

**UNIVERSIDAD NACIONAL DEL CALLAO**

**FACULTAD DE CIENCIAS NATURALES Y MATEMÁTICA**

**ESCUELA PROFESIONAL DE FÍSICA**



**“ESTIMACIÓN DE DOSIS ABSORBIDA EN TRATAMIENTOS DE  
RADIOTERAPIA SOBRE REGIONES QUE INCORPORAN PRÓTESIS  
DE METALES”**

**TESIS PARA OPTAR EL TÍTULO PROFESIONAL DE  
LICENCIADO EN FÍSICA**

**JONATHAN WILFREDO PACHECO COLQUI**

**Callao - Octubre 2017**

**Perú**

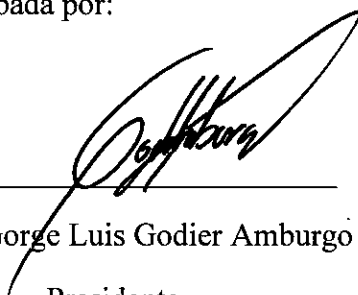
## Hoja de referencia del Jurado y aprobación

Estimación de dosis absorbida en tratamientos de radioterapia sobre regiones que incorporan prótesis de metales

JONATHAN WILFREDO PACHECO COLQUI

Tesis presentada el diez de octubre del año dos mil diecisiete, a consideración del cuerpo docente de la Facultad de Ciencias Naturales y Matemática de la Universidad Nacional de Callao, como parte de los requisitos para obtener el título profesional de Licenciado en Física.


Aprobada por:



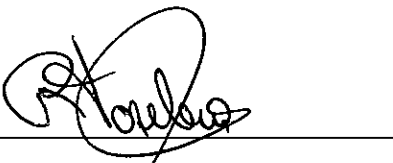
Mg. Gorge Luis Godier Amburgo  
Presidente



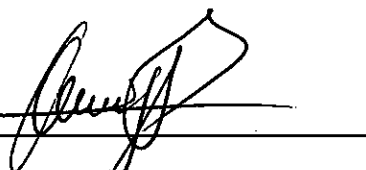
Mg. Gustavo Alberto Altamiza Chavez  
Vocal



Mg. Luis Rosas Ángeles Villon  
Secretario



Dr. Richard Saul Toribio Saavedra  
Suplente



Dr. Walter Flores Vega  
Asesor

## **DEDICATORIA**

Este trabajo está dedicado a mi madre.

## AGRADECIMIENTO

Expreso mi profundo agradecimiento a mi asesor de tesis Dr. Walter Flores Vega por su apoyo, disposición de tiempo y asesoría académica brindada para el desarrollo de la tesis.

Un agradecimiento especial al Dr. Daniel Venencia por sus conocimientos brindados y sugerencias en la elaboración de la tesis, como también sus enseñanzas y entrenamiento en Física Medica de la radioterapia.

Al Mg. Fernando Márquez por brindarme algunas ideas y alcances en cuanto al desarrollo de la tesis.

A los docentes de la Facultad de Ciencias Naturales y Matemática de la Universidad Nacional del Callao que contribuyeron en mi formación académica y despertaron mi pasión por el estudio de la Física.

Al Instituto de Radioterapia – Fundación Marie Curie (Córdoba- Argentina), por su apoyo institucional y proveerme de recursos para el desarrollo experimental de la tesis.

A todos mis amigos de Córdoba por su apoyo y de los cuales aprendí muchas cosas.

## ÍNDICE

CAPÍTULO I.....	13
PLANTEAMIENTO DE LA INVESTIGACIÓN .....	13
<b>1.1 Identificación del problema</b> .....	13
<b>1.2 Formulación del problema</b> .....	14
1.2.1 Problema principal .....	14
1.2.2 Problemas específicos:.....	14
<b>1.3 Objetivos de la información</b> .....	14
1.3.1 Objetivo General .....	14
1.3.2 Objetivos Específicos:.....	15
<b>1.4 Justificación</b> .....	15
<b>1.5 Importancia</b> .....	16
CAPÍTULO II .....	17
MARCO TEÓRICO.....	17
<b>2.1 Antecedentes del estudio</b> .....	17
<b>2.2 Cantidades que describen la interacción de la radiación ionizante con la materia</b> .....	21
2.2.1 Dosis absorbida.....	21
2.2.2 Fluencia.....	24
<b>2.3 Física de la producción de rayos X</b> .....	26

2.3.1 Bremsstrahlung .....	26
2.3.2 Rayos X característicos.....	28
<b>2.4 El haz del acelerador lineal.....</b>	<b>30</b>
<b>2.5 Capacidad de penetración de los haces de fotones en el paciente .....</b>	<b>31</b>
2.5.1 Deposito de la dosis en profundidad.....	32
2.5.2 Distribuciones de dosis .....	33
<b>2.6 Retrodispersión de electrones.....</b>	<b>34</b>
<b>2.7 Sistemas de medida de radiación ionizante.....</b>	<b>36</b>
2.7.1 Película radiocrómica .....	37
2.7.2 Cámaras de ionización.....	40
<b>2.9 Definición de términos .....</b>	<b>44</b>
<b>CAPITULO III.....</b>	<b>47</b>
<b>VARIABLES E HIPOTESIS.....</b>	<b>47</b>
<b>3.1 Variables de la investigacion .....</b>	<b>47</b>
3.1.1 Variable dependiente .....	47
Dosis absorbida.....	47
3.1.2 Variable independiente .....	47
<b>3.3 Hipótesis .....</b>	<b>47</b>
3.3.1 Hipótesis General.....	47
3.3.2 Hipotesis Especificos.....	47
<b>CAPITULO IV.....</b>	<b>48</b>
<b>METODOLOGÍA .....</b>	<b>48</b>

<b>4.1 Tipo de Investigación .....</b>	<b>48</b>
<b>4.2 Diseño de la Investigación.....</b>	<b>48</b>
<b>4.2.1 Calibración del Escaner Dosimetry Pro Red .....</b>	<b>48</b>
<b>4.2.2 Calibración de película radiocrómica (EBT3).....</b>	<b>49</b>
<b>4.2.3 Irradiación de películas radiocrómicas EBT3 en un fantoma .....</b>	<b>52</b>
<b>4.2.4 Escaneo de películas radiocrómicas (EBT3).....</b>	<b>55</b>
<b>4.2.5 Simulación de la irradiación de las películas radiocrómicas mediante los TPS.....</b>	<b>57</b>
<b>4.3. Población y muestra .....</b>	<b>59</b>
<b>4.4 Técnicas e instrumentos de recolección de datos.....</b>	<b>59</b>
<b>CAPÍTULO V .....</b>	<b>76</b>
<b>RESULTADOS.....</b>	<b>76</b>
<b>5.1 Resultados de la calibración del escáner VIDAR.....</b>	<b>76</b>
<b>5.2. Resultado de calibración de las películas radiocromicas EBT3.....</b>	<b>77</b>
<b>5.3 Irradiación de las películas EBT3 sin presencia del Titanio .....</b>	<b>79</b>
<b>5.4 Irradiación de las películas EBT3 con presencia de la prótesis de titanio .</b>	<b>82</b>
<b>5.5 Zona de interfase .....</b>	<b>85</b>
<b>CAPÍTULO VI.....</b>	<b>87</b>

DISCUSIÓN DE LOS RESULTADOS.....	87
<b>6.1 Contrastación de hipótesis con los resultados.....</b>	<b>87</b>
<b>6.2 Contrastación de los resultados con otros estudios similares.....</b>	<b>87</b>
CAPITULO VII .....	89
CONCLUSIONES .....	89
CAPITULO VIII .....	90
RECOMENDACIONES.....	90
CAPITULO IX.....	92
REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	92
ANEXOS .....	96
<b>ANEXO 1: Matriz de consistencia .....</b>	<b>96</b>
<b>ANEXO 2: Dosimetría en Radioterapia .....</b>	<b>97</b>
<b>ANEXO 3: Corrección por magnitudes por influencia .....</b>	<b>99</b>



## TABLAS

TABLA N°4.1 CARACTERISTICAS PRINCIPALES DEL ACELERADOR LINEAL.....	61
TABLA N° 4.2 ESPECIFICACIONES TECNICAS DE PELICULA RADIOCROMICA.....	63
TABLA N° 4.3 ESPECIFICACIONES TECNICAS DE UNA CAMARA DE IONIZACION DE TIPO FARMER.....	67
TABLA N° 4.4 ESPECIFICACIONES TECNICAS DEL ELECTROMETRO.....	68
TABLA N° 4.5 CONDICIONES Y PARAMETROS DE IRRADIACION.....	69
TABLA N° 4.6 VALORES DE CARGA UTILIZANDO UNA C.I.....	70
TABLA N° 4.7 FACTORES DE CORRECCION Y CALIBRACION UTILIZADOS PARA EL CALCULO DE DOSIS.....	71
TABLA N°4.8 VALORES DE DOSIS EN FUNCION DE PIXELES PARA LAS PELICULAS RADIOCROMICAS ESCANEADAS.....	72
TABLA N°4.9 VALORES DE LA DOSIS EN FUNCION DE LA DENSIDAD OPTICA (DO).....	73
TABLA N°4.10 VALORES DE DOSIS EN LA ENTRADA Y SALIDA DEL HAZ, EN FUNCION DE LA DISTANCIA A LA BARRA DE ACRILICO .....	74

TABLA N°4.11 VALORES DE DOSIS EN LA ENTRADA Y SALIDA DEL  
HAZ, EN FUNCION DE LA DISTANCIA A LA BARRA DE TITANIO .....75

TABLA N° 5 CANTIDAD DE UM IRRADIADA POR CADA PELICULA  
EBT3 .....77

## FIGURAS

FIGURA N° 2.1 CONCEPTO DE LA ENERGÍA IMPARTIDA A UN VOLUMEN ELEMENTAL POR LA RADIACIÓN.....	24
FIGURA N° 2.2 FLUJO DE PARTÍCULAS ATRAVESANDO UNA SECCIÓN DE UNA ESFERA .....	26
FIGURA N° 2.3.1 (a) PROCESO BREMSSTRAHLUNG Y (b) DISTRIBUCIÓN ESPACIAL DE RAYOS X ALREDEDOR DE UN BLANCO. ....	28
FIGURA N° 2.3.2 DIAGRAMA PARA EXPLICAR LA PRODUCCIÓN DE RADIACIÓN CARACTERÍSTICA .....	29
FIGURA N° 2.4 DIAGRAMA DE BLOQUES TIPICO DE UN ACELERADOR LINEAL DE USO MEDICO .....	30
FIGURA N° 2.5.1 DEPÓSITO DE DOSIS EN PROFUNDIDAD DE UN HAZ DE FOTONES DE MEGAVOLTAJE .....	32
FIGURA N° 2.5.2 DISTRIBUCION DE DOSIS PARA UN CAMPO DE 10X10 PARA FOTONES DE 6 MV .....	34
FIGURA N° 2.6.1 REPRESENTACION ESQUEMATICA EN LOS TRES TIPOS DE CONTRIBUCION DE DOSIS .....	35
FIGURA N° 2.6.2 CONFIGURACION EXPERIMENTAL PARA LA MEDICION DEL FACTOR DE RETRODISPERSION .....	36

FIGURA N° 2.7.1 CONFIGURACIÓN DE UNA PELICULA RADIOCROMICA EBT3 .....	38
FIGURA N° 2.7.2 DIAGRAMA DE UNA CÁMARA DE AIRE .....	41
FIGURA N° 2.8.1 FANTOMA DE AGUA.....	43
FIGURA N° 2.8.2 FANTOMA DE ACRILICO.....	44
FIGURA N° 4.2.1 FILM PATRÓN DE CALIBRACIÓN ESCÁNER DOSIMETRY PRO RED.....	49
FIGURA N° 4.2.2 ESQUEMA EXPERIMENTAL PARA LA CALIBRACION DE LAS PELICULAS RADIOCROMICAS EBT3 .....	51
FIGURA N° 4.2.3 CALIBRACIÓN DE LAS PELÍCULAS EBT3, SE UTILIZO EL MÉTODO PERPENDICULAR DE DOSIS A CONDICIONES ANTERIORMENTE MENCIONADAS.....	51
FIGURA N° 4.2.4 PELICULAS RADIOCROMICAS IRRADIADAS CON DISTINTAS UNIDADES DE MONITOR (UM).....	52
FIGURA N° 4.2.5 CENTRADO DE LA PROTESIS DE TITANIO EN EL CENTRO DEL CAMPO DEL HAZ.....	53
FIGURA N° 4.2.6 ESQUEMA EXPERIMENTAL DE MEDIDA CON PELICULAS RADIOCROMICAS.....	54
FIGURA N° 4.2.7 MONTAJE EXPERIMENTAL DE MEDIDA CON PELICULAS RADIOCROMICAS.....	55

FIGURA N° 4.2.8 ESCANEEO DE LAS PELÍCULAS EBT3 Y PLOTEO DE LA CURVA VALOR DE PIXEL VS DOSIS .....	56
FIGURA N° 4.2.9 (a) CALCULO DE LA DISTRIBUCION DE DOSIS UTILIZANDO EL TPS ECLIPSE, (b) CALCULO DE LA DISTRIBUCION DE DOSIS UTILIZANDO EL TPS IPLANNET. ....	58
FIGURA N° 4.4.1 ACELERADOR LINEAL NOVALIS TX.....	61
FIGURA N° 4.4.2 PELÍCULA RADIOCROMICA EBT3 .....	63
FIGURA N° 4.4.3 ESCANER DE PELICULAS VIDAR.....	64
FIGURA N° 4.4.4 SISTEMA DE PLANIFICACION DE TRATAMIENTO (TPS).....	66
FIGURA N° 4.4.5 CÁMARA DE IONIZACIÓN PARA USO DE HACES DE MEGAVOLTAJE.....	67
FIGURA N° 4.4.6 ELECTROMETRO PTW.....	69
FIGURA N° 5.1 CURVA DE CALIBRACIÓN DE VALOR DE PIXEL EN FUNCIÓN DE LA DOSIS .....	76
FIGURA N° 5.2 CURVA DE CALIBRACION DE LA PELICULA RADIOCROMICA EBT3 (VALOR DE PIXEL VS DOSIS).....	78
FIGURA N° 5.3 CURVA DE CALIBRACIÓN DE DENSIDAD ÓPTICA EN FUNCIÓN DE LA DOSIS PARA LAS PELÍCULAS EBT3 .....	79

FIGURA N° 5.4 PERFILES DE DOSIS EN PRESENCIA DE LA BARRA DE ACRILICO (A) EN LA ENTRADA DEL HAZ, (B) EN LA SALIDA DEL HAZ, (C) COMPARACION EN LA ENTRADA Y SALIDA DEL HAZ. ....81

FIGURA N° 5.4 PERFILES DE DOSIS EN PRESENCIA DE LA BARRA DE TITANIO (A) EN LA ENTRADA DEL HAZ, (B) EN CONTACTO, (C) EN LA SALIDA, (D) COMPARACION EN LA ENTRADA Y SALIDA DEL HAZ.....83

FIGURA N° 5.5 COMPARACION DE PERFILES DE DOSIS EN LA ENTRADA Y SALIDA DEL HAZ, EN PRESENCIA DE LA BARRA DE ACRILICO Y LA BARRA DE TITANIO .....85

FIGURA N° 5.6 FACTOR DE RETRODISPERSION FRENTE A LA DISTANCIA DE SEPARACIÓN DE LA BARRA DE TITANIO.....86

## RESUMEN

El estudio de la interacción de un haz de fotones de alta energía, proveniente de un acelerador lineal, con una prótesis metálica, conlleva a conocer la atenuación y de los efectos de interface que se produce al momento de la interacción. Este trabajo estudia la distribución de dosis de un haz de fotones de 6 MV, proveniente de un acelerador lineal Novalis TX, en el entorno de una prótesis de titanio de 1,8 cm de diámetro de titanio dentro de un fantoma de acrílico. Se realizaron medidas utilizando películas radiocrómicas. Se realizó una tomografía al fantoma de acrílico y a la barra de acrílico en un tomógrafo (Somaton Spirit – Siemens) y se exporto estos estudios tomográficos a los Sistemas de Planificación de Tratamiento (TPS) Iplannet y Eclipse.

