-16 programa Tansoft | 61 |
| Figura 3-17 Termómetro digital (Multi-Thermometer)..... | 62 |
| Figura 3-18. Barómetro (Mediam Instrument) S/N 919300-W1 | 63 |
| Figura 3-19 Papel milimetrado | 63 |
| Figura 3-20 Puntero Mecánico..... | 64 |
| Figura 4-1 Vista en el piso para el posicionamiento del colimador..... | 66 |
| Figura 4-2 vista del gantry en estático en su movimiento de verificación del ángulo del colimador | 66 |
| Figura 4-3 Nivelación del gantry con un nivel de burbuja | 66 |
| Figura 4-4 concordancia de la DFS para el puntero mecánica, el telemetro y los laser | 67 |
| Figura 4-5 verificación de la DPF..... | 67 |
| Figura 4-6 verificación del tamaño de campo luminoso..... | 68 |
| Figura 4-7 Ubicación de MP3 en el acelerador | 70 |
| Figura 4-8 Control Pendant..... | 71 |
| Figura 4-9 Termómetro en el MP3 | 72 |
| Figura 4-10 Ajuste de la DFS | 72 |
| Figura 4-11 Detector de diamante en posicionador | 74 |
| Figura 4-12 ubicando el detector de diamante en la superficie | 74 |
| Figura 4-13 cámara líquida el el posicionador..... | 75 |

ÍNDICE DE ECUACIONES

| | |
|---|----|
| Ecuación 1-1 Energía del fotoelectrón..... | 24 |
| Ecuación 1-2. (Relación de los fotones presentes en el proceso Compton) | 26 |
| Ecuación 1-3 Factor de corrección por presión y temperatura | 35 |
| Ecuación 1-4 factor de corrección por polaridad..... | 35 |
| Ecuación 1-5 factor por recombinación | 36 |
| Ecuación 1-6 | 40 |
| Ecuación 1-7 dosis liberada en la cavidad | 42 |
| Ecuación 1-8 dosis en agua liberada en un cavidad de bragg-gray | 42 |
| Ecuación 1-9 Kerma | 43 |
| Ecuación 1-10 exposición..... | 43 |

INDICE DE TABLAS

| | |
|--|-----|
| Tabla 3-1 Especificaciones técnicas de la cámara de ionización tipo farmer 30013..... | 52 |
| Tabla 3-2 Especificaciones técnicas del detector de Diamante 60003 | 54 |
| Tabla 3-3 Especificaciones técnicas de la cámara líquida MicroLion..... | 57 |
| Tabla 5-1 Lecturas para el PDD _{20,10} (6 MV) | 77 |
| Tabla 5-2 tablas para el caculo de k_{pol} y k_s (6MV) | 78 |
| Tabla 5-3 valores de k_{pol} y k_s (6MV)..... | 79 |
| Tabla 5-4 Lecturas para el PDD _{20,10} (18MV)..... | 80 |
| Tabla 5-5 tablas para el caculo de k_{pol} y k_s (18MV) | 80 |
| Tabla 5-6 valores de k_{pol} y k_s (18MV)..... | 82 |
| Tabla 5-7 calibración del detector de diamante para 6 MV | 83 |
| Tabla 5-8 calibración del detector de diamante para 18 MV | 83 |
| Tabla 5-9 calibración de la cámara líquida 18 MV..... | 84 |
| Tablas 5-10 valores de mediciones con detector de diamante y cámara líquida con potencial acelerador de 6 MV, izquierda detector de diamante, derecha cámara líquida | 85 |
| Tablas 5-11 valores de mediciones con detector de diamante y cámara líquida con potencial acelerador de 18 MV, izquierda detector de diamante, derecha cámara líquida | 87 |
| Tablas 5-12 valores de mediciones con detector de diamante y cámara líquida con diversas tasas de dosis, izquierda detector de diamante, derecha cámara líquida | 89 |
| Tablas 5-13 valores de mediciones con detector de diamante y cámara líquida con diversas DFS | 94 |
| Tablas 5-14 valores de mediciones con detector de diamante y cámara líquida con diversas profundidades en el maniquí de agua..... | 105 |
| Tabla 5-15 seguimientos de los factores de salida..... | 114 |
| Tabla 6-1 diferencias porcentuales de las mediciones para el potencial de aceleración de 6 MV | 117 |
| Tabla 6-2 diferencias porcentuales de las mediciones para el potencial de aceleración de 18 MV | 117 |
| Tabla 6-3 diferencia porcentual de los factores de salida..... | 119 |

| | |
|--|-----|
| Tabla 6-4 resumen de la variación de la tasa de dosis para la cámara líquida..... | 120 |
| Tabla 6-5 resumen de la variación de la tasa de dosis para el detector de diamante | 120 |
| Tabla 6-6 variación de la DFS para campos entre 5cm^2 y 0.5cm^2 para la cámara líquida y el detector de diamante | 121 |

ÍNDICE DE GRÁFICOS

| | |
|--|-----|
| Gráfico 5-1 variación de la tasa de dosis para la cámara líquida para campos grandes | 91 |
| Gráfico 5-2 variación de la tasa de dosis para de la cámara líquida para campos pequeños..... | 92 |
| Gráfico 5-3 variación de la tasa de dosis para el detector de diamante para campos grandes..... | 92 |
| Gráfico 5-4 variación de la tasa de dosis para el detector de diamante para campos pequeños.. | 93 |
| Gráfico 5-5 Variación de la DFS para el campo de 5 cm ² durante los días de seguimientos para la cámara líquida..... | 100 |
| Gráfico 5-6 variación de la DFS para el campo de 5 cm ² durante los días de seguimientos para el detector de diamante | 100 |
| Gráfico 5-7 de la DFS para el campo de 2 cm ² durante los días de seguimientos para el detector de diamante | 101 |
| Gráfico 5-8 variación de la DFS para el campo de 2 cm ² durante los días de seguimientos para la cámara líquida..... | 101 |
| Gráfico 5-9 variación de la DFS para el campo de 1 cm ² durante los días de seguimientos para la cámara líquida..... | 102 |
| Gráfico 5-10 variación de la DFS para el campo de 1 cm ² durante los días de seguimientos para el detector de diamante | 102 |
| Gráfico 5-11 variación de la DFS para el campo de 0.8 cm ² durante los días de seguimientos para la cámara líquida..... | 103 |
| Gráfico 5-12 variación de la DFS para el campo de 0.8 cm ² durante los días de seguimientos para el detector de diamante | 103 |
| Gráfico 5-13 variación de la DFS para el campo de 0.6 cm ² durante los días de seguimientos para la cámara líquida..... | 104 |
| Gráfico 5-14 variación de la DFS para el campo de 0.6 cm ² durante los días de seguimientos para el detector de diamante | 104 |
| Gráfico 5-15 variación de la profundidad de medida para el campo de 5 cm ² durante los días de seguimientos para la cámara líquida..... | 110 |
| Gráfico 5-16 variación de la profundidad de medida para el campo de 5 cm ² durante los días de seguimientos el detector de Diamante | 110 |

| | |
|---|-----|
| Gráfico 5-17 variación de la profundidad de medida para el campo de 4 cm ² durante los días de seguimientos para la cámara líquida | 111 |
| Gráfico 5-18 variación de la profundidad de medida para el campo de 4 cm ² durante los días de seguimientos el detector de Diamante | 111 |
| Gráfico 5-19 variación de la profundidad de medida para el campo de 1 cm ² durante los días de seguimientos para la cámara líquida | 112 |
| Gráfico 5-20 variación de la profundidad de medida para el campo de 1 cm ² durante los días de seguimientos el detector de Diamante | 112 |
| Gráfico 5-21 variación de la profundidad de medida para el campo de 0.5 cm ² durante los días de seguimientos para la cámara líquida | 113 |
| Gráfico 5-22 variación de la profundidad de medida para el campo de 0,5 cm ² durante los días de seguimientos el detector de Diamante..... | 113 |
| Gráfico 5-23 factores de salida para todos los campos medidos del día 09/06/10 | 114 |
| Gráfico 5-24 factores de salida para todos los campos medidos del día 13/06/10 | 115 |
| Gráfico 5-25 factores de salida para todos los campos medidos del día 15/06/10 | 115 |

JUSTIFICACIÓN Y OBJETIVOS

En radioterapia existen dos tipos de dosimetrías: la física y la clínica. La dosimetría física es la que se realiza en el acondicionamiento del equipo y consisten en la calibración del equipo, la determinación de perfiles y las curvas de PDD o de porcentaje de dosis en profundidad. La dosimetría clínica consiste en el cálculo de la mejor distribución de dosis. La conexión entre la dosimetría física y la dosimetría clínica radica en que la información que se recolecta en el acondicionamiento y caracterización del equipo es utilizada para alimentar un sistema de planificación, que será el cual calculara la curvas de isodosis.

Tratamientos con radiaciones ionizantes como la radiocirugía utilizan haces de fotones estrechos. En este tipo de campos las cámaras de ionización con medio de detección gaseosos han sido hasta los momentos usadas para realizar la calibración física del equipo. Estas cámaras pueden presentar problemas, debidos a la falta de equilibrio de partículas cargadas (CPE). Los procedimientos de control de calidad asociados a este tipo de tratamientos demandan dosímetros de alta resolución espacial

En el mercado existe una cámara de ionización nueva, la cual consta de un medio de detección líquido. Los principios de funcionamiento de una cámara de ionización con líquido orgánico no polar como volumen activo son análogos a los de una cámara de ionización ordinaria (gaseosa). Sin embargo existen grandes diferencias en las pérdidas por recombinación. Tanto la recombinación inicial (que se produce entre un electrón y el ión del que fue emitido al producirse una ionización) como la recombinación volúmica (que se produce entre electrones e iones que provienen de sucesos de ionización distintos) dependen de la temperatura y del campo eléctrico. Además, la recombinación volúmica depende de la tasa de dosis y del tipo de radiación (continua o pulsada).

En Venezuela el grupo GURVE que lleva implementando el procedimiento de Radiocirugía desde el año 2000, adquirió una Cámara de Ionización Líquida MicroLion 31018 la primera de país para el control y calibración de haces de radiación estrecho, es por ello que el conocer la

respuesta de esta cámara ante estos campos estrechos empleados en técnicas como la radiocirugía es de vital importancia para la correcta entrega de las altas dosis que los pacientes reciben en estos procedimientos.

Se plantea como objetivo principal de este trabajo, observar y caracterizar la respuesta de esta cámara con medio líquido en campos de radiación estrechos menores o iguales a $5 \times 5 \text{ cm}^2$, como objetivos específicos esta:

- Comparar los factores de salida de la cámara líquida frente al detector de diamante.
- Analizar la respuesta de los dos detectores tanto la líquida como el de diamante, modificando diversos parámetros como lo son la tasa de dosis, la Distancia Fuente Superficie (DFS) la distancia en profundidad, para campos menores o iguales a $5 \times 5 \text{ cm}^2$
- Caracterizar la salida de la cámara líquida comparándola contra el detector de diamante para potenciales aceleradores de 6 MV y 18 MV

INTRODUCCIÓN

La radioterapia es una forma de tratamiento basado en el empleo de radiaciones ionizantes (rayos X o radiactividad, la que incluye los rayos gamma y las partículas alfa). Este modalidad de tratamiento oncológico utiliza las radiaciones para eliminar las células tumorales, (generalmente cancerígenas), en la parte del organismo donde se apliquen (tratamiento local). La radioterapia actúa sobre el tumor, destruyendo las células malignas y así impide que crezcan y se reproduzcan. Esta acción también puede ejercerse sobre los tejidos normales; sin embargo, los tejidos tumorales son más sensibles a la radiación y no pueden reparar el daño producido de forma tan eficiente como lo hace el tejido normal, de manera que son destruidos bloqueando el ciclo celular.

Este tratamiento se viene utilizando desde hace un siglo, y ha evolucionado con los avances científicos de la Física, de la Oncología y de los ordenadores, mejorando tanto los equipos como la precisión, calidad e indicación de los tratamientos.

Como se menciona, la radioterapia ha avanzado mucho para escalar mas en dosis, en precisión y en técnicas que demanden el uso de radiaciones ionizantes entre ellos cabe mencionar a la radiocirugía, la cual es la aplicación de una dosis alta de radiación a una parte específica del cuerpo. La radiocirugía “estereotáctica” es el uso de un mapa tridimensional (un sistema de coordenadas) para entregar una cantidad de radiación predeterminada a un área exacta del cerebro. Esta técnica puede ser utilizada para tratar tumores intracraneales, malformaciones Arteriovenosas, meningiomas, neurinomas del Acústico, gliomas entre otros, los cuales van desde campos grandes hasta campos muy pequeños, normalmente, se entrega la radiación en sesiones de una sola dosis, sin requerir que el paciente sea hospitalizado. de la intensidad del haz de radiación en varios volúmenes pequeños.

La radiocirugía utiliza haces de fotones estrechos y/o conformados con un contorno irregular, los procedimientos de control de calidad asociados a este tipo de tratamientos demandan dosímetros de alta resolución espacial. Al utilizar en estos tipo de campos las cámaras de ionización convencionales basadas en un medio de detección de la radiación gaseoso pueden presentar problemas, debidos a la falta de equilibrio de partículas cargadas (CPE) y a la presencia de gradientes elevados de dosis, sumado que llega un momento en donde la naturaleza del material detector no permite construir cámaras con medios sensibles más pequeños, al pasar a un medio de detección liquido como lo implementa la Cámara de Ionización Liquida MicroLion 31018, con un volumen sensible de (0,002cc). Esta tecnología permite una relación señal ruido alta en un volumen activo pequeño, y una mejor equivalencia a tejido que el aire [1]. Las pruebas se realizaran, comparándolas contra el detector de Diamante, en donde ambos equipos serán sometidos a las mismas pruebas para determinar la respuesta de la cámara liquida.

1. CAPÍTULO I

FUNDAMENTOS TEÓRICOS

Se presenta a continuación detalles de cómo la radiación interactúa a medida que atraviesa la materia y de como la detectamos y cuantificamos con el fin de comprender la dosimetría física y relación con la cámara líquida

1.1. RADIACIÓN

La Radiación es el proceso de transmisión de ondas o partículas a través del espacio o de algún medio; el término también se emplea para las propias ondas o partículas. Las ondas y las partículas tienen muchas características comunes; no obstante, la radiación suele producirse predominantemente en una de las dos formas. La radiación mecánica corresponde a ondas que sólo se transmiten a través de la materia, como las ondas de sonido. La radiación electromagnética es independiente de la materia para su propagación; sin embargo, la velocidad, intensidad y dirección de su flujo de energía se ven influidos por la presencia de materia. Esta radiación abarca una gran variedad de energías.

1.1.1. Tipos de Radiación

Así como la Radiación puede ser de origen electromagnético o de origen corpuscular (de acuerdo a su comportamiento), también se puede dividir de acuerdo al poder para transformar los átomos del medio por el cual se desplace. Si esta radiación tiene la energía suficiente como para modificar dicho medio se dice que la Radiación es Ionizante, mientras que si no tiene ese poder se la llama No Ionizante.

1.1.2. Radiaciones ionizantes

Estas Radiaciones son partículas provenientes de los átomos con energía suficiente para ionizar la materia, produciendo el desplazamiento de los electrones de sus órbitas respectivas mediante la interacción de alguna onda o partícula, recibiendo el nombre de ionización. La ionización es, por lo tanto, la formación de un par de iones, el negativo (el electrón libre) y el positivo (el átomo sin uno de sus electrones)

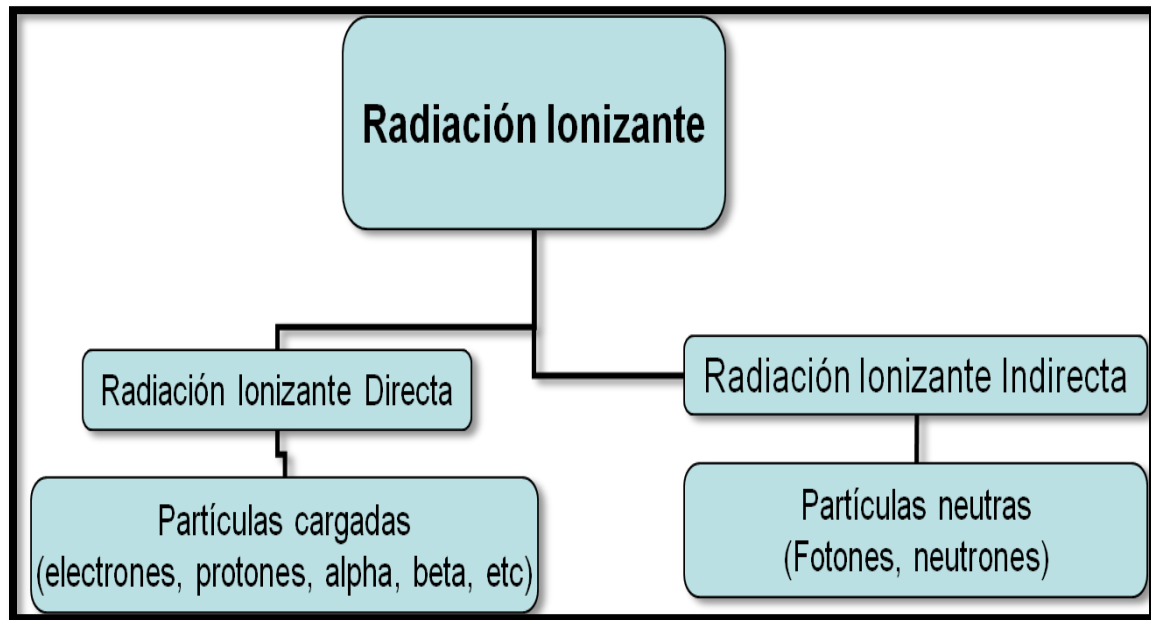


Figura 1.1 Tipos de Radiaciones Ionizantes

1.1.3. Interacción de la Radiación con la materia

Existen 4 tipos de interacciones de los rayos x y rayos gamma con la materia que deben ser considerados a la hora de estudiar los fenómenos de la Física de Radiaciones. Entre ellas tenemos:

- Dispersión Coherente (ó Thomson)
- Efecto Fotoeléctrico.

- Efecto Compton.
- Producción de Pares.

1.1.3.1. Dispersión Thomson

Es la dispersión de la luz o cualquier otra radiación electromagnética por partículas mucho menores que la longitud de onda de los fotones dispersados. Ocurre cuando la luz viaja por sólidos y líquidos transparentes, pero se ve con mayor frecuencia en los gases. Este efecto es probable solo cuando la radiación incidente posee una energía menor a 10 Kev.

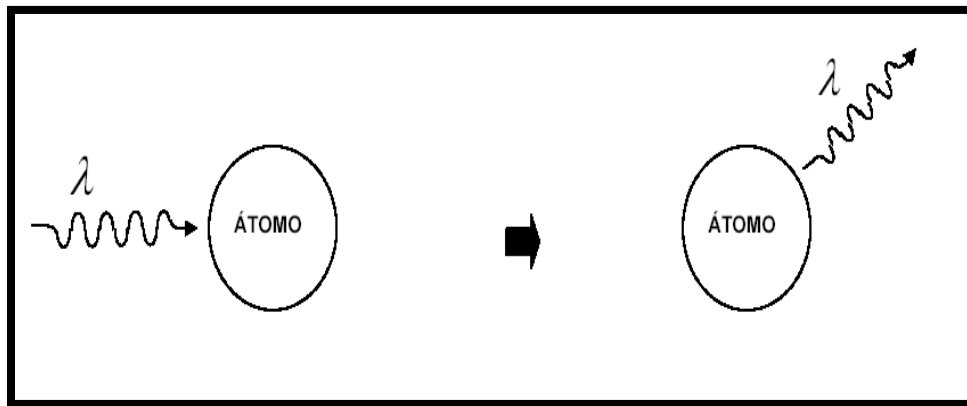


Figura 1.2 Efecto Thomson

1.1.3.2. Efecto Fotoeléctrico

Es la Interacción de ionización con los electrones de capas internas de átomos del blanco. Es una interacción de absorción del fotón de rayos x o gamma en la que el fotón no se dispersa, sino que es totalmente absorbido. El electrón eliminado del átomo, conocido como fotoelectrón, escapa con energía cinética igual a la diferencia entre la energía del rayo x incidente y de ligadura del electrón.

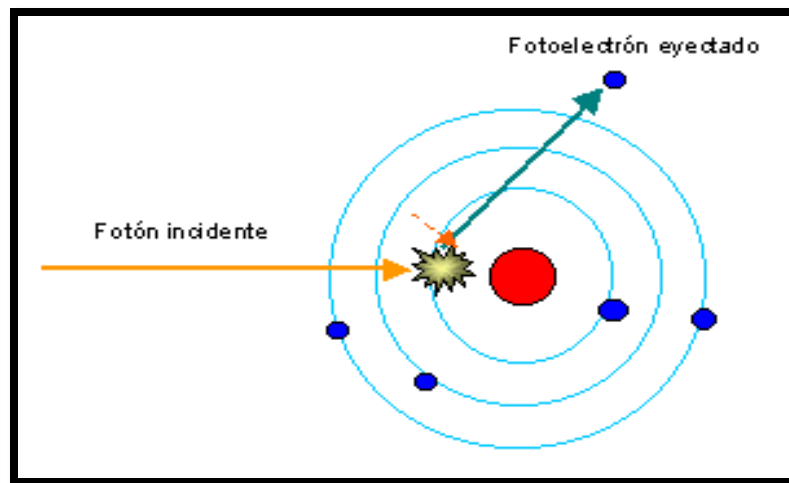


Figura 1.3 Efecto Fotoeléctrico

$$E_{e^-} = E_{\gamma} - E_l$$

Ecuación 1-1 Energía del fotoelectrón

Donde:

E_{e^-} : Energía cinética del fotoelectrón.

E_{γ} : Energía del fotón incidente.

E_l : Energía de ligadura del electrón (e^-).

La probabilidad de interacción fotoeléctrica (P_f) es inversamente proporcional al cubo de la energía del fotón incidente y proporcional al cubo del número atómico del absorbente (Z), es decir que $P_f \propto 1/(E_{\gamma})^3$ y $P_f \propto Z^3$

En algunos materiales esta ecuación (1) describe el comportamiento del efecto fotoeléctrico de manera tan solo aproximada ya que el estado de las superficies no es perfecta, es decir, existe la presencia de contaminación no uniforme.

La probabilidad de absorción de un fotón por efecto fotoeléctrico es difícil de calcular, pero a partir de resultados experimentales se conocen sus principales características, las cuales son:

- Es más significativa para bajas energías (~ 100 keV).
 - Aumenta rápidamente con el número atómico del material ($\sim Z^3$).
 - Decrece rápidamente con la energía del fotón ($\sim 1/E_\gamma^3$).
 - Aumenta bruscamente y de forma discontinua cuando la energía coincide con la energía de ligadura de alguna de las capas atómicas a las que se encuentran ligados los electrones
- figura 1.4.

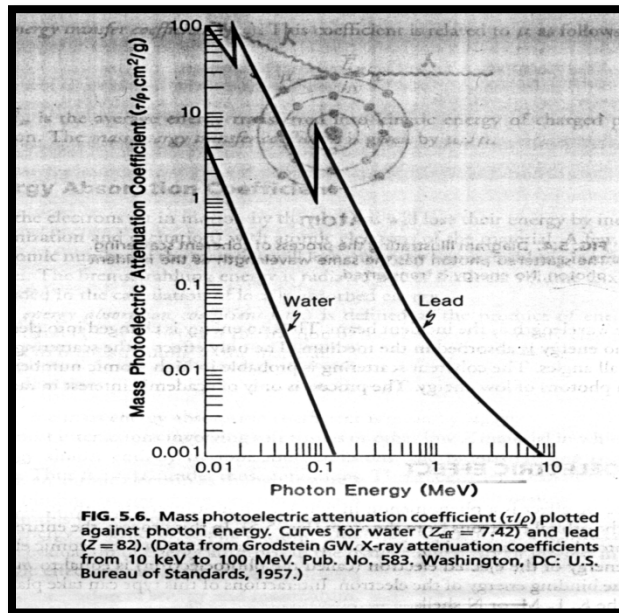


Figura 1.4 Picos de la absorción del efecto fotoeléctrico

1.1.3.3. Efecto Compton

Los rayos x o gamma de energía media pueden interactuar con los electrones de la capa externa de los átomos. Esta interacción no solo dispersa el fotón sino que reduce su energía y también ioniza el átomo. En el curso de este proceso, el rayo x o gamma incidente interacciona

con un electrón de la capa externa y lo expulsa del átomo con lo que este queda ionizado. El rayo x continúa su trayectoria en una dirección alterada y con menor energía.

El contenido energético del rayo x o gamma que ha experimentado dispersión Compton es igual a la diferencia entre la energía del rayo x incidente y la aportada al electrón. Esta última energía es igual a la de ligadura del electrón más la cinética con la que este sale expulsado del átomo.

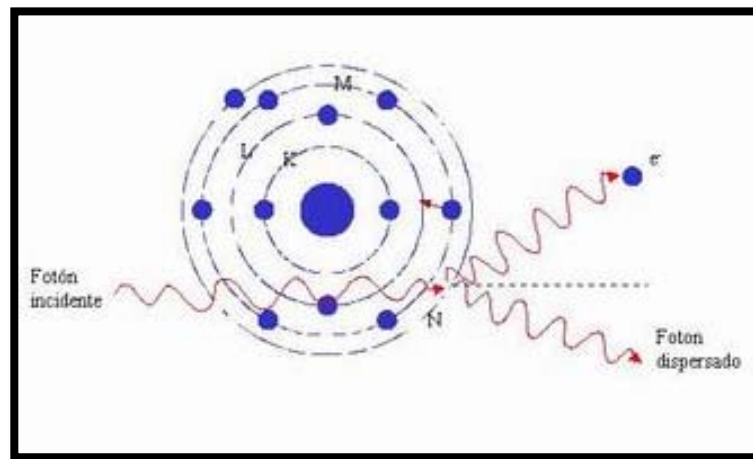


Figura 1.5. Efecto Compton

Ecuación 1-2. (Relación de los fotones presentes en el proceso Compton)

$$E_{\gamma} = E_d + (E_l + E_{e^-})$$

Donde:

E_{γ} : Energía del fotón incidente.

E_d : Energía del fotón dispersado.

E_l : Energía de ligadura del electrón.

E_{e^-} : Energía cinética del electrón.

Debido al cambio en la energía del fotón incidente, este experimenta un cambio en su longitud de onda a consecuencia de la proporcionalidad existente entre la energía y la longitud de onda de un fotón, expresada por la ecuación de Planck.

$$E = h\nu$$

Donde:

E: Energía del fotón.

h: constante de Planck.

ν : frecuencia del fotón.

1.1.3.4. Producción de pares

Sucede cuando un fotón se acerca al campo eléctrico de un núcleo, el fotón se convierte en un par electrón-positrón. El positrón al final de su trayecto forma un positronio y luego se aniquilan produciendo dos fotones de aniquilación. Los neutrones no tienen carga eléctrica, pero se ven afectados por la fuerza nuclear. Los neutrones no ionizan por no interaccionar con los electrones, el único efecto que pueden producir es incidir con los núcleos, provocando reacciones nucleares o dispersiones elásticas.

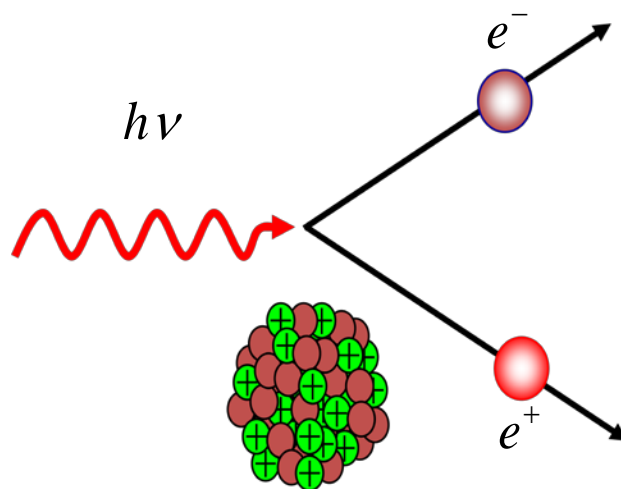


Figura 1.6. Producción de pares

Se necesita una energía mínima para el proceso $2m_0c^2$

La probabilidad de la producción de los procesos de la radiación ionizante con la materia, dependen de los quantum de energía de interacción y del número atómico Z del material dispersor. En la fig 7, se muestra como el efecto fotoeléctrico predomina para energías bajas. El efecto Compton y la producción de pares son dominantes con energías altas. La importancia de los diferentes procesos en radioterapia, uso de los rayos x para diagnóstico entre otros, radica en la forma en que es absorbida la energía en el hueso o en el tejido blando. Por ejemplo, si la absorción fotoeléctrica está presente, el hueso absorberá más cantidad de radiación que los órganos blandos o suaves, observándose en una placa como blancos mientras que los tejidos suaves por ser radiotransparentes se verán más oscuros.