En el Sistema de Planificación de Tratamiento (TPS) se le asignó a la barra de acrílico el máximo número de hounsfield permitido, este simulo la barra de titanio (prótesis). Se Planifico un campo de irradiación en las mismas condiciones que se irradio el fantoma de acrílico. De esta manera realizamos una comparación dosimétrica entre lo medido y lo calculado por el Sistema de Planificación de Tratamientos (TPS). Los resultados muestran una atenuación de un 27,22% y en la interface de entrada se produce una sobredosificación del 17,73% en contacto, a 1 mm de distancia de la prótesis la sobredosificación es del 8,32% y un 5,67% a 2 mm. La limitación de los Sistemas de Planificación de Tratamientos (TPS) en calcular las distribuciones de dosis en las interfaces cuando un haz de radiación interactúa con un material de alto número atómico.

## ABSTRACT

The study of the interaction of a beam of photons of high energy, coming from a linear accelerator, with a metallic prosthesis, leads to know the attenuation and the interface effects that occurs at the moment of the interaction. This work studies the dose distribution of a photon beam of 6 MV, in the surroundings of a titanium prosthesis of 1.8 cm diameter of titanium inside an acrylic phantom. Measurements were made using radiocromic films. A tomography was made to the acrylic phantom and the acrylic bar in a tomograph (Somatom Spirit - Siemens) and these tomographic studies were exported to the Treatment Planning Systems (TPS) Iplannet and Eclipse. In the TPS was assigned to the acrylic bar the maximum number of hounsfield allowed, this was simulated the titanium bar. This was planned an irradiation field in the same conditions as the acrylic phantom. In this way we make a dosimetric comparison between the measured and the calculated by the TPS. The results show an attenuation of 27,22% and at the interface of entry there is an overdose of 17,73% in contact, at 1 mm distance from the prosthesis the overdosage is 8,32% and 5,67% to 2 mm. The limitation of TPS in calculating dose distributions at interfaces when a radiation beam interacts with a high atomic number material.



## CAPÍTULO I

### PLANTEAMIENTO DE LA INVESTIGACIÓN

#### 1.1 Identificación del problema

Uno de los objetivos en radioterapia es tener un mayor control del volumen tumoral, para ello es necesario considerar la exactitud de la dosis absorbida que debe estar en los límites de  $-5\%$  y  $7\%$  de la dosis prescrita por el médico radioncólogo.

En el Instituto Privado de Radioterapia (Córdoba – Argentina) se tratan pacientes oncológicos que en muchos casos llevan implantes de metal, es decir una prótesis, compuesta por metales pesados. Los materiales más utilizados en la construcción de esta clase de objetos son el titanio y una aleación de diversos materiales como el cobalto, cromo y molibdeno, todos ellos de alto número atómico.

Existen tratamientos en radioterapia que no se puede evitar la interacción directa de la prótesis con el haz de irradiación; entonces, el problema surge debido a que los sistemas de planificación de tratamientos (TPS) en sus algoritmos de cálculos no contemplan las distribuciones de dosis, provocadas por las densidades de estas prótesis, generando incertidumbres que conllevan a impartir dosis fuera de los límites de tolerancia y, por consiguiente, existe la posibilidad de que no exista un mayor control tumoral. Por ello, en este trabajo se estimó experimentalmente la dosis absorbida producida por la presencia de una barra de titanio dentro de un fantoma de acrílico.

El desarrollo del trabajo contempla emplear haces de fotones de 6 MV, generados en el acelerador lineal Novalis TX. Se diseñó un fantoma de acrílico, en él se insertó una barra de titanio y se realizarán medidas dosimétricas con y sin presencia de la indicada barra, empleando películas radiocrómicas EBT3.

## **1.2 Formulación del problema**

### **1.2.1 Problema principal**

Inexactitud de los sistemas de planificación (TPS) en el cálculo de dosis sobre regiones que incorporan prótesis de metales.

### **1.2.2 Problemas específicos:**

- ¿Será posible calcular las distribuciones de dosis realizado por el TPS, teniendo en cuenta materiales de alto número atómico?
- ¿Contemplan Los TPS en sus algoritmos de cálculos, los cambios abruptos de la dosis absorbida, como consecuencia de la inserción de metales pesados?

## **1.3 Objetivos de la información**

### **1.3.1 Objetivo General**

Estimación de dosis absorbida en tratamientos de radioterapia sobre regiones que incorporan prótesis de metales.

### **1.3.2 Objetivos Específicos:**

- Medir las distribuciones de dosis debido al haz de radiación en la interface de entrada y salida provocada por la prótesis de titanio.
- Identificar los cambios abruptos de la dosis absorbida debido a la prótesis de titanio en el fantoma.

### **1.4 Justificación**

Los sistemas de planificación de tratamiento comprenden un software que cuenta con un avanzado algoritmo de cálculo de dosis, teniendo en cuenta zonas de diferentes densidades; sin embargo, tiene una limitación para materiales de alto número atómico como es una prótesis de titanio. Los principales fenómenos que producen las prótesis a tener en cuenta son el cálculo de dosis errónea en los campos de radiación que atraviesan las prótesis, los cambios abruptos de la dosis absorbida se producen en las interfaces de estos materiales, llamadas efecto de interface, las cuales no se ha tenido en cuenta por los sistemas de planificación, como también la retrodispersión de electrones secundarios generados al interactuar el haz de radiación con materiales de alto número atómico. La Asociación Americana de Física Médica (AAPM) en su reporte N° 65 “Correcciones del tejido inhomogéneo para haces de megavoltaje”<sup>[3]</sup>, se discutió los problemas causados por la presencia de materiales de alto número atómico en tratamientos de radiación con fotones con el fin de proporcionar sugerencias prácticas para tratar con la presencia de prótesis y para reducir al mínimo, o al menos cuantificar, sus efectos no deseados, mientras que se reduce el impacto de las estructuras críticas circundantes.

Este trabajo es de tipo de justificación práctico, ya que el desarrollo del trabajo ayudara a resolver cuyo problema es limitación de los sistemas de planificación en el cálculo de dosis sobre regiones que incorporan prótesis de metales, y porque también la estrategia planteada contribuirá a resolverlo.

### **1.5 Importancia**

Este trabajo es muy importante en el ámbito de la salud, sobre todo en el campo de la radioterapia, porque beneficiara a los pacientes que llevan implantes de metal, es decir prótesis de cadera, restauraciones de metal, entre otros. Al momento de tratarse estos pacientes con radiación ionizante, se tendrá en cuenta el estudio de la dosis impartida en las regiones próximas a la prótesis de metal, y de esta manera garantizar un adecuado tratamiento y mejoramiento de su calidad de vida.

### **1.6 Limitación de la investigación**

El conocimiento de la distribución de dosis en toda la periferia del metal de titanio, es limitado, debido a que solo es posible determinar la dosis en espacios bidimensionales, porque como instrumento de medición se utilizó películas radiocrómicas. El elevado costo de las películas radiocrómicas, imposibilito a utilizar más películas radiocrómicas de lo necesario, para el conocimiento de la incertidumbre asociada en la medición y el conocimiento de la dosis en distintas profundidades.

## CAPÍTULO II

### MARCO TEÓRICO

#### 2.1 Antecedentes del estudio

El trabajo de tesis, basa su estudio con el aporte de textos especializados y estudio e investigación en revistas científicas que son publicaciones fundamentadas para el desarrollo de este trabajo:

Indra J. Das and Faiz M. Kahn, **Backscatter dose perturbation at high atomic number interfaces in megavoltage photon beams**<sup>[1]</sup>.

En este artículo nos menciona que los algoritmos de los sistemas de planificación de tratamientos (TPS) no predicen los efectos de la retrodispersión de los electrones en la distribución de dosis, cuando haz de fotones interactúa con materiales de alto número atómico (prótesis de metales). Observa un incremento de la dosis en las interfaces. Define ese incremento de dosis en términos de un factor de retrodispersión de dosis, que depende de la energía del haz, del espesor del material de alto número atómico, de la distancia a este material y del número atómico. Para las energías estudiadas y distintos medios inhomogéneos, la dosis cae muy rápidamente, es decir desaparece en algunos milímetros en la entrada del haz desde la interfase.

Indra J. Das, Faiz M. Kahn and Bruce J. Gerbi., **Interface dose perturbation as a measure of megavoltage photon beam energy**<sup>[2]</sup>.

En este artículo describe que la calidad del haz de fotones ha sido usualmente caracterizada por un simple valor como el half value layer (HVL), el coeficiente de atenuación efectivo, el porcentaje de dosis en profundidad y más recientemente por la razón de ionización. Se menciona un método basado en la perturbación de la dosis en las interfaces y define un factor de perturbación de dosis como la medida de la calidad del haz. Realiza comparaciones entre los dos métodos para un rango de energía de haz de  $\text{Co}^{60}$  hasta un haz de 24 MV.

**George X. Ding, Christine W. Yu., A Study on beams passing through hip prosthesis for pelvic radiation treatment** <sup>[3]</sup>.

Este artículo realiza el estudio mediante una simulación de Monte Carlo usando el código EGS4/BEAM, simula un haz de fotones que inciden sobre un material de alto número atómico compuesto de diferentes materiales (estaño, cobalto, molibdeno) este material se localiza dentro de una cuba de agua. Este a su vez tendrá la misma geometría de la cabeza femoral de un paciente. Se hace una comparación de distribución de dosis entre la simulación de Monte Carlo y un sistema de planificación comercial Cadplan, también compara porcentaje de dosis en profundidad y perfiles de dosis.

Tomohiro Shimozato, Keisuke Yasui, Ryota Kawanami and Kousaku Habara.

**Dose distribution near thin titanium plate for skull fixation irradiated by a 4 MV photon beam** <sup>[4]</sup>.

En este trabajo investiga los efectos de la radiación dispersa de una delgada placa de titanio utilizada para la fijación del cráneo para la irradiación del nervio cerebral con un haz de 4 MV. Se investiga la distribución de dosis en un fantoma de agua que simula la cabeza humana equipada con una placa de titanio usando simulación de Monte Carlo y un sistema de planificación comercial, la simulación muestra con mayor precisión los valores de medición. Los efectos de la radiación dispersa producidos por materiales de alto número atómico tales como el titanio no son considerados actualmente en los sistemas de planificación de tratamientos (TPS). Las comparaciones muestran que la distribución de la dosis se ve afectada por la radiación dispersa producido por materiales de alto número atómico.

Las diferencias entre la simulación y el cálculo del sistema de planificación son bastantes significativas en la entrada y salida del haz, sin embargo la dosis no cambia en las regiones más profundas de la placa en el agua. También se investigaron los efectos de variación de las energías de los fotones, tamaños de campo de radiación y el espesor de la placa de titanio.

Reporte N° 85 de la Asociación Americana de Física Médica, USA 2004.,  
**Correcciones por tejido inhomogéneo para haces de fotones de megavoltaje** <sup>[5]</sup>.

El cuerpo humano consiste de una variedad de tejidos y de densidad diferente al agua como los pulmones, los dientes, los huesos, cavidades orales, senos paranasales. La distribución de dosis se ve afectada por estas inhomogeneidades de tejidos por tanto no entregando la dosis prescrita, entonces el uso inconsistente de

correcciones por falta de homogeneidad nos brinda una información dosimétrica errónea.

Los avances recientes en el algoritmo de cálculo de dosis, están empezando a tomar importancia sobre el estudio de la distribución de dosis en medios homogéneos, el Comité de Radioterapia de la Asociación Americana de Físicos Médicos analiza la necesidad clínica de la falta de corrección por tejido inhomogéneo en haces de fotones, hacer recomendaciones con respecto a los tipos de procedimiento que se deben de utilizar para evaluar la exactitud de los procedimientos de corrección por falta de homogeneidad.

**Chester Reft., Consideraciones dosimétricas para pacientes con prótesis de cadera en tratamientos de irradiación pélvica <sup>[6]</sup>.**

En este trabajo realiza un estudio de dosimetría para pacientes que llevan implantes de cadera, es decir una prótesis, los materiales más utilizados en la construcción de esta clase de objetos son el titanio y una aleación de cobalto, cromo y molibdeno, todos ellos elementos de alto número atómico.

La prótesis de cadera de titanio (que tienen un número atómico ( $Z=22$ ) aproximado al del calcio ( $Z=20$ ), pero una alta densidad electrónica, relativa al agua, aproximadamente 4, mucho más grande que la del hueso. A menudo la presencia de la prótesis es ignorada cuando su impacto en el tratamiento es mínimo. Las razones para tener en cuenta las prótesis son usualmente que es imposible determinar exactamente la composición elemental de la prótesis, y la



mayoría de los sistemas de planeamiento de tratamiento (TPS) no pueden totalmente predecir la dosis absorbida por la prótesis en el campo de radiación.

En este trabajo tiene por objetivo reflejar el estado actual del conocimiento científico y la metodología técnica en la dosimetría clínica para pacientes de oncología con prótesis de cadera de alto número atómico, la presencia de un material inhomogeneo de alto-Z en un fantoma de agua o paciente irradiado, da como resultado la atenuación de la radiación a través de la inhomogeneidad, así como perturbaciones locales conocidos como efectos de interface.

## **2.2 Cantidades que describen la interacción de la radiación ionizante con la materia**

La dosimetría para radioterapia estudia dos aspectos diferentes: por un lado el haz de fotones en sí mismo, es decir en términos de propiedades físicas del haz, como: espectro, características geométricas, etc. y, por otro, la cantidad de energía que es transferida desde el haz de fotones al medio irradiado, que será depositada en el material típicamente considerando aire, agua o materiales biológicos.

### **2.2.1 Dosis absorbida**

La Comisión Internacional de medidas de Radiación (ICRU 1980,1998) <sup>[7]</sup> define la dosis absorbida como la cantidad  $d\bar{\varepsilon}$  por  $dm$ , donde  $d\bar{\varepsilon}$  es la media energía entregada por la radiación ionizante a la materia de masa  $dm$ :

$$D = \frac{d\bar{\varepsilon}}{dm} \quad (2.1)$$

La unidad de dosis absorbida es el *gray* que es 1 joule por kilogramo ( $J / Kg$ ), la unidad antigua es el *rad*, que es  $10^{-2}$  *gray* (algunas veces referido a *centigray*).

La energía impartida  $\varepsilon$  por la radiación ionizante a la materia en un volumen definido es definido por la ICRU (1980,1998) como:

$$\varepsilon = R_{ent} - R_{sal} + \sum Q \quad (2.2)$$

Dónde:

$R_{ent}$  Es la suma de las energías (excluyendo energías de masa en reposo) de todas las partículas cargadas y partículas ionizantes no cargadas que entran en un volumen (conocida como la energía radiante).

$R_{sal}$  Es la suma de las energías (excluyendo energías de masa en reposo) de todas las partículas ionizantes cargadas y no cargadas que salen del volumen.

$\sum Q$  Es la suma de todos los cambios (decrece: signo positivo, incrementa: signo negativo) de la energía de masa en reposo de núcleos y partículas elementales en alguna transformación nuclear que ocurre en el volumen.

La ecuación (2.2.3) ilustra el concepto de energía impartida, en la parte izquierda de la ecuación representa una interacción Compton dentro del volumen  $V$ , la energía impartida está dada por:

$$\varepsilon = h\nu_1 - (h\nu_2 + h\nu_3 + T) \quad (2.3)$$

Donde  $T'$  es la energía cinética de las partículas cargadas, además  $T$  es la energía cinética en el volumen. Notar que el fotón  $h\nu_4$  no aparece, ya que no se emite en el volumen  $V$ . Los términos de  $\sum Q$  no están involucrados aquí.

En la figura (2.1) de la derecha, implica la emisión de  $h\nu_1$  desde un átomo radioactivo, producción de pares (energías cinéticas  $T_1$  y  $T_2$ ) y radiación de aniquilación, como el positrón. La energía impartida en este caso está dado por

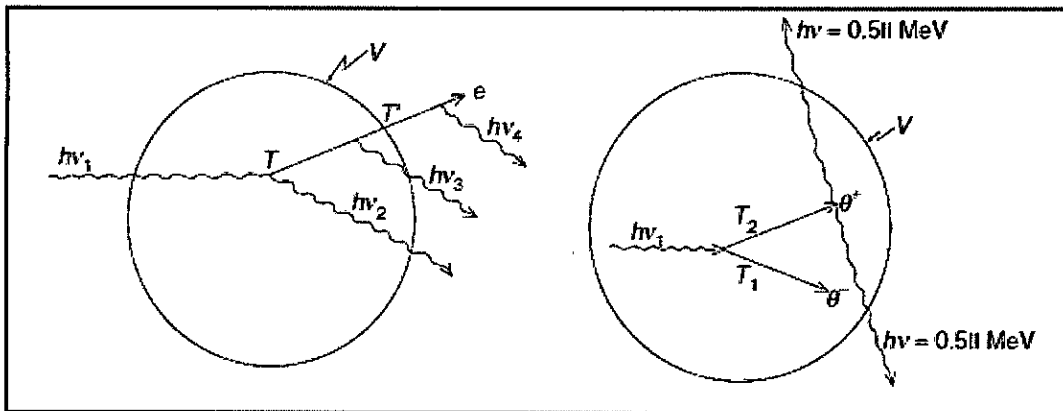
$$\varepsilon = 0 - 1.022MeV + \sum Q \quad (2.4)$$

Donde

$$\sum Q = h\nu_1 - 2m_0c^2 + 2m_0c^2 = h\nu_1 \quad (2.5)$$

En la ecuación (2.2.4), el término  $R_{ent}$  es cero; 1,022 es el término  $R_{sal}$ , comprendiendo las dos aniquilaciones de los rayos  $\gamma$ . Los rayos  $\gamma$  de energía  $h\nu_1$  surge de una disminución de la masa en reposo del núcleo, el termino  $-2m_0c^2$  es debido a la creación de un par electrón - positrón; es decir un incremento de la energía de la masa en reposo.

**FIGURA N° 2.1 CONCEPTO DE LA ENERGÍA IMPARTIDA A UN VOLUMEN ELEMENTAL POR LA RADIACIÓN.**



*P. Mayles. 2007. Handbook of radiotherapy physics theory and practice.*

Finalmente el termino de  $+2m_0c^2$  se debe a la aniquilación de un electrón y un positrón. Notar que la cantidad  $\varepsilon$ , es estocástico, aunque se requiere el valor medio, en la definición de dosis absorbida.

### 2.2.2 Fluencia

Para el cálculo de la dosis absorbida se requieren cantidades que describen el campo de radiación, los cuales son conocidos como “las cantidades de campo”. La fluencia de las partículas es una cantidad básica importante, que implica el número de partículas por unidad de área [8].

Sea  $N$  el valor esperado del número de partículas al golpear una esfera finita alrededor del punto  $P$  (durante un intervalo de tiempo finito). Si la esfera se reduce a un infinitesimal, un punto  $P$ , con un área de sección transversal de  $dA$ , entonces la fluencia  $\Phi$  está dado por:

$$\Phi = \frac{dN}{dA} \quad (2.6)$$

La fluencia es una cantidad escalar, la dirección de la radiación no se toma en cuenta. La diferencial en energía, frecuentemente escribiremos como  $\Phi_E$ :

$$\Phi_E = \frac{d\Phi}{dE} \quad (2.7)$$

En cuyo caso la fluencia total viene dado por:

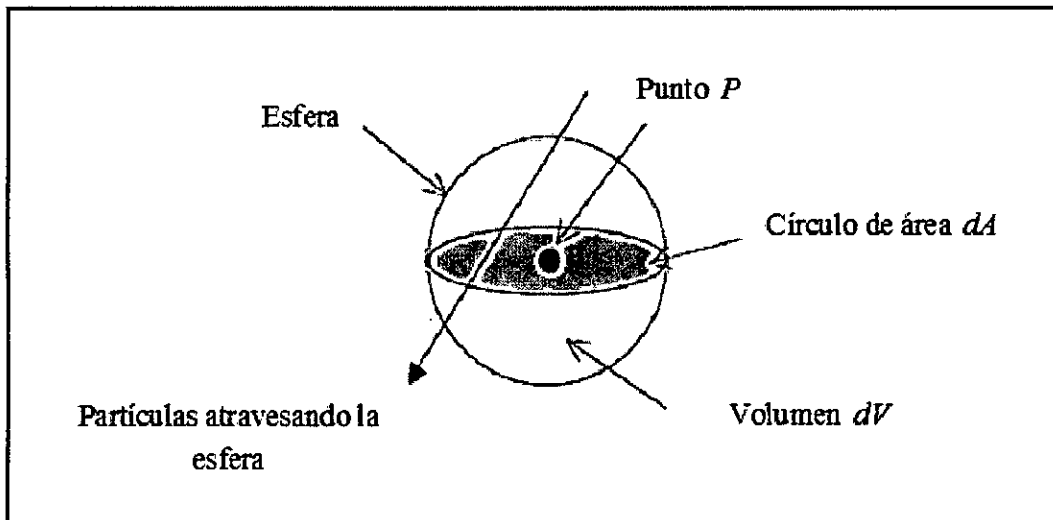
$$\Phi = \int_0^{E_{\max}} \Phi_E dE \quad (2.8)$$

Cabe señalar que la fluencia también puede expresarse como la suma de la longitud del recorrido  $\Delta s$  de las partículas que atraviesan el volumen de la esfera elemental.

$$\Phi = \frac{\sum \Delta s}{dV} \quad (2.9)$$

Esta forma es muy útil cuando se consideran los llamados integrales de cavidad, que implica la evaluación de la fluencia media sobre un volumen.

**FIGURA N° 2.2 FLUJO DE PARTÍCULAS ATRAVESANDO UNA SECCIÓN DE UNA ESFERA**



*P. Mayles. 2007. Handbook of radiotherapy physics theory and practice.*

### **2.3 Física de la producción de rayos X**

Existen dos mecanismos diferentes por los cuales se producen los rayos X. Uno da lugar a los rayos X bremsstrahlung y lo otro a los rayos X característicos [11].

#### **2.3.1 Bremsstrahlung**

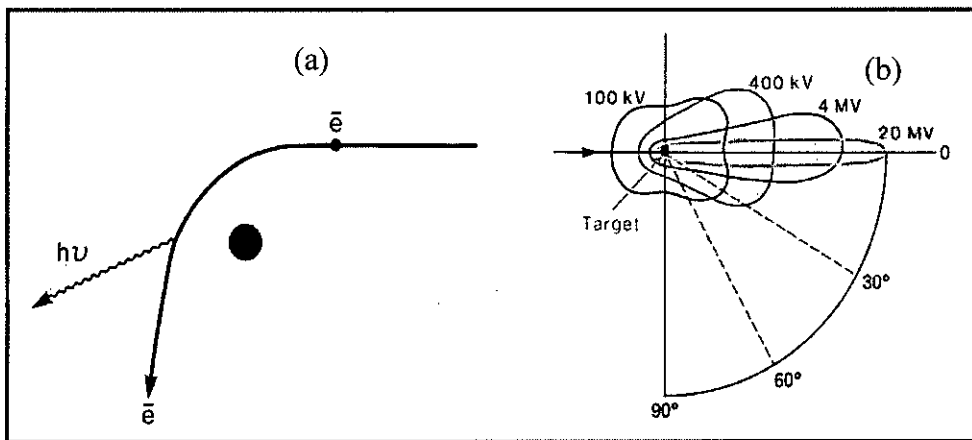
El proceso de bremsstrahlung (radiación de frenado) es el resultado de la colisión radiativo de un electrón de alta velocidad y un núcleo, el electrón mientras pasa cerca del núcleo, puede ser desviado de su trayectoria por la acción de fuerzas coulomb de atracción y pierde energía en forma de radiación de frenado, un fenómeno predicho por la teoría general de Maxwell de la radiación electromagnética. De acuerdo con esta teoría, la energía se propaga a través del

espacio por el campo electromagnético. A medida que el electrón, con su campo electromagnético asociado, pasa por las proximidades de un núcleo, que sufre una repentina desviación y desaceleración, como resultado una parte o la totalidad de su energía se disocia y se propaga en el espacio en forma de radiación electromagnética <sup>[11]</sup>.

Puesto que un electrón puede tener una o más interacciones bremsstrahlung en el material y una interacción puede resultar en la pérdida parcial o completa de la energía de los electrones, los fotones bremsstrahlung pueden tener cualquier energía hasta la energía inicial del electrón. Además la dirección de emisión de los fotones bremsstrahlung depende de la energía de los electrones incidentes. La energía de los electrones por debajo de unos 100 KeV, los rayos X se emiten más o menos igual en todas sus direcciones, a medida que la energía cinética de los electrones aumenta, la dirección de emisión de rayos X se convierte en cada vez más hacia adelante. Por lo tanto se utilizan blancos (target) que son usados en tubos de rayos X de megavoltaje, en el que se bombardea con electrones el blanco por un lado y por el otro lado se obtiene los rayos X, en los tubos de rayos X de bajo voltaje, es técnicamente ventajoso obtener el haz de rayos X en el mismo lado del blanco.

En la figura (2.3.1) se muestra el proceso bremsstrahlung y la distribución espacial de rayos X.

**FIGURA N° 2.3.1 (a) PROCESO BREMSSTRAHLUNG Y (b) DISTRIBUCIÓN ESPACIAL DE RAYOS X ALREDEDOR DE UN BLANCO.**



*Fuente: Khan, Faiz M.2013. Physics of radiation therapy.*

La pérdida de energía por átomo de electrones depende del cuadrado del número atómico ( $Z^2$ ). Así la probabilidad de producción de radiación de frenado varia con el  $Z^2$  del material del blanco. Sin embargo la eficiencia de producción de rayos X depende del número atómico y del voltaje aplicado al tubo.

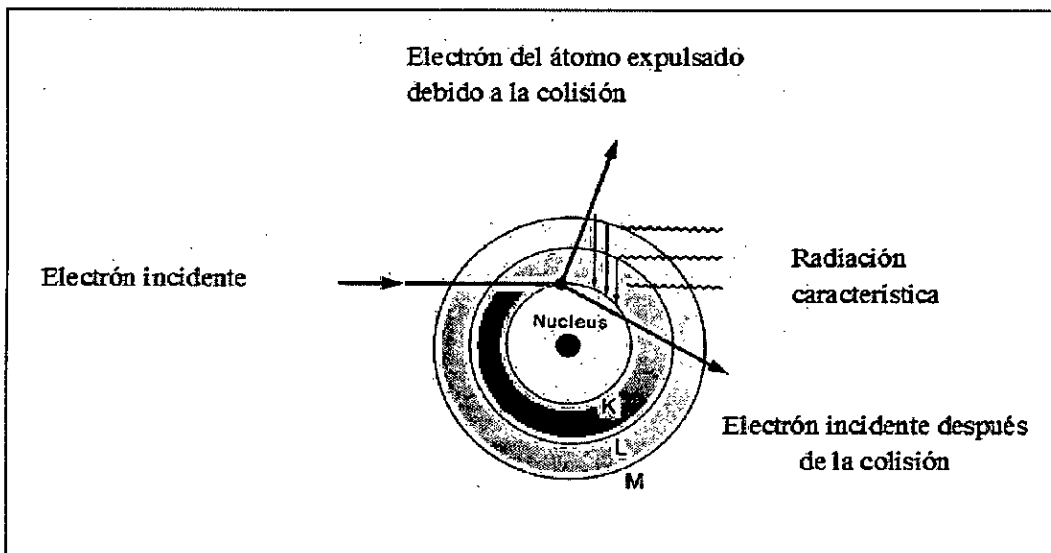
### 2.3.2 Rayos X característicos

Los electrones incidente sobre el blanco también producen rayos X característicos, el mecanismo de su producción se ilustra en la figura (2.3.2). Un electrón con energía cinética  $E_0$ , puede interactuar con los átomos del blanco al expulsar un electrón orbital tales como  $K$ ,  $L$  o  $M$ , dejando el átomo ionizado, el electrón original se aleja de la colisión con energía  $E_0 - \Delta E$ , donde  $\Delta E$  es la energía dada para electrón orbital. Una parte de  $\Delta E$  es perdido para superar la



energía de ligadura del electrón y el resto de energía es llevado por el electrón expulsado, cuando se crea una vacante en la órbita, un electrón orbital exterior caerá para llenar esa vacante, al hacerlo la energía es irradiada en forma de radiación electromagnética, esto es llamado radiación característica. Con blancos de mayor número atómico y las transiciones que se dan en las capas internas tales como  $K, L, M$  y  $N$ , las radiaciones características emitidos son de altas energías suficiente para ser considerado en parte de los rayos  $X$  del espectro electromagnético [11].