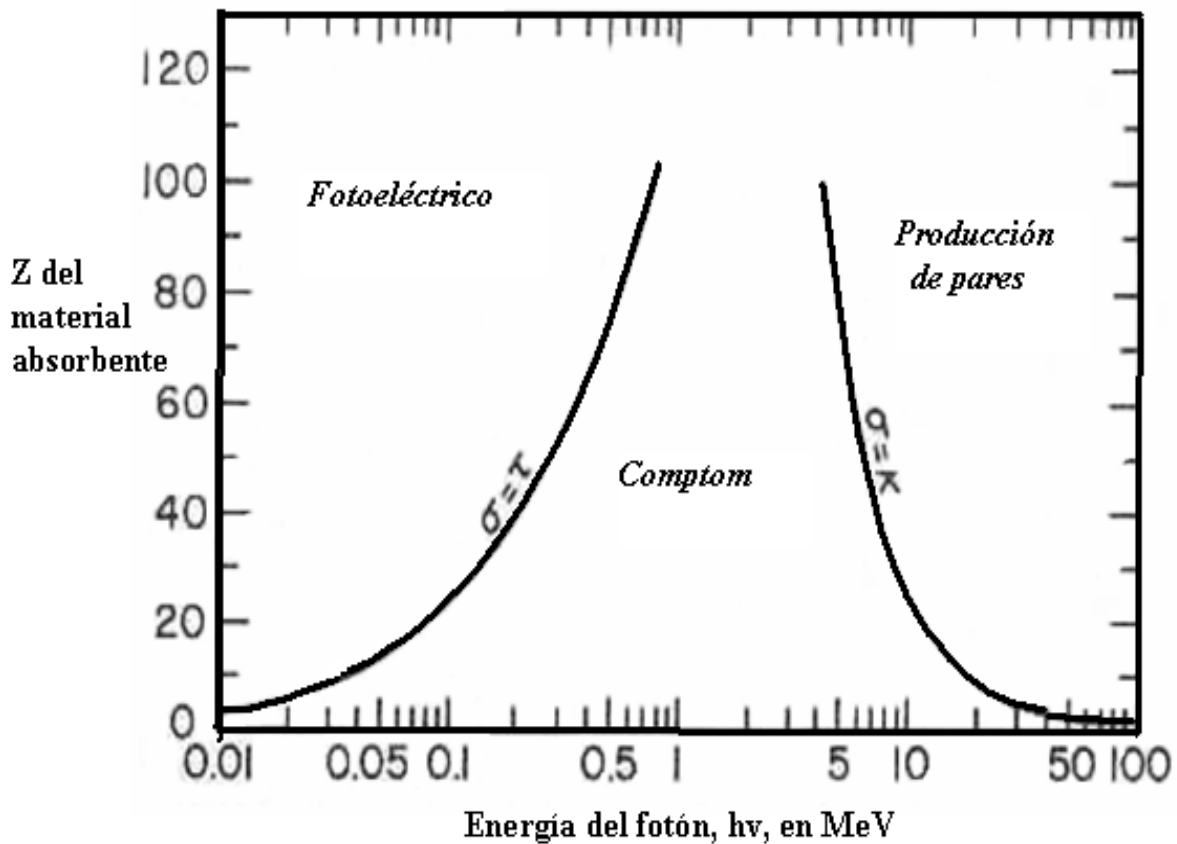


Figura 1.7. Probabilidad de producción de los efectos: fotoeléctrico, compton y producción de pares, de acuerdo a las energías incidentes y el Z del material absorbente.

1.2. DETECTORES DE LA RADIACION

Dado que la radiación ionizante en general no es perceptible por los sentidos, es necesario valerse de instrumentos apropiados para detectar su presencia. Asimismo, interesan su intensidad, su energía, o cualquier otra propiedad que ayude a evaluar sus efectos.

El diseño de los detectores está basado en el conocimiento de la interacción de las radiaciones con la materia. Como ya sabemos, las radiaciones depositan energía en los materiales, principalmente a través de la ionización y excitación de sus átomos. Además, puede haber emisión de luz, cambio de temperatura, o efectos químicos, todo lo cual puede ser un indicador de la presencia de radiación.

1.2.3. Tipos de Detectores

Se han desarrollado muchos tipos de detectores de radiación, cada clase de detector es sensible a cierto tipo de radiación y a cierto intervalo de energía. Así pues, *es de primordial importancia seleccionar el detector adecuado a la radiación que se desea medir.*

1.2.3.1. Detectores Gaseosos

Este tipo de detectores se basa en la recolección directa de la ionización producida por una partícula al atravesar un gas encerrado entre dos electrodos sometidos a una diferencia de potencial.

Básicamente están constituidos por un recinto que contiene un gas y que se encuentra sometido a un campo eléctrico producido por una diferencia de potencial aplicada entre dos electrodos, cumpliendo uno de ellos la función de contener el gas.

Cuando este detector se expone a la radiación, se generarán iones producto de la acción de las partículas ionizantes con el gas del recinto. Estos iones, en presencia del campo eléctrico, se

aceleran en dirección a los electrodos polarizados eléctricamente con signo contrario, luego de lo cual las cargas eléctricas circularán por el circuito exterior de polarización obteniéndose la señal eléctrica correspondiente que será medida.

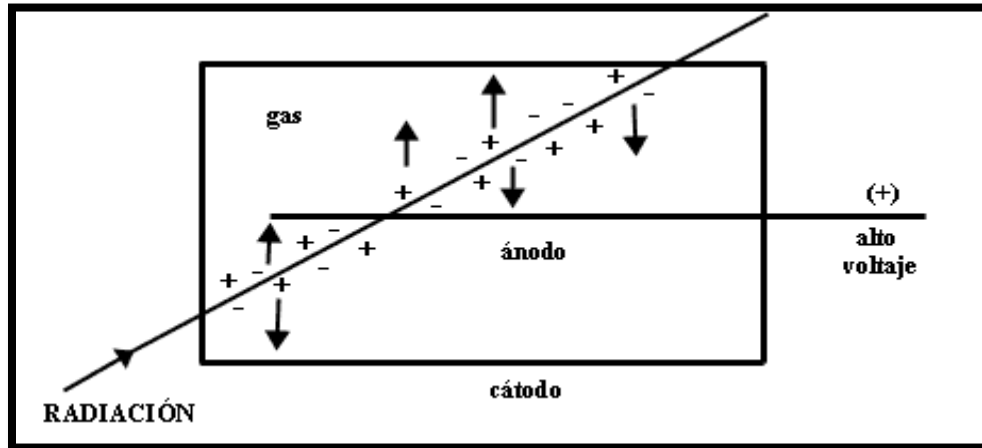


Figura 1.8 Funcionamiento de un detector gaseoso. Los iones y electrones producidos en el gas por la radiación son colectados en el ánodo y el cátodo

Cada clase de detector es sensible a cierto tipo de radiación y a cierto intervalo de energía dependiendo del número de iones que se colecten con respecto al voltaje aplicado sobre sus electrodos. Es por ello que es de primordial importancia seleccionar el detector adecuado a la radiación que se desea medir, porque de lo contrario conduciría a obtener resultados erróneos.

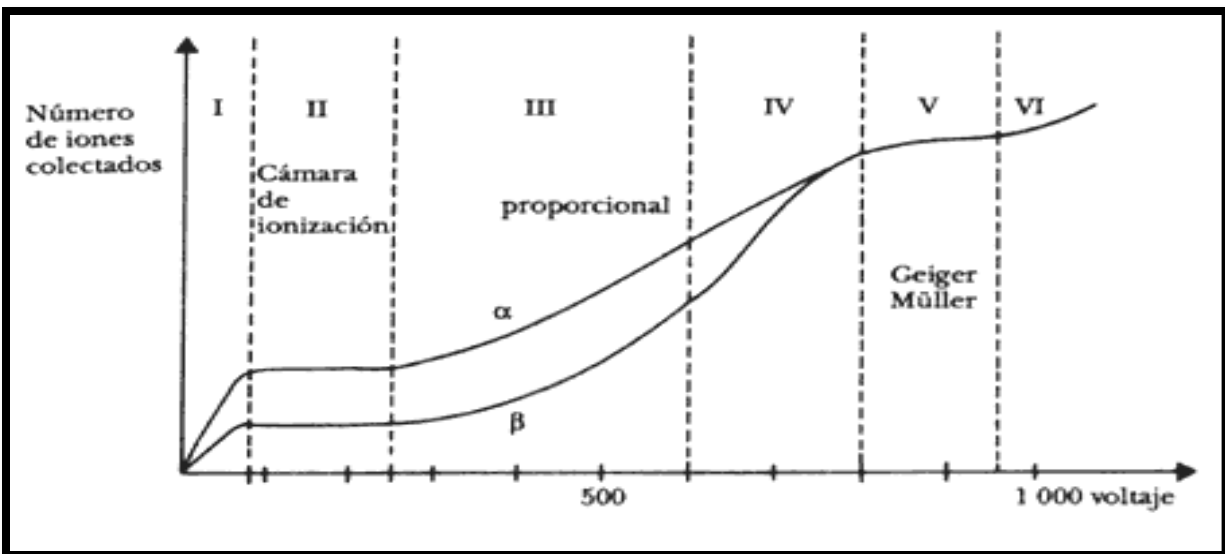


Figura 1.9 Regiones de operación de un detector gaseoso

En el caso de los detectores gaseosos, debido a la baja densidad que ellos poseen en comparación con un sólido, tienen baja eficiencia para detectar rayos X o gamma (del orden del 1%). Sin embargo, este tipo de detectores es muy bueno para detectar otro tipo de partículas como las alfas o betas que logren atravesar las paredes del recipiente.

Según las regiones de operación de un detector de gas, se pueden distinguir tres tipos que son: cámaras de ionización, contadores proporcionales y Geiger Müller.

1.2.3.2. Cámaras de Ionización Cilíndrica

Cuando sobre un detector gaseoso se le hace incidir un haz de radiación y no se le aplica una diferencia de potencial a los electrodos, los pares de iones que se producen dentro del gas se recombinarán para formar átomos o moléculas neutras (zona I de la figura 1.9).

Al ir aumentando el potencial de los electrodos (zona I de la figura 1.9), la velocidad de los iones generados irá aumentando de manera que la probabilidad de recombinación de los iones disminuya. Cuando un detector gaseoso se polariza de manera tal que los iones primarios generados en su interior (excepto los recombinados) son recolectados por sus electrodos, se dice que opera en la forma de Cámara de Ionización.

En la zona de voltaje II de la figura 1.9 se muestra que el número de iones colectados no cambia si se aumenta el voltaje. Para esta región, el tamaño del pulso depende de la ionización primaria y, por lo tanto, de la energía depositada por cada radiación.

En general, las corrientes generadas en estas cámaras son tan pequeñas que se necesita de un circuito amplificador sensible para poder medir la señal correspondiente. Esta región se usa para medir la energía de la radiación, además de indicar su presencia.

Figura 1.10 Cámara de Ionización cilíndrica tipo Farmer de 0.6 cc



En específico la Cámara de ionización cilíndrica consiste en un electrodo cilíndrico externo o cátodo, a lo largo de este recorre un alambre delgado que actúa como ánodo, este está soportado por un aislante.

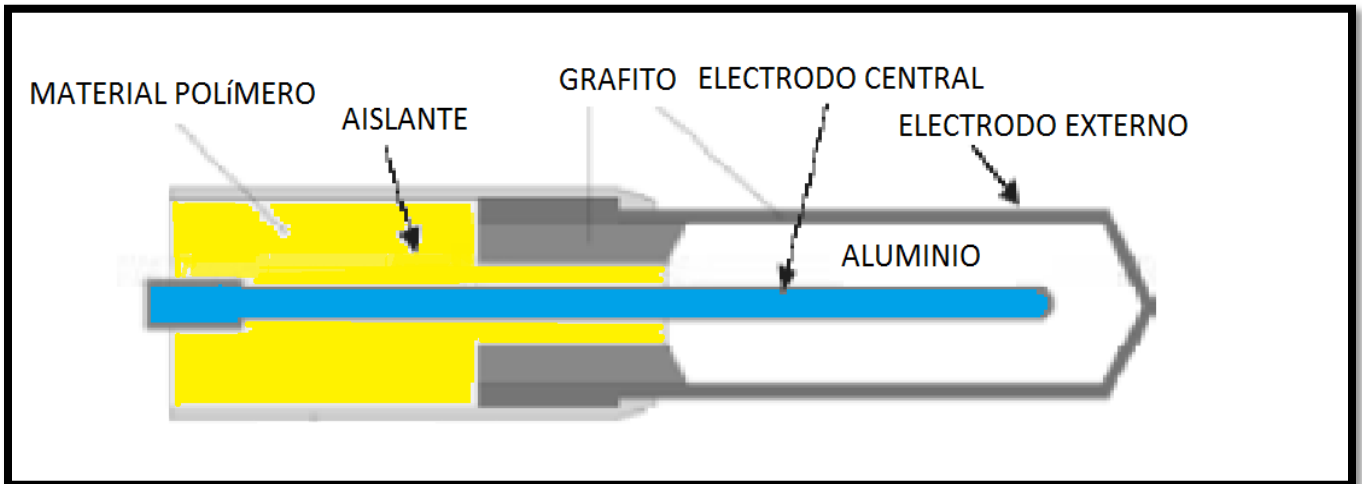


Figura 1.11 Esquema de una cámara cilíndrica tipo Farmer de 0.6 cc de la PTW

Haciendo positivo al ánodo con respecto al cátodo se obtiene el campo eléctrico. Este campo eléctrico en esta región evita que los iones se re-combinen con los electrones y se puede interpretar que en esta situación los electrones se dirigen al electrodo positivo, mientras que los

iones cargados positivamente lo hacen al negativo a lo largo de eje, La energía media necesaria para producir un ión en aire es de unos 35 eV , por tanto una radiación de 1 MeV, produce un máximo de 3×10^4 iones y electrones. La movilidad de los portadores de carga, depende del campo eléctrico de la temperatura t , de la presión p y naturaleza del gas. Debido a que la masa del electrón es 10^4 veces más pequeña que la masa de un ion de peso mediano, la velocidad de desplazamiento de los iones será del orden de 1000 veces menor que la de los electrones, entonces la aceleración del electrón será correspondientemente mayor; por lo tanto, el tiempo durante el cual se colecta la carga electrónica será muy pequeño en comparación con el tiempo de colección de los iones.

Las cámaras cilíndricas son producidas por varios fabricantes, con volúmenes activos entre 0.1 y 1 cm³. Tienen típicamente una longitud interna no mayor de 25 mm y un diámetro interno no mayor de 7 mm

La cara interna de la pared cilíndrica está recubierta de un material eléctricamente conductor. Esto forma un electrodo. El otro electrodo es una vara de material de número atómico bajo como el grafito o aluminio colocado en el centro del cilindro pero aislado eléctricamente de él.

Este tipo de cámaras de ionización son abiertas, es decir el gas que estas contienen que es aire está en constante intercambio con el medio, es por ello que las lecturas tomadas por ellas tienen una dependencia enorme con la presión y la temperatura a la que la cámara esté sometida.

Es necesario para asegurar unas condiciones de medición ideal, que estas cámaras sean tan parecidas al medio que las rodea como sea posible. Para que la cámara cilíndrica sea equivalente al aire el número atómico efectivo del material de la pared y el electrodo central deben ser tales que el sistema como un todo se comporte como una cámara libre en aire. La mayoría de los materiales de las paredes más comúnmente usados están hechos de grafito (carbón), bakelita, o un plástico recubierto en el interior por una capa conductora de grafito o de una mezcla conductora de bakelita y grafito. El número atómico efectivo de la pared es generalmente un poco menor que el del aire. Está más cerca al del carbón ($Z = 6$). Como consecuencia, la pared

dará lugar a menos ionización en la cavidad de aire que una pared libre en aire. Sin embargo, el número atómico del electrodo central normalmente más grande, sus dimensiones y la geometría interna dentro de la cámara cilíndrica pueden producir compensación por el número atómico más bajo de la pared.

Las cámaras de ionización vienen en varias formas y tamaños, dependiendo de los requerimientos específicos, pero generalmente tienen las siguientes propiedades:

- Todas las medidas realizadas en cámaras abiertas estarán sujetas a las condiciones de presión y temperatura del ambiente donde se encuentren.
- Básicamente son cavidades de aire que al ionizarse⁴, estas cargas son arrastradas por el campo eléctrico presente en la región lo cual lo lleva un sistema que lo contabiliza como una corriente.

1.2.3.3. Factores de corrección de las cámaras de ionización

Al trabajar con cámaras de ionización es necesario tomar en cuenta las diversas influencias a la que pueda estar sometida la lectura que esta nos presente dado que, estos factores externos a las medidas de la cámaras pueden ser diferentes con respecto a la calibración del laboratorio primario.

➤ **Presión, Temperatura**

Las cámaras de ionización cilíndricas son abiertas, es decir el gas (material sensible a la radiación del detector) dentro de ellas que es aire está en constante intercambio con el del ambiente donde se encuentra la cámara. Por lo tanto la presión y la temperatura del bunker donde se encuentre la cámara pueden ser diferente de donde la cámara se calibró inicialmente, es por ello que las lecturas deben ser corregidas por el factor de presión y temperatura (K_{pt}).

⁴ Proceso químico o físico mediante el cual se producen iones, éstos son átomos o moléculas cargadas eléctricamente debido al exceso o falta de electrones respecto a un átomo o molécula neutro

$$k_{TP} = \frac{(273,15 + T) P_0}{(273,15 + T_0) P}$$

Ecuación 1-3 Factor de corrección por presión y temperatura

donde P y T son la presión y temperatura del aire de la cavidad durante la medición, respectivamente, y P_0 y T_0 son los valores de referencia

➤ Polaridad

Los iones negativos generados en el volumen de la cámara serán atraídos por la pared externa cuando un voltaje de polarización positivo es aplicado al electrodo colector; cuando se le aplica un voltaje de polarización negativo. en el empleo de una cámara de ionización cilíndrica normalmente es adoptada una tensión de polarización única y una polaridad determinada. Sin embargo, el efecto de la lectura puede cambiar por la utilización de tensiones de polarización de polaridad opuesta, para cada calidad del haz, se usa del factor de corrección por polaridad conocido como K_{pol} dado por la expresión siguiente:

$$k_{pol} = \frac{|L_+| + |L_-|}{2L}$$

Ecuación 1-4 factor de corrección por polaridad

En la expresión de K_{pol} L_+ y L_- son las lecturas dadas por el electrómetro para los voltajes de polarización positivo y negativo, respectivamente, y L es la lectura obtenida con la tensión de polarización utilizada normalmente la cual de manera cotidiana es de forma positiva

➤ **Recombinación**

El objetivo principal de la cámara es coleccionar todos los iones generados en el volumen sensible por eso se aplica una diferencia de potencial que los arrastre para formar una corriente de iones, puede ocurrir que no todos los iones sean coleccionados sino que estos se recombinen para formar un átomo estable de nuevo, en ese caso la lectura que mostrara la cámara no será exacta puesto que parte de la información se pierde al existir la recombinación.

Podemos reconocer dos tipos de recombinaciones: 1) La recombinación de iones formados por trayectorias separadas de partículas ionizantes, que se conoce como recombinación general, que depende de la densidad de las partículas ionizantes y por consiguiente de la tasa de dosis; y 2) la recombinación de iones formados por una sola trayectoria de la partícula ionizante, conocida como recombinación inicial, la cual es independiente de la tasa de dosis. Ambos efectos dependen de la geometría de la cámara y la tensión de polarización aplicada.

$$k_s - 1 \approx \frac{(L_a/L_b - 1)}{(V_a/V_b - 1)}$$

Ecuación 1-5 factor por recombinación

Donde para determinar el factor de corrección por recombinación se utiliza el "método de los dos voltajes", el cual supone una dependencia lineal de $1/L$ con I/V y utiliza los valores medidos de cargas coleccionadas L_a y L_b con las tensiones V_a y V_b respectivamente, medidas en las mismas condiciones de irradiación. V_a , es la tensión de polarización normal de trabajo, y V_b es una tensión inferior

1.2.3.4. Detector de Diamante

Cuando se utiliza un diamante de alta pureza, este puede actuar como un detector de estado sólido, en ellos las energías de los electrones de un átomo aislado poseen, de acuerdo con los postulados de la Mecánica Cuántica, valores discretos. Existe, en consecuencia, un número finito de niveles de energía tales, que sólo pueden ser ocupados por electrones cuyas energías sean iguales a las de los niveles en cuestión (los que quedan definidos por cuatro números cuánticos). Además, por el principio de exclusión de Pauli, dichos niveles son diferentes entre sí. En el caso de los gases, los átomos están tan alejados entre sí que se los puede considerar aislados y aplicarles, en consecuencia, los conceptos mencionados.

En los sólidos cristalinos, por el contrario, la distancia entre átomos es muy pequeña (del orden de algunos angstroms), por lo que su interacción es considerable: los niveles energéticos de los electrones de las capas internas prácticamente no son afectados pero, en cambio los de las capas externas se desdoblan, pues son compartidos por varios átomos

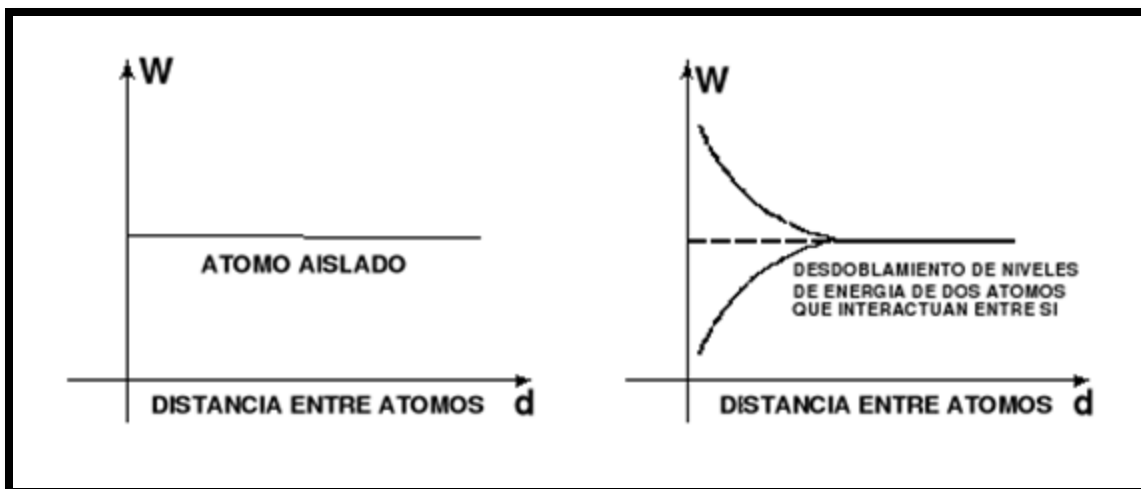


Figura 1.12 Esquema de los niveles de energía aludidos, para los casos de gases y sólidos cristalinos

Donde d es la distancia interatómica y W es la función trabajo.⁵

La separación entre niveles depende de la distancia interatómica d y dado que en un cristal son muchos los átomos que interactúan, un nivel se desdobra en varios, dando origen a lo que se denomina “bandas de energía”. En la figura 1-13 se esquematiza la formación de las “bandas de energía”, en función de la distancia interatómica d .

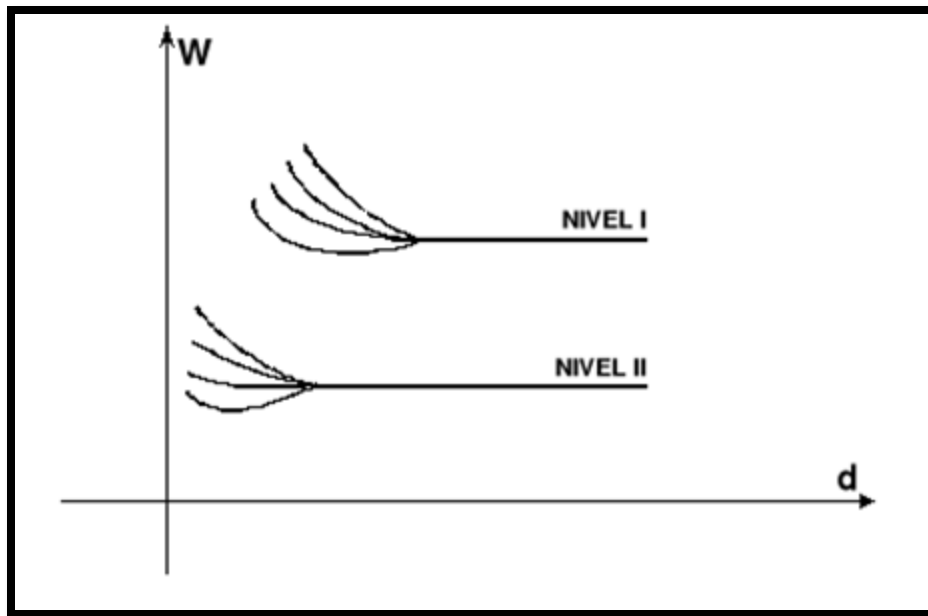


Figura 1.13 Esquema de la formación de las “bandas de energía

Una vez que la radiación interactúa con el cristal, les da suficiente energía a los electrones como para vencer la función trabajo que los caracteriza, esto hace que salten la brecha prohibida⁶ y lleguen a la banda de conducción, donde por medio de un campo eléctrico aplicado externamente son colectados, la energía cinética que los electrones poseen es proporcional a la energía de la radiación que los llevo a la banda de conducción.

⁵ es la energía mínima (normalmente medida en electronvoltios), necesaria para arrancar un electrón de un sólido

⁶ es la diferencia de energía entre la parte superior de la banda de valencia y la parte inferior de la banda de conducción

1.3. DOSIMETRIA PARA HACES DE MEGAVOLTAJES

La Dosimetría de la radiación es fundamental a la hora de trabajar con haces de alta energía. Los conceptos físicos desarrollados en la Dosimetría para Radioterapia y en la Dosimetría para Protección Radiológica son igualmente relevantes para los Procesos por Irradiación.

La dosimetría del haz de fotones se describe en términos de: la energía de los fotones involucrados con el haz, y en términos de la energía que estos fotones son capaces de depositar en un medio dado.

1.3.1. Fluencia de fotones

Se refiere al número de fotones dN que inciden en un área dA de sección transversal esférica por lo tanto $\phi = dN/dA$ (cm^{-2})

La fluencia de energía (ψ) describe el flujo de energía en un haz de fotones y esta definida como la suma de las energías dE de todos los fotones que inciden en el area dA de sección transversal esférica así que $\psi = dE/dA$ (MeV/cm^2)

Todas las cantidades usadas para describir los haces de fotones son aplicables también para partículas cargadas

1.3.2. Dosis Absorbida

Es una indicación de la cantidad de energía absorbida por unidad de masa y está definida como:

$$D = \frac{de}{dm}$$

Este valor puede especificarse en cualquier medio y para cualquier tipo de radiación ionizante, su unidad es $J \cdot Kg^{-1}$ conocida como gray o Gy

Cuando se consideran partículas indirectamente ionizantes tal como los fotones, conviene también escribir la energía liberada al medio al interaccionar con la materia de la cual se habla más adelante.

1.3.3. Factores de salida

La salida de un haz de mega voltaje medida en aire depende del tamaño de campo en el colimador. Cuando el tamaño de campo se aumenta la salida aumenta debido al incremento de la dispersión del colimador.

El factor de dispersión del colimador (Sc) es comúnmente llamado el factor de salida, se define como la razón de la salida en aire para un campo dado a aquella para un campo de referencia⁷. Las lecturas son graficadas contra el tamaño de campo de lados cuadrados y de los valores normalizados a campo de referencia.