**FIGURA N° 2.3.2 DIAGRAMA PARA EXPLICAR LA PRODUCCIÓN DE RADIACIÓN CARACTERÍSTICA**

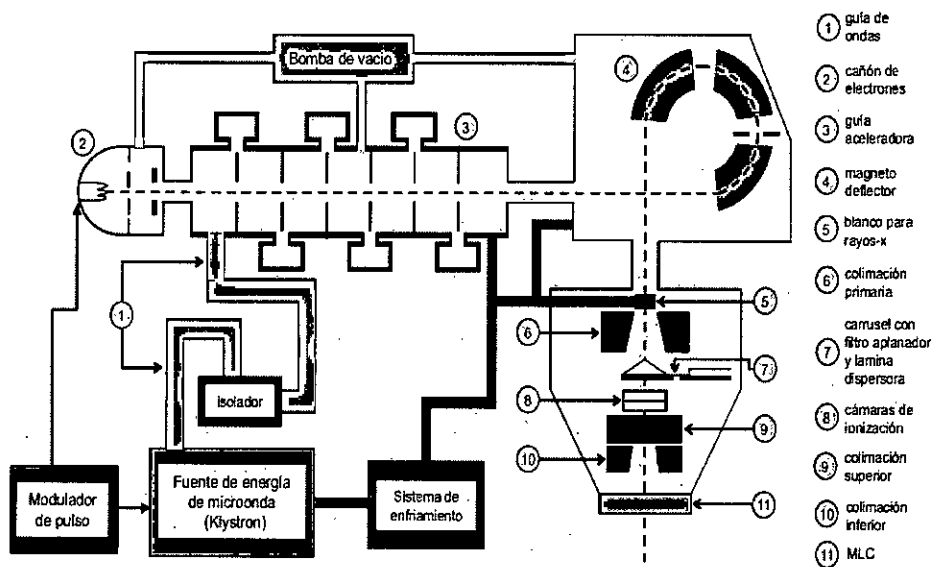


*Fuente: Khan, Faiz M.2013. Physics of radiation therapy.*

## 2.4 El haz del acelerador lineal

Los rayos X bremsstrahlung se producen cuando los electrones inciden sobre un blanco de un material de alto número atómico tal como es el tungsteno [12]. El blanco es refrigerado por agua y es suficientemente grueso para absorber la mayor parte de los electrones incidentes. Como resultado, interacciones del tipo radiación de frenado, la energía de los electrones es convertida en un espectro de energía de rayos X con la energía máxima igual a la energía del electrón incidente. La energía del fotón media del haz es de aproximadamente un tercio de la energía máxima. En la Figura N° 2.4 se aprecia un esquema de las partes de un acelerador lineal para uso clínico.

**FIGURA N° 2.4 DIAGRAMA DE BLOQUES TIPICO DE UN ACELERADOR LINEAL DE USO MEDICO**



*Fuente: Khan, Faiz M.2013. Physics of radiation therapy.*

Es habitual que algunos de los fabricantes para diseñar a sus aceleradores lineales que tienen tanto haces de electrones y de rayos X. Por ejemplo, el acelerador lineal Novalis TX, diseñado por la compañía Varian – Brainlab, produce haces de electrones de energía 6, 9, 12, 15, 18 y 22 MeV y rayos X de energía 6 y 10 MV. El haz consta de electrones de millón de voltios, ya que es casi monoenergético antes de la incidencia sobre la superficie del paciente. El haz de rayos X, por otra parte, es heterogénea en energía y es designado por megavoltios, como si el haz se produce mediante la aplicación de un voltaje a través de un tubo de rayos X.

## **2.5 Capacidad de penetración de los haces de fotones en el paciente**

Un haz de fotones viajando en el vacío (o, en primera aproximación en aire) es gobernado por la Ley del Inverso del cuadrado de la distancia, mientras que un haz de fotones propagándose en un medio material como en el paciente o un material, es afectado no solo por la distancia a la fuente (Ley Inverso de cuadrado) sino también por la atenuación y dispersión del haz de fotones por parte del medio irradiado [8]. Estos efectos provocan la deposición de dosis en el material irradiado resulte un proceso complicado, cuya determinación representa un significativo desafío para la dosimetría.

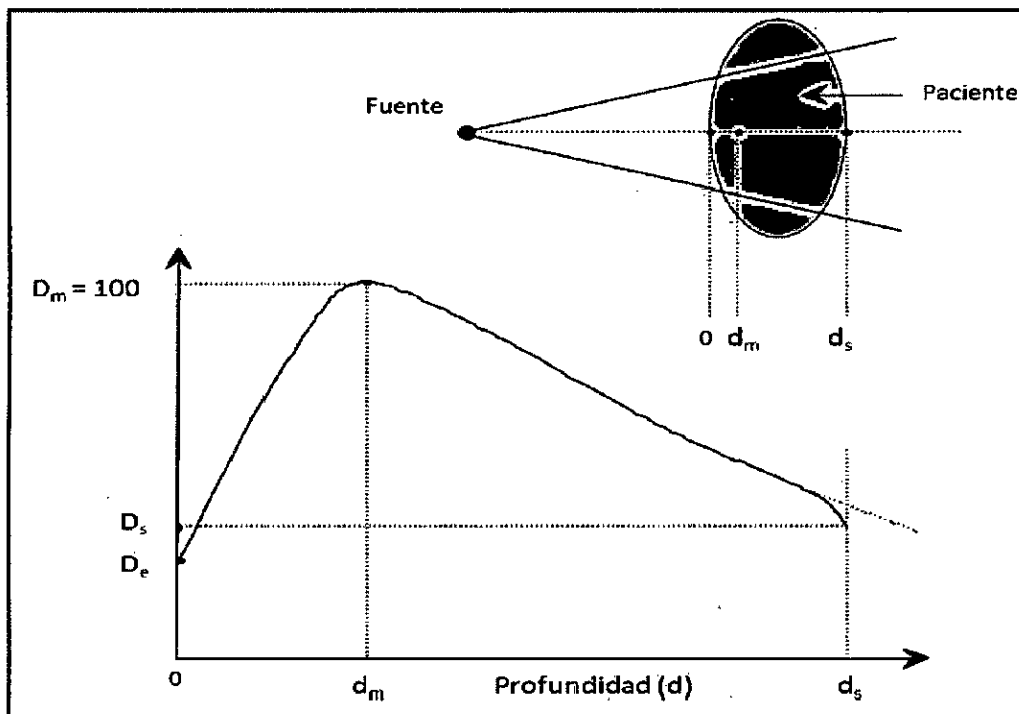
La medición directa de la distribución de dosis en el paciente es generalmente impracticable, sin embargo es absolutamente necesario conocer con gran precisión la distribución de dosis en el volumen irradiado para practicar tratamientos efectivos y confiables. Este objetivo se consigue por medio de determinaciones indirectas que relacionan, por medio de funciones específicas, la dosis absorbida

en cualquier posición dentro del volumen irradiado del paciente con valores de dosis conocidos, determinados en fantasmas por medio de calibraciones de referencia <sup>[20]</sup>.

### 2.5.1 Depósito de la dosis en profundidad

Una distribución típica de dosis en profundidad sobre el eje central del campo para un haz de megavoltaje incidiendo sobre un paciente, como se muestra en la siguiente figura (2.5.1).

**FIGURA N° 2.5.1 DEPÓSITO DE DOSIS EN PROFUNDIDAD DE UN HAZ DE FOTONES DE MEGAVOLTAJE**



*Fuente: P. Mayles. 2007. Handbook of radiotherapy physics theory and practice.*

Pueden identificarse diferentes puntos y regiones de importancia. El haz ingresa al paciente a través de la superficie, donde deposita una dosis  $D_s$ . Más allá de la superficie de ingreso, la dosis crece rápidamente alcanzando un valor máximo a la profundidad  $z_{\max}$  y luego disminuye casi exponencialmente hasta alcanzar el valor  $D_{ex}$  en la superficie de salida [8].

### 2.5.2 Distribuciones de dosis

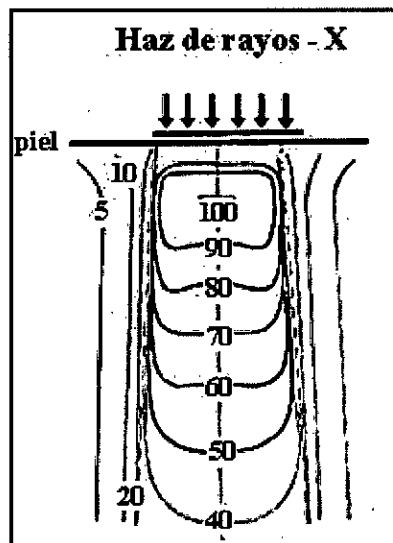
Para caracterizar la dosis entregada por un haz de radiación, se necesita conocer la dosis depositada en 3 dimensiones. La distribución de la dosis absorbida en un medio dependerá de las condiciones del haz y del campo. Depende de la naturaleza de la radiación (fotones, electrones, neutrones, etc.), de la energía de los fotones, del medio absorbente, del tamaño de campo, de la distancia fuente superficie (SSD) y de la profundidad [13]. Para caracterizar el haz de radiación, se mide en agua las dosis en profundidad entregada en el eje central del haz, y además se miden perfiles transversales de dosis, a una profundidad dada, en los ejes perpendiculares al eje central.

- **Distribución bidimensional de dosis**

Los datos de dosis en profundidad en conjunto con los perfiles de dosis contienen la información completa en 2D y 3D acerca de un haz de radiación. Sin embargo, esta información es difícil de visualizar aun para un solo campo abierto y más aún para campos irregulares o una combinación de campos. Para representar las variaciones de dosis absorbida en un plano o en un volumen, la distribución se representa por medio de curvas de isodosis, que son líneas que pasan por puntos

de igual dosis <sup>[13]</sup>. las curvas son usualmente dibujadas a intervalos regulares de dosis absorbida y se expresan como un porcentaje de dosis en un punto de referencia, en la Figura (2.5.2) se muestra como ejemplo una distribución de isodosis en un plano perpendicular a la dirección de incidencia del haz, obtenida durante esta práctica, para el caso de un campo simétrico de 10×10 cm<sup>2</sup>.

**FIGURA N° 2.5.2 DISTRIBUCION DE DOSIS PARA UN CAMPO DE 10X10 PARA FOTONES DE 6 MV**



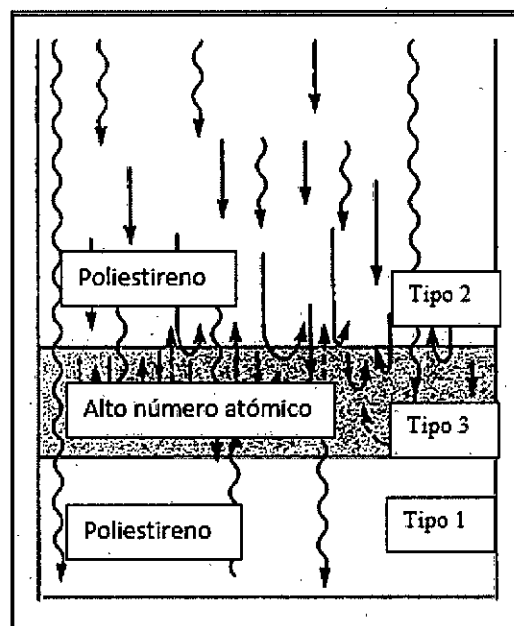
*Fuente: E.B. Podgorsak. 2005. Radiation Oncology Physics*

## 2.6 Retrodispersión de electrones

La dosis retrodispersada en la interface de un medio homogéneo e inhomogéneo para un haz de fotones, puede ser dividida en tres partes <sup>[1]</sup>: (1) la dosis debido a la retrodispersión de fotones, (2) la dosis debido a la retrodispersión de electrones secundarios puesto en movimiento en el medio homogéneo sobre la

inhomogeneidad, y (3) la dosis debido a la retrodispersión de electrones secundarios puestos en movimiento dentro de la inhomogeneidad, como se muestra en la figura (2.6.1).

**FIGURA N° 2.6.1 REPRESENTACION ESQUEMATICA EN LOS TRES TIPOS DE CONTRIBUCION DE DOSIS**



*Fuente: Idra J. Das y Fais M.Khan.1987. Backscatter dose perturbation at high atomic number interfaces in megavoltage photon beams*

- **Factor de retrodispersión**

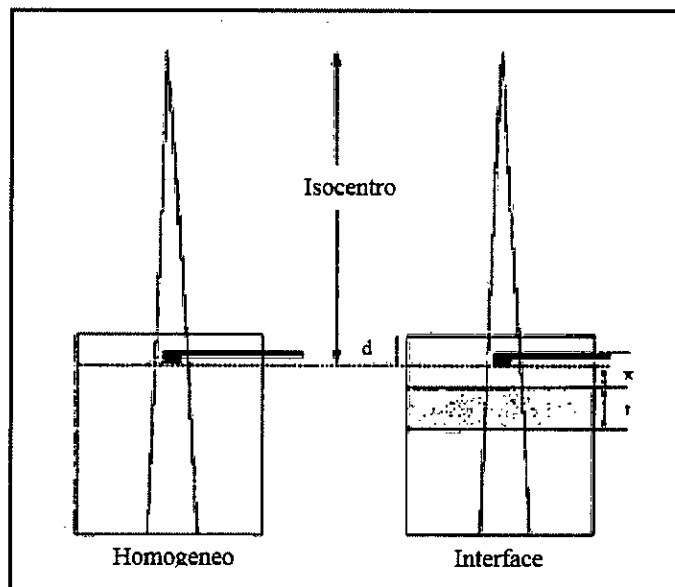
Es conveniente tener un factor de corrección que cuando se multiplique una dosis medida en un medio homogéneo, produce una dosis en un medio que contiene inhomogeneidad <sup>[1]</sup>, este enfoque es simple y fácil de manejar. Para calcular la distribución de dosis en la interfase con un medio

de alto  $Z$  (número atómico). Se define el valor del factor de retrodispersión de la siguiente manera:

$$BSDF_{(E,A,d,t,Z,\theta)} = D_i / D_h \quad (2.10)$$

Donde  $D_i$  es la dosis en la interfase de la entrada del haz,  $D_h$  es la dosis en el mismo punto, pero en un fantoma homogéneo, siendo  $E$  el parámetro de energía del haz de fotones,  $A$  es el tamaño de campo en el punto de medida,  $d$  es la distancia de la superficie al punto de medida,  $t$  es el espesor de la inhomogeneidad,  $x$  es la distancia del punto de medida a la interface,  $Z$  es el número atómico de la interface y  $\theta$  es el ángulo de incidencia del haz de fotón, como se muestra en la Figura 2.6.2

**FIGURA N° 2.6.2 CONFIGURACION EXPERIMENTAL PARA LA MEDICION DEL FACTOR DE RETRODISPERSION**



*Fuente: Idra J. Das y Fais M.Khan.1987. Backscatter dose perturbation at high atomic number interfaces in megavoltage photon beams*



## 2.7 Sistemas de medida de radiación ionizante

### 2.7.1 Película radiocrómica

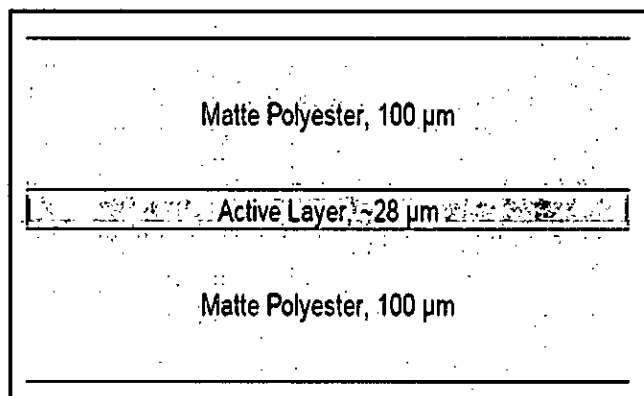
Las películas radiocrómicas se han convertido en una herramienta muy importante para registrar complejas distribuciones de dosis <sup>[14]</sup>. En particular, las películas radiocrómicas EBT (*Gafchromic*) se han aceptado en la comunidad científica como detector de referencia bidimensional. Se llama reacción radiocrómica a la coloración directa de un medio por la absorción de la radiación cuando son irradiados, inicialmente sufre una polimerización parcial que cambia su transmitancia volviéndola más oscura a la luz visible. Esta opacidad es proporcional a la dosis recibida.

Desde hace mucho tiempo se emplean las películas radiocrómicas para alta tasa de dosis ( $10^{44} - 10^6 \text{ Gy}$ ). Sin embargo estas dosis están fuera del rango clínico, ya que en el rango de la radioterapia se puede alcanzar dosis hasta  $8 \text{ Gy}$ , por esta razón las actuales películas EBT han sido adaptadas para ser más sensibles a la dosis entre  $1 \text{ cGy}$  a  $50 \text{ Gy}$ . El EBT con número atómico efectivo ( $Z_{ef} = 6,89$ ) según el fabricante, que lo hace muy similar al agua ( $Z_{ef} = 7,30$ ) en términos de densidad. La capa más sensible de esta película contiene mayoritariamente Carbono (42,3), hidrogeno (39,7) y oxígeno (16,2) y en proporciones mucho menores, Nitrógeno (1,1) y Cloro (0,3).

La capa activa se fabrica sobre un sustrato de poliéster de  $100 \mu\text{m}$ , tanto en la parte superior como inferior, en la parte del centro corresponde a una capa activa

de 28  $\mu\text{m}$  que por su composición, posee un número efectivo de 6,84, como se muestra en la Figura 2.7.1, las láminas de poliéster ayudan a proteger la capa activa de daño mecánico y permiten a la película sumergirse en agua por algunas horas, a costo de una penetración de agua (1 a 2 mm) en los bordes. Sin embargo la mayoría de las irradiaciones se realizan en un fantoma de acrílico para no comprometer la película.

**FIGURA N° 2.7.1 CONFIGURACIÓN DE UNA PELICULA  
RADIOCROMICA EBT3**



*Fuente: Murat Beyzadeoglu. 2010. Basic Radiation Oncology*

Varias ventajas tiene la EBT3 respecto de su antecesor EBT2, dos de ellas que su configuración de la película radiocromica EBT3 es simétrica, también es más independiente de la energía del haz y también del lote de las películas, aunque sigue siendo recomendable realizar una calibración por cada lote, además una de las ventajas de las películas radiocromicas es que no necesitan un cuarto oscuro de revelado, se suelen escanear directamente.

Resultados obtenidos en múltiples estudios demuestran una sensibilidad despreciable de las películas radiocrómicas EBT3 a la luz ambiente así como estabilización después de horas de haber sido irradiada, sin embargo se recomienda esperar unas 24 horas para su escaneo <sup>[15]</sup>, con respecto a los canales de revelado ( longitud de onda empleada para medir la absorción y estimar la densidad óptica – dosis), el canal verde posee un mejor comportamiento en dosis superiores a los 35 Gy, mientras que el canal rojo presenta mejor respuesta para dosis menores a 10 Gy.

Una de las primeras características observables de las películas EBT3 es de color amarillo debido a una coloración incorporada a la capa activa, previo al realizar el escaneo es muy importante realizar un pre – calentamiento del escáner, además de modo de prueba escanear film en desuso, también debe escanearse cada película antes de que sea irradiada, esto permite sustraer los valores pre-expuestos a los post-expuestos y realiza una corrección de fondo. Otras precauciones importantes a considerar son la manipulación de las películas es el uso de guantes para evitar dejar marcas dactilares o suciedad y también la orientación al momento de escanear, se recomienda siempre escanear las películas en la una misma orientación.

Finalmente es importante mencionar que el lote de películas radiocrómicas debe estar calibrado, es decir que la dosis en función de pixeles o densidad óptica debe de estar determinada, para ello se irradian 13 películas y una se deja sin irradiar que servirá para el background <sup>[16]</sup>.

- **Cuantificación de la dosis absorbida en las películas radiocrómicas**

Cuando se pretende emplear estas películas en la dosimetría de radiaciones, es decir, la cuantificación de la dosis en un punto o región, es necesario relacionar la respuesta de la película con la radiación que interactuó con ella. La respuesta de la película radiocrómica a diferentes exposiciones de radiación se manifiesta en un ennegrecimiento de la región en la cual ha incidido mayor radiación.

Para cuantificar de manera objetiva el ennegrecimiento de una película radiográfica, se desarrolló el concepto de Densidad Óptica (OD) y que se define como (Attix, 1986) <sup>[17]</sup>:

$$OD = \log_{10} \left( \frac{I_0}{I} \right) \quad (2.11)$$

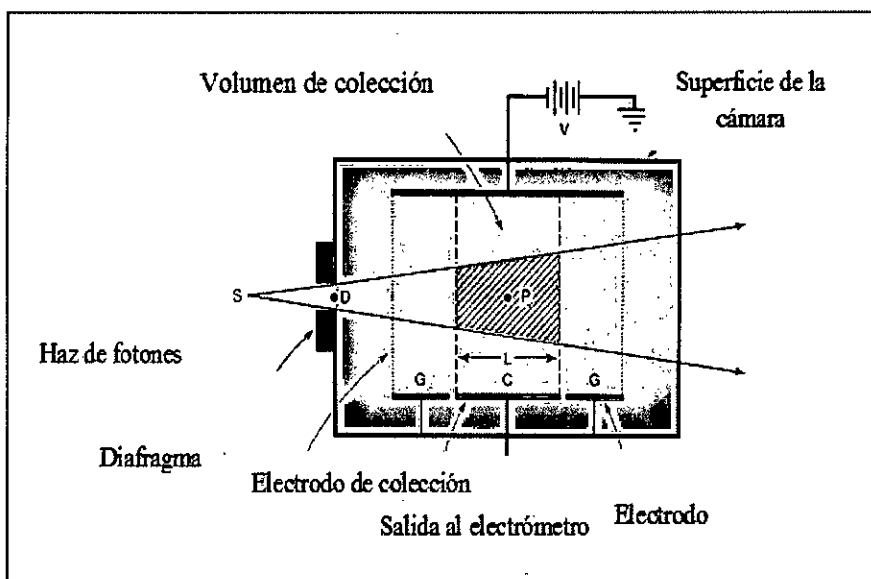
Donde  $I_0$  es la intensidad medida por un densitómetro en ausencia de película, y  $I$  es la intensidad transmitida a través la película.

### 2.7.2 Cámaras de ionización

Esta cámara de ionización consiste básicamente de un gas (generalmente aire) que ocupa la cavidad de un sólido en el cual un campo eléctrico es establecido para coleccionar los iones formados por la radiación ionizante <sup>[9]</sup>. Una cámara de aire libre está representado esquemáticamente en la figura (2.8.2), un haz de rayos  $X$ , con origen en un punto focal  $S$ , se define por el diagrama  $D$  y pasa centralmente

entre un par de placas paralelas, una alta tensión ( $100 \text{ V/cm}$ ) se aplica entre las placas para coleccionar los iones producidos en el aire entre las placas. La ionización se mide para una longitud  $L$  definida por las líneas de fuerza limitantes a los bordes de la placa de colección  $C$ . Los electrones producidos por el haz de fotones en el volumen especificado (sombreada en la figura (2.7.2)) deben pasar toda su energía por ionización del aire entre las placas. Tal condición puede existir solamente si el rango de electrones liberados por los fotones incidentes es menor que la distancia entre cada placa y el volumen especificado. Además, para el equilibrio electrónico exista, la intensidad del haz (fluencia de fotones por unidad de tiempo) debe permanecer constante a través de la longitud del volumen especificado, y la separación entre el diafragma y la región de iones de colección deberá superar al rango de electrones en el aire.

**FIGURA N° 2.7.2 DIAGRAMA DE UNA CÁMARA DE AIRE**



*Fuente: Khan, Faiz M. 2013. Physics of radiation therapy.*

Las mediciones precisas con una cámara de ionización de aire libre requieren un cuidado considerable, algunas correcciones que se aplican habitualmente incluyen, la corrección de atenuación del aire, la corrección por recombinación de iones, corrección de los efectos de la temperatura, presión, humedad y la corrección producida por los fotones dispersados <sup>[20]</sup>.

## **2.8 Fantomas**

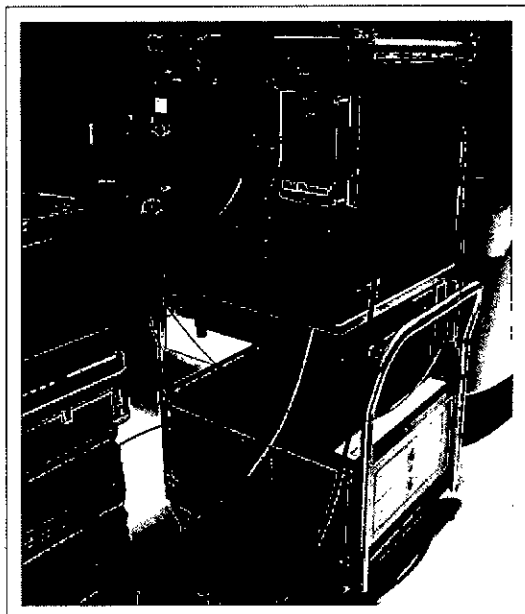
El término “fantoma” describe materiales y estructuras que modelan las propiedades de absorción y scattering del paciente en general, existen dos tipos: los fantomas geométricos, que imitan las propiedades dosimétricas del tejido humano, pero que reducen la complejidad de la anatomía humana a geometrías simples y los fantomas antropomórficos, que imitan además la anatomía del paciente.

- **Fantoma de agua**

El agua es el material más conveniente para realizar mediciones dosimétricas. Su fórmula química es simple, es transparente, líquida, barata y fácilmente disponible. El agua es uno de los principales constituyentes del tejido humano y su número efectivo ( $Z_{eff} = 7,51$ ), así como su densidad ( $\rho = 1g/cm^3$ ), tienen valores cercanos al tejido humano. Por todo esto, es considerado equivalente al tejido, y muchos procedimientos dosimétricos se llevan a cabo en fantomas de agua.

El tipo de fantoma más utilizado es un tanque de agua de acrílico, de dimensiones de al menos  $40 \times 40 \times 40 \text{ cm}^3$ , como se puede apreciar en la Figura N°2.8.1, con la parte superior abierta, y que se llena de agua. Dentro del tanque hay montado un carro que se puede mover con precisión en tres dimensiones, y que permite colocar detectores de radiación como cámaras de ionización o diodos en cualquier parte del tanque.

**FIGURA N° 2.8.1 FANTOMA DE AGUA**

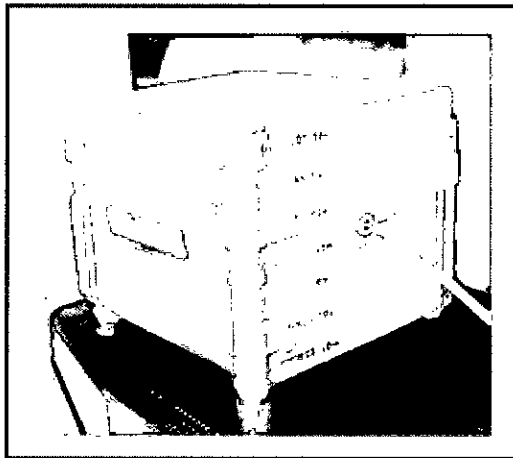


- **Fantoma de acrílico**

Los fantomas de acrílico son muy útiles para mediciones rutinarias, considerando que el montaje del fantoma de agua consume bastante tiempo. Además permite realizar mediciones con detectores que no

cuentan con un sistema a prueba de agua. El fantoma de acrílico consiste en bloques de materiales que imitan al agua en términos de densidad de masa, densidad electrónica y número atómico efectivo, en la siguiente Figura N° 2.8.2 se observa un fantoma de acrílico. Las planchas son de varios espesores y se pueden montar unos sobre otros para alcanzar la condición de medición. También son utilizados para la medición de distribución de dosis en 2D, colocando películas radiográficas o radiocrómicas entre las planchas del fantoma.