1.3.4. Calidad del Haz de tratamiento

En radiodiagnóstico donde se emplean bajas energías, la calidad del haz se determina midiendo su capa hemi-reductora⁸, en altas energías producidos por aceleradores lineales la calidad de la energía se determina mediante la razón tejido-maniquí o $TPR_{20,10}$ cuya relación se obtiene mediante:

$$TPR_{20,10} = 1,2661PDD_{20,10} - 0,0595 [4]$$

Ecuación 1-6

⁷ Campo 10 x 10 a distancia fuente superficie de 100 cm

⁸ Cantidad de material necesario para reducir la intensidad inicial de haz a la mitad de su valor

Donde el $PDD_{20,10}$ es el cociente de los porcentajes de dosis medidos en la profundidad de 20 y 10 cm respectivamente, para condiciones de referencia

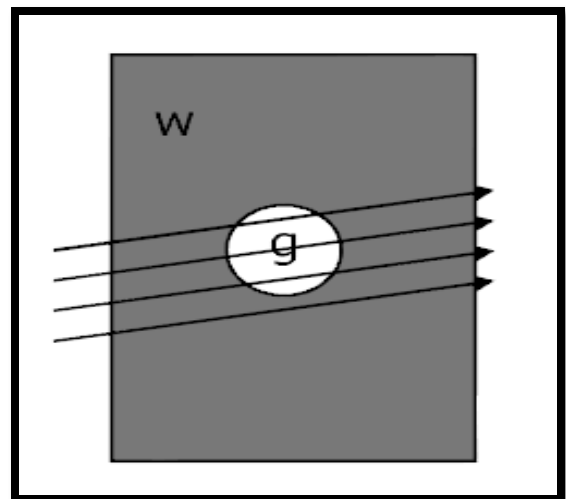
1.4. TEORIA DE LA CAVIDAD DE BRAGG-GRAY

La teoría de Bragg-Gray es usada para obtener la dosis en un medio material continuo mediante la inserción de una cavidad, se basa en dos hipótesis principales:

1. La cavidad debe ser pequeña comparada con el alcance de las partículas cargadas que inciden sobre ella. De este modo su presencia no perturba la fluencia de partículas cargadas en el medio material.
2. La dosis absorbida en la cavidad se debe únicamente a las interacciones de las partículas cargadas que la cruzan (ejemplo, las interacciones de los fotones no contribuyen de modo significativo a la dosis en la cavidad)

Para medir la dosis en un medio material, es necesario introducir un dispositivo sensible a la radiación (cámara de ionización) tratando que el material de este detecto sea lo más parecido al medio que lo rodea.

La teoría de cavidades relaciona la dosis absorbida en el medio del sensor con la dosis en el medio de interés, la cavidades se dividen en grandes, medias y pequeñas dependiendo del alcance de las partículas cargadas secundarias producidas por la radiación primaria, si el alcance de los electrones secundarios producidos tienen un alcance mayor al de la cavidad esta se considera pequeña. [10]



1.14 esquema de interacción en el medio por la radiación W (water o agua) g (gas)

Consideremos una región donde se produce un cambio de medio material (g-gas w-agua), supongamos que a través de esta interfaz se propaga una fluencia de partículas cargadas (electrones) que es continua en la frontera (no hay retro dispersión). Entonces la dosis en la frontera entre los dos materiales viene dada por

Ecuación 1-7 dosis liberada en la cavidad

$$D_g = \frac{Q}{m} \left(\frac{W}{e} \right)_g$$

y obtenemos que la dosis en agua en la región ocupada por al cavidad viene dada por la expresión:

Ecuación 1-8 dosis en agua liberada en un cavidad de bragg-gray

$$D_w = \overline{S}_g^w D_g = \overline{S}_g^w \frac{Q}{m} \left(\frac{W}{e} \right)_g$$

En el caso de realizar medidas en un maniquí o en un tanque de agua, se suele usar la cámara sin capuchones adicionales⁹. Esto significa que la fluencia en equilibrio de partículas cargadas a la que hacemos referencia es aquella que corresponde al medio material donde la cámara se ha insertado, toda vez que suponemos que su pared es mucho más fina que el alcance de las partículas cargadas. En general la dosis detectada es proveniente de las partículas cargadas generadas en el medio y no de aquellas que provenientes de su pared.

Cuando no estamos en las condiciones de Bragg-Gray las medidas de la cámara pueden resultar erróneas. Por ejemplo en un haz de fotones de mega-voltaje no se cumple CPE en la zona de build-up en un tanque de agua y hay un considerable gradiente de la fluencia de partículas secundarias producidas en el medio.

⁹ caperuzas de equilibrio electrónico que varían su espesor de acuerdo a la energía empleada, usadas para lograr este equilibrio cuando la cámara esta en regiones de build-up

1.5. UNIDADES DEL SISTEMA INTERANCIONAL (SI)

Las unidades usadas en protección radiológica del SI estiman la cantidad de radiación que puede ser medida en un punto, expresadas en un lenguaje universal. Esto permite aplicar los límites recomendados por la norma venezolana e internacional instituidos por el *Programa de Protección Radiológica. Requisitos. NORMAS COVENIN 3299:1997* y *Protección contra las Radiaciones Ionizantes Provenientes de Fuentes Externas Usadas en Medicina. Parte I Radiodiagnóstico Médico y Odontológico COVENIN 218-1:2000* para prevenir los efectos nocivos de las radiaciones.

1.5.1. Kerma (Kinetic energy released per unit mass) o (K)

La cantidad kerma (Energía cinética liberada en el medio) es definida como la razón de dE_{tr} por dm , donde dE_{tr} es la energía transferida que representa la suma de la energía cinética inicial de todas las entidades cargadas (electrones y positrones liberadas a través del proceso de ionización por partículas no cargadas (fotones) en un material de masa dm .

$$K = \frac{dE_{tr}}{d_m}$$

Ecuación 1-9 Kerma

Unidades: J/kg unidad especial para el kerma es el gray (Gy).

1.5.2. Exposición

La exposición es una magnitud dosimétrica que mide la ionización (en unidades de carga) producida por entidades no cargadas, X o γ , por unidad de masa en aire seco a 0 °C y una atmósfera de presión. Se obtiene como el cociente de dQ entre dm , donde dQ es el valor absoluto de la carga total de los iones de un signo producidos en aire cuando todos los electrones liberados por los fotones en aire de masa dm son completamente detenidos en aire

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

Ecuación 1-10 exposición

La unidad de exposición es el roentgen, el cual es la exposición que produce 3.336×10^{-6} C de carga de cualquier signo en 1.293×10^{-6} kg de aire (masa contenida en 1 cm^3 de aire a 760 Torr, a 0°C).

$$1R = 2.58 \times 10^{-4} \text{ Ckg}^{-1}.$$

Unidades: C/kg.

2. CAPITULO II

CÁMARA DE IONIZACIÓN LÍQUIDA

Una cámara de ionización es un dispositivo usado en radioterapia con el fin principal de: la detección o medición de la radiación ionizante. Los principios de funcionamiento de una cámara de ionización con líquido orgánico no polar como volumen activo son análogos a los de una cámara de ionización ordinaria (gaseosa). Sin embargo existen grandes diferencias al ser, el medio sensible a la radiación, un líquido en lugar de un gas. El medio activo de la cámara de ionización MicroLion es un líquido orgánico no polar (isooctano). Este líquido presenta una densidad electrónica y respuesta espectral similar a la del tejido.

2.1. CARACTERÍSTICAS DE LOS LIQUIDOS DIELECTRICOS

El uso de líquidos en cámaras de ionización permite reducir la recombinación volúmica¹⁰, sin embargo la recombinación inicial¹¹ no cambia sustancialmente y además pueden producirse efectos no deseados como falta de estabilidad o amplificación de carga. [5]

Para que un líquido pueda ser usado como medio sensible en una cámara de ionización líquida, éste debe tener ciertas propiedades claves. Principalmente el líquido debe ser un buen aislante, incluso para campos eléctricos altos, con el fin de mantener las corrientes de fugas bajas. Debe también tener una alta producción de iones cuando es irradiado con el fin de producir una señal suficiente para las mediciones. Además, la densidad y el número atómico deben ser similares a la del agua y la razón de poder de frenado en agua a líquido debe mostrar poca dependencia de la energía. La movilidad de los iones producidos en el líquido debe ser alta para minimizar la recombinación iónica y, finalmente, los aspectos prácticos de la obtención y el manejo del líquido deben ser considerados.

¹⁰ Se produce entre electrones e iones que provienen de sucesos de ionización distintos

¹¹ Se produce entre un electrón y el ión del que fue emitido al producirse una ionización

El 2,2,4-trimetilpentano (figura 2-1) comúnmente referido como *isooctano*, es el líquido usado por la mayoría de los investigadores, ya que luego de muchos estudios comparativos con otros líquidos, el isooctano resultó el más conveniente como medio sensible para detectores de radiación líquidos usados en dosimetría de radiación.

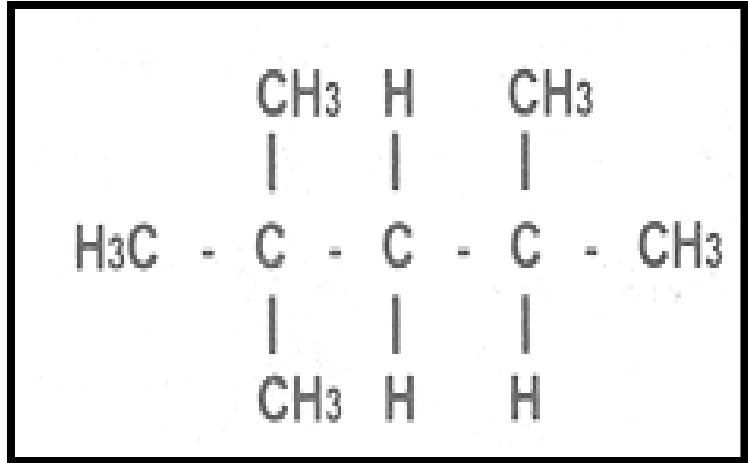


Figura 2.1 2,2,4-trimetilpentano

El isooctano es un hidrocarburo aislante no polar compuesto de elementos de bajo número atómico. El isooctano tiene una densidad de 692 kg.m³, que es sólo 30% menor que el agua, y un número atómico efectivo de 5.36 que es cercano al número atómico efectivo del agua, 7.42. No debe, por tanto, perturbar significativamente el campo de radiación en la medición en agua o en un material parecido al agua.

2.1.1. Propiedades eléctricas

➤ Conductividad eléctrica

La conductividad eléctrica en corriente continua de los dieléctricos líquidos, es de naturaleza iónica y tiene alto coeficiente de temperatura (es decir, que cuanto más se eleva la temperatura más conductor se hace el material considerado).

El aumento de conductividad con la temperatura es el resultado de un aumento en la movilidad de los iones, que se produce por la disminución de la viscosidad. La conductividad de los líquidos puros puede ser incrementada por pequeñas cantidades de impurezas o de humedad, que se ionizan rápidamente en el líquido.

➤ **Rigidez Dieléctrica**

La perforación en líquidos puros se produce probablemente, por un proceso de ionización similar al de los gases. Los cambios de presión no ejercen prácticamente ningún efecto, pero el aumento de temperatura disminuye la resistencia a la perforación.

En los líquidos impuros, la perforación se produce con tensiones mucho menores, la más importante de ellas es la presencia de fibras u otras partículas sólidas en suspensión, que absorben las impurezas, provocando "puentes" o "canales" si su constante dieléctrica es mayor que la del líquido.

La presión aumenta la rigidez dieléctrica por impedir la eliminación de los gases o la vaporización de los líquidos. El factor potencia de la mayoría de aislantes líquidos no polares, está comprendido entre 0,0001 y 0,01. El factor de potencia a 50Hz está influenciado por la conductividad eléctrica en corriente continua y su valor acostumbra a duplicarse cada 10 a 20 °C respectivamente de elevación de la temperatura. En el campo de las altas frecuencias el factor de potencia de los dieléctricos no polares apenas varía con la temperatura.

2.1.2. Propiedades Fisicoquímicas

➤ **Viscosidad**

Es la resistencia de los líquidos a fluir. La unidad de viscosidad absoluta es el poise. (1 poise = (dina x seg.) / cm). La viscosidad de los aislantes líquidos disminuye al elevar su temperatura y, en muchos casos, resulta conveniente conocer esta variación cuando dichos líquidos han de trabajar a temperaturas relativamente elevadas.

2.1.3. Oxidación y Polimerización

En presencia de oxígeno y bajo los efectos de temperaturas elevadas muchos materiales aislantes líquidos tienden a oxidarse, formando depósito granulosos o de consistencia bituminosa. Esta alteración es tanto más pronunciada cuando más elevada es la temperatura.

La oxidación de un aislante líquido se traduce por un aumento de viscosidad, de la temperatura de inflamación de los vapores y del contenido de ácidos. **El fenómeno de polimerización** o aglomeración de varias moléculas en una sola se presenta en algunos aislantes líquidos cuya composición química no es estable. Por efecto de esto, el aislante líquido se vuelve más viscoso y disminuye su poder refrigerante.

Los fenómenos de oxidación y de polimerización provocan, sobre todo, la formación del alquitrán y de asfalto, por lo que los materiales aislantes líquidos que pueden provocar la formación de estas sustancias, no son aptos para su empleo como dieléctricos ya que con ello quedan disminuidos su poder refrigerante y su rigidez dieléctrica.

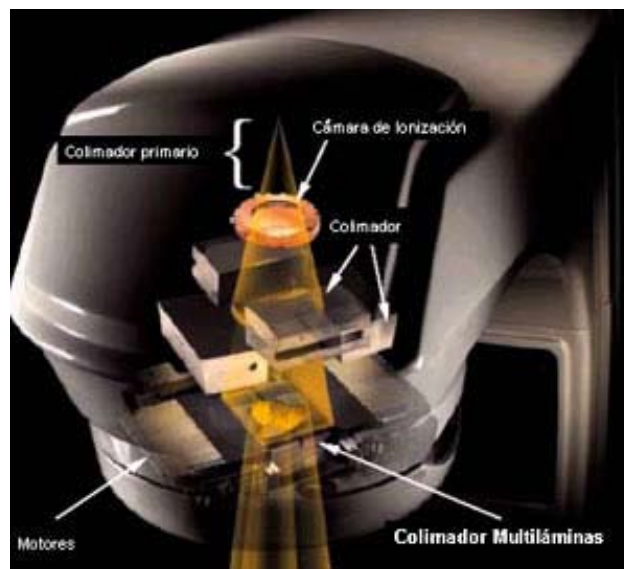
Los efectos de oxidación y de polimerización pueden estar provocados por la presencia de oxígeno, por las temperaturas elevadas de funcionamiento, por la acción de los arcos eléctricos y subsiguientes fenómenos de ionización y de formación de ozono, etc. Estos procesos progresan con el tiempo, provocando el envejecimiento de los materiales aislantes líquidos que pierden, progresivamente, sus buenas cualidades físicas, químicas y eléctricas.

3. CAPITULO III

MATERIALES Y EQUIPOS

En esta sección del trabajo se estarán describiendo, de los diversos equipos que se utilizaron en los montajes experimentales, además de los diferentes materiales que intervinieron en todo este proceso.

3.1. EMISOR DE RADIACIÓN



3.1 Esquema del interior del cabezal de un acelerador LINAC de Varian Medical Systems para radioterapia externa

El acelerador lineal utiliza tecnología de microondas (similares a la que se usa para radar) para acelerar los electrones en la parte del acelerador llamada "guía de ondas", y luego permite que estos electrones choquen contra un blanco de metal pesado. Como resultado de estos choques, los rayos X de alta energía son producidos en el blanco. Estos rayos X de alta energía son dirigidos al tumor del paciente y se conforman al salir de la máquina. El haz puede ser formado ya sea por bloques puestos en el cabezal de la máquina o por un colimador de multi-lámina incorporado. El haz sale de una parte del acelerador llamada gantry, que rota alrededor del paciente.

Para la realización de este trabajo se uso un acelerador lineal de la compañía Varian Medical Systems modelo CLINAC 2100 C/D serial 3087, ubicado servicio de radioterapia la trinidad del grupo GURVE en el Centro Médico docente de la Trinidad.



Figura 3.2 CLINAC 2100 C/D

Este acelerador tiene las siguiente características:

- Acelerador dual de fotones y electrones
- Dos (2) Potenciales aceleradores para fotones 6 MV y 18 MV
- Cinco (5) energías nominales para electrones 6,9,12,16 y 20 MeV respectivamente
- Diferentes tasas de dosis para fotones y electrones

3.2. DETECTORES DE LA RADIACIÓN

A continuación se describirán los detectores de radiación para las mediciones realizadas, hablaremos de la cámara de ionización cilíndrica farmer de 0.6 cc así como de su uso de la cámara líquida y del detector de diamante.

3.2.1. Cámara de ionización cilíndrica tipo Farmer de 0.6 cc modelo 30013

La cámara Farmer 30013 es una cámara de ionización estándar para mediciones de dosis absoluta en la radioterapia. Su diseño resistente al agua permite que la cámara se pueda utilizar en el agua o en maniquís de estado sólido. La pared de la cámara acrílica garantiza la robustez de la cámara.



Figura 3.3 cámara Farmer 30013



Figura 3.4 Esquema eléctrico de la cámara de ionización tipo Farmer

Características:

- Resistente al agua.
- Volumen sensible de 0,6 cm³, con ventilación al aire (cámara abierta)
- Pared de acrílico, grafitado
- Electrodo central de aluminio

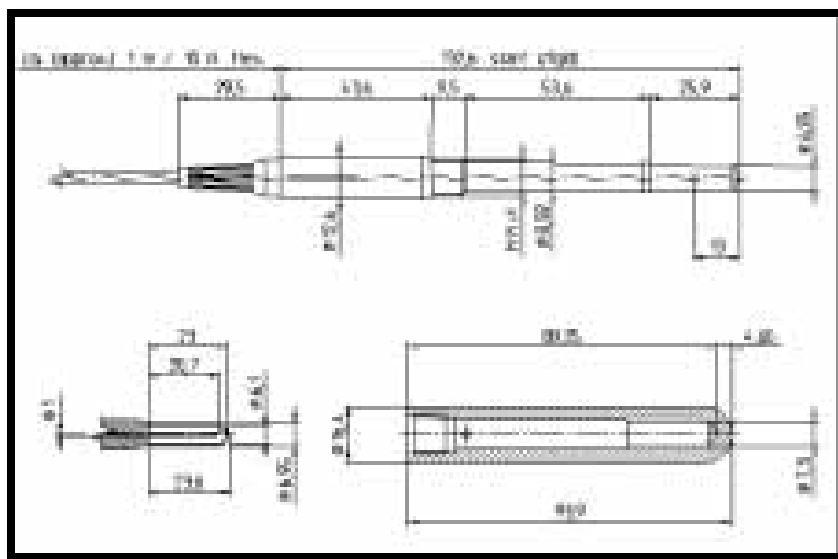


Figura 3.5 Esquema y medidas de la cámara Farmer 30013

Tabla 3-1 Especificaciones técnicas de la cámara de ionización tipo farmer 30013

| Tipo | Cámara abierta |
|--------------------------------|---|
| Aplicación | Dosimetría física en radioterapia |
| Cantidades medibles | Dosis absorbida, Kerma en aire, exposición |
| Calidad de haz de referencia | ^{60}Co |
| Volumen nominal sensible | 0.6 cc |
| Diseño | A prueba de agua, ventilada |
| Punto de referencia | En el eje de la cámara 13 mm de la punta |
| Dirección de incidencia | Radial |
| Respuesta nominal | 20 nC/Gy |
| Estabilidad | $\leq 5\%$ al año |
| Voltaje de trabajo | 400 V nominal |
| Efecto de polaridad | $< 0.5\%$ |
| Respuesta a energía de fotones | $\leq \pm 2\%$ 70 kV a 280 kV $\leq \pm 4\%$ 200 kV a ^{60}Co |
| Corriente de fuga | ≤ 4 fA |

3.2.2. Detector de diamante tipo 60003

Este detector contiene un diamante de crecimiento natural, es un detector de radiación que proporciona una similitud con el tejido equivalente. Está diseñado para mediciones de alta energía en la distribución de la dosis con haces de fotones y haces de electrones. Debido a su pequeño volumen sensible, el detector se puede aplicar para campos de radiocirugía estereotáctica, con tamaños de campo muy pequeño o pendientes muy altos de fluencia. El detector tiene una excelente resolución espacial, baja dependencia de la energía y la temperatura, alta sensibilidad, casi no dependencia direccional y alta resistencia al daño por radiación.



Figura 3.6 Detector de Diamante

Figura 3.7 Medidas (mm) del detector de diamante 60003

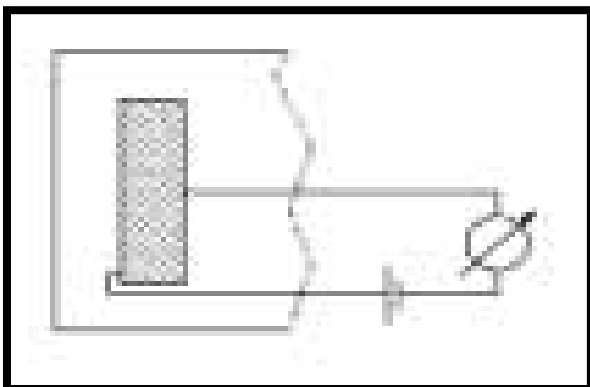
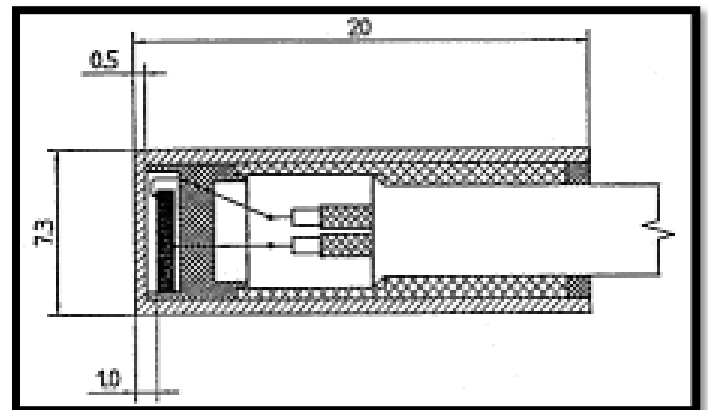


Figura 3.8 Esquema eléctrico del detector de diamante

Tabla 3-2 Especificaciones técnicas del detector de Diamante 60003

| Tipo | Cámara abierta |
|--------------------------------|--|
| Aplicación | Dosimetría para campos de Radioterapia |
| Cantidades medibles | Dosis Absorbida en agua |
| Calidad de haz de referencia | ⁶⁰ Co |
| Volumen nominal sensible | 1--6 cc |
| Diseño | A prueba de agua, medio sensible en forma de disco, volumen sensible perpendicular al eje del detector |
| Punto de referencia | En el eje del detector a 1mm de la punta |
| Dirección de incidencia | radial |
| Dosis de pre- irradiación | 5--15 Gy |
| Respuesta nominal | 50---500 nC/Gy |
| Voltaje de trabajo | 100 V |
| Respuesta a energía de fotones | Altas dependencias del Dmax, (punto de dosis máxima) |

3.2.3. Cámara de ionización líquida MicroLion 31018

La cámara líquida (microLion) ha sido especialmente diseñada para el uso de haces de radiación estrecho y es excelente para mediciones de dosis en maniquí de agua.. Debido al relleno líquido, la cámara de microLion entrega una señal de alto valor gracias a su volumen sensibles muy pequeño.

Características:

- Volumen sensible líquido de 0.002 cc
- resistente al agua
- Para uso con haces de radiación de campo estrecho



Figura 3.9 Cámara líquida MicriLion con su estuche de transporte

Figura 3.10 Cámara líquida MicriLion



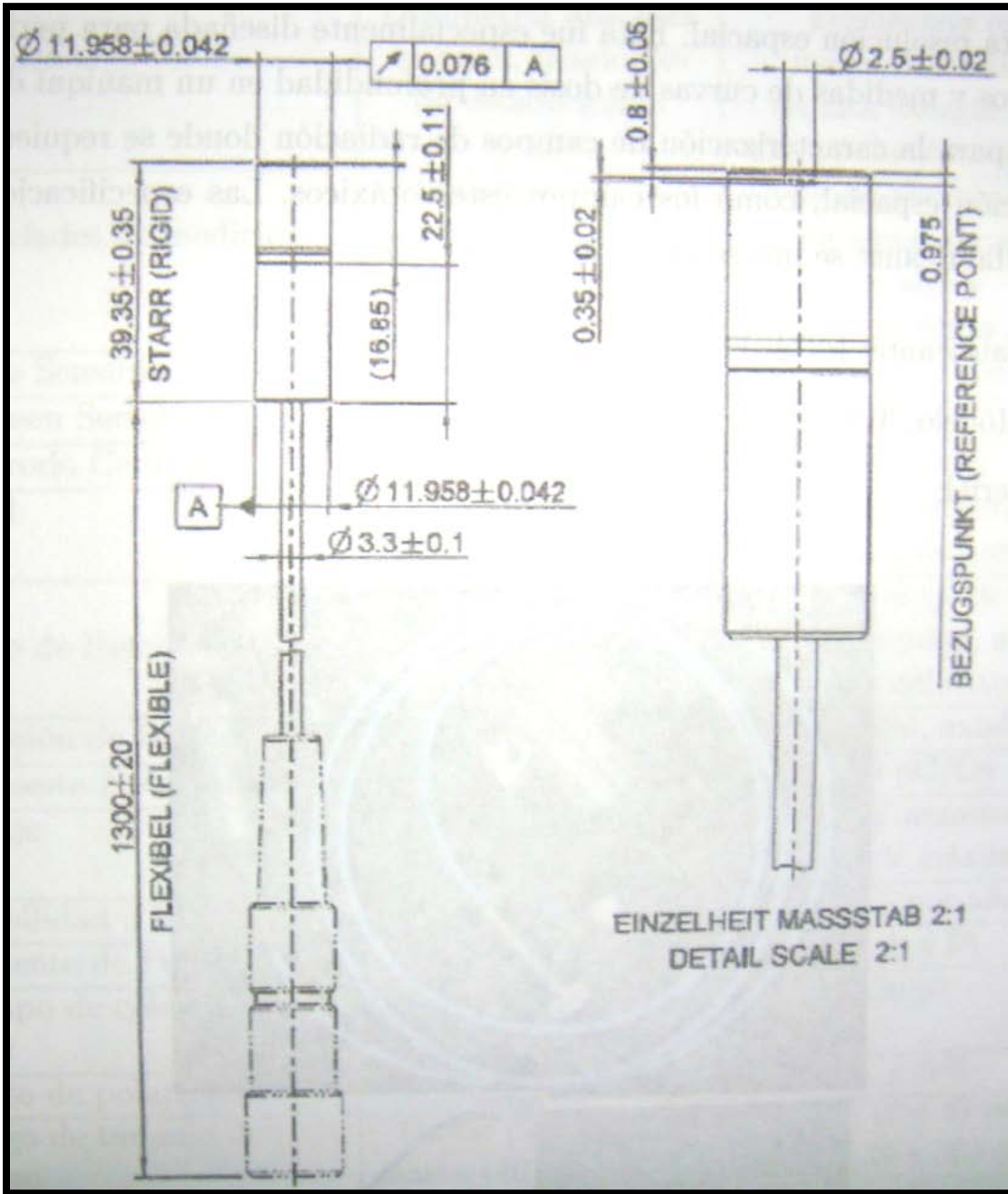


Figura 3.11 esquema y medidas (mm) de la cámara líquida MicroLion

Tabla 3-3 Especificaciones técnicas de la cámara líquida MicroLion

| Aplicación | Dosimetría relativa en radioterapia |
|---|--|
| Características especiales de construcción | Hermética Llena de líquido |
| Cantidades de medición | Dosis Absorbida en Agua |
| Medio Sensible | Líquido: Isooctano |
| Volumen Sensible | 0,002 cc |
| Electrodo Central | Grafito |
| Pared | 0,5 mm de PS, 0,28 mm de Grafito |
| Punto de referencia | En el eje de la cámara 0,975 mm detrás de la ventana de entrada |
| Dirección de Incidencia | Axial |
| Diámetro externo | 11.958 mm |
| Longitud Externa | 39,35 mm |
| Diámetro de Volumen Sensible | 2,5 mm |
| Espesor de Volumen Sensible | 0,35 mm |
| Respuesta Nominal | 9,8 nC/Gy (20 °C) |
| Voltaje | 800 V nominal \pm 1000 V máximo |
| Estabilidad a largo plazo | < 1 % por año |
| Dependencia de la respuesta en la temperatura | < 0.3 %/K |
| Periodo de transición para equilibrio de temperatura | 2... 3 min/K |
| Dependencia direccional | < \pm 1 % para inclinación de hasta \pm 40° < \pm 0.5% para rotación alrededor del eje de la cámara |
| Corriente de Fuga | < \pm 1 pA (20 °C) |
| Tiempo de colección de iones | 5,3 ms |

3.2.4. Electrómetro

Básicamente podemos definir un electrómetro como, un amperímetro que tiene una impedancia muy alta, por lo tanto tiene una resistencia baja, como mide la carga colectada esto es muy conveniente, para que las mediciones sean lo más precisas posible.