**FIGURA N° 2.8.2 FANTOMA DE ACRILICO**



## **2.9 Definición de términos**

1. Dosis absorbida: La dosis absorbida caracteriza la energía que la materia absorbe en cada punto del medio debido a la interacción con la radiación.



2. Fantomas homogéneos: Un fantoma homogéneo puede estar conformado por una cuba de agua o láminas de acrílico, ya que la densidad de estos dos materiales es similar a la del cuerpo humano, el volumen obtenido es utilizado en casos dosimétricos, control de calidad o planificación de tratamiento, a manera de simular alguna región homogénea del cuerpo humano.

3. Radioterapia: El tratamiento radioterapéutico, consiste en suministrar altas dosis de radiación en volúmenes tumorales, minimizando la dosis absorbida en los órganos circundantes, por medio de la simulación, localización y planificación de tratamiento.

4. Rayos Bremsstrahlung: Resultan de interacciones coulombianas entre el electrón incidente y el núcleo del material utilizado como blanco. Los electrones incidentes desaceleran y pierden parte de su energía cinética en forma de rayos X Bremsstrahlung (perdida por radiación). Se pueden generar fotones con energía entre 0 y la propia energía cinética del electrón, resultando un espectro continuo.

5. Tomografía computarizada: Es el proceso de imágenes por secciones. Una tomografía de rayos X medica convencional, se obtiene desplazando la fuente de rayos X alrededor del cuerpo del paciente. Las imágenes tomadas simulan cortes en forma de rebanada para poder visualizar de mejor manera los tejidos y órganos afectados.

6. Números Hounsfield (HU): Es una escala cuantitativa utilizada en los estudios de tomografía axial computarizada para describir los diferentes niveles de radiodensidad de los tejidos humanos. La escala de Unidades Hounsfield es el

resultado de la transformación de la escala de coeficientes de atenuación lineal de rayos X en una nueva escala, esta se encuentra en el rango de -1000 HU a 1000 HU.

7. Dosimetría: Es el cálculo de dosis absorbida en tejidos y materia como resultado de la exposición a la radiación ionizante, tanto de manera directa como indirecta.

8. Inhomogeneidad: Se refiere a los valores de las propiedades físicas y químicas son distintos en distintas partes de un sistema, como por ejemplo el cuerpo humano es un conjunto de tejidos y cavidades con diversas propiedades (agua, pulmón, músculos, huesos, dientes, cavidad oral y otros).

9. Retrodispersión: Es la reflexión de ondas, partículas o señales en dirección hacia el lugar de donde provienen.

## **CAPITULO III**

### **VARIABLES E HIPOTESIS**

#### **3.1 Variables de la investigacion**

En el desarrollo de la tesis se reconoció 2 tipos de variables dependiente e independiente.

##### **3.1.1 Variable dependiente**

Dosis absorbida

##### **3.1.2 Variable independiente**

Energia

#### **3.3 Hipótesis**

##### **3.3.1 Hipótesis General**

Se plantea que en la entrada del haz, la dosis aumenta en las interfases del metal – acrílico y disminuye en la salida del haz.

##### **3.3.2 Hipotesis Especificos**

- Las distribuciones de dosis cambian en la entrada del haz y en la salida debido a la inhomogeneidad.
- Los cambios abruptos de la dosis absorbida se dan en la entrada del haz, en la interfase, debido a la retrodispersión de electrones generados.

## **CAPITULO IV**

### **METODOLOGÍA**

#### **4.1 Tipo de Investigación**

Según el análisis el trabajo que se desarrollara es de tipo cuasi experimental porque se puede manipular al menos, una variable independiente para observar su efecto y relación con una o más variables dependientes.

#### **4.2 Diseño de la Investigación**

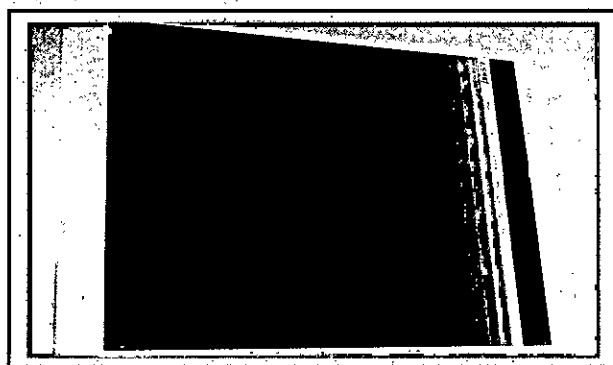
En esta sección detallaremos los procedimientos de calibración del equipamiento dosimétrico que se utilizó para desarrollar este trabajo, y del montaje experimental que se realizó al irradiar el fantoma de acrílico, como también el uso de los sistemas de planificación al momento de calcular la dosis absorbida.

##### **4.2.1 Calibración del Escaner Dosimetry Pro Red**

La calibración del escáner Dosimetry Pro Red, consiste inicialmente en la obtención de la relación entre unidades  $A/D$  y densidades ópticas a través de un film patrón, para ello utilizamos una película con densidades ópticas conocidas, el cual es escaneado y guardado en el software Radiological Imaging Technology (RIT), para su posterior uso. En la figura 4.2.1, podemos observar este film patrón.

## FIGURA N° 4.2.1 FILM PATRÓN DE CALIBRACIÓN ESCÁNER

### DOSIMETRY PRO RED



Entonces escaneamos el film patrón y se obtiene una imagen con franjas de diferentes niveles de grises, el RIT muestra una curva de A/D usando valores predeterminados de DO. Se debe introducir los valores de densidad ópticas correspondientes para cada franja, según los valores conocidos dados en el film patrón.

El objetivo de esta calibración, es crear la curva característica del digitalizador DO vs unidades A/D, además de proporcionar datos de DO para la curva de sensitometría.

#### 4.2.2 Calibración de película radiocrómica (EBT3)

Para realizar la calibración de las películas se ha seguido un protocolo de calibración, existe muchos métodos de calibrar como son calibración de dosis perpendicular, de dosis paralelo, de dosis por MLC (colimador de multiláminas).

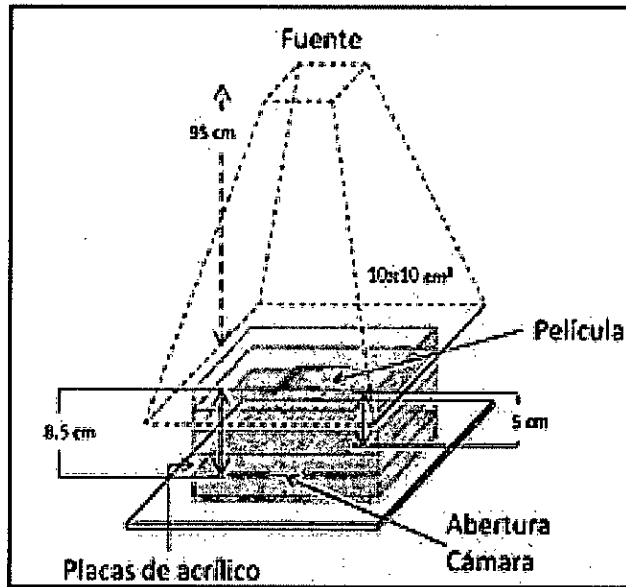
El método que se utilizó para este trabajo fue de calibración de dosis perpendicular, es decir la película se encuentra de modo perpendicular al eje del

haz de radiación, en la calibración se establece una relación entre los niveles de grises de la película escaneada y el valor de dosis asociada a este.

Existen trabajos realizados acerca de irradiación de películas, como Bouchard <sup>[21]</sup>, donde se recomienda como mínimo usar 12 películas, incluso una película no se irradia (dosis 0 cGy), se usó dos películas radiocrómicas (EBT3), de las cuales se cortaron en partes iguales, obteniendo 14 películas con un tamaño de 8 x 6 cm<sup>2</sup>, se enumeraron todas en una de sus esquinas facilitando conocer la orientación, se dejó una película sin irradiar y las restantes se irradiaron con distintas unidades de monitor (UM). La calibración de las películas se llevó a cabo exponiéndolos a valores de dosis en el rango lineal entre dosis y densidad óptica, se realizó la irradiación en un fantoma de agua sólida, conformado por 7 planchas de espesor de 1 cm cada una, ubicando la película radiocrómica a una distancia fuente película (SAD) igual a 100 cm y a 5 cm de profundidad (SSD = 95cm), a un tamaño de campo de 10x10 cm medido al isocentro, como se muestra en la figura 4.2.2.

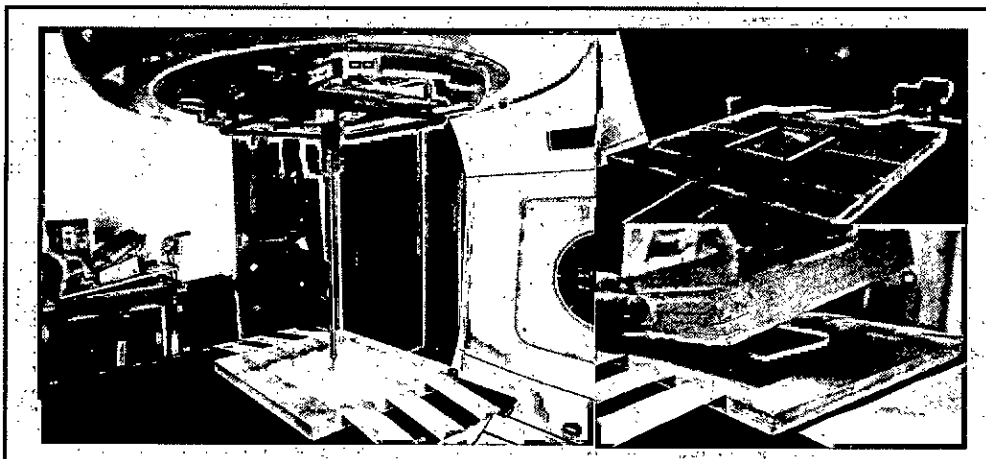
Para garantizar la dosis recibida por las películas, previa a la irradiación de estas se midió la dosis con una cámara de ionización cilíndrica, en la misma profundidad y demás parámetros de irradiación con los que se irradiaron las películas.

**FIGURA N° 4.2.2 ESQUEMA EXPERIMENTAL PARA LA CALIBRACIÓN DE LAS PELÍCULAS RADIOCRÓMICAS EBT3**



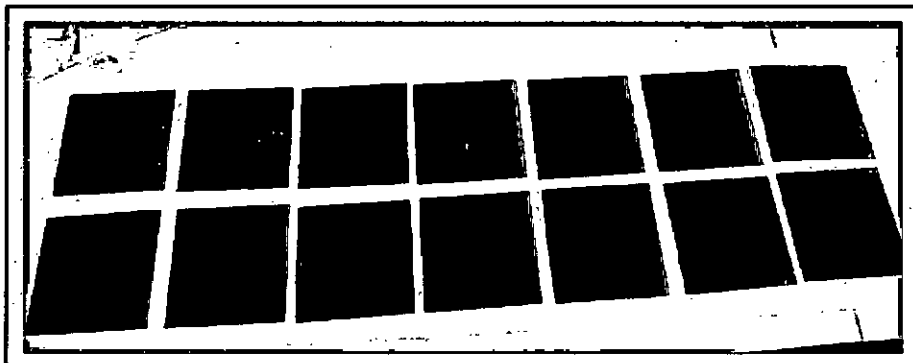
En la Figura 4.2.3 muestra el arreglo experimental para la calibración de las películas radiocrómicas (EBT3).

**FIGURA N° 4.2.3 CALIBRACIÓN DE LAS PELÍCULAS EBT3, SE UTILIZO EL MÉTODO PERPENDICULAR DE DOSIS A CONDICIONES ANTERIORMENTE MENCIONADAS.**



Las películas fueron irradiadas a distintos UM, como se aprecia en la figura 4.2.4

**FIGURA N° 4.2.4 PELÍCULAS RADIOCRÓMICAS IRRADIADAS CON  
DISTINTAS UNIDADES DE MONITOR (UM)**



Para conocer la dosis en la película se utiliza una cámara de ionización de tipo farmer y se irradia en el mismo fantoma de agua sólida, en las mismas condiciones, a distintas UM. Se realizó las correcciones por presión, voltaje y temperatura (ver Anexo 3). Una vez obtenidos los valores de dosis a distintas UM, se asoció estos valores conocidos de dosis a los valores de pixeles de las películas radiocrómicas.

#### **4.2.3 Irradiación de películas radiocrómicas EBT3 en un fantoma**

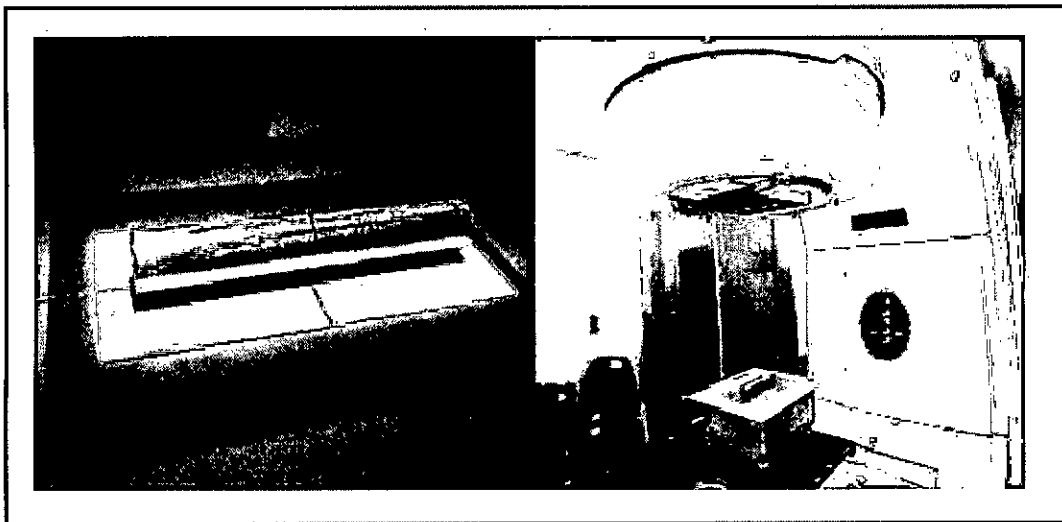
En este trabajo se utilizó una barra de titanio ( $Z=22$ ), de forma cilíndrica de 1,8 cm de diámetro, cuya densidad electrónica relativa al agua es 3,15.