El electrómetro usado para dosimetría absoluta: **Marca:** PTW. **Modelo:** UNIDOS. **Serial:** N°: 10001-11046.



Figura 3.12 Electrómetro

El electrómetro usado marca PTW UNIDOS, es un electrómetro de uso universal. Es susceptible para dosimetría en terapia de radiación, radiología y Protección Radiológica, también es susceptible para monitoreo de calibración y dosimetría *in vivo*. Tiene una alta exactitud y una alta resolución. Cumple con los requerimientos de calibración, fuga, linealidad y estabilidad, mide dosis integradas (o carga) y tasa de dosis (o corriente) simultáneamente, verifica el alto voltaje entre los electrodos de las cámaras de ionización.

UNIDOS es un dosímetro de terapia de alta precisión según IEC (**International Electrotechnical Commission**) 60731, un dosímetro estándar secundario según pautas de IPEM (**Institute of Physics and Engineering in Medicine**), un dosímetro para medidas en vivo en paciente según IEC 60601-2-9, un dosímetro de diagnóstico en proyección de imagen de radiografía según IEC 61674, y un dosímetro para Protección Radiológica. Por supuesto, satisface los requisitos generales para la seguridad del equipo eléctrico médico según IEC 60601-1. UNIDOS es un dosímetro estándar secundario de referencia y fue calibrado en el laboratorio de calibración de PTW. PTW-Freiburg es un laboratorio estándar secundario acreditado para el servicio de dosimetría alemán de calibración para las cantidades radiológicas y miembro de la

red de SSDL organizada por Agencia Internacional de Energía Atómica, la AIEA. Por lo tanto, la calibración se basa directamente en los estándares primarios del instituto federal alemán de la física y de la metrología (PTB-Brunswick) y de la oficina International de pesos y medidas, París (BIPM). También ha sido calibrado en el Instituto Venezolano de Investigaciones Científicas (IVIC), donde se encuentra el Laboratorio Secundario de Calibración Dosimétrica (LSCD). Los dispositivos iónicos y los detectores de estado sólido se pueden conectar con el UNIDOS. Posee una biblioteca de hasta 30 compartimientos, que permite almacenar datos de la calibración. UNIDOS exhibe los valores medidos de la dosis y de la tasa de dosis en Gy, Sv, R, Gy/min, Sv/h, R/min o Gy. Los valores eléctricos de la carga y de la corriente se exhiben en C o en A.

3.2.5. Maniquí de agua

El maniquí 3D es un sistema diseñado para mediciones de dosis, controlado por una computadora que permite analizar las distribuciones de dosis y radiación en radioterapia, funciona como medio para determinar la dosis absorbida en agua, posee una sistema móvil que le permite posicionar el detector, haciendo uso de los tres grados de libertad espaciales existentes.

Posee también conexión con un electrómetro de canal dual TAMDEM y un control para monitorear los ejes de desplazamiento.



Figura 3.13 maniquí de agua MP3 de la PTW Freiburg¹²

¹² Compañía alemana fabricante de equipos para calibraciones de aceleradores lineales para uso médico entre otros

Característica:

- Paredes acrílicas de 20 mm de espesor
- Dimensiones 500 mm x 500 mm x 600 mm
- Lo fabrica la PTW Freiburg
- Modelo MP3
- Serial: L981010

3.2.6. Fuente de poder externa

Fuente de voltaje externo generadora del voltaje de polarización nominal (800 V) de la Cámara de ionización Líquida MicroLion. Proporciona voltajes de hasta ± 950 V DC. Puede sólo ser usada junto con electrómetros que tengan una entrada para las fuentes de potencia externas como los Tándem MP3

Características:

- Rango de voltaje de (-950... +950) V DC ajustable por medio de un potenciómetro de 10 giros.
- Corriente de salida de 30 μ A.
- Dimensiones de 258 mm x 83 mm x 208 mm



Figura 3.14 Fuente de poder externa usada con la cámara líquida

3.2.7. Electrómetro TAMDEM y unidad de Control

Electrómetro que viene junto con el maniquí de agua MP3, con este electrómetro se obtuvieron las lecturas de la cámara líquida MicroLion, la unidad de control maneja todos los movimientos del MP3



Figura 3.15 arriba Electrómetro TAMDEM, abajo unidad de control y fuente de poder del maniquí de agua MP3

3.2.8. PTW Tansoft V.120

Programa usado para visualizar las lecturas provenientes del electrómetro TAMDEM



Figura 3.16 programa Tansoft

3.3. Otros Materiales

En esta secciones de detallan y muestran los distintos implementos utilizados tanto para las mediciones como para los ajustes diarios previos a ellas

3.3.1. Termómetro

- Resolución de 0.1 °C
- Rango de medida desde -19.9 hasta 199,9 °C
- Usado para medir la temperatura y hacer las correcciones necesarias para la lectura de la cámara cilíndrica Farmer

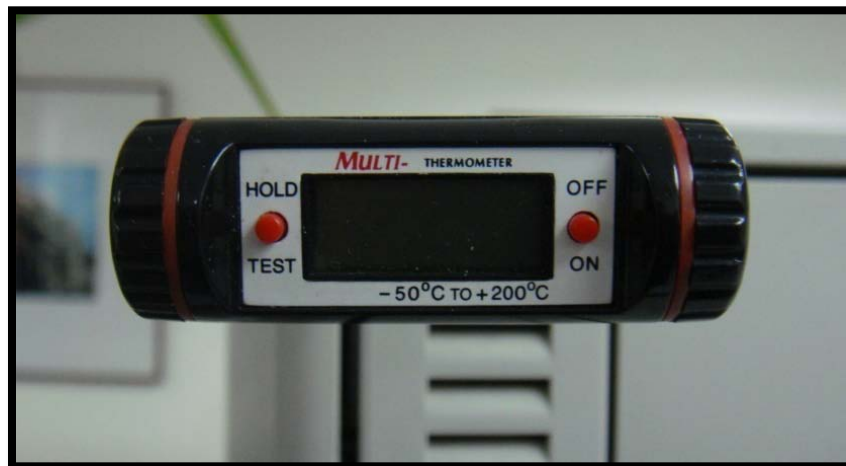


Figura 3.17 Ttermómetro digital (Multi-Thermometer)

3.3.2. Barómetro

- Condiciones de almacenaje de -40 °f a 140 °c
- Rango de uso hasta 4000 mmHg
- Usado para medir la presión y hacer las correcciones necesarias para la lectura de la cámara cilíndrica Farmer



Figura 3.18. Barómetro (Mediam Instrument) S/N 919300-W1

3.3.3. Papel milimetrado

Usado para la verificación tanto de la distancia fuente superficie del acelerador lineal Varian modelo C/D 2100 como de la comprobación de los tamaños de campo



Figura 3.19 Papel milimetrado

3.3.4. Puntero Mecánico

Dispositivo usado para verificar la distancia fuente superficie del acelerador de forma mecánica



Figura 3.20 Puntero Mecánico

4. CAPITULO IV

MONTAJES Y METODOLOGÍA

En este capítulo describiremos los diferentes montajes que se hicieron para llevar a cabo los objetivos de este trabajo. Abarca desde los preparativos previos a las mediciones de dosis usando el maniquí de agua MP3, como lo es la verificación de los mecanismos del acelerador, hasta las medidas con las cámaras de ionización y el detector de diamante.

Todas las mediciones realizadas con las cámaras de ionización y el detector de diamante, se realizaron en servicio de radioterapia GURVE ubicado en el centro médico docente de la trinidad.

4.1. Control mecánico

A continuación se describen con detalle las pruebas de verificación de tipo mecánicas que se le realizaban al acelerador lineal a fin de comprobar que los parámetros descritos a posterior estuvieran dentro de la tolerancia permitida.

4.1.1. Angulo de rotación del colimador

Es necesario para tomar las medidas, que el colimador este completamente en 0° , para ello con el tamaño de campo más grande (40x40), se hace rotar el gantry de forma que el eje X de la retícula coincida con tres puntos marcados, a partir de la proyección del campo luminoso, sobre la base giratoria en la dirección X. De no existir coincidencia, se realiza una mínima rotación de la retícula (colimador) hasta lograr que durante el recorrido del gantry la dirección X de la retícula permanezca lo más posible dentro de las marcas hechas sobre un tirro en el piso. Tolerancia del ángulo $\pm 1^\circ$.



Figura 4.1 Vista en el piso para el posicionamiento del colimador

Figura 4.2 vista del gantry en estático en su movimiento de verificación del ángulo del colimador



4.1.2. Angulo de rotación del gantry

Con un nivel de burbuja sobre la parte plana del cabezal se nivela el gantry y se compara con la lectura del marcador digital como lo indica la figura 4-3, tolerancia $\pm 1^\circ$



Figura 4.3 Nivelación del gantry con un nivel de burbuja

4.1.3. Comprobación de la Distancia Fuente Superficie (DFS) telemetro

Con el puntero mecánico (figura 3-20) se indica la distancia nominal de 100 cm entre la fuente y el isocentro¹³, comparándola con la proyección luminosa o telémetro esto nos proporciona la certeza que la DFS sea cual sea la que coloquemos estará dentro de los parámetros de tolerancia. Tolerancia +/- 1mm.

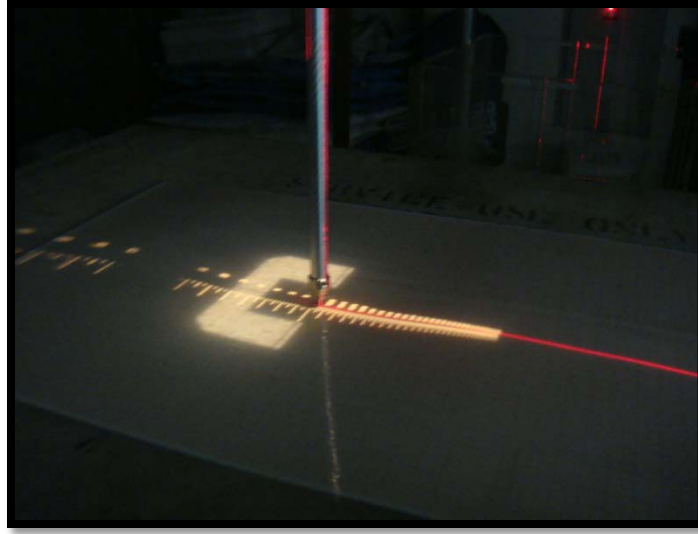


Figura 4.4 concordancia de la DFS para el puntero mecánica, el telemetro y los laser



Figura 4.5 verificación de la DPF

¹³ Eje comun de giro del gantry, el colimador y la mesa

4.1.4. Tamaño de Campo luminoso

Usando el papel milimetrado se verifica que para una distancia de 100 cm de DFS el campo de referencia de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ tenga ese mismo valor. Tolerancia $\pm 1 \text{ mm}$



Figura 4.6 verificación del tamaño de campo luminoso

La cámara líquida es conectada directamente al electrómetro bi-canal TÁNDEM (PTW), que a su vez es conectado a la fuente externa de alta tensión que suministra el voltaje necesario para la operación correcta de la cámara.

Para utilizar el detector de diamante basta con conectarlo al electrómetro unidos para dosimetría absoluta, este suministra el voltaje necesario para uso correcta operación.

4.2. Calibración del detector de diamante para las energías de fotones

Antes de realizar las medidas de comparación entre la cámara líquida y el detector de diamante, es necesario obtener el factor de calibración del detector para ser usado con energías de 6 y 18 MV respectivamente, es aquí donde utilizamos la cámara de ionización cilíndrica Farmer para lograr ese objetivo.

Para calibrar el detector de diamante se procede a verificar que el haz de fotones de 6 y 18 MV del acelerador Varían CLINAC 2100 C/D se encuentra calibrado, esto es, que la dosis en el punto de dosis máxima bajo condiciones de referencia, es decir un campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ y una DFS de 100 cm, corresponde a 1 cGy/UM con una tolerancia de $\pm 2\%$.

Es necesario determinar los factores de corrección necesarios para corregir las lecturas que obtendremos de la cámara Farmer, Para comenzar se determina la calidad del haz, la cual para fotones de alta energía, producidos por aceleradores clínicos, es identificada a la razón tejido maniquí: $\text{TPR}_{20,10}$ (Ver Ec.(tal). Seguidamente, se busca el valor del factor de corrección por calidad de haz: k_Q , el cual depende del $\text{TPR}_{20,10}$ ya determinado. En el TRS-398 se encuentran tabulados los valores calculados de k_Q para haces de fotones de alta energía, para varias cámaras de ionización cilíndricas, en función de la calidad del haz, $\text{TPR}_{20,10}$. Los valores de k_Q para las calidades no tabuladas se obtienen por interpolación lineal.

Una vez realizados estos pasos se determinan los factores de corrección por polaridad, por recombinación, por presión y temperatura siguiendo los pasos indicados en el capítulo I en la sección 1,2,2,3 de factores de corrección.

Se procede ahora a la determinación de la dosis absorbida en agua bajo condiciones de referencia siguiendo el formalismo basado en N_{DWQ} (Sección 1.3.2) para la cámara Farmer. Finalmente, como la dosis debe estar referida a la profundidad del máximo de dosis, se determina la dosis absorbida en agua en la profundidad de dosis.

Para la calibración del detector de diamante, el método de calibración a usar es el método por "sustitución" que se adopta cuando las cámaras a ser comparadas son muy diferentes en tamaño o forma. Dicho método en términos de dosis absorbida en agua consiste en posicionar la cámara de referencia en el punto de calibración en el maniquí a una determinada profundidad (la cual debe permitir que el dosímetro se encuentre dentro de la zona de equilibrio electrónico¹⁴) en el haz de radiación, donde se toman un conjunto de lecturas; dicha cámara de referencia es entonces reemplazada por la cámara a calibrar (detector de diamante) con la cual se toman una serie de

¹⁴ Zona en la cual la dosis liberada al medio por los fotones es la misma que es absorbida por el medio

medidas similares, a la misma profundidad y en las mismas condiciones de irradiación que la cámara de referencia.

La cámara usada como dosímetro de referencia es la cámara de ionización cilíndrica tipo Farmer de la PTW por estar calibrada contra patrón internacional, en función de la cual se determinará el factor de calibración del detector de diamante en términos de dosis absorbida en agua.

Es de aclarar que el posicionamiento tanto de la cámara de ionización Farmer como el detector de diamante, debe ser con respecto a su volumen sensible y a su dirección preferencial de incidencia del haz de radiación es decir, la cámara Farmer tiene una dirección de irradiación donde su eje de simetría queda horizontal al eje del haz de radiación. Mientras que el detector de diamante se posiciona de manera que su eje de simetría quede paralelo al haz de tratamiento. Las figuras ilustran este hecho.

4.2.1. Pasos para el montaje experimental y preparativos (detector de diamante, Farmer y Microlion)

- Se ubica el maniquí de agua MP3 justo debajo del cabezal del acelerador (Figura 4-7) de forma que el haz de radiación incida perpendicularmente sobre la superficie del agua, antes de llenarlo se alinea sus ejes con los de la retícula, para esto se hace uso de tres (3) perillas para hacer ajustes precisos de ser necesarios. Se llena el maniquí y se espera que el agua se equilibre con las condiciones del ambiente. Se hace la conexión del maniquí con la Unidad de Control usando el cableado.



Figura 4.7 Ubicación de MP3 en el acelerador

- Una vez montado el maniquí de agua MP3, es necesarios ajustar los parámetros de movimientos de los ejes, para ello se utiliza el control pendant del MP3 donde además de visualizar los desplazamientos con una lectura en mm (figura 4-8) podemos ajustar todos los parámetros para el posicionamiento de los detectores.

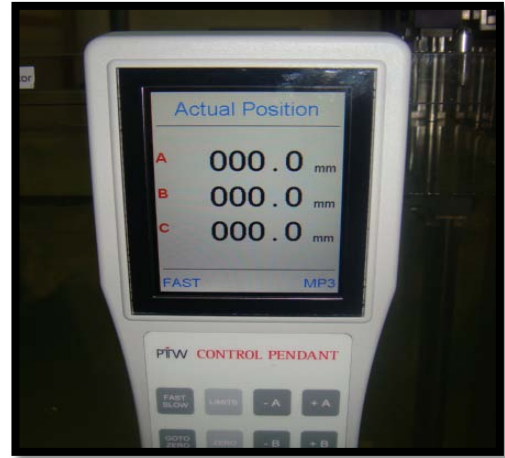


Figura 4.8 Control Pendant

- A la Unidad de Control (figura 3-15) también son conectados el electrómetro bicanal TÁNDEM y el computador que posee el software TanSoft (figura 3-16) el cual se encuentra en la cabina de control desde donde se maneja el acelerador. El programa es necesario cuando se realizan en medidas con la MicriLion ya que actua como visor del electrómetro bicanal TAMDEM
- La fuente externa (figura 3-14) es conectada al electrómetro bicanal TÁNDEM (sólo cuando se va a medir con la MicroLion) de modo que ésta suministre un voltaje superior al voltaje intrínseco del electrómetro (el cual es de hasta 400 V), con incrementos programables de ± 50 V. Cuando la fuente externa es conectada, tanto el electrómetro como la fuente deben estar en 0 V, debiendo incrementarse progresivamente el voltaje de la fuente manteniendo nulo el voltaje del TÁNDEM.
- Realizadas todas las conexiones y encendida la fuente externa (en caso de mediciones con la MicroLion) se procede a encender el electrómetro Unidos para dosimetría

Absoluta (figura3-12) de modo que transcurra el tiempo necesario para que sus componentes electrónicos alcancen la temperatura ideal de trabajo.

- El barómetro (figura 3-18) es colocado en la cabina de control y el termómetro (figura 3-17) dentro del MP3 para contabilizar la temperatura del agua al momento de las medidas como lo muestra la figura 4-9, su lectura es anotada para cada medición realizada con la cámara Farmer.



Figura 4.9 Termómetro en el MP3

4.2.2. Pasos para trabajar con la Cámara Farmer

- La cámara de ionización cilíndrica Farmer usada como dosímetro de referencia, es posicionada (usando su soporte) en forma radial, esto es, con el eje de la cámara perpendicular al eje del haz, y alineada respecto a los ejes de la retícula con la caperuza de equilibrio electrónico, la cual es retirada una vez posicionada la cámara.

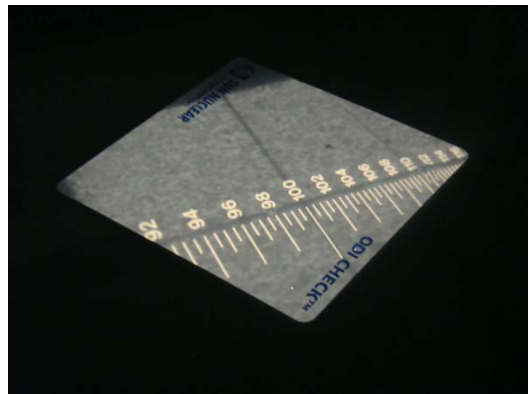


Figura 4.10 Ajuste de la DFS

El punto efectivo de medición de ésta es colocado en el isocentro, antes aseguramos que la superficie del agua este a 100 cm de la fuente (figura 4-10), tomando esta posición como la posición "cero" o inicial a partir de la cual se tomarán las demás posiciones en la profundidad del maniquí. Todas las mediciones llevadas a cabo con la Farmer son corregidas por presión, temperatura, cambio de polaridad y recombinación.

Para posicionar el volumen sensible de la cámara Farmer en la superficie del agua es necesario observar el reflejo que la misma produce en el agua de modo que cuando está siendo sumergida, ella se encontrara justo en la mitad cuando tanto la parte que queda fuera como la que está sumergida formen un círculo perfecto.

Conectada la cámara al electrómetro apagado se procede a encenderlo y previamente ajustado para la cámara Farmer de 0,6 cc se enciende para que transcurra el tiempo de calentamiento del electrómetro. Una vez transcurrido el tiempo necesario, se procede a pre-irradiar la cámara para que alcance estabilidad en las lecturas, se ha observado un efecto común experimentado en las cámaras de ionización, el cual es un cambio en la sensibilidad para las primeras lecturas. Esto es usualmente debido a la presencia de los electrones los cuales están atrapados en la superficie o el cuerpo del aislante y los cuales cambian la configuración del campo en el volumen colector. Este es un efecto altamente variable. Incluso, una serie de cámaras nominalmente idénticas pueden comportarse de forma diferente en este aspecto. Por esto el tiempo para comenzar las mediciones y la pre-irradiación.

- Listo estos preparativos se irradia la cámara siguiendo los pasos descritos en la sección 1,3,2 de modo de obtener los factores de corrección y la dosis absorbida en agua.

4.2.3. Pasos para trabajar y posicionar el detector de diamante

- Una vez calibrado el acelerador con la cámara de ionización líquida Farmer, se procede a colocar en las mismas condiciones de referencia al detector de diamante. Para esto se utilizo el posicionador de la cámara líquida, ya que ambas se colocan con su eje de simetría paralelo al haz de tratamiento.

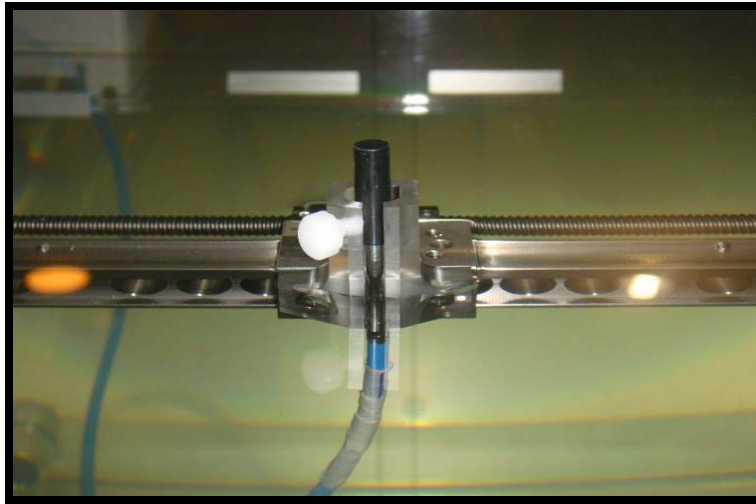


Figura 4.11 Detector de diamante en posicionador

- Para ubicar su volumen sensible en el isocentro es necesario colocarlo usando como referencia la ventana de entrada del detector, ubicamos esta cara del en la superficie del agua, y haciendo uso del esquema de medidas del detector (figura 3-7) y de posición de referencia (tabla 3-2) subimos 1 mm para colocar el volumen sensible en el superficie del agua.



Figura 4.12 ubicando el detector de diamante en la superficie

- Una vez posicionado el detector, se sumerge a la profundidad de referencia para ser calibrado con respecto al acelerador, al tomar las medidas contra la cámara líquida MicroLion se posiciona el volumen sensible de la misma forma y se varían los mismos parámetros a los que fue sometido la cámara MicroLion.

- Antes de comenzar las medidas con el detector, es necesario primero hacer los mismos pasos de preparación con el electrómetro Unidos que cuando se trabaja con la cámara Farmer (tiempo de calentamiento, volteje de funcionamiento etc...), después se pre-irradia el detector con fin de que se estabilice y los promedios arrojen confiables y estables valores para cada parámetro a variar. La pre-irradiación se realiza con 3 sesiones de 1000 UM cada una.

4.2.4. Pasos para posicionar y trabajar con la cámara líquida MicroLion

- La cámara de ionización líquida MicroLion es posicionada en el maniquí MP3, usando su posicionador (Figura 4-13).
- De igual modo que el detector de diamante esta cámara interacciona con el acelerador con su eje de simetría paralelo al eje del haz de tratamiento.



Figura 4.13 cámara líquida en el posicionador

- El diseño externo de la cámara posee grabada una línea de referencia perpendicular al eje de la cámara que se encuentra a 16,85 mm de la ventana de entrada, por lo que el punto de referencia se ubica a 15,875 mm de ésta. Esto fue el esquema que se aplicó para el posicionamiento del punto de referencia de la MicroLion en el isocentro, ubicado en la superficie del agua la cual es a 100 cm de la fuente la línea perpendicular y luego bajando la cámara los 15,875 mm que a efectos de la apreciación del control pendant del MP3 fue de 15,9 mm.

- Es necesario al hacer las conexiones con la fuente externa de 800 V, tener todo apagado, luego después de conectados, encender la fuente e ir aumentando el voltaje progresivamente hasta llegar al voltaje de operación que es de 800 V.
- Esta cámara debe ser pre irradiada antes de comenzar las medidas con ella, para alcanzar la estabilidad.

5. CAPITULO V

RESULTADOS

En esta sección se detallan los resultados experimentales obtenidos de las mediciones realizadas.

5.1. Calibración del acelerador Varian 2100 C/D fotones de 6 MV

Para poder calibrar el detector de diamante, antes es necesario calibrar el acelerador lineal para el potencial acelerador de 6 MV, para ello se uso la cámara de ionización cilíndrica Farmer de 0.6 cc

5.1.1. Obteniendo el D_{20} y el D_{10} para el cálculo del $TPR_{20,10}$

El $TPR_{20,10}$ se obtiene de la relación de las lecturas dadas por el electrómetro a 20 cm y a 10 cm de profundidad con un tamaño de campo 10 x 10 cm².

Tabla 5-1 Lecturas para el $PDD_{20,10}$ (6 MV)

| Lecturas | 1 (nC) | 2 (nC) | 3 (nC) | 4 (nC) | 5 (nC) | promedio |
|----------|--------|--------|--------|--------|--------|----------|
| D_{20} | 6,203 | 6,203 | 6,203 | 6,203 | 6,205 | 6,20 |
| D_{10} | 10,78 | 10,78 | 10,78 | 10,78 | 10,78 | 10,78 |

$$PDD_{20,10} = 0,5755$$

El $TPR_{20,10}$ se calculo usando la ecuación 1-6

$$TPR_{20,10} = 0.6691$$

5.1.2. Factor de calidad del haz k_Q

Según el TRS 398 para la cámara Farmer 30013 de la PTW de 0,6 cc obtenemos de los valores dados que por interpolación lineal el valor de k_Q en función del $TPR_{20,10}$ es:
 $k_Q = 0.9915$

5.1.3. Determinación de k_{pol} y k_S

Voltaje -400 V

Condiciones de las mediciones

Tabla 5-2 tablas para el caculo de k_{pol} y k_S (6MV)

| | |
|--|-------------|
| Temperatura inicial (t_0) | 24,6 °C |
| Temperatura final (t_f) | 24,7 °C |
| Temperatura promedio (T_p) | 24,65 °C |
| Presión inicial (p_0) | 894,6 mBar |
| Presión final (p_f) | 894,7 mBar |
| Presión promedio (P_p) | 894,65 mBar |

| |
|-------------------|
| k_{pt} (Ec 1-3) |
| 1,1505 |

Mediciones

| 1 (nC) | 2 (nC) | 3 (nC) | 4 (nC) | 5 (nC) | promedio | L corregida |
|--------------|--------|--------|--------|--------|----------|-------------|
| 10,80 | 10,80 | 10,80 | 10,80 | 10,79 | 10,80 | 12,42 |

Voltaje 200 V

Condiciones de las mediciones

| | |
|--|------------|
| Temperatura inicial (t_0) | 24,7 °C |
| Temperatura final (t_f) | 24,7 °C |
| Temperatura promedio (T_p) | 24,7 °C |
| Presión inicial (p_0) | 894,8 mBar |
| Presión final (p_f) | 894,8 mBar |
| Presión promedio (P_p) | 894,8 mBar |

| |
|-------------------|
| k_{pt} (Ec 1-3) |
| 1,1503 |

Mediciones

| 1 (nC) | 2 (nC) | 3 (nC) | 4 (nC) | 5 (nC) | promedio | L corregida |
|--------------|--------|--------|--------|--------|----------|-------------|
| 10,80 | 10,79 | 10,79 | 10,79 | 10,79 | 10,79 | 12,41 |

Voltaje +400 V

Condiciones de las mediciones

| | |
|--------------------------------|------------|
| Temperatura inicial (t_0) | 24,6 °C |
| Temperatura final (t_f) | 24,5 °C |
| Temperatura promedio (T_p) | 24,55 °C |
| Presión inicial (p_0) | 895,0 mBar |
| Presión final (p_f) | 895,0 mBar |
| Presión promedio (P_p) | 895,0 mBar |

| |
|-------------------|
| k_{pt} (Ec 1-3) |
| 1,1497 |

Mediciones

| 1 (nC) | 2 (nC) | 3 (nC) | 4 (nC) | 5 (nC) | promedio | L corregida |
|--------|--------|--------|--------|--------|----------|-------------|
| 10,82 | 10,82 | 10,82 | 10,81 | 10,81 | 10,82 | 12,44 |

Por lo tanto los valores obtenidos de k_S y k_{pol} son:

Tabla 5-3 valores de k_{pol} y k_S (6MV)

| k_{pol} | k_S |
|-----------|--------|
| 0,9995 | 1,0018 |

5.1.4. Determinación de la dosis absorbida bajo condiciones de referencia

| Lecturas | 1 (nC) | 2 (nC) | 3 (nC) | 4 (nC) | 5 (nC) | L_{6MV} |
|----------|--------|--------|--------|--------|--------|-----------|
| | 10,92 | 10,92 | 10,92 | 10,92 | 10,92 | 10,92 |

$$T = 24,5 \text{ y } P = 895,3 \text{ mBar}$$

$$k_{pt} = 1,1491$$

$$N_{DW} = 0,05365$$

$$k_{6MV} = k_{pt} * k_Q * k_{pol} * k_S * N_{DW} = 0,0612$$

$$D_{W,Q} = L_p * k = 0,6685 \text{ cGy/UM}$$

$$D_{W,Q} (d_{max}) = D_{W,Q} (z_{ref} 10\text{cm}) / PDD_{10\text{cm}} = 0,9999 \text{ cGy/UM}$$

5.2. Calibración del acelerador Varian 2100 C/D fotones de 18 MV

Para poder calibrar el detector de diamante, antes es necesario calibrar el acelerador lineal para el potencial acelerador de 18 MV, para ello se uso la cámara de ionización cilíndrica Farmer de 0.6 cc

5.2.1. Obteniendo el D_{20} y el D_{10} para el calculo del $TPR_{20,10}$

El $TPR_{20,10}$ se obtiene de la relación de las lecturas dadas por el electrómetro a 20 cm y a 10 cm de profundidad con un tamaño de campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$.

Tabla 5-4 Lecturas para el $PDD_{20,10}$ (18MV)

| Lecturas | 1 (nC) | 2 (nC) | 3 (nC) | 4 (nC) | 5 (nC) | promedio |
|----------|--------|--------|--------|--------|--------|----------|
| D_{20} | 8,776 | 8,777 | 8,777 | 8,776 | 8,779 | 8,78 |
| D_{10} | 13,20 | 13,18 | 13,20 | 13,20 | 13,20 | 13,20 |

$$PDD_{20,10} = 0,6650$$

El $TPR_{20,10}$ se calculo usando la ecuación 1-6

$$TPR_{20,10} = 0.7825$$

5.2.2. Factor de calidad del haz k_Q

Según el TRS 398 para la cámara Farmer 30013 de la PTW de 0,6 cc obtenemos de los valores dados que por interpolación lineal el valor de k_Q en función del $TPR_{20,10}$ es:

$$k_Q = 0.9671$$

5.2.3. Determinación de k_{pol} y k_S

Voltaje -400 V

Condiciones de las mediciones

Tabla 5-5 tablas para el caculo de k_{pol} y k_S (18MV)

| | |
|--|------------|
| Temperatura inicial (t_0) | 24,7 °C |
| Temperatura final (t_f) | 24,7 °C |
| Temperatura promedio (T_p) | 24,7 °C |
| Presión inicial (p_0) | 894,7 mBar |
| Presión final (p_f) | 894,7 mBar |
| Presión promedio (P_p) | 894,7 mBar |

| |
|-------------------|
| k_{pt} (Ec 1-3) |
| 1,1507 |

Mediciones

| 1 (nC) | 2 (nC) | 3 (nC) | 4 (nC) | 5 (nC) | promedio | L corregida |
|--------------|--------|--------|--------|--------|----------|-------------|
| 10,80 | 13,24 | 13,24 | 13,24 | 13,24 | 13,24 | 15,23 |

Voltaje 200 V

Condiciones de las mediciones

| | |
|--|------------|
| Temperatura inicial (t_0) | 24,7 °C |
| Temperatura final (t_f) | 24,6 °C |
| Temperatura promedio (T_p) | 24,65 °C |
| Presión inicial (p_0) | 894,8 mBar |
| Presión final (p_f) | 894,8 mBar |
| Presión promedio (P_p) | 894,8 mBar |

| |
|-------------------|
| k_{pt} (Ec 1-3) |
| 1,1503 |

Mediciones

| 1 (nC) | 2 (nC) | 3 (nC) | 4 (nC) | 5 (nC) | promedio | L corregida |
|--------------|--------|--------|--------|--------|----------|-------------|
| 10,80 | 13,18 | 13,18 | 13,18 | 13,18 | 13,18 | 15,16 |

Voltaje +400 V

Condiciones de las mediciones

| | |
|--|----------|
| Temperatura inicial (t_0) | 24,4 °C |
| Temperatura final (t_f) | 24,5 °C |
| Temperatura promedio (T_p) | 24,55 °C |

k_{pt} (Ec 1-3)

| | |
|--|-------------|
| Presión inicial (p_0) | 895,3 mBar |
| Presión final (p_f) | 895,4 mBar |
| Presión promedio (P_p) | 895,35 mBar |

1,1491

Mediciones

| 1 (nC) | 2 (nC) | 3 (nC) | 4 (nC) | 5 (nC) | promedio | L corregida |
|--------|--------|--------|--------|--------|----------|-------------|
| 13,25 | 13,25 | 13,25 | 13,25 | 13,25 | 13,25 | 15,23 |

Por lo tanto los valores obtenidos de k_s y k_{pol} son:

Tabla 5-6 valores de k_{pol} y k_s (18MV)

| k_{pol} | k_s |
|-----------|--------|
| 1,0003 | 1,0042 |

5.2.4. Determinación de la dosis absorbida bajo condiciones de referencia

| Lecturas | 1 (nC) | 2 (nC) | 3 (nC) | 4 (nC) | 5 (nC) | L_{18MV} |
|----------|--------|--------|--------|--------|--------|------------|
| | 13,31 | 13,31 | 13,31 | 13,31 | 13,31 | 13,31 |

$$T = 24,45 \text{ y } P = 895,45 \text{ mBar}$$

$$k_{pt} = 1,1487$$

$$N_{DW} = 0,05365$$

$$k_{18MV} = k_{pt} * k_Q * k_{pol} * k_s * N_{DW} = 0,0599$$

$$D_{W,Q} = L_p * k = 0,7969 \text{ cGy/UM}$$

$$D_{W,Q (dmax)} = D_{W,Q (z_{ref} 10cm)} / PDD_{10 \text{ cm}} = 0,9998 \text{ cGy/UM}$$

5.3. Medidas para la calibración del detector de diamante

Condiciones de referencia

Campo: 10x 10 cm²
Profundidad: 10 cm
Tasa de dosis: 300 UM/min
Energía: 6MV

| Lecturas | 1 (nC) | 2 (nC) | 3 (nC) | 4 (nC) | 5 (nC) | L _{d6MV} |
|----------|--------|--------|--------|--------|--------|-------------------|
| | 45,25 | 45,30 | 45,25 | 45,25 | 45,25 | 45,26 |

Condiciones de referencia

Campo: 10x 10 cm²
Profundidad: 10 cm
Tasa de dosis: 400 UM/min
Energía: 18MV

| Lecturas | 1 (nC) | 2 (nC) | 3 (nC) | 4 (nC) | 5 (nC) | L _{d18MV} |
|----------|--------|--------|--------|--------|--------|--------------------|
| | 52,30 | 52,30 | 52,25 | 52,25 | 52,25 | 52,27 |

Utilizando los valores obtenidos de las medidas con la cámara de ionización Farmer de 0,6 cc, podemos determinar el factor de calibración para el detector de diamante con ello se determina la dosis tanto para las condiciones de referencia como para las condiciones de comparación contra la cámara de ionización líquida.

Tabla 5-7 calibración del detector de diamante para 6 MV

| Formula | K (diamante) = K _d |
|--|-------------------------------|
| $K_d = \frac{L_{6MV} * k_{6MV}}{L_{d6MV}}$ | 0.01477 Gy/nC |
| | |
| | |

Tabla 5-8 calibración del detector de diamante para 18 MV

| Formula | K (diamante) = K_d |
|---|----------------------|
| $K_d = \frac{L_{18MV}}{L_{d18MV}} * k_{18MV}$ | |
| | 0.01525 Gy/nC |
| | |
| | |

5.4. Factor de calibración para la energía de 18 MV de la cámara de ionización líquida

Condiciones de referencia medidas con la MicroLion

Campo: 10x 10 cm²

Profundidad: 10 cm

Tasa de dosis: 400 UM/min

Energía: 18MV

| Lecturas | 1 (nC) | 2 (nC) | 3 (nC) | 4 (nC) | 5 (nC) | L_{d18MV} |
|----------|--------|--------|--------|--------|--------|-------------|
| | 7.227 | 7.224 | 7.221 | 7.224 | 7.222 | 7.22 |

$$k \text{ (farmer)} = k_{18MV} = k_{pt} * k_Q * k_{pol} * k_S * N_{DW} = 0,0599$$

Tabla 5-9 calibración de la cámara líquida 18 MV

| Formula | K (líquida) = K_L |
|---|---------------------|
| $K_L = \frac{L_{18MV}}{L_{l18MV}} * k_{18MV}$ | |
| | 0.1103 Gy/nC |
| | |
| | |

5.5. Factor de calibración de la cámara de ionización líquida MicroLion para 6 MV [3]

- Factor de Calibración en términos de Dosis Absorbida en Agua

$$N_{D,W,Q} = 86,89 \times 10^{-3} \text{ Gy/nC}$$

5.6. lecturas para el campo de referencia de la cámara líquida MicroLion

| Lecturas | 1 (nC) | 2 (nC) | 3 (nC) | 4 (nC) | 5 (nC) | L_{d18MV} |
|----------|--------|--------|--------|--------|--------|-------------|
| | 6.034 | 6.047 | 6.040 | 6.043 | 6.030 | 6.04 |

5.7. Comparación de los potenciales de aceleración 6 MV y 18 MV con el detector de diamante y la cámara de ionización líquida

A continuación se muestran los valores de dosis obtenidos de los seguimientos hechos en varios días con la cámara de ionización líquida y el detector de diamante con ambos potenciales aceleradores.

Condiciones de trabajo para 6 MV y 18 MV

Profundidad: 10 cm

Tasa de dosis: 400 UM/min

DFS: 100 cm

Unidades monitor: 100 UM

En las tablas sucesivas se muestran los valores obtenidos de las mediciones hechas, tanto las medidas hechas con el detector de diamante como con la cámara líquida fueron promediadas de una serie de 5 medidas para cada campo.

Tablas 5-10 valores de mediciones con detector de diamante y cámara líquida con potencial acelerador de 6 MV, izquierda detector de diamante, derecha cámara líquida

Fecha: 9/6/10

a)

| Diamante | | Líquida | | |
|--------------------------|--|-------------|--|-------------|
| Campo (cm ²) | Promedio (medida electrómetro) (nC) | Dosis Gy | Promedio (medida electrómetro) (nC) | Dosis Gy |
| 5 | 38,83 | 0,5619 | 5,418 | 0,5966 |
| 4 | 37,55 | 0,5433 | 5,226 | 0,5754 |
| 3 | 35,96 | 0,5203 | 5,019 | 0,5527 |
| 2 | 34,24 | 0,4955 | 4,807 | 0,5293 |
| 1 | 29,76 | 0,4306 | 4,261 | 0,4692 |
| 0,9 | 28,65 | 0,4146 | 4,207 | 0,4632 |
| 0,8 | 26,51 | 0,3836 | 4,042 | 0,4451 |
| 0,7 | 23,97 | 0,3468 | 3,847 | 0,4236 |
| 0,6 | 21,48 | 0,3108 | 3,512 | 0,3867 |
| 0,5 | 17,61 | 0,2548 | 3,008 | 0,3312 |

Fecha: 13/06/10

b)

| Diamante | | Líquida | | |
|--------------------------|--|-------------|--|-------------|
| Campo (cm ²) | Promedio (medida electrómetro) (nC) | Dosis Gy | Promedio (medida electrómetro) (nC) | Dosis Gy |
| 5 | 38,90 | 0,5629 | 5,422 | 0,5970 |
| 4 | 37,43 | 0,5416 | 5,229 | 0,5758 |
| 3 | 35,85 | 0,5187 | 5,015 | 0,5521 |
| 2 | 34,08 | 0,4931 | 4,838 | 0,5327 |
| 1 | 29,89 | 0,4325 | 4,261 | 0,4691 |
| 0,9 | 28,79 | 0,4166 | 4,210 | 0,4636 |
| 0,8 | 26,71 | 0,3865 | 4,040 | 0,4448 |
| 0,7 | 23,97 | 0,3468 | 3,853 | 0,4242 |
| 0,6 | 21,48 | 0,3108 | 3,490 | 0,3843 |
| 0,5 | 17,64 | 0,2553 | 3,002 | 0,3305 |

Fecha: 15/06/10

c)

| Diamante | | Líquida | | |
|--------------------------|--|-------------|--|-------------|
| Campo (cm ²) | Promedio (medida electrómetro) (nC) | Dosis Gy | Promedio (medida electrómetro) (nC) | Dosis Gy |
| 5 | 38,90 | 0,5629 | 5,532 | 0,6092 |
| 4 | 37,51 | 0,5428 | 5,317 | 0,5855 |
| 3 | 35,97 | 0,5205 | 5,117 | 0,5634 |
| 2 | 34,36 | 0,4972 | 4,835 | 0,5324 |
| 1 | 29,82 | 0,4315 | 4,250 | 0,4680 |
| 0,9 | 28,73 | 0,4157 | 4,216 | 0,4642 |
| 0,8 | 26,60 | 0,3849 | 4,045 | 0,4454 |
| 0,7 | 23,94 | 0,3464 | 3,849 | 0,4238 |
| 0,6 | 21,54 | 0,3117 | 3,498 | 0,3852 |
| 0,5 | 17,74 | 0,2567 | 3,000 | 0,3303 |

Tablas 5-11 valores de mediciones con detector de diamante y cámara líquida con potencial acelerador de 18 MV, izquierda detector de diamante, derecha cámara líquida

Fecha: 9/6/10

a)

| Diamante | | Líquida | | |
|--------------------------|--|-------------|--|-------------|
| Campo (cm ²) | Promedio (medida electrómetro) (nC) | Dosis Gy | Promedio (medida electrómetro) (nC) | Dosis Gy |
| 5 | 46,81 | 0,7139 | 45,40 | 0,6924 |
| 4 | 43,42 | 0,6622 | 39,46 | 0,6018 |
| 3 | 29,19 | 0,4451 | 28,12 | 0,4288 |
| 2 | 26,03 | 0,3970 | 22,17 | 0,3381 |
| 1 | 19,21 | 0,2930 | 17,50 | 0,2669 |
| 0,9 | 6,672 | 0,7359 | 6,477 | 0,7144 |
| 0,8 | 6,173 | 0,6809 | 5,647 | 0,6229 |
| 0,7 | 4,273 | 0,4713 | 4,161 | 0,4590 |
| 0,6 | 3,955 | 0,4362 | 3,643 | 0,4018 |
| 0,5 | 3,280 | 0,3618 | 2,656 | 0,2930 |

Fecha: 13/6/10

b)

| Diamante | | Líquida | | |
|--------------------------|--|-------------|--|-------------|
| Campo (cm ²) | Promedio (medida electrómetro) (nC) | Dosis Gy | Promedio (medida electrómetro) (nC) | Dosis Gy |
| 5 | 46.89 | 0,7151 | 45.50 | 0,6939 |
| 4 | 43.35 | 0,6611 | 39.48 | 0,6021 |
| 3 | 29.09 | 0,4436 | 28.14 | 0,4291 |
| 2 | 26.54 | 0,4047 | 22.18 | 0,3382 |
| 1 | 19.15 | 0,2920 | 17.25 | 0,2631 |
| 0,9 | 6.672 | 0,7360 | 6.461 | 0,7126 |
| 0,8 | 6.179 | 0,6816 | 5.671 | 0,6255 |
| 0,7 | 4.272 | 0,4712 | 4.162 | 0,4591 |
| 0,6 | 3.680 | 0,4059 | 3.650 | 0,4026 |
| 0,5 | 3.295 | 0,3634 | 2.657 | 0,2931 |

Fecha: 15/06/09

c)

| Diamante | | Líquida | | |
|--------------------------|--|-------------|--|-------------|
| Campo (cm ²) | Promedio (medida electrómetro) (nC) | Dosis Gy | Promedio (medida electrómetro) (nC) | Dosis Gy |
| 5 | 6.7562 | 0,7452 | 6.5158 | 0,7187 |
| 4 | 6.2216 | 0,6862 | 5.6950 | 0,6282 |
| 3 | 4.3768 | 0,4828 | 4.1012 | 0,4524 |
| 2 | 3.9400 | 0,4346 | 3.6633 | 0,4041 |
| 1 | 3.2800 | 0,3618 | 2.6840 | 0,2960 |
| 0,9 | 46.72 | 0,7125 | 45.50 | 0,6939 |
| 0,8 | 43.38 | 0,6615 | 39.40 | 0,6009 |
| 0,7 | 29.16 | 0,4447 | 28.25 | 0,4308 |
| 0,6 | 25.65 | 0,3912 | 22.25 | 0,3393 |
| 0,5 | 19.25 | 0,2936 | 17.40 | 0,2654 |

5.8. Comparación de la tasa de dosis con el detector de diamante y la cámara de ionización líquida

Condiciones de trabajo

Profundidad: 10 cm

Energía: 6 MV

DFS: 100 cm

Unidades monitor: 100 UM

Tablas 5-12 valores de mediciones con detector de diamante y cámara líquida con diversas tasas de dosis, izquierda detector de diamante, derecha cámara líquida

Fecha 09/06/10

Tasa de dosis 400 UM/min

a)

| Diamante | | Líquida | | |
|--------------------------|--|---------|--|------|
| Campo (cm ²) | Promedio (medida electrómetro) (nC) | %CV | Promedio (medida electrómetro) (nC) | %CV |
| 5 | 38,83 | 0,20 | 5,418 | 0,20 |
| 4 | 37,55 | 0,13 | 5,226 | 0,12 |
| 3 | 35,96 | 0,12 | 5,019 | 0,17 |
| 2 | 34,24 | 0,24 | 4,807 | 0,16 |
| 1 | 29,76 | 0,14 | 4,261 | 0,20 |
| 0,9 | 28,65 | 0,21 | 4,207 | 0,28 |
| 0,8 | 26,51 | 0,21 | 4,042 | 0,17 |
| 0,7 | 23,97 | 0,19 | 3,847 | 0,03 |
| 0,6 | 21,48 | 0,31 | 3,512 | 0,03 |
| 0,5 | 17,61 | 0,13 | 3,011 | 0,19 |

Fecha 14/08/10

Tasa de dosis 300 UM/min

b)

| Diamante | | Líquida | | |
|--------------------------|--|---------|--|------|
| Campo (cm ²) | Promedio (medida electrómetro) (nC) | %CV | Promedio (medida electrómetro) (nC) | %CV |
| 5 | 41,13 | 0,11 | 5,412 | 0,06 |
| 4 | 39,58 | 0,11 | 5,239 | 0,05 |
| 3 | 37,91 | 0,06 | 5,038 | 0,02 |
| 2 | 36,00 | 0,00 | 4,810 | 0,03 |
| 1 | 31,91 | 0,07 | 4,299 | 0,02 |
| 0,9 | 30,85 | 0,11 | 4,188 | 0,03 |
| 0,8 | 29,20 | 0,00 | 4,049 | 0,03 |
| 0,7 | 27,79 | 0,08 | 3,826 | 0,06 |
| 0,6 | 25,55 | 0,14 | 3,523 | 0,03 |
| 0,5 | 21,76 | 0,10 | 3,069 | 0,06 |

Tasa de dosis 200 UM/min

c)

| Diamante | | Líquida | | |
|--------------------------|--|---------|--|------|
| Campo (cm ²) | Promedio (medida electrómetro) (nC) | %CV | Promedio (medida electrómetro) (nC) | %CV |
| 5 | 40,54 | 0,10 | 5,414 | 0,02 |
| 4 | 39,17 | 0,07 | 5,235 | 0,04 |
| 3 | 37,58 | 0,07 | 5,040 | 0,02 |
| 2 | 35,73 | 0,08 | 4,809 | 0,02 |
| 1 | 31,63 | 0,09 | 4,308 | 0,03 |
| 0,9 | 30,65 | 0,00 | 4,190 | 0,05 |
| 0,8 | 29,52 | 0,09 | 4,048 | 0,04 |
| 0,7 | 27,62 | 0,10 | 3,827 | 0,04 |
| 0,6 | 25,31 | 0,09 | 3,523 | 0,04 |
| 0,5 | 19,55 | 0,00 | 3,070 | 0,09 |

Tasa de dosis 100 UM/min

d)

| Diamante | | Líquida | | |
|--------------------------|-------------------------------------|---------|-------------------------------------|------|
| Campo (cm ²) | Promedio (medida electrómetro) (nC) | %CV | Promedio (medida electrómetro) (nC) | %CV |
| 5 | 40,45 | 0,00 | 5,414 | 0,03 |
| 4 | 39,11 | 0,06 | 5,232 | 0,04 |
| 3 | 37,64 | 0,06 | 5,038 | 0,04 |
| 2 | 35,77 | 0,08 | 4,809 | 0,03 |
| 1 | 31,60 | 0,11 | 4,308 | 0,02 |
| 0,9 | 30,60 | 0,00 | 4,188 | 0,04 |
| 0,8 | 29,41 | 0,14 | 4,048 | 0,04 |
| 0,7 | 27,68 | 0,10 | 3,827 | 0,05 |
| 0,6 | 25,25 | 0,20 | 3,523 | 0,10 |
| 0,5 | 19,57 | 0,23 | 3,070 | 0,04 |

Los gráficos a continuación, ilustran como fue el comportamiento de los detectores frente al cambio de tasa de dosis. En el eje vertical está colocado el valor de la medición, en el eje horizontal está colocado a que tasa de dosis pertenece el valor medido.

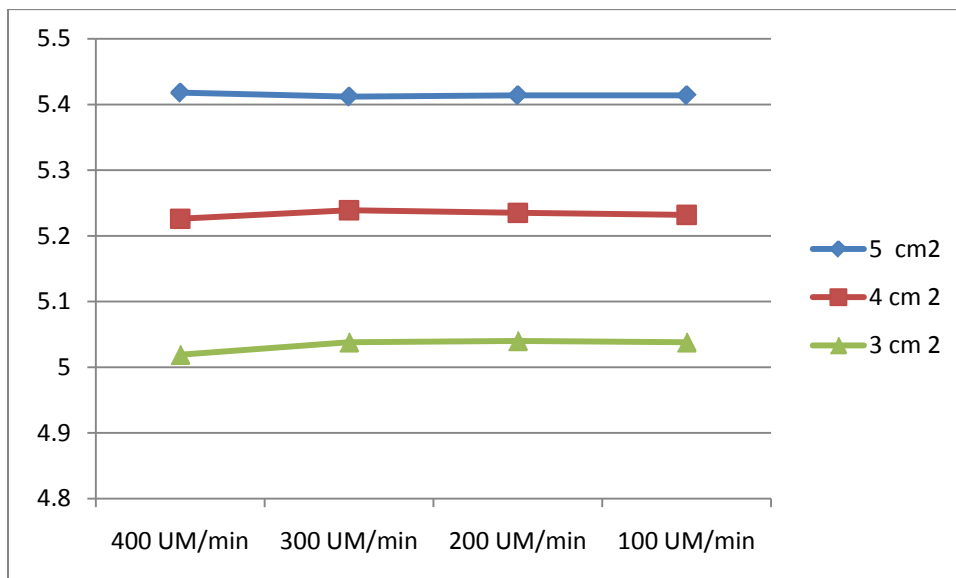


Gráfico 5-1 variación de la tasa de dosis para la cámara líquida para campos grandes

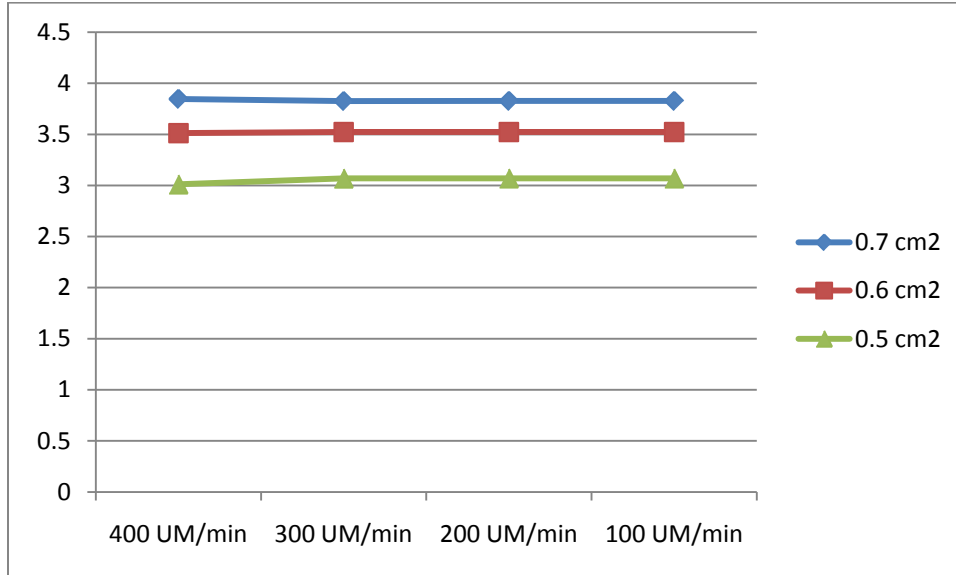


Gráfico 5-2 variación de la tasa de dosis para de la cámara líquida para campos pequeños

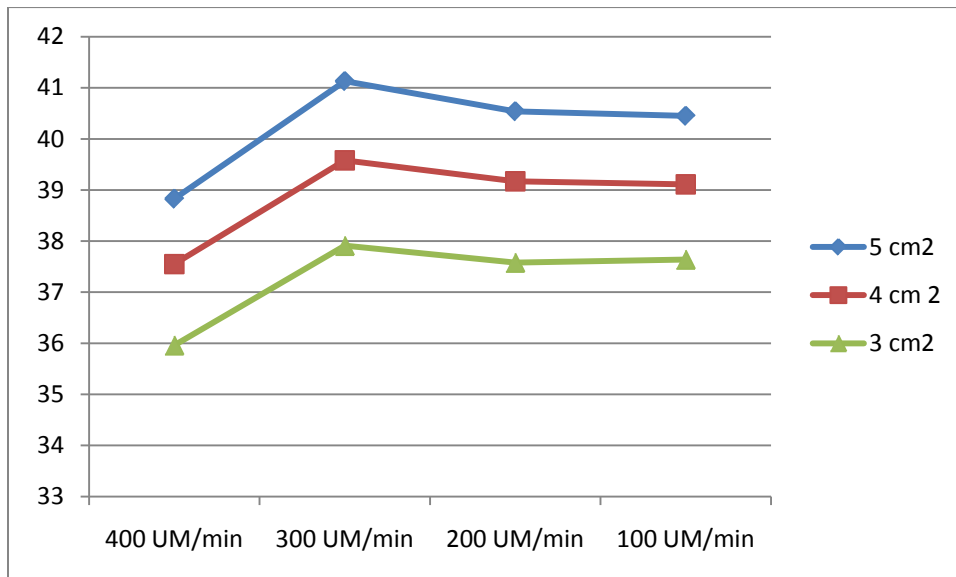


Gráfico 5-3 variación de la tasa de dosis para el detector de diamante para campos grandes