Para estimar la dosis debido a la presencia de la barra de titanio, que en adelante le llamaremos prótesis, se han realizado mediciones de dosis absorbida en



profundidad en un fantoma de acrílico con y sin la presencia de la prótesis. La prótesis se centra en el campo de radiación con su eje longitudinal dispuesto de forma perpendicular al eje del haz de radiación, como se muestra en la figura 4.2.5, la prótesis no solo se encuentra rodeado por acrílico sino también por aire, el motivo es para tener medios heterogéneos y observar los efectos de interface. La unidad de tratamiento empleada fue un Novalis TX con energía de 6 MV, se irradia las películas radiocrómicas con 300 UM, la distancia fuente superficie de 93 cm y el tamaño de campo de radiación fue de 18 cm x 7 cm.

**FIGURA N° 4.2.5 CENTRADO DE LA PRÓTESIS DE TITANIO EN EL CENTRO DEL CAMPO DEL HAZ**

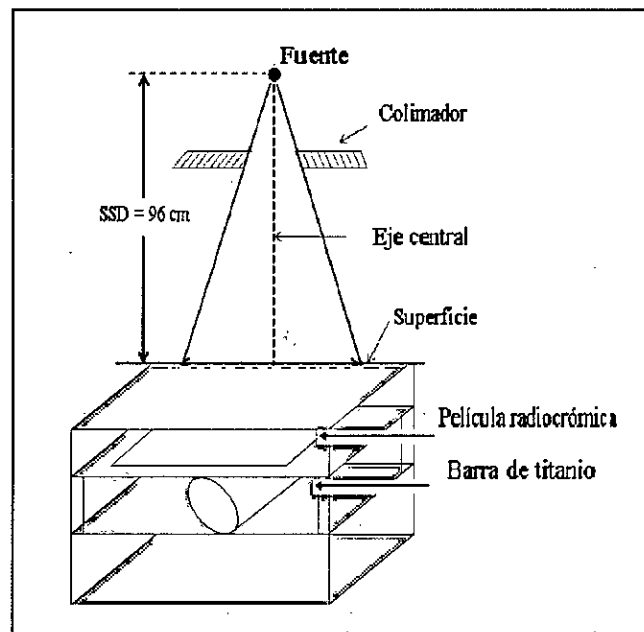


Tanto para las medidas con y sin prótesis, el sistema de detección de la dosis fueron las películas radiocrómicas (EBT3) pertenecientes al lote de fabricación 06051404.

Las películas EBT3 se cortan en tamaños de 14 x 8 cm, en todo momento se tuvo cuidado al momento de manipular y cortar las películas, para evitar dejar huellas

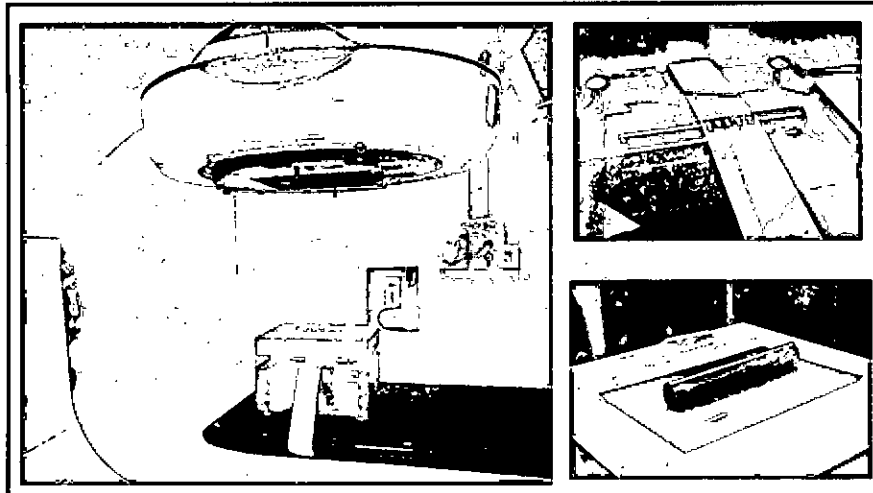
dactilares y tensiones elásticas en las películas. Se colocaron las películas en contacto y distancias cerca de la prótesis, tanto en la zona de entrada del haz como en la salida, para ello utilizamos planchas de agua solida de distinto espesor, de esta manera se puede ubicar las películas a distintas profundidades. La siguiente figura 4.2.6, muestra el esquema experimental de medida con películas radiocrómicas.

**FIGURA N° 4.2.6 ESQUEMA EXPERIMENTAL EN PRESENCIA DE LA PRÓTESIS UTILIZANDO PELICULAS RADIOCRÓMICAS**



En la siguiente Figura 4.2.7, se aprecia el montaje experimental para medir las distribuciones de dosis con presencia de una prótesis de titanio.

**FIGURA N° 4.2.7 MONTAJE EXPERIMENTAL CON Y SIN PRESENCIA DE LA PRÓTESIS UTILIZANDO PELÍCULAS RADIOCRÓMICAS**



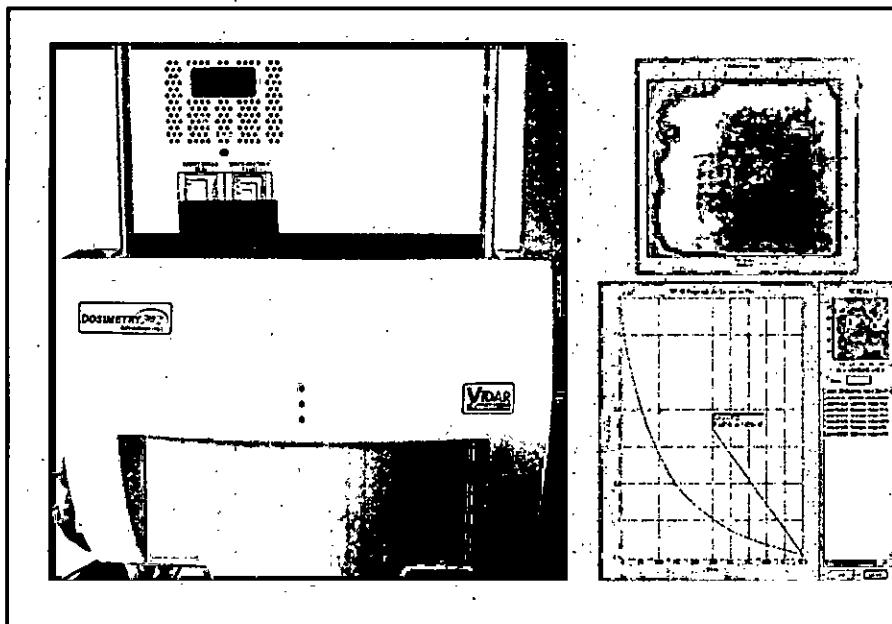
**4.2.4 Escaneo de películas radiocrómicas (EBT3)**

Tras la irradiación de las películas, se debe esperar 24 horas para el escaneo, para este trabajo se utilizó un escáner Vidar de luz roja, al momento de escanear las películas se tendrá en cuenta la orientación y la posición de estas en el escáner, esto permite reducir la incertidumbre de la lectura debida a la dispersión de la luz y a la reproducibilidad del escáner. Las películas se digitalizan en transmisión a una resolución de 179 puntos por pulgada, estas películas serán escaneadas con 16 bits.

Al momento de digitalizar las películas radiocrómicas, se realizó en modo transmisión con filtrado hacia el canal rojo, con ayuda del software RIT (Radiological Imaging Technology) se pudo plotear la curva de calibración en términos del valor de pixel vs dosis. El software RIT tiene diferentes herramientas

para realizar el ajuste de puntos de la curva de calibración, estas pueden ser de ajuste lineal, cubico o polinomial, según recomendación del fabricante del sistema RIT, se realizó un ajuste polinomial de tercer grado para este trabajo, para obtener estos puntos se escaneo las películas irradiadas e incluso la película sin irradiar, a cada una de estas películas se le asignó la dosis medida con la cámara de ionización. Cada punto se obtiene del promedio de los niveles de gris en el ROI, el tamaño del ROI es de  $1 \times 1 \text{ cm}^2$ , realizado en el centro del campo irradiado de la película, a este nivel de gris se asocia un valor de dosis medido con cámara de ionización, se repitió el mismo procedimiento para las demás películas escaneadas. En la figura 4.2.8, se muestra la ubicación de la película al momento del escaneo y la curva de calibración.

**FIGURA N° 4.2.8 ESCANEO DE LAS PELÍCULAS EBT3 Y PLOTEO DE LA CURVA VALOR DE PIXEL VS DOSIS**



#### **4.2.5 Simulación de la irradiación de las películas radiocrómicas mediante los TPS**

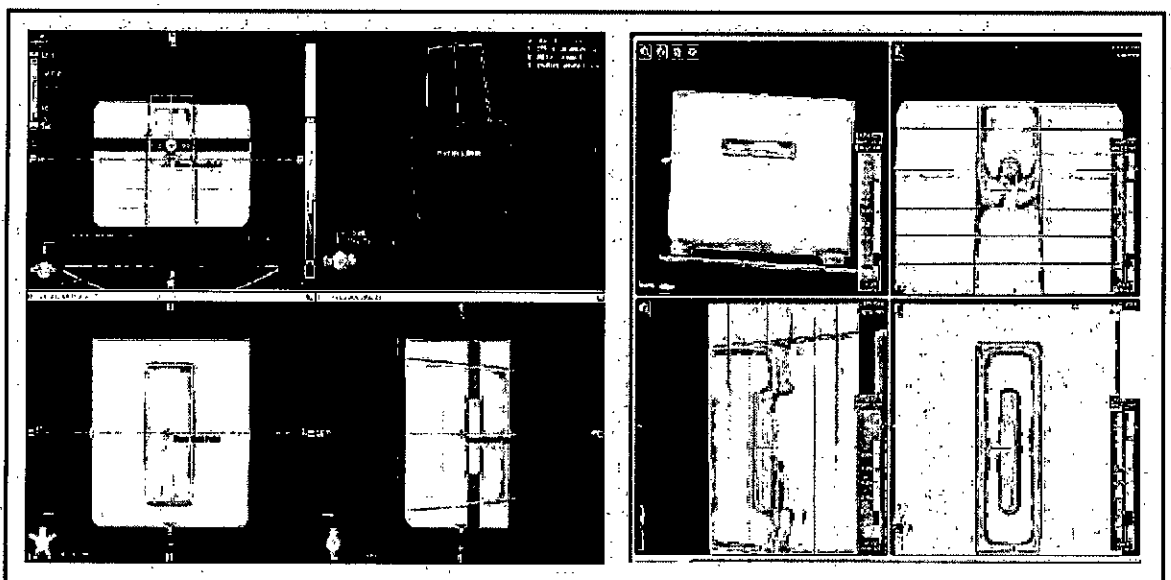
En los tratamientos de radioterapia externa, los sistemas de planificación de tratamiento no contempla en sus algoritmos de cálculo, la retrodispersión generados por los electrones secundarios que se originan cuando un haz de radiación interactúa con un material de alta densidad <sup>[3]</sup>, como es el titanio. Para verificar ello se tendrá que comparar dosimétricamente los perfiles de dosis calculada por el Sistema de Planificación de Tratamientos (TPS) y las medidas realizadas con las películas radiocrómicas (EBT3). Se escaneo el fantoma de acrílico sin presencia de la barra de titanio, el motivo del escaneo en ausencia del metal, es porque al momento de adquirir la imagen de tomografía, la calidad de la imagen queda degradada debido a la dispersión que genera el metal, de esta manera las Unidades Hounsfield (HU) del medio quedan alteradas, por tanto también las densidades electrónicas del medio. El TPS con el cual se trabajo es el Iplannet (Brainlab), que utiliza el algoritmo de cálculo Pencil Beam y el Eclipse (Varian), que utiliza el algoritmo de cálculo AAA (Analitical Anisotropic Algoritmo).

Una vez cargada las imágenes tomográficas en el TPS, se empezó a contornear una figura cilíndrica de las mismas dimensiones geométricas que la barra de titanio, se le asignó el máximo número de hounsfield (2800 HU), que permite aceptar el TPS, el motivo fue para simular un material de alto número atómico como la prótesis de titanio.

Se empezó también a contornear el medio de aire que rodea a la barra de titanio, el cual se le asignara el valor de -1000 HU, igualmente se reconstruyo un volumen de forma cilíndrica de las mismas dimensiones que la barra de acrílico, a este le asignamos 130 HU [1].

Se planificó un campo de radiación en las misma condiciones que se irradió el fantoma de acrílico con presencia de la prótesis titanio y con presencia de la barra de acrílico, de esta manera haremos una comparación dosimetría de los perfiles de dosis en las interfaces, como también a distintas distancias de la barra de titanio y acrílico.

**FIGURA N° 4.2.9 (a) CÁLCULO DE LA DISTRIBUCIÓN DE DOSIS UTILIZANDO EL TPS ECLIPSE, (b) CALCULO DE LA DISTRIBUCIÓN DE DOSIS UTILIZANDO EL TPS IPLANNET.**



(a)

(b)

### **4.3. Población y muestra**

Dada la naturaleza de la investigación no corresponde establecer población y muestra.

### **4.4 Técnicas e instrumentos de recolección de datos**

#### **4.4.1 Técnicas**

Los protocolos que se utilizaran en este trabajo, se aplicaran en la sección de calibración de películas radiocrómicas y determinación de la dosis absorbida en agua.

Para realizar la calibración de las películas se ha seguido un protocolo de calibración, el TG 69: Radiographic film for megavoltage beam dosimetry, existe muchos métodos de calibrar como son calibración de dosis perpendicular, de dosis paralelo, de dosis por MLC ( colimador de multiláminas), el método que se utilizara para este trabajo será de calibración de dosis perpendicular, es decir la película se encuentra de modo perpendicular al eje del haz de radiación, en la calibración se establece una relación entre los niveles de grises de la película escaneada y el valor de dosis asociada a este. Existen trabajos realizados acerca de irradiación de películas, donde se recomienda como mínimo usar 13 películas (13 puntos es recomendado por el TG 69).

Para determinar la dosis absorbida en el material de agua sólida, se utilizó una cámara de ionización de tipo farmer, a una profundidad de 5 cm, se utilizó el protocolo de TRS 398: Determinación de la dosis absorbida en radioterapia con

haces externos. Un Código de Práctica Internacional para la dosimetría basada en patrones de dosis absorbida en agua.

#### **4.4.2 Instrumentos**

##### **1. Acelerador Lineal**

Los aceleradores lineales son dispositivos que utilizan ondas electromagnéticas de alta frecuencia para acelerar partículas cargadas como los electrones a altas energías, por medio de un tubo lineal utilizando microondas de radio frecuencia, en el rango de frecuencia de 103 MHz a 104 MHz, siendo capaces de generar haces de fotones y electrones de varias energías del orden de 4 a 25 MeV, con lo cual pueden cubrir todas las necesidades de radioterapia.