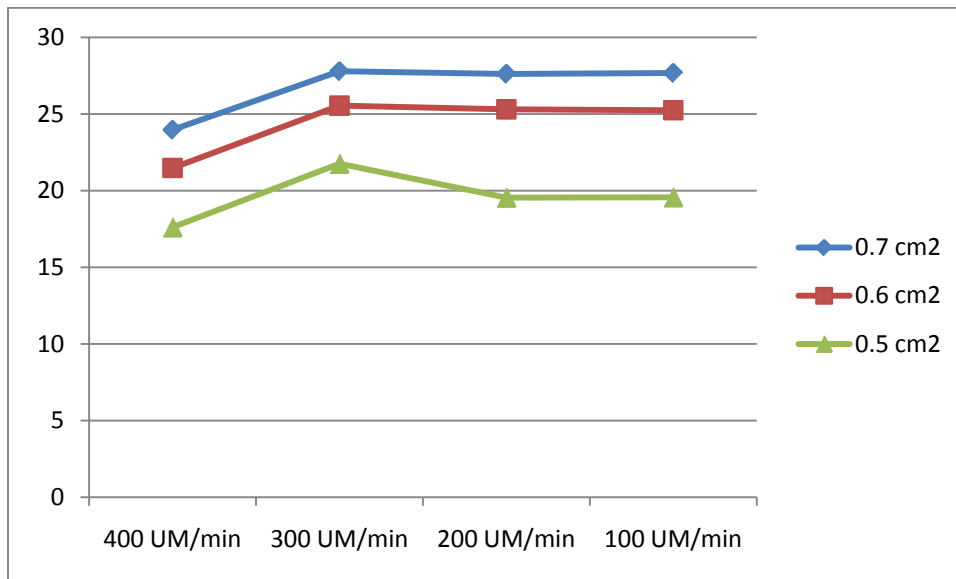


Gráfico 5-4 variación de la tasa de dosis para el detector de diamante para campos pequeños

5.9. Comparación de la distancia fuente superficie (DFS) con el detector de diamante y la cámara de ionización líquida

Condiciones de trabajo

Profundidad: 10 cm

Energía: 6 MV

Tasa de dosis: 400 UM/min

Unidades monitor: 100 UM

Tablas 5-13 valores de mediciones con detector de diamante y cámara líquida con diversas DFS

Fecha 09/06/10

DFS: 100 cm

a)

| Diamante | | Líquida | | |
|--------------------------|--|---------|--|------|
| Campo (cm ²) | Promedio (medida electrómetro) (nC) | %CV | Promedio (medida electrómetro) (nC) | %CV |
| 5 | 38,83 | 0,20 | 5,418 | 0,20 |
| 4 | 37,55 | 0,13 | 5,226 | 0,12 |
| 3 | 35,96 | 0,12 | 5,019 | 0,17 |
| 2 | 34,24 | 0,24 | 4,807 | 0,16 |
| 1 | 29,76 | 0,14 | 4,261 | 0,20 |
| 0,9 | 28,65 | 0,21 | 4,207 | 0,28 |
| 0,8 | 26,51 | 0,21 | 4,042 | 0,17 |
| 0,7 | 23,97 | 0,19 | 3,847 | 0,03 |
| 0,6 | 21,48 | 0,31 | 3,512 | 0,03 |
| 0,5 | 17,61 | 0,13 | 3,011 | 0,19 |

DFS: 102 cm

b)

| Diamante | | Líquida | | |
|--------------------------|--|---------|--|------|
| Campo (cm ²) | Promedio (medida electrómetro) (nC) | %CV | Promedio (medida electrómetro) (nC) | %CV |
| 5 | 37,49 | 0,06 | 5,226 | 0,03 |
| 4 | 36,44 | 0,15 | 5,063 | 0,16 |
| 3 | 34,78 | 0,08 | 4,876 | 0,15 |
| 2 | 33,15 | 0,15 | 4,653 | 0,17 |
| 1 | 28,97 | 0,09 | 4,172 | 0,11 |
| 0,9 | 27,31 | 0,24 | 4,045 | 0,02 |
| 0,8 | 25,22 | 0,18 | 3,918 | 0,02 |
| 0,7 | 23,61 | 0,18 | 3,692 | 0,05 |
| 0,6 | 19,16 | 0,22 | 3,439 | 0,05 |
| 0,5 | 16,43 | 0,17 | 2,946 | 0,10 |

DFS: 104 cm

c)

| Diamante | | Líquida | | |
|--------------------------|--|---------|--|------|
| Campo (cm ²) | Promedio (medida electrómetro) (nC) | %CV | Promedio (medida electrómetro) (nC) | %CV |
| 5 | 36,26 | 0,15 | 5,066 | 0,04 |
| 4 | 34,95 | 0,10 | 4,905 | 0,11 |
| 3 | 33,57 | 0,20 | 4,703 | 0,15 |
| 2 | 31,97 | 0,14 | 4,509 | 0,24 |
| 1 | 27,87 | 0,35 | 4,011 | 0,10 |
| 0,9 | 26,51 | 0,43 | 3,930 | 0,01 |
| 0,8 | 25,25 | 0,20 | 3,792 | 0,05 |
| 0,7 | 22,56 | 0,24 | 3,585 | 0,02 |
| 0,6 | 20,82 | 0,21 | 3,315 | 0,07 |
| 0,5 | 15,50 | 0,00 | 2,664 | 0,57 |

DFS: 98 cm

d)

| Diamante | | Líquida | | |
|--------------------------|--|---------|--|------|
| Campo (cm ²) | Promedio (medida electrómetro) (nC) | %CV | Promedio (medida electrómetro) (nC) | %CV |
| 5 | 40,07 | 0,30 | 5,624 | 0,15 |
| 4 | 38,84 | 0,14 | 5,434 | 0,22 |
| 3 | 37,26 | 0,22 | 5,224 | 0,16 |
| 2 | 34,51 | 0,26 | 4,992 | 0,18 |
| 1 | 30,32 | 0,09 | 4,436 | 0,14 |
| 0,9 | 29,64 | 0,08 | 4,330 | 0,04 |
| 0,8 | 27,45 | 0,15 | 4,175 | 0,04 |
| 0,7 | 25,16 | 0,22 | 3,953 | 0,05 |
| 0,6 | 23,05 | 0,22 | 3,656 | 0,02 |
| 0,5 | 16,97 | 0,26 | 2,833 | 0,42 |

Fecha 13/06/10

DFS: 100 cm

e)

| Diamante | | Líquida | | |
|--------------------------|--|---------|--|------|
| Campo (cm ²) | Promedio (medida electrómetro) (nC) | %CV | Promedio (medida electrómetro) (nC) | %CV |
| 5 | 38,90 | 0,13 | 5,422 | 0,10 |
| 4 | 37,43 | 0,24 | 5,229 | 0,14 |
| 3 | 35,85 | 0,00 | 5,015 | 0,17 |
| 2 | 34,08 | 0,08 | 4,838 | 0,38 |
| 1 | 29,89 | 0,14 | 4,261 | 0,15 |
| 0,9 | 28,79 | 0,19 | 4,210 | 0,28 |
| 0,8 | 26,71 | 0,24 | 4,055 | 0,17 |
| 0,7 | 23,97 | 0,19 | 3,838 | 0,03 |
| 0,6 | 21,48 | 0,35 | 3,520 | 0,03 |
| 0,5 | 17,64 | 0,13 | 2,999 | 0,31 |

DFS: 102 cm

f)

| Diamante | | Líquida | | |
|--------------------------|--|---------|--|------|
| Campo (cm ²) | Promedio (medida electrómetro) (nC) | %CV | Promedio (medida electrómetro) (nC) | %CV |
| 5 | 37,42 | 0,26 | 5,213 | 0,04 |
| 4 | 36,34 | 0,06 | 5,050 | 0,14 |
| 3 | 34,67 | 0,28 | 4,869 | 0,21 |
| 2 | 33,02 | 0,08 | 4,625 | 0,09 |
| 1 | 29,16 | 0,08 | 4,158 | 0,19 |
| 0,9 | 27,27 | 0,16 | 4,059 | 0,02 |
| 0,8 | 25,20 | 0,00 | 3,930 | 0,02 |
| 0,7 | 23,52 | 0,12 | 3,687 | 0,05 |
| 0,6 | 19,11 | 0,12 | 3,450 | 0,05 |
| 0,5 | 16,65 | 0,00 | 5,219 | 0,04 |

DFS: 104 cm

g)

| Diamante | | Líquida | | |
|--------------------------|--|---------|--|------|
| Campo (cm ²) | Promedio (medida electrómetro) (nC) | %CV | Promedio (medida electrómetro) (nC) | %CV |
| 5 | 36,39 | 0,06 | 5,050 | 0,10 |
| 4 | 35,14 | 0,35 | 4,979 | 0,35 |
| 3 | 33,75 | 0,00 | 4,689 | 0,09 |
| 2 | 32,09 | 0,17 | 4,492 | 0,16 |
| 1 | 27,77 | 0,21 | 4,032 | 0,58 |
| 0,9 | 26,53 | 0,32 | 3,942 | 0,01 |
| 0,8 | 25,19 | 0,26 | 3,789 | 0,05 |
| 0,7 | 22,52 | 0,34 | 3,595 | 0,02 |
| 0,6 | 20,43 | 0,13 | 3,314 | 0,07 |
| 0,5 | 15,80 | 0,00 | 2,670 | 0,84 |

DFS: 98 cm

h)

| Diamante | | Líquida | | |
|--------------------------|--|---------|--|------|
| Campo (cm ²) | Promedio (medida electrómetro) (nC) | %CV | Promedio (medida electrómetro) (nC) | %CV |
| 5 | 40,28 | 0,07 | 6,128 | 0,15 |
| 4 | 38,88 | 0,15 | 5,937 | 0,31 |
| 3 | 37,07 | 0,30 | 5,741 | 0,49 |
| 2 | 35,80 | 1,17 | 5,485 | 0,12 |
| 1 | 30,50 | 0,00 | 4,881 | 0,14 |
| 0,9 | 29,95 | 0,20 | 4,335 | 0,04 |
| 0,8 | 27,42 | 0,10 | 4,182 | 0,04 |
| 0,7 | 25,00 | 0,00 | 3,958 | 0,05 |
| 0,6 | 23,23 | 0,12 | 3,670 | 0,02 |
| 0,5 | 17,04 | 0,38 | 3,253 | 0,09 |

Fecha 15/06/10

DFS: 100 cm

i)

| Diamante | | Líquida | | |
|--------------------------|--|---------|--|------|
| Campo (cm ²) | Promedio (medida electrómetro) (nC) | %CV | Promedio (medida electrómetro) (nC) | %CV |
| 5 | 38,90 | 0,18 | 5,532 | 0,21 |
| 4 | 37,51 | 0,24 | 5,317 | 0,11 |
| 3 | 35,97 | 0,16 | 5,117 | 0,32 |
| 2 | 34,36 | 0,66 | 4,835 | 0,35 |
| 1 | 29,82 | 0,09 | 4,250 | 0,12 |
| 0,9 | 28,73 | 0,10 | 4,330 | 0,04 |
| 0,8 | 26,60 | 0,23 | 4,175 | 0,04 |
| 0,7 | 23,94 | 0,17 | 3,953 | 0,05 |
| 0,6 | 21,54 | 0,10 | 3,656 | 0,02 |
| 0,5 | 17,74 | 0,13 | 3,021 | 0,15 |

DFS: 102 cm

j)

| Diamante | | Líquida | | |
|--------------------------|--|---------|--|------|
| Campo (cm ²) | Promedio (medida electrómetro) (nC) | %CV | Promedio (medida electrómetro) (nC) | %CV |
| 5 | 37,45 | 0,09 | 5,293 | 0,06 |
| 4 | 36,42 | 0,08 | 5,111 | 0,04 |
| 3 | 34,81 | 0,06 | 4,930 | 0,25 |
| 2 | 33,10 | 0,00 | 4,662 | 0,09 |
| 1 | 29,05 | 0,12 | 4,211 | 0,38 |
| 0,9 | 27,31 | 0,24 | 4,039 | 0,02 |
| 0,8 | 25,19 | 0,09 | 3,912 | 0,02 |
| 0,7 | 23,61 | 0,18 | 3,689 | 0,05 |
| 0,6 | 18,97 | 2,42 | 3,448 | 0,05 |
| 0,5 | 16,53 | 0,17 | 2,990 | 0,42 |

DFS: 104 cm

k)

| Diamante | | Líquida | | |
|--------------------------|--|---------|--|------|
| Campo (cm ²) | Promedio (medida electrómetro) (nC) | %CV | Promedio (medida electrómetro) (nC) | %CV |
| 5 | 36,37 | 0,18 | 5,086 | 0,05 |
| 4 | 35,09 | 0,16 | 4,920 | 0,13 |
| 3 | 33,61 | 0,07 | 4,785 | 0,12 |
| 2 | 32,03 | 0,18 | 4,555 | 0,09 |
| 1 | 27,89 | 0,20 | 4,088 | 0,10 |
| 0,9 | 26,57 | 0,29 | 4,045 | 0,02 |
| 0,8 | 25,28 | 0,23 | 3,918 | 0,02 |
| 0,7 | 22,58 | 0,20 | 3,692 | 0,05 |
| 0,6 | 20,64 | 0,11 | 3,439 | 0,05 |
| 0,5 | 15,82 | 0,17 | 2,711 | 0,40 |

DFS: 98 cm

l)

| Diamante | | Líquida | | |
|--------------------------|--|---------|--|------|
| Campo (cm ²) | Promedio (medida electrómetro) (nC) | %CV | Promedio (medida electrómetro) (nC) | %CV |
| 5 | 40,12 | 0,19 | 5,683 | 0,07 |
| 4 | 38,84 | 0,14 | 5,487 | 0,08 |
| 3 | 37,29 | 0,15 | 5,222 | 0,11 |
| 2 | 35,61 | 0,12 | 5,007 | 0,07 |
| 1 | 30,60 | 0,12 | 4,458 | 0,02 |
| 0,9 | 29,95 | 0,20 | 4,341 | 0,04 |
| 0,8 | 27,46 | 0,08 | 4,169 | 0,04 |
| 0,7 | 25,18 | 0,11 | 3,950 | 0,05 |
| 0,6 | 23,05 | 0,22 | 3,649 | 0,02 |
| 0,5 | 17,00 | 0,21 | 2,844 | 0,09 |

Para realizar las graficas que a continuación se muestran, se utilizaron tamaños de campo representativos de cada rango, varios de campos grandes, medianos y pequeños, tomando en cuenta que el rango va de 5 cm² hasta 0.5 cm².

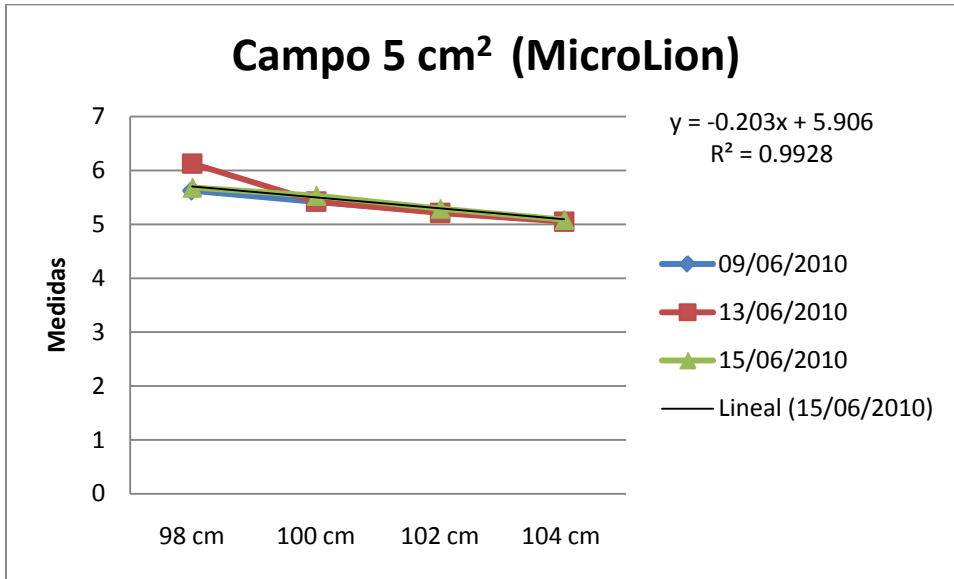


Gráfico 5-5 Variación de la DFS para el campo de 5 cm² durante los días de seguimientos para la cámara líquida

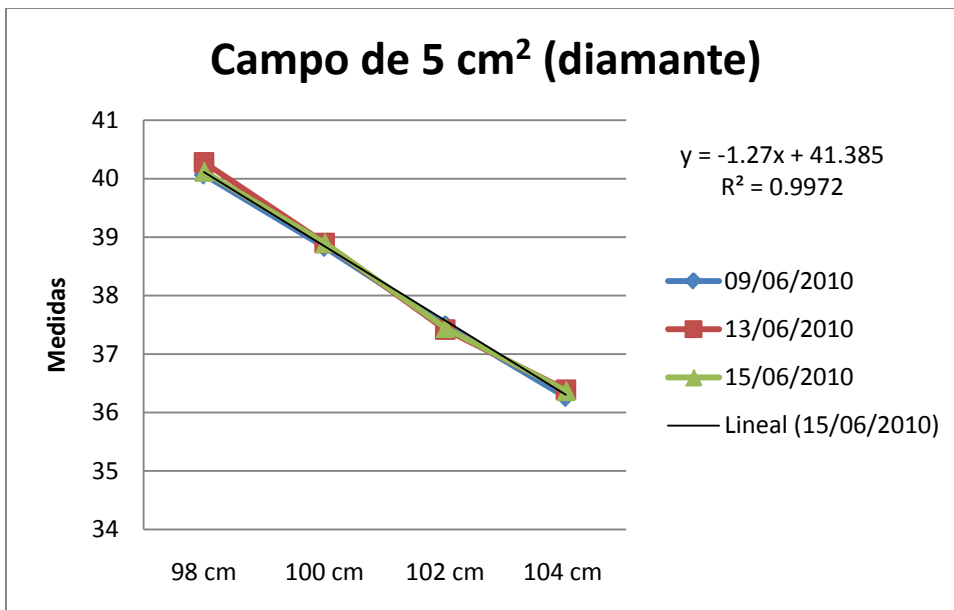


Gráfico 5-6 variación de la DFS para el campo de 5 cm² durante los días de seguimientos para el detector de diamante

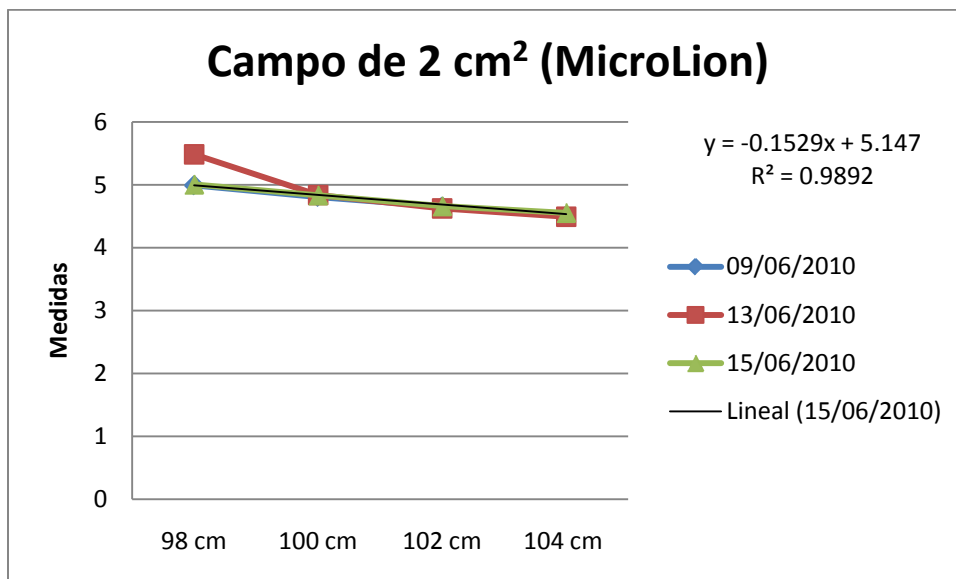


Gráfico 5-7 de la DFS para el campo de 2 cm² durante los días de seguimientos para el detector de diamante

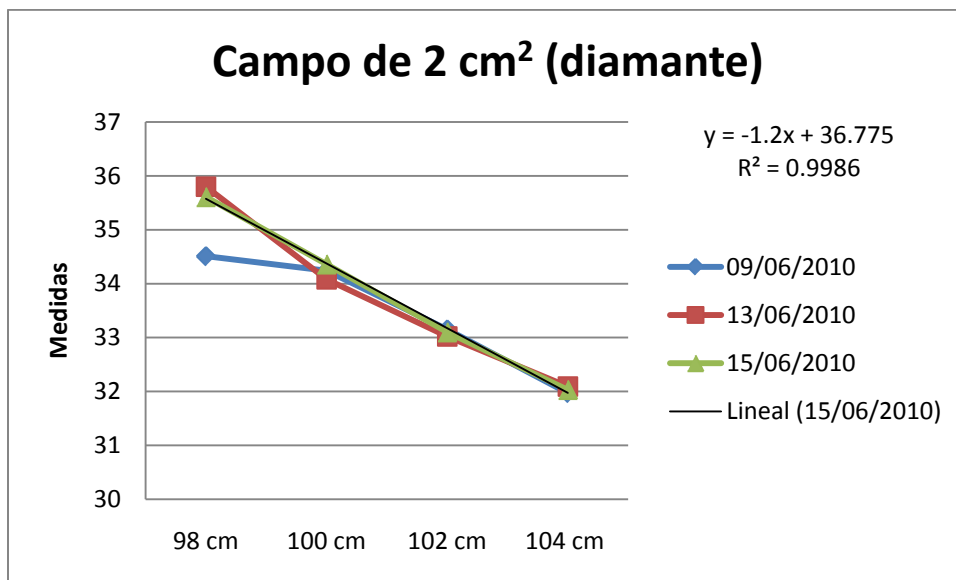


Gráfico 5-8 variación de la DFS para el campo de 2 cm² durante los días de seguimientos para la cámara líquida

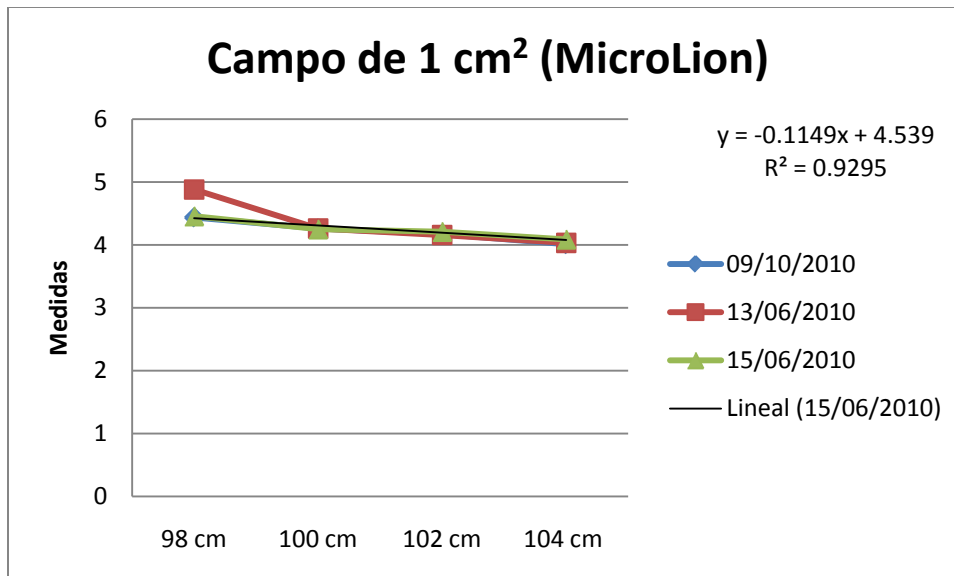


Gráfico 5-9 variación de la DFS para el campo de 1 cm² durante los días de seguimientos para la cámara líquida

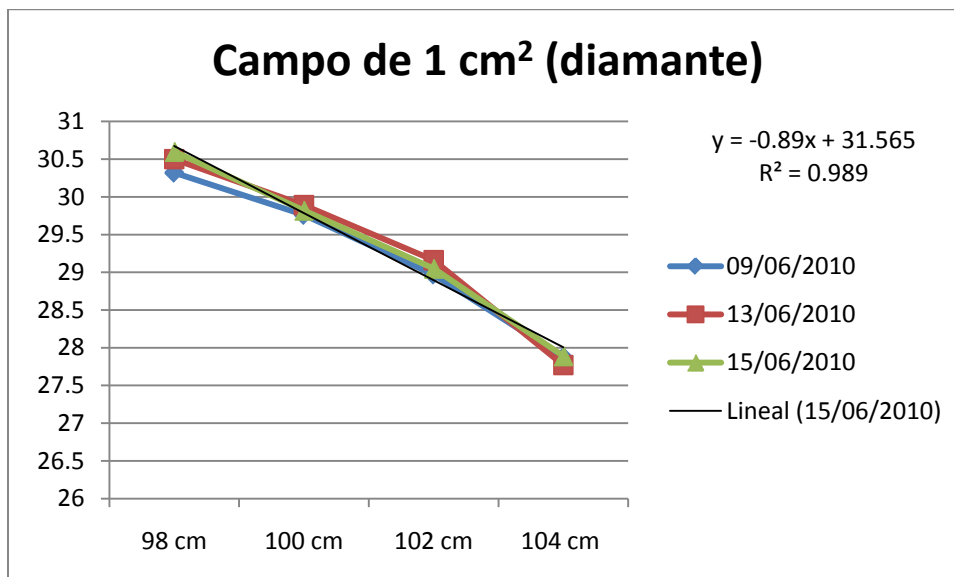


Gráfico 5-10 variación de la DFS para el campo de 1 cm² durante los días de seguimientos para el detector de diamante

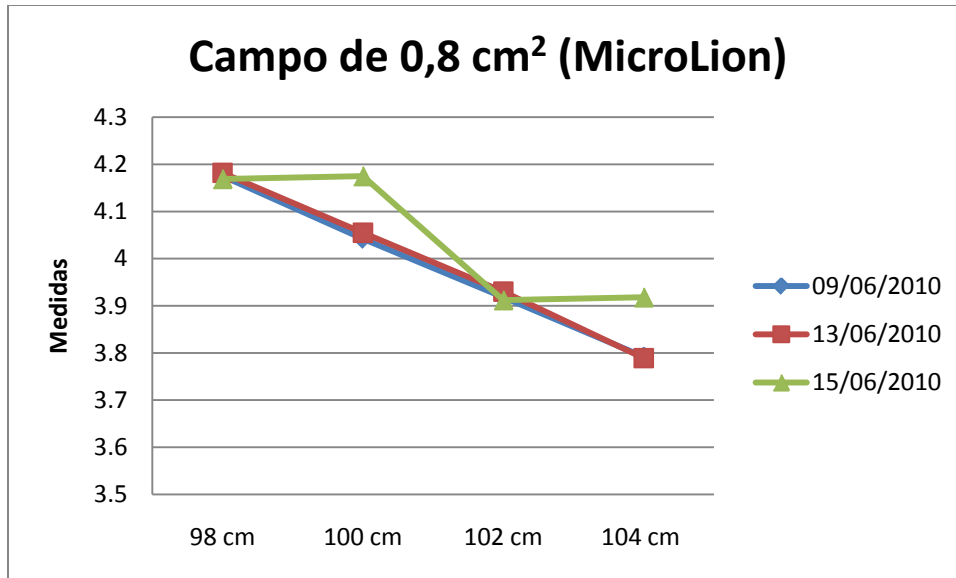


Gráfico 5-11 variación de la DFS para el campo de 0.8 cm² durante los días de seguimientos para la cámara líquida

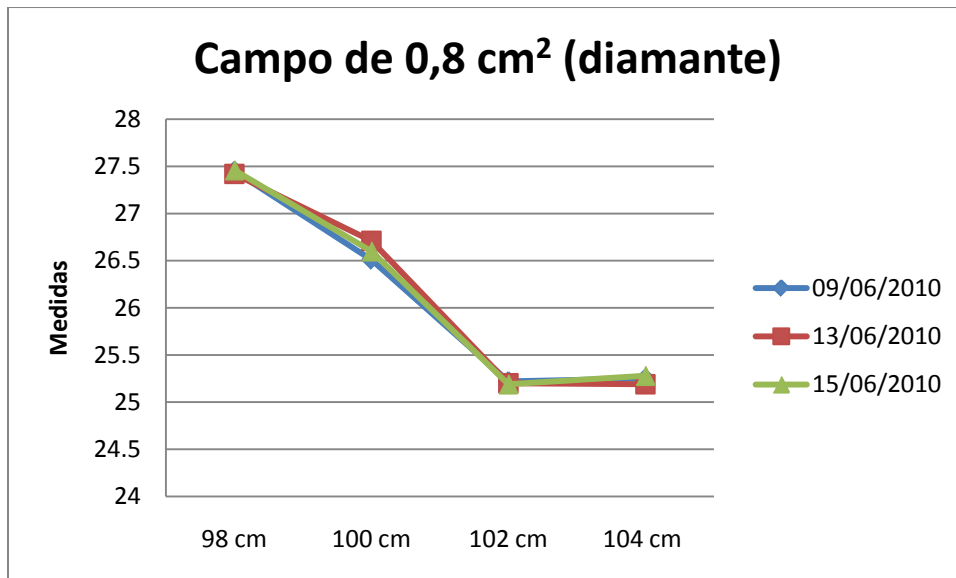


Gráfico 5-12 variación de la DFS para el campo de 0.8 cm² durante los días de seguimientos para el detector de diamante

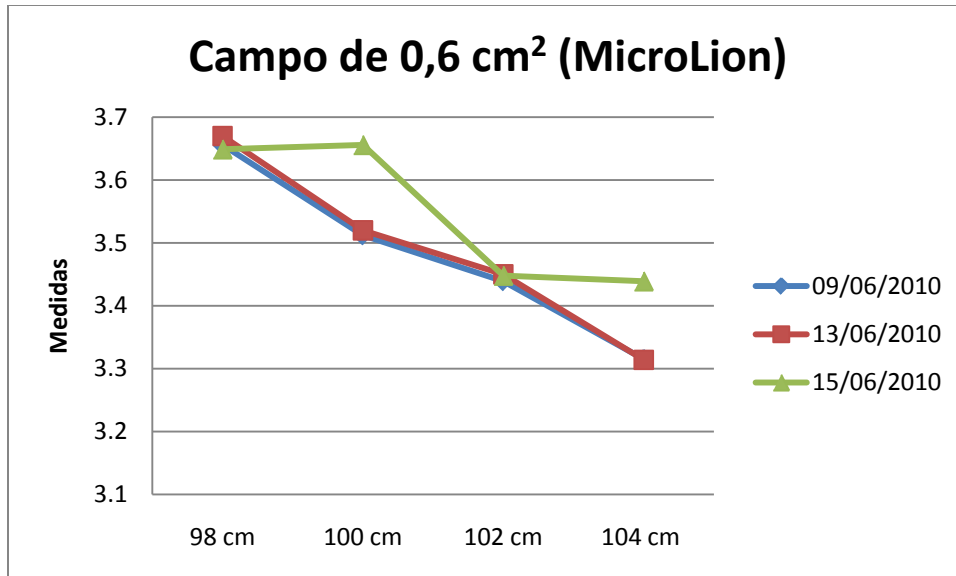


Gráfico 5-13 variación de la DFS para el campo de 0.6 cm² durante los días de seguimientos para la cámara líquida

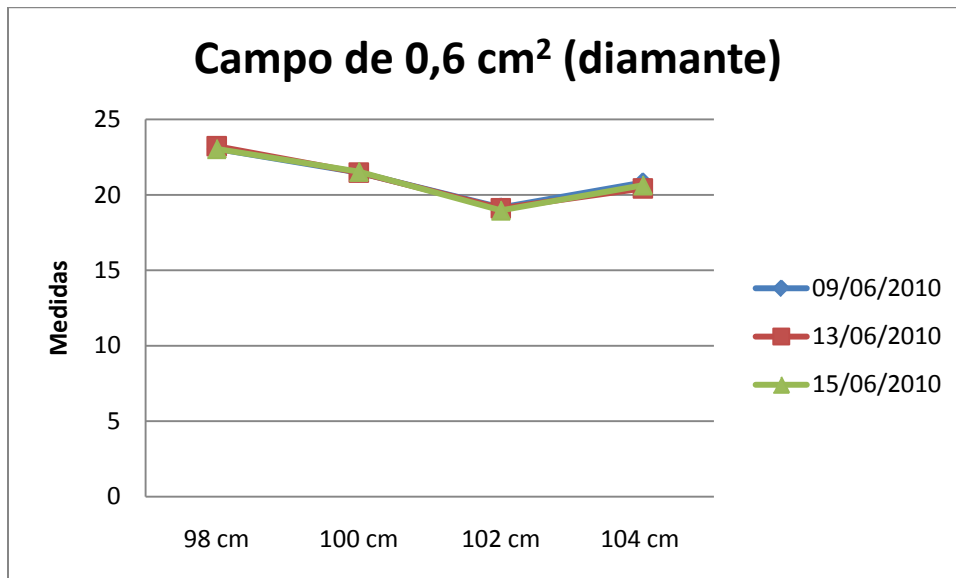


Gráfico 5-14 variación de la DFS para el campo de 0.6 cm² durante los días de seguimientos para el detector de diamante

5.10. Comparación de la profundidad con el detector de diamante y la cámara de ionización líquida

Condiciones de trabajo

DFS: 100 cm

Energía: 6 MV

Tasa de dosis: 400 UM/min

Unidades monitor: 100 UM

Tablas 5-14 valores de mediciones con detector de diamante y cámara líquida con diversas profundidades en el maniquí de agua

Fecha: 09/06/10

Profundidad 10 cm

a)

| Diamante | | Líquida | | |
|--------------------------|--|---------|--|------|
| Campo (cm ²) | Promedio (medida electrómetro) (nC) | %CV | Promedio (medida electrómetro) (nC) | %CV |
| 5 | 40,12 | 0,19 | 5,683 | 0,07 |
| 4 | 38,84 | 0,14 | 5,487 | 0,08 |
| 3 | 37,29 | 0,15 | 5,222 | 0,11 |
| 2 | 35,61 | 0,12 | 5,007 | 0,07 |
| 1 | 30,60 | 0,12 | 4,458 | 0,02 |
| 0,9 | 29,95 | 0,20 | 4,341 | 0,04 |
| 0,8 | 27,46 | 0,08 | 4,169 | 0,04 |
| 0,7 | 25,18 | 0,11 | 3,950 | 0,05 |
| 0,6 | 23,05 | 0,22 | 3,649 | 0,02 |
| 0,5 | 17,00 | 0,21 | 2,844 | 0,09 |

Profundidad: 9 cm

b)

| Diamante | | Líquida | | |
|--------------------------|--|---------|--|------|
| Campo (cm ²) | Promedio (medida electrómetro) (nC) | %CV | Promedio (medida electrómetro) (nC) | %CV |
| 5 | 40,98 | 0,27 | 5,761 | 0,21 |
| 4 | 39,76 | 0,11 | 5,591 | 0,11 |
| 3 | 38,20 | 0,16 | 5,389 | 0,24 |
| 2 | 36,41 | 0,18 | 5,146 | 0,07 |
| 1 | 31,98 | 0,09 | 4,560 | 0,15 |
| 0,9 | 30,12 | 0,28 | 4,463 | 0,03 |
| 0,8 | 28,21 | 0,23 | 4,310 | 0,02 |
| 0,7 | 24,32 | 0,11 | 4,077 | 0,04 |
| 0,6 | 21,66 | 0,19 | 3,755 | 0,07 |
| 0,5 | 18,00 | 0,00 | 3,027 | 0,28 |

Profundidad: 8 cm

c)

| Diamante | | Líquida | | |
|--------------------------|--|---------|--|------|
| Campo (cm ²) | Promedio (medida electrómetro) (nC) | %CV | Promedio (medida electrómetro) (nC) | %CV |
| 5 | 46,63 | 0,06 | 6,123 | 0,01 |
| 4 | 42,34 | 0,05 | 5,927 | 0,22 |
| 3 | 40,74 | 0,10 | 5,726 | 0,04 |
| 2 | 38,92 | 0,07 | 5,484 | 0,21 |
| 1 | 34,21 | 0,07 | 4,900 | 0,20 |
| 0,9 | 32,28 | 0,14 | 4,773 | 0,05 |
| 0,8 | 30,43 | 0,15 | 4,610 | 0,04 |
| 0,7 | 27,70 | 0,13 | 4,367 | 0,02 |
| 0,6 | 23,24 | 0,24 | 4,039 | 0,04 |
| 0,5 | 20,52 | 0,13 | 3,258 | 0,46 |

Fecha: 13/06/10

Profundidad: 10 cm

d)

| Diamante | | Líquida | | |
|--------------------------|--|---------|--|------|
| Campo (cm ²) | Promedio (medida electrómetro) (nC) | %CV | Promedio (medida electrómetro) (nC) | %CV |
| 5 | 38,90 | 0,13 | 5,422 | 0,10 |
| 4 | 37,43 | 0,24 | 5,229 | 0,14 |
| 3 | 35,85 | 0,00 | 5,015 | 0,17 |
| 2 | 34,08 | 0,08 | 4,838 | 0,38 |
| 1 | 29,89 | 0,14 | 4,261 | 0,15 |
| 0,9 | 28,79 | 0,19 | 4,210 | 0,28 |
| 0,8 | 26,71 | 0,24 | 4,050 | 0,17 |
| 0,7 | 23,97 | 0,19 | 3,832 | 0,03 |
| 0,6 | 21,48 | 0,35 | 3,525 | 0,03 |
| 0,5 | 17,64 | 0,13 | 2,999 | 0,09 |

Profundidad: 9 cm

e)

| Diamante | | Líquida | | |
|--------------------------|--|---------|--|------|
| Campo (cm ²) | Promedio (medida electrómetro) (nC) | %CV | Promedio (medida electrómetro) (nC) | %CV |
| 5 | 41,20 | 0,28 | 5,776 | 0,69 |
| 4 | 39,62 | 0,07 | 5,576 | 0,37 |
| 3 | 38,25 | 0,18 | 5,382 | 0,25 |
| 2 | 36,42 | 0,08 | 5,137 | 0,32 |
| 1 | 32,00 | 0,00 | 4,547 | 0,13 |
| 0,9 | 30,02 | 0,15 | 4,469 | 0,03 |
| 0,8 | 28,22 | 0,24 | 4,322 | 0,02 |
| 0,7 | 25,63 | 0,11 | 4,081 | 0,04 |
| 0,6 | 21,52 | 0,21 | 3,750 | 0,07 |
| 0,5 | 18,10 | 0,00 | 3,035 | 0,10 |

Profundidad: 8 cm

f)

| Diamante | | Líquida | | |
|--------------------------|--|---------|--|------|
| Campo (cm ²) | Promedio (medida electrómetro) (nC) | %CV | Promedio (medida electrómetro) (nC) | %CV |
| 5 | 46,76 | 0,05 | 6,123 | 0,01 |
| 4 | 42,32 | 0,06 | 5,927 | 0,22 |
| 3 | 40,87 | 0,42 | 5,726 | 0,04 |
| 2 | 38,94 | 0,06 | 5,484 | 0,21 |
| 1 | 34,23 | 0,08 | 4,900 | 0,20 |
| 0,9 | 32,29 | 0,13 | 4,768 | 0,05 |
| 0,8 | 30,35 | 0,16 | 4,623 | 0,04 |
| 0,7 | 27,44 | 0,08 | 4,350 | 0,02 |
| 0,6 | 23,22 | 0,29 | 4,029 | 0,04 |
| 0,5 | 20,50 | 0,00 | 3,250 | 0,03 |

Fecha 15/06/10

Profundidad: 10cm

g)

| Diamante | | Líquida | | |
|--------------------------|--|---------|--|------|
| Campo (cm ²) | Promedio (medida electrómetro) (nC) | %CV | Promedio (medida electrómetro) (nC) | %CV |
| 5 | 38,90 | 0,18 | 5,532 | 0,21 |
| 4 | 37,51 | 0,24 | 5,317 | 0,11 |
| 3 | 35,97 | 0,16 | 5,117 | 0,32 |
| 2 | 34,36 | 0,66 | 4,835 | 0,35 |
| 1 | 29,82 | 0,09 | 4,250 | 0,12 |
| 0,9 | 28,73 | 0,10 | 4,328 | 0,04 |
| 0,8 | 26,60 | 0,23 | 4,170 | 0,04 |
| 0,7 | 23,94 | 0,17 | 3,959 | 0,05 |
| 0,6 | 21,54 | 0,10 | 3,661 | 0,02 |
| 0,5 | 17,74 | 0,13 | 3,023 | 0,07 |

Profundidad: 9cm

h)

| Diamante | | Líquida | | |
|--------------------------|--|---------|--|------|
| Campo (cm ²) | Promedio (medida electrómetro) (nC) | %CV | Promedio (medida electrómetro) (nC) | %CV |
| 5 | 41,08 | 0,18 | 5,788 | 0,03 |
| 4 | 39,85 | 0,09 | 5,622 | 0,04 |
| 3 | 38,29 | 0,11 | 5,389 | 0,24 |
| 2 | 36,45 | 0,27 | 5,148 | 0,12 |
| 1 | 31,93 | 0,09 | 4,594 | 0,08 |
| 0,9 | 30,15 | 0,23 | 4,466 | 0,03 |
| 0,8 | 28,29 | 0,15 | 4,320 | 0,02 |
| 0,7 | 25,45 | 0,14 | 4,084 | 0,04 |
| 0,6 | 21,79 | 0,19 | 3,750 | 0,07 |
| 0,5 | 18,15 | 0,00 | 3,041 | 0,09 |

Profundidad: 8 cm

i)

| Diamante | | Líquida | | |
|--------------------------|--|---------|--|------|
| Campo (cm ²) | Promedio (medida electrómetro) (nC) | %CV | Promedio (medida electrómetro) (nC) | %CV |
| 5 | 46,63 | 0,06 | 6,209 | 0,18 |
| 4 | 42,34 | 0,05 | 5,995 | 0,05 |
| 3 | 40,88 | 0,20 | 5,751 | 0,10 |
| 2 | 38,95 | 0,00 | 5,488 | 0,02 |
| 1 | 34,22 | 0,08 | 5,002 | 0,02 |
| 0,9 | 32,41 | 0,13 | 4,784 | 0,05 |
| 0,8 | 30,59 | 0,27 | 4,615 | 0,04 |
| 0,7 | 27,68 | 0,21 | 4,360 | 0,02 |
| 0,6 | 23,18 | 0,12 | 4,042 | 0,04 |
| 0,5 | 20,40 | 0,00 | 3,250 | 0,05 |

Para realizar las graficas que a continuación se muestran, se utilizaron tamaños de campo representativos de cada rango, varios de campos grandes, medianos y pequeños, tomando en cuenta que el rango va de 5 cm² hasta 0.5 cm².

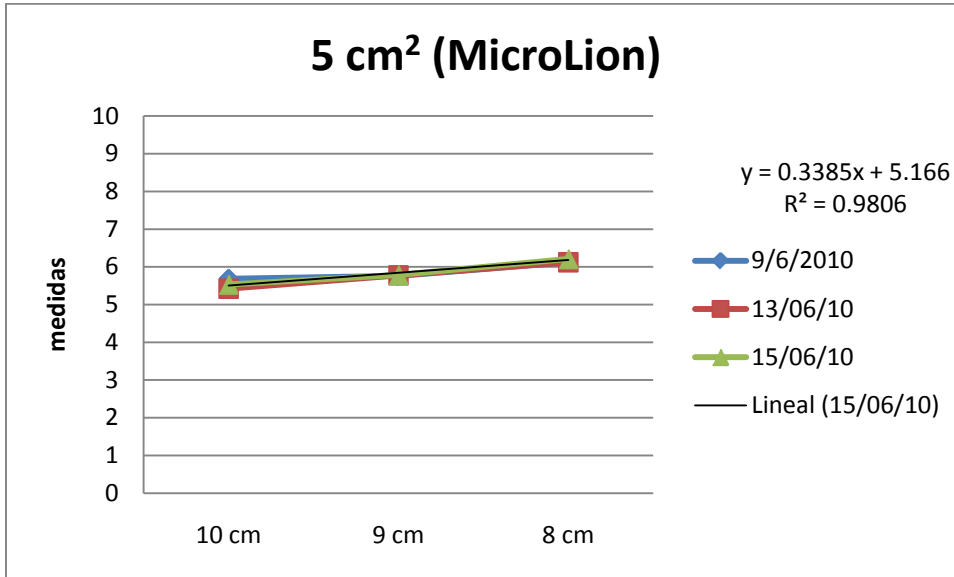


Gráfico 5-15 variación de la profundidad de medida para el campo de 5 cm² durante los días de seguimientos para la cámara líquida

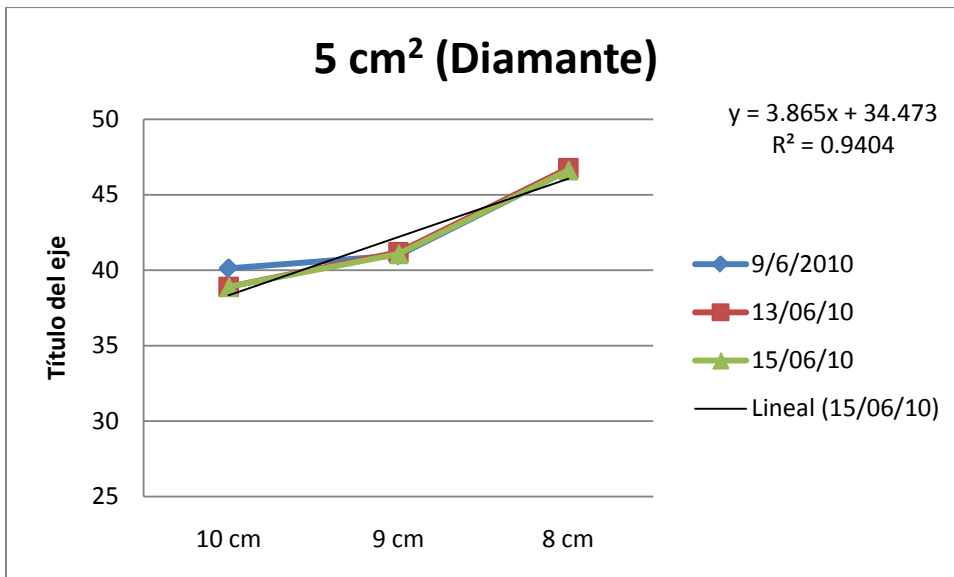


Gráfico 5-16 variación de la profundidad de medida para el campo de 5 cm² durante los días de seguimientos el detector de Diamante

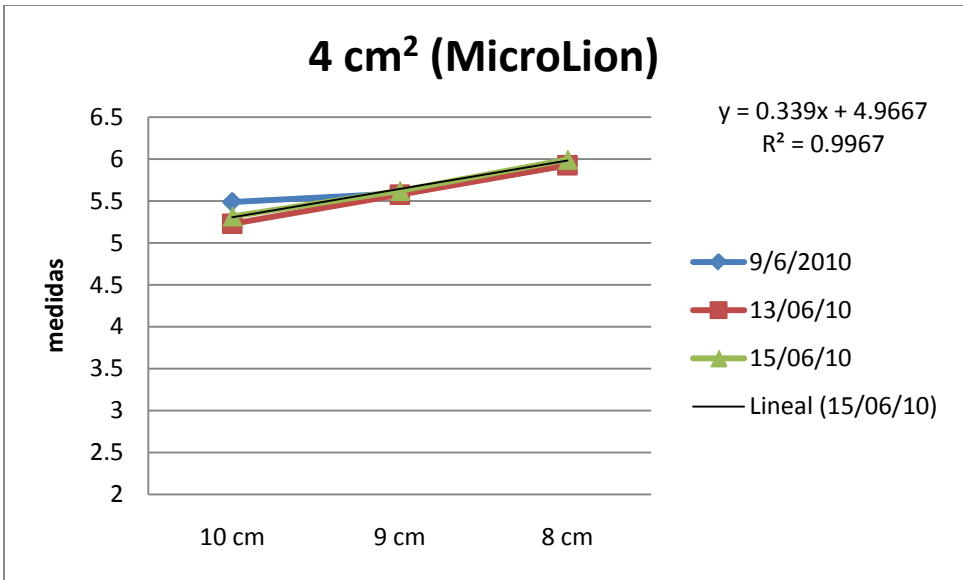


Gráfico 5-17 variación de la profundidad de medida para el campo de 4 cm² durante los días de seguimientos para la cámara líquida

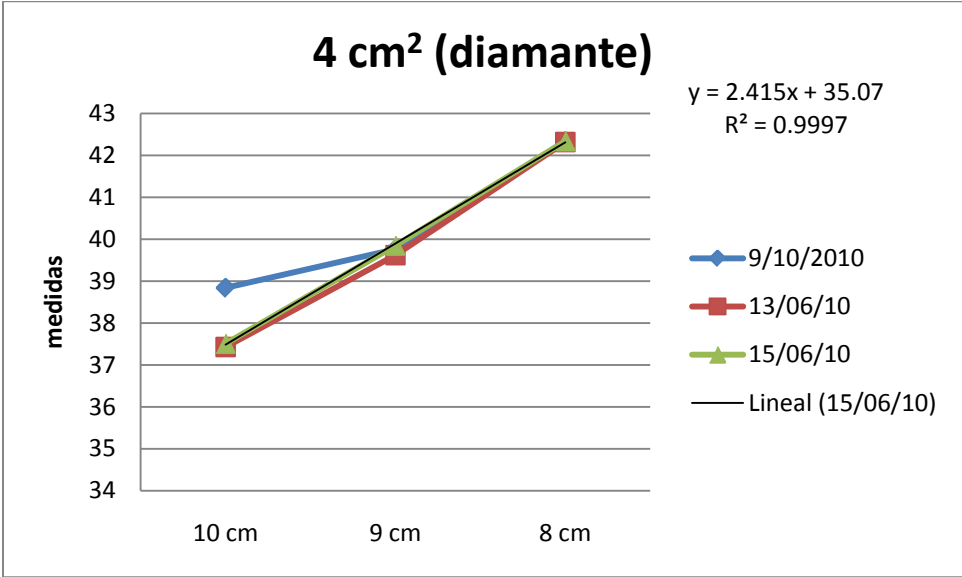


Gráfico 5-18 variación de la profundidad de medida para el campo de 4 cm² durante los días de seguimientos el detector de Diamante

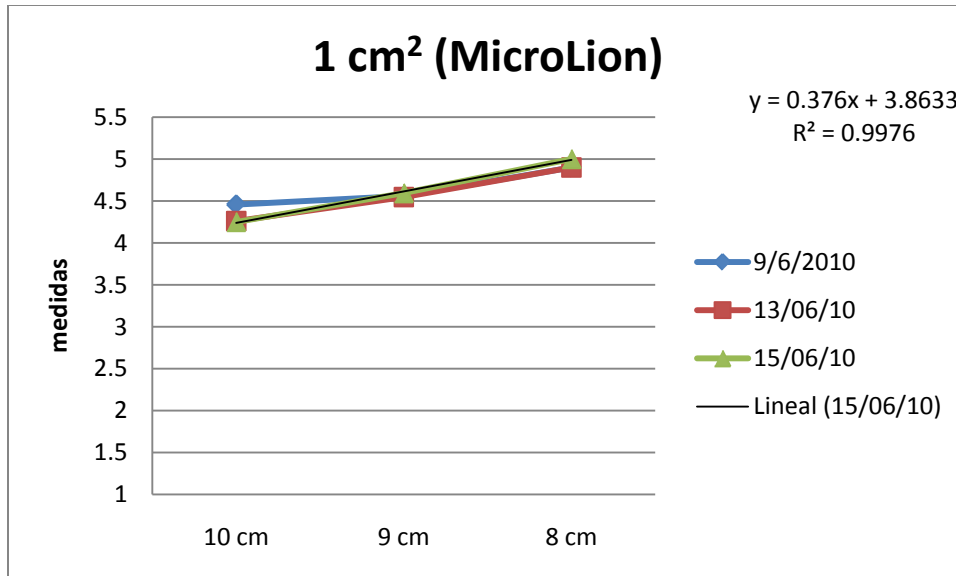


Gráfico 5-19 variación de la profundidad de medida para el campo de 1 cm² durante los días de seguimientos para la cámara líquida

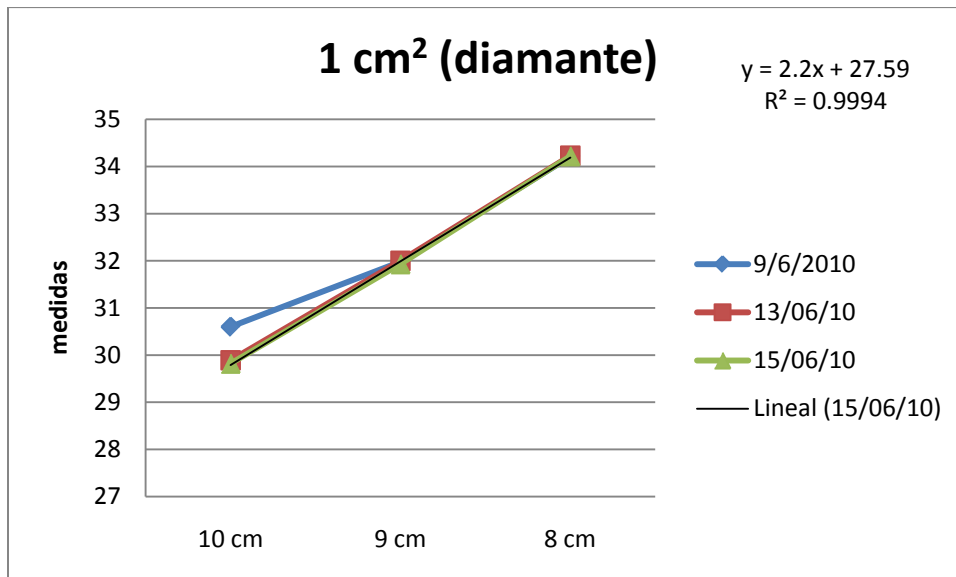


Gráfico 5-20 variación de la profundidad de medida para el campo de 1 cm² durante los días de seguimientos el detector de Diamante

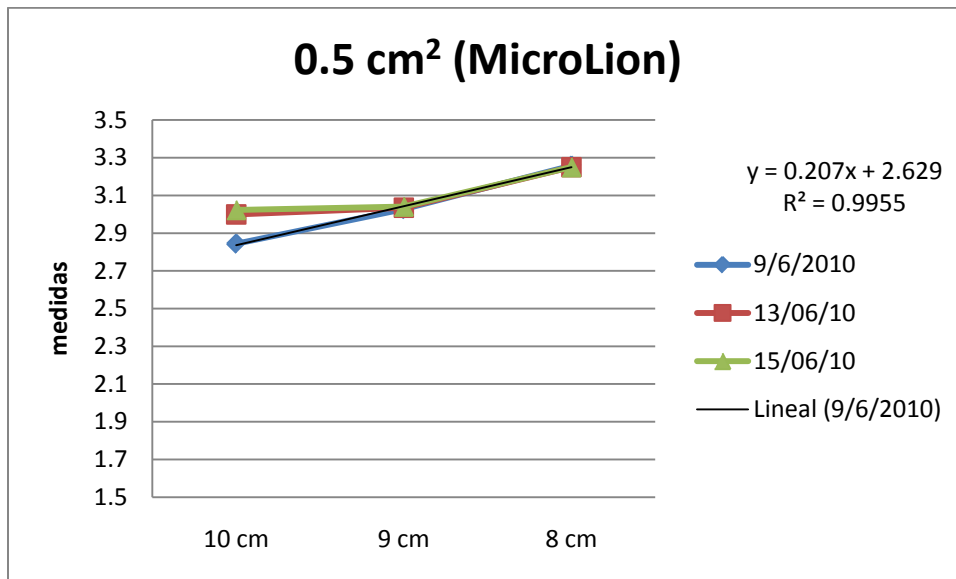


Gráfico 5-21 variación de la profundidad de medida para el campo de 0.5 cm² durante los días de seguimientos para la cámara líquida

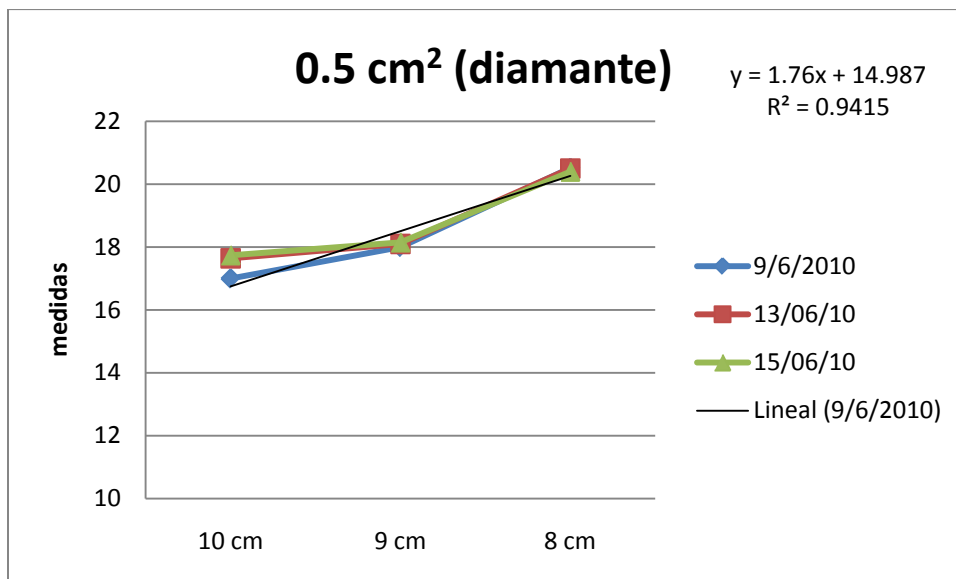


Gráfico 5-22 variación de la profundidad de medida para el campo de 0,5 cm² durante los días de seguimientos el detector de Diamante

5.11. Factores de salida para todos los campos con energía de 6 MV

Tabla 5-15 seguimientos de los factores de salida

| Campo (cm ²) | Diamante | MicroLion | Diamante | MicroLion | Diamante | MicroLion |
|--------------------------|----------|-----------|----------|-----------|----------|-----------|
| | FS | FS | FS | FS | FS | FS |
| 5 | 0.8407 | 0.8973 | 0.8422 | 0.8979 | 0.8422 | 0.9162 |
| 4 | 0.8128 | 0.8654 | 0.8103 | 0.8660 | 0.8121 | 0.8806 |
| 3 | 0.7784 | 0.8312 | 0.7760 | 0.8303 | 0.7787 | 0.8473 |
| 2 | 0.7413 | 0.7960 | 0.7377 | 0.8012 | 0.7439 | 0.8007 |
| 1 | 0.6442 | 0.7057 | 0.6471 | 0.7055 | 0.6456 | 0.7038 |
| 0,9 | 0.6203 | 0.6966 | 0.6233 | 0.6972 | 0.6219 | 0.6981 |
| 0,8 | 0.5739 | 0.6694 | 0.5782 | 0.6690 | 0.5759 | 0.6699 |
| 0,7 | 0.5189 | 0.6371 | 0.5189 | 0.6380 | 0.5183 | 0.6374 |
| 0,6 | 0.4650 | 0.5816 | 0.4650 | 0.5780 | 0.4663 | 0.5793 |
| 0,5 | 0.3812 | 0.4981 | 0.3820 | 0.4971 | 0.3841 | 0.4968 |
| Fecha | 09/06/10 | | 13/06/10 | | 15/06/10 | |

FS (factor de salida)

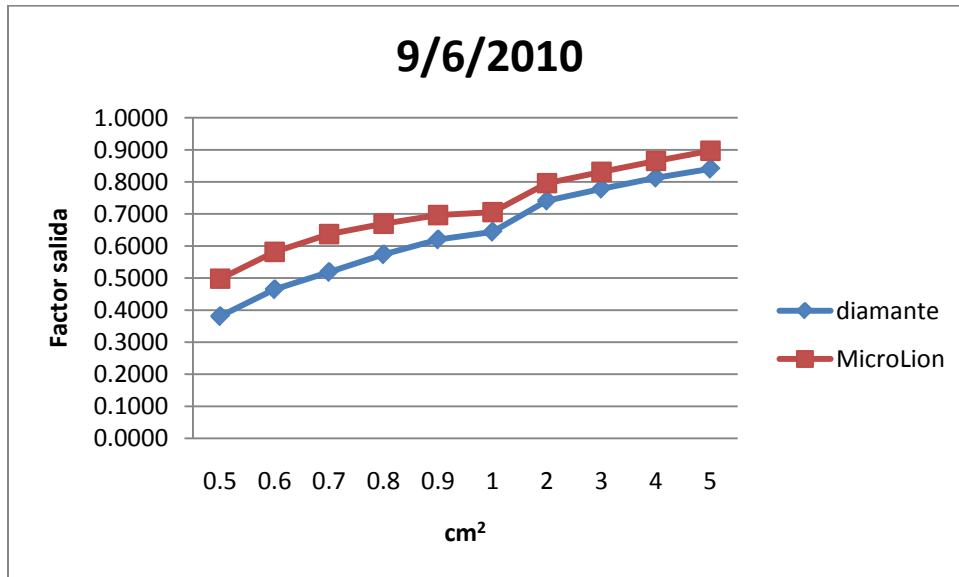


Gráfico 5-23 factores de salida para todos los campos medidos del día 09/06/10

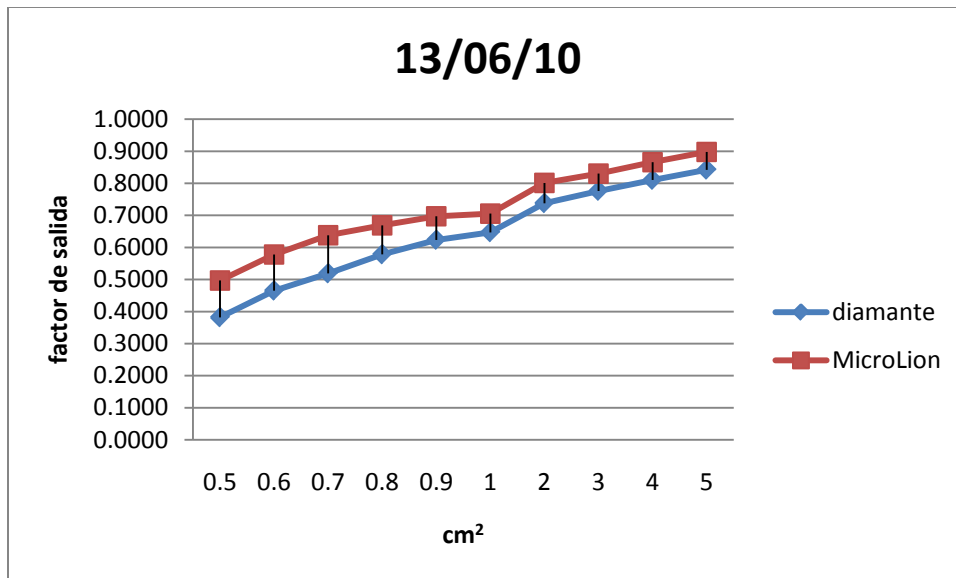


Gráfico 5-24 factores de salida para todos los campos medidos del día 13/06/10

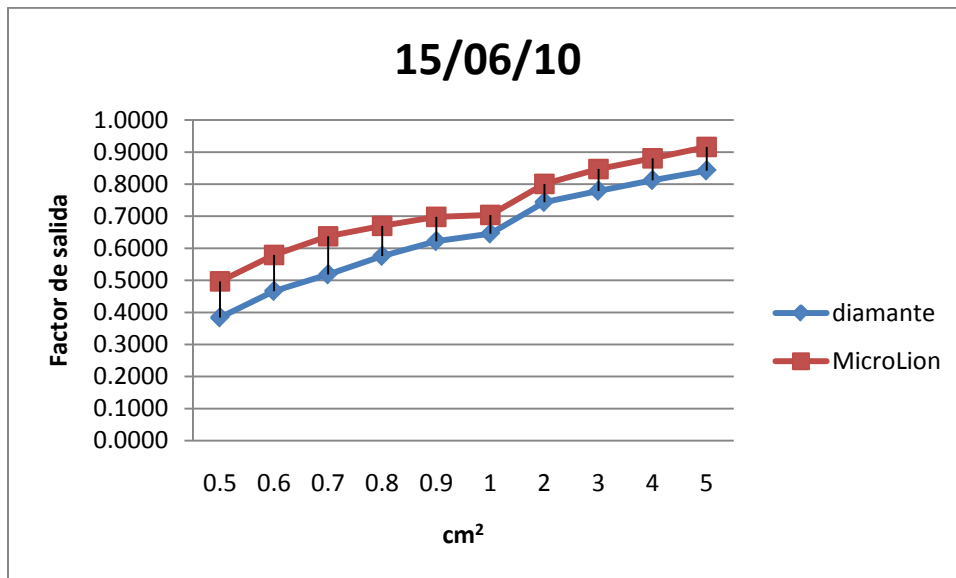


Gráfico 5-25 factores de salida para todos los campos medidos del día 15/06/10

6. CAPITULO VI

ANALISIS DE LOS RESULTADOS

En el capítulo V se muestran los resultados obtenidos en las determinaciones de la dosis absorbida y en los porcentajes de coeficientes variacional (%CV) en función del tamaño de campo, estos valores son presentados para cada día de medición, se muestran en todos los casos cómo la cámara de ionización líquida MicroLion mantiene una respuesta dosimétrica adecuada a lo largo de todos los tamaños de campo (desde 5cm^2 hasta 0.5cm^2) con respecto al detector de diamante.

Los %CV nos facilitan comparar la dispersión entre las medidas, observándose que para la cámara líquida estos valores se mantienen inferiores en promedio a aquellos obtenidos con el detector de diamante, sin embargo la diferencia no es muy grande, en parte se debe a que ambos detectores de radiación tienen sus rangos de medidas en el orden de los nano coulomb (nC), otro factor a considerar es que, el detector de diamante ha sido por largo tiempo un detector de radiación especializado para campos pequeños por su alta sensibilidad, así que no era de esperarse que las discrepancias contra la cámara líquida fueran pequeñas.

Una forma de comparar las medidas obtenidas es evaluando las diferencias porcentuales (%DP) existentes entre los valores determinados; para esto es necesario tomar una referencia respecto a la cual serán calculadas dichas diferencias, para presentar los resultados al valor final se le aplicó la función valor absoluto, esto para evitar el tener que manejar valores negativos ya que en este caso solo nos importa la diferencia no que valor es más grande que otro.

6.1. Diferencia porcentual de los detectores para los potenciales de 6 MV y 18 MV

Tabla 6-1 diferencias porcentuales de las mediciones para el potencial de aceleración de 6 MV

| Tamaño de Campo cm ² | Diferencias porcentuales (%) | | |
|------------------------------------|------------------------------|----------|----------|
| 5 | 5,82 | 5,71 | 7,60 |
| 4 | 5,58 | 5,94 | 7,29 |
| 3 | 5,86 | 6,05 | 7,61 |
| 2 | 6,39 | 7,43 | 6,61 |
| 1 | 8,23 | 7,80 | 7,80 |
| 0,9 | 10,49 | 10,14 | 10,45 |
| 0,8 | 13,82 | 13,11 | 13,58 |
| 0,7 | 18,13 | 18,25 | 18,26 |
| 0,6 | 19,63 | 19,13 | 19,08 |
| 0,5 | 23,07 | 22,75 | 22,28 |
| Fecha de las mediciones | 9/06/10 | 13/06/10 | 15/06/10 |

Tabla 6-2 diferencias porcentuales de las mediciones para el potencial de aceleración de 18 MV

| Tamaño de Campo cm ² | Diferencias porcentuales (%) | | |
|------------------------------------|------------------------------|----------|----------|
| 5 | 3,11 | 3,06 | 3,69 |
| 4 | 10,04 | 9,80 | 9,23 |
| 3 | 3,80 | 3,38 | 6,72 |
| 2 | 17,42 | 19,66 | 7,55 |
| 1 | 9,78 | 10,98 | 22,23 |
| 0,9 | 3,01 | 3,28 | 2,68 |
| 0,8 | 9,31 | 8,97 | 10,08 |
| 0,7 | 2,68 | 2,64 | 3,23 |
| 0,6 | 8,56 | 0,82 | 15,30 |
| 0,5 | 23,48 | 23,98 | 10,63 |
| Fecha de las mediciones | 9/06/10 | 13/06/10 | 15/06/10 |

Podemos observar de la tabla 6-1 que para el potencial acelerador de 6 MV la diferencia porcentual de la cámara líquida respecto al detector de diamante, fue disminuyendo en general en cada día de medición, a excepción del último día en el que se volvió a incrementar pero solo para los primeros campos de 1 a 5 cm² respectivamente.

Del mismo modo, se observa cómo estas diferencias porcentuales aumentan a medida que el tamaño de campo se va haciendo más pequeño. Cuando se alcanza el rango de tamaño de campo de 0.6 cm² hasta 0.5 cm² el aumento en la diferencia se hace más pronunciada

Las altas dispersiones de la cámara líquida para los campos más pequeños respecto al detector de diamante usado como referencia se pueden atribuir al hecho de que ésta presenta una muy alta señal (debido a su pequeño volumen líquido) en comparación a la señal del detector de diamante, es por ello la discrepancia entre ambas para campos pequeños (menores 1cm²).

Cuando analizamos las medidas realizadas con el potencial acelerador de 18 MV, observamos que no se comporta tan lineal como cuando se trabaja con la energía de 6 MV, sin embargo se observa la tendencia de aumentar la diferencia porcentual a medida que se disminuye el campo por lo explicado anteriormente.

6.2. Factores de salida

En los gráficos 5-15, 5-16 y 5-17 se muestra el seguimiento de los factores de salida para cada campo cuadrado. Podemos ver en cada campo que en los factores de salida de la cámara líquida MicroLion son mayores que la del detector de diamante.

En la tabla 6-3 vemos como la diferencia porcentual en los días de seguimiento, muestra el mismo comportamiento, notándose alta discrepancia en los campos pequeños y pequeña en los campos grandes

Tabla 6-3 diferencia porcentual de los factores de salida

| | Diamante | MicroLion | Diamante | MicroLion | Diamante | MicroLion |
|--------------------------|-----------------|-----------|-----------------|-----------|-----------------|-----------|
| Campo (cm ²) | % de diferencia | | % de diferencia | | % de diferencia | |
| 5 | 6.7 | | 6.6 | | 8.8 | |
| 4 | 6.5 | | 6.9 | | 8.4 | |
| 3 | 6.8 | | 7.0 | | 8.8 | |
| 2 | 7.4 | | 8.6 | | 7.6 | |
| 1 | 9.5 | | 9.0 | | 9.0 | |
| 0,9 | 12.3 | | 11.9 | | 12.3 | |
| 0,8 | 16.6 | | 15.7 | | 16.3 | |
| 0,7 | 22.8 | | 23.0 | | 23.0 | |
| 0,6 | 25.1 | | 24.3 | | 24.2 | |
| 0,5 | 30.7 | | 30.1 | | 29.3 | |
| Fecha | 09/06/10 | | 13/06/10 | | 15/06/10 | |

6.3. Variación de la tasa de dosis

Como podemos apreciar de los gráficos 5-1 y 5-2 la cámara líquida muestra una linealidad de gran fidelidad, ya que para las diferentes tasas de dosis los valores encontrados fueron casi idénticos, no se graficaron todos los valores, solo se graficaron los tres primeros valores y los tres últimos para ejemplificar la linealidad de la cámara frente a la tasa de dosis.

Por otro lado los gráficos 5-3 y 5-4 perteneciente al detector de diamante, muestran una pequeña dependencia de la tasa de dosis con respecto a la medida.

Tabla 6-4 resumen de la variación de la tasa de dosis para la cámara líquida

| tasa de dosis | | | | | | |
|--------------------------|---------------|---------------|---------------|---------------|----------|------|
| Campo cm ² | 100 UM/min | 200 UM/min | 300 UM/min | 400 UM/min | Promedio | % CV |
| 5 | 5,414 | 5,414 | 5,412 | 5,418 | 5,41 | 0,05 |
| 4 | 5,232 | 5,235 | 5,239 | 5,226 | 5,23 | 0,10 |
| 3 | 5,038 | 5,04 | 5,038 | 5,019 | 5,03 | 0,20 |
| 2 | 4,809 | 4,809 | 4,810 | 4,807 | 4,81 | 0,03 |
| 1 | 4,308 | 4,308 | 4,299 | 4,261 | 4,29 | 0,52 |
| 0,9 | 4,188 | 4,190 | 4,188 | 4,207 | 4,19 | 0,22 |
| 0,8 | 4,048 | 4,048 | 4,049 | 4,042 | 4,05 | 0,08 |
| 0,7 | 3,827 | 3,827 | 3,826 | 3,847 | 3,83 | 0,27 |
| 0,6 | 3,523 | 3,523 | 3,523 | 3,512 | 3,52 | 0,16 |
| 0,5 | 3,070 | 3,070 | 3,069 | 3,011 | 3,06 | 0,96 |

Como podemos apreciar en la tabla 6-4 se demuestra numéricamente lo que las graficas 5-1 y 5-2 muestran, el porcentaje de coeficiente variacional que en todos los casos no supero el 1 % comprueba que la cámara líquida no posee dependencia con la variación de la tasa de dosis.

Tabla 6-5 resumen de la variación de la tasa de dosis para el detector de diamante

| tasa de dosis | | | | | | |
|---------------|---------------|---------------|---------------|---------------|----------|------|
| campo | 100 UM/min | 200 UM/min | 300 UM/min | 400 UM/min | promedio | % CV |
| 5 | 40,45 | 40,54 | 41,13 | 38,83 | 40,24 | 2,45 |
| 4 | 39,11 | 39,17 | 39,58 | 37,55 | 38,85 | 2,30 |
| 3 | 37,64 | 37,58 | 37,91 | 35,96 | 37,27 | 2,38 |
| 2 | 35,77 | 35,73 | 36,00 | 34,24 | 35,44 | 2,27 |
| 1 | 31,60 | 31,63 | 31,91 | 29,76 | 31,23 | 3,16 |
| 0,9 | 30,6 | 30,65 | 30,85 | 28,65 | 30,19 | 3,41 |
| 0,8 | 29,41 | 29,52 | 29,2 | 26,51 | 28,66 | 5,02 |
| 0,7 | 27,68 | 27,62 | 27,79 | 23,97 | 26,77 | 6,97 |
| 0,6 | 25,25 | 25,31 | 25,55 | 21,48 | 24,40 | 7,99 |
| 0,5 | 19,57 | 19,55 | 21,76 | 17,61 | 19,62 | 8,64 |

La tabla 6-5 nos muestra coeficientes variacionales altos, lo cual indica que el detector de diamante tiene una dependencia con la tasa de dosis con la cual sea irradiado,. Las graficas 5-3 y 5-4 también muestran ese mismo comportamiento al no tener una tendencia lineal

6.4. Variación de la Distancia Fuente Superficie (DFS)

Como se mostro en el capítulo V, se le hizo seguimiento a 4 DFS diferentes: 98, 100, 102 y 104 cm respectivamente.

Vemos de los gráficos 5-5 y 5-6 que el detector de diamante tiene una dependencia más grande a la variación de la DFS que la cámara liquida en campos grandes, dentro del rango que estamos trabajando, mientras que para grandes campos la cámara liquida tiene una dependencia menor, es evidente que debe existir una variación si las medidas se realizan con diferentes DFS solo que para campos grandes de 5 cm^2 hasta 1 cm^2 la influencia en la cámara liquida es menor que en el detector de diamante.

En la tabla 6-6 podemos apreciar mejor el cambio o susceptibilidad de cada detector con respecto a la DFS

Tabla 6-6 variación de la DFS para campos entre 5 cm^2 y 0.5 cm^2 para la cámara liquida y el detector de diamante

| Pediente de la recta | | |
|--------------------------|-----------|----------|
| Campo Cm ² | MicroLion | Diamante |
| 5 | 0.203 | 1.270 |
| 4 | 0.175 | 1.278 |
| 3 | 0.170 | 1.225 |
| 2 | 0.152 | 1.200 |
| 1 | 0.114 | 0.890 |
| 0.9 | na | na |
| 0.8 | na | na |
| 0.7 | na | na |
| 0.6 | na | na |
| 0.5 | na | na |

Los valores mostrados en la tabla 6-6 muestran numéricamente como es la dependencia de los detectores de radiación estudiados a los cambios de DFS, el parámetro "na" significa no aplica, ya que para estos casos como los evidencian los gráficos 5-11, 5-12, 5-13, 5-14 la tendencia para campos pequeños no es lineal.

Observamos también que para campos grandes (alrededor de 4 cm²) la tendencia de la MicroLion es mostrar poca dependencia de la DFS hecho que se comprueba en todos los ciclos de seguimiento ya que el comportamiento es muy similar en todos.

Vemos por otro lado que el detector de diamante demuestra mas susceptibilidad a los cambios de DFS en los campos grandes alrededor de 4 cm², aunque es de notar que a pesar de que este detector exhibe una dependencia mayor en este parámetro que la MicroLion, tiene también una dependencia bastante lineal en los campos grandes.

6.5. Variación de la profundidad de la lectura

Como se mostro en el capítulo V, se le hizo seguimiento a 3 profundidades diferentes: 8, 9 y 10 cm respectivamente. La tendencia en cada caso fue hecha sobre solo una curva, tomando para esto la curva más representativa de casa caso aunque como veremos a continuación la tendencia en todos los grupos fue muy parecida y se mantuvo a lo largo de los días de seguimiento.

Podemos observar de los Gráficos desde el 5-15 hasta el 5-22 que la tendencia o dependencia de ambos detectores es similar al cambio de la profundidad donde se realiza la medida cada uno en su propia escala, es decir, si miramos la dependencia del cambio como una función de la pendiente de la recta que tienden a seguir los puntos medidos en todos los días de seguimientos, los detectores mostraron un comportamiento similar en todos los campos, desde los campos grandes de 5 cm² y 4 cm² hasta los pequeños de 0.6 cm² y 0.5cm², no es necesario colocar todos los campos y sus rectas de tendencias ya que el comportamiento es muy similar al de los ejemplos mostrados.

A pesar que siguen el mismo comportamiento hay diferencias significativas que deben ser destacadas, la más importante es que el detector de diamante es más susceptible al cambio de profundidad cuando se realizan las medidas que la cámara líquida, en promedio la pendiente de la recta de tendencia para todos los campos del detector de diamante fue de 2,68 % mientras que para la cámara líquida el promedio de las pendientes fue de 0,314, esto se traduce en solo un 11% del cambio o dependencia que presenta el detector de diamante frente al cambio de la profundidad donde se realiza la medida.

7. CAPÍTULO VII

CONCLUSIONES

Las cámaras de ionización líquida se están introduciendo actualmente en radioterapia, tanto para dosimetría como para imagen portal y control de calidad. Uno de los líquidos más usados en estos dispositivos es el isooctano (2,2,4 trimetilpentano). Se trata de un hidrocarburo líquido con un poder de frenado muy similar al del agua en un amplio rango de energías (menos de un 3% de variación entre 0.5 MeV y 20 MeV), y además su densidad permite obtener resoluciones espaciales del orden del milímetro para haces terapéuticos

El propósito fundamental de este trabajo fue estudiar el comportamiento y la respuesta dosimétrica a campos de radiación pequeños (los cuales van desde 5cm^2 hasta 0.5cm^2) con potenciales mayormente de 6 MV de la cámara de ionización líquida MicroLion comparándola contra las medidas realizadas con el detector de diamante. Se llevo a cabo una comparación, por medio de la determinación de los factores de salida, entre la cámara líquida MicroLion y el detector de diamante usado como referencia para todos los campos de medición.

Durante todos los días de mediciones, se prestó especial atención a que el posicionamiento de la cámara líquida MicroLion. Se realizaron correctamente y de manera minuciosa, ya que como vimos los valores en donde se ubica su punto sensible a la radiación es bastante exacto, es decir, para colocar la cámara en pto de medición hay que usar valores sub- milimétricos.

Es importante destacar también que la cámara tiene la ventaja de estabilizarse muy rápido ya que con solo pocos ciclos de pre-irradiación se lograba una lectura constante. Para trabajar con la cámara MicroLion es necesario aplicar un voltaje bien elevado (800 V), esto se debe a, cómo ya se había mencionado antes evitar la alta tasa de recombinación que presentan los líquidos dieléctricos, el tener que trabajar con un voltaje tan alto es una desventaja ya que es necesario contar con una aparato extra (fuente de poder) para operar la cámara líquida MicroLion.

Debido a su pequeño volumen, la MicroLion es un detector ideal para campos de radiación pequeños (menores a 5 cm^2) en estos las lecturas de la cámara de ionización líquida se mantuvieron estables a lo largo de todos los días de medición.

Por otro lado consideramos al detector de diamante, detector que ha sido usado para medir la dosis en campos de radiación pequeños por sus características física, en general las medidas tomadas con el detector de diamante fueron reproducibles, su posicionamiento es un poco mas fácil que la de la cámara MicroLion porque se utiliza como referencia la ventana de entrada del detector y posicionar está en la superficie del agua es bastante sencillo y fiable ya que el menisco no se aprecia como en el posicionamiento de la cámara líquida.

En la sección 6.2 el hecho de que la cámara líquida, posea factores de salida mas altos demuestra es mejor para hacer mediciones en campos pequeños (menores a 5 cm^2) que el detector de diamante

Evidenciamos en la sección 6.3 que la cámara líquida a diferencia del detector de diamante no posee una dependencia con la tasa de dosis con la cual es irradiada.

Al analizar cuantitativamente la dependencia de ambos detectores al cambio de DFS en la sección 6,4 nos percatamos que en un rango útil de 5 cm^2 hasta 1 cm^2 la cámara líquida posee una dependencia baja al cambio de este parámetro, se habla de este rango útil porque para los campos menores, las altas dispersiones imposibilitaban el hacer este tipo de análisis de la dependencia, para el detector de diamante el análisis cuantitativo se restringe al mismo rango útil que la cámara líquida y arroja que la dependencia es más grande a este cambio de parámetro.

En la sección 6.5 la variación de la profundidad a la que se realiza la medida arrojo en ambos detectores una dependencia similar cada uno es su propia escala ya que para todos los campos se observo el mismo comportamiento, cabe destacar que la cámara líquida MicroLion es menos susceptible al cambio de profundidad que el detector de diamante. Este resultado son muestra que existe un cambio en la fluencia a medida que alejamos el detector del cabezal del equipo emisor de radiación, que por pequeña que sea para la cámara líquida existe.

Por los resultados vistos la cámara de ionización líquida MicroLion presenta una relación señal ruido alta y una equivalencia a tejido muy buena es por ello un detector conveniente para ser usado en dosimetría de radiación de haces pequeños.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Alexandru Dasu, Per-Olov Lófronth y Góran Wickman. *Liquid ionization chamber measurements of dose distributions in small 6 MV photon beam*" Phys. Med. Biol., 1998, Vol. 43, 21-36.
2. Claude Brassard. *Liquid ionization detectors*. Laboratoire de Physique Nucleaire. nuclear instruments and methods 162 (1979) 29 -47 universite de montreal
3. Coello, Katuska. *Comisionamiento de la cámara de ionización líquida de 0,002cc, calibración con respecto a la cámara de referencia de 0,6cc*. TEG. Valencia, Carabobo. Venezuela, 2010
4. Colección de Informes Técnicos No 398. "Determinación de la dosis absorbida en radioterapia con haces externos". Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA). Viena, 2000.
5. Coran Wickman y Hakan Nystrom. *The use of liquids in ionization chambers for high precisión radiotherapy dosimetry*. Phys. Med. Biol., 1992, Vol. 37, N° 9, 1789-1812.
6. Glenn F. Knoll, *Radiation detection and measurements*, 2nd ed. (John Wiley & Sons Inc., New York, 1989).
7. Góran Wickman *A Liquid Ionization Chamber with High Spatial Resolution*. Universidad de Umea, Suecia. 1973. Physics in Medicine and Biology Volume 19, Number 1
8. Góran Wickman, Bengt Johansson, Jalil Bahar-Gogani y Thord Holmstrom. *Liquid ionization chambers for absorbed dose measurements in water at low dose rates and intermediate photon energies* Med. Phys. Vol. 25, 900-907. 199

9. International Agency Energy Atomic (IAEA) *Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students..* Viena, 2005.
10. Khan, Faiz M. *The Physics of Radiation Therapy* cuarta edición. Parte I cap 6 Lippincott Williams & Wilkins, 2010.
11. Report No. 33“International commission on Radiation Units and Measurements. Radiation quantities and units Washington, DC: ICRU,1980.
12. Surendra N. Rustgi Evaluation of dosimetric characteristics of a diamond detector for photon beam measurements. *Medical Physics* 22 (5) may 1995
13. Technical Reports Series No 277. *Absorbed Dose Determination in Photon and Electron Beams* International Agency Energy Atomic (IAEA). Viena, 1997.
14. The American Association of Physicists in Medicine (AAPM) Task Group 21. *A protocol for the determination of absorbed dose from high energy photon and electron beams.* *Med Phys.* 10: 741 – 71 (1983).