Todas las irradiaciones fueron realizadas con el acelerador lineal Novalis TX (Varian – Brainlab), como se puede apreciar en la Figura N°4.4.1, este tiene una distancia fuente – eje de rotación de 100 cm, tiene la capacidad de generar haces de fotones con energías de 6 MV y 10 MV y de electrones 5, 7, 8, 10, 14, 18, 22 MeV. Este acelerador Lineal trabaja con una tasa máxima de 1000 UM/min.

El equipo cuenta con un colimador de multiláminas de 120 láminas HD, ancho de láminas en isocentro 2.5 mm – 8 cm, permite tratar un campo máximo de 22 x 40 cm<sup>2</sup>, este equipo trabaja con un sistema de imágenes ExacTrac y mesa robótica 6D para realizar tratamientos guiado por imágenes e intensidad modulada. Las características relevante del acelerador lineal Novalis TX, se muestra en la siguiente Tabla.N°4.1.

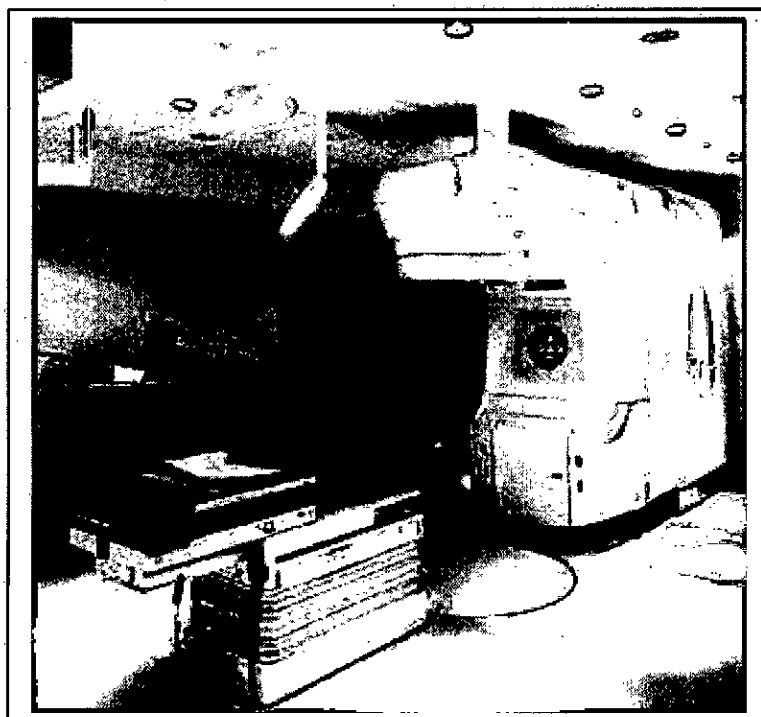


**TABLA N°4.1 CARACTERÍSTICAS PRINCIPALES DEL ACELERADOR**

**LINEAL**

<b>Especificación/Parámetro</b>	<b>Característica/Valor</b>
Tipo	LINAC
Fabricante	Varian-Brainlab
Modelo	Novalis TX
Serie	3381514
Fotones	6 MV-10MV
Tasa de dosis	200-1000 (UM/MIN)
Factor de calibración	1 UM/cGy

**FIGURA N° 4.4.1 ACELERADOR LINEAL NOVALIS TX**

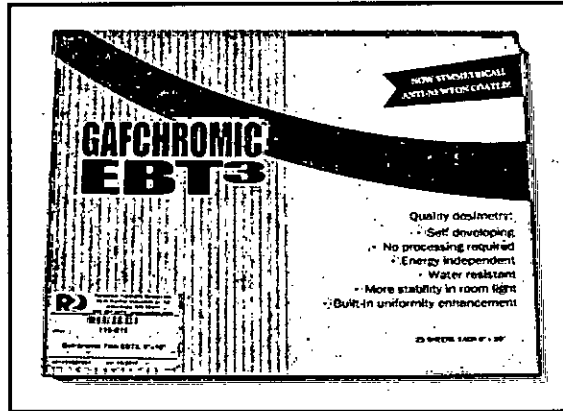


## **2. Películas radiocrómicas**

Las películas radiocrómicas al exponerse a la radiación, producen una serie de reacciones que provocan un cambio de color sin necesidad de revelado. La intensidad de este cambio de color depende proporcionalmente a la cantidad de radiación incidente y debe realizarse una calibración previa para que las lecturas de intensidad sean interpretadas como dosis absorbida, las películas radiocrómicas utilizados fueron EBT3 (*Gafchromic*), en la Figura N°4.4.2 se aprecia una caja que contiene 30 películas radiocrómicas EBT3.

En cuanto a las condiciones de almacenamiento y uso, las películas están diseñadas para poder ser utilizadas en ambientes con luz, sin embargo es recomendable guardarlas en la oscuridad cuando no se utilizan. Preservadas a temperatura de ambiente tienen una vida útil de dos años y medio, las películas empleadas en este trabajo corresponde a un determinado lote, por tanto los valores obtenidos son válidos para este lote. Pueden ser cortadas de cualquier forma y tamaño y gracias a la capa de poliéster pueden marcarse sin afectar la capa activa, se recomienda manipularlas continuamente con guantes, debido a que el efecto de oscurecimiento no es inmediato, se recomienda dejarlas al menos 8 horas entre la irradiación y el escaneo. En la Tabla N°4.2 se menciona algunas características importantes de las películas radiocrómicas.

**FIGURA N° 4.4.2 PELÍCULA RADIOCRÓMICA EBT3**



**TABLA N° 4.2 ESPECIFICACIONES TÉCNICAS DE PELÍCULA RADIOCRÓMICA**

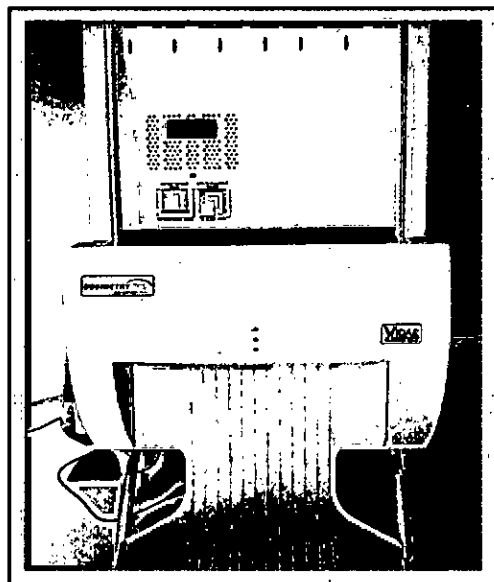
Especificación/Parámetro	Característica/Valor
Fabricante	Gafchromic
Tipo	EBT3
Lote	6051404
Tamaño (pulgadas)	8 x 10
Rango de dosis (cGy)	1-40 Gy
Uniformidad (%)	3
Temperatura (C°)	70

### 3. Escaner Vidar Dosimetry Pro Red

EL escáner Vidar Dosimetry Pro Red (Vidar Systems Corp, VA, USA) es un digitalizador de películas radiográficos y radiocrómicos capaz de escanear,

obteniendo datos a 16 bits en escala de grises (65535 tonos de gris), tiene una resolución espacial hasta 285 DPI y un rango de densidades ópticas de 0 a 3,65, este escáner trabaja junto al sistema RIT. En el interior del escáner hay una luz RED con una distribución espectral y una matriz de fotodiodos, estos forman los componentes de emisión y recepción, en la Figura N°4.4.3 se puede apreciar el escáner de películas Vidar. Durante el escaneo la película se mueve automáticamente entre los componentes de emisión y recepción, el escáner mide la luz transmitida a través de la película y la convierte en una señal análoga en valores digitales.

**FIGURA N° 4.4.3 ESCÁNER DE PELÍCULAS VIDAR**



#### **4. Sistema RIT**

El sistema de análisis RIT 113 versión 6,3 es un software para análisis de imágenes, el software permite obtener información de todo tipo de películas (XOMAT, EDR2, EBT) procesadas en el escáner VIDAR, además soporta

imágenes de portal dosimetry (EPID), RIT presenta varias herramientas que se han desarrollado para verificación de planes IMRT (Treatment Radiotherapy Modulate Intensidad).

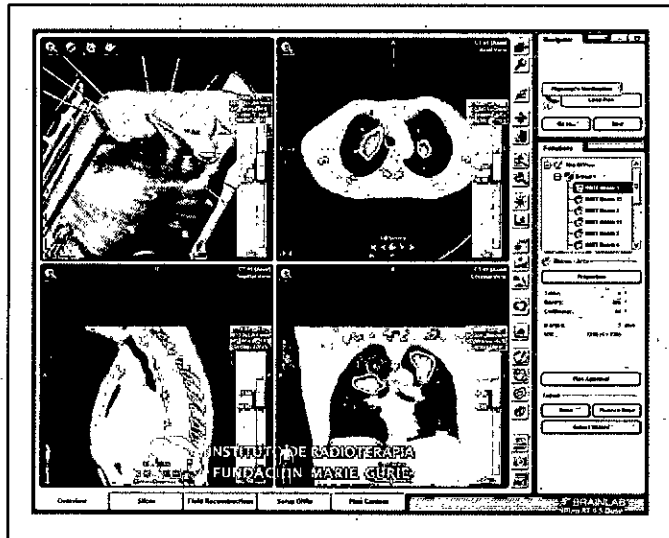
## **5. Sistemas de Planificación de Tratamiento Iplannet y Eclipse**

Los sistemas de planificación de tratamientos (TPS) son software diseñados para modelar los haces de megavoltaje utilizado en radioterapia, cuentan con un algoritmo de cálculo avanzado que permite calcular la distribución de dosis absorbida en su interior a partir del conocimiento de las características del haz incidente, como se puede apreciar en la Figura 4.4.4 El TPS Iplannet cuenta con un dos algoritmos de cálculo de dosis que son el Montecarlo y el Pencil Beam, son capaces de realizar correcciones por heterogeneidad teniendo en cuenta las distintas densidades electrónicas de los volúmenes a irradiar y correcciones de superficie irregular.

En cuanto al TPS Eclipse cuenta con otro algoritmo de cálculo de dosis llamado AAA, este algoritmo es muy confiable, realiza el cálculo de dosis muy preciso, teniendo en cuenta la radiación dispersa y retrodispersa.

## FIGURA N° 4.4.4 SISTEMA DE PLANIFICACIÓN DE TRATAMIENTO

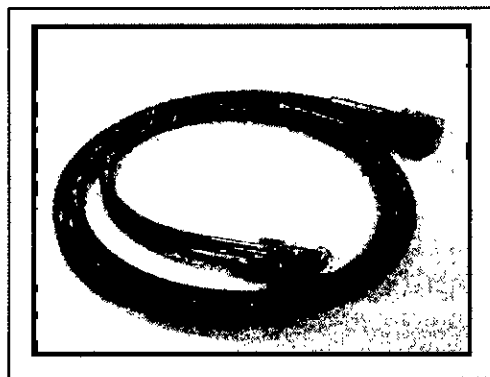
(TPS)



### 5. Cámara cilíndrica de tipo Farmer

La utilización de una cámara de ionización calibrada es considerada una referencia en la dosimetría de radiaciones. La cámara de ionización, como se muestra en la Figura 4.4.5, está constituida por una pared recubierta de una capa de material conductor todo esto rodeado por pequeño volumen de aire, se aplica un voltaje entre este electrodo y un electrodo central de manera que los iones generados por la radiación son colectados por los electrodos. El electrómetro central conectado a un electrómetro permite obtener el valor de la carga, la corriente o con los debidos factores de calibración, la dosis o tasa de dosis en el punto donde se encuentra el punto efectivo de la medida. En este trabajo se utilizó una cámara de ionización tipo Farmer, las especificaciones se muestra en la siguiente Tabla N° 4.3.

**FIGURA N° 4.4.5 CÁMARA DE IONIZACIÓN PARA USO DE HACES DE MEGAVOLTAJE**



**TABLA N° 4.3 ESPECIFICACIONES TÉCNICAS DE UNA CÁMARA DE IONIZACIÓN DE TIPO FARMER**

<b>Especificación/Parámetro</b>	<b>Característica/Valor</b>
Fabricante	PTW-Freiburg
Modelo	TW-31010
Serie	2167
Volumen efectivo (cm <sup>3</sup> )	0,60
Voltaje de trabajo (V)	-300
Eficiencia de colección de iones (%)	100
Calidad de la radiación de referencia	<sup>60</sup> Co
Tamaño de campo	10 x 10 cm <sup>2</sup>
Fecha de calibración	12/03/2015

## 6. Electrómetro

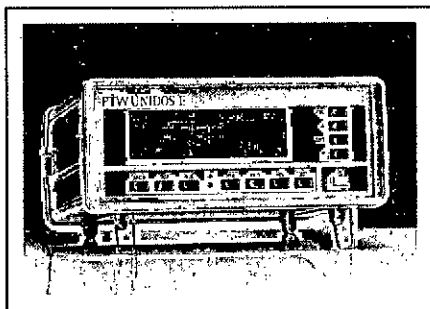
Los electrómetros son dispositivos que miden pequeñas corrientes, del orden de  $10^{-9}$  A o menos, como se muestra en la Figura N° 4.4.6, la retroalimentación negativa y el uso de un amplificador operacional con una resistencia o con un condensador estándar permiten la medición de la corriente o la carga colectada inducida por la acción del haz de radiación en la cámara de ionización, durante un determinado tiempo. En la Tabla N°4.4, se menciona algunas características del electrómetro empleado.

**TABLA N° 4.4 ESPECIFICACIONES TÉCNICAS DEL  
ELECTRÓMETRO**

<b>Especificación/Parámetro</b>	<b>Característica/Valor</b>
Fabricante	PTW
Modelo	Unidos E
Serie	3142
Voltaje de Trabajo (V)	$\pm 100, \pm 400$
Fuente de alimentación (V)	15 DC
Frecuencia de alimentación	50-60
Tiempo de colección (s)	0-900



**FIGURA N° 4.4.6 ELECTRÓMETRO PTW**



#### **4.5 Procedimientos de recolección de datos**

Se procedió a irradiar el fantoma de acrílico, con la cámara de ionización (C.I) insertada, se aplicaron una serie de parámetros para determinar el valor de la dosis en la C.I, el objetivo fue relacionar las UM y la dosis. En la siguiente Tabla N° 4.5, muestra una serie de condiciones y parámetros de irradiación.

**TABLA N° 4.5 CONDICIONES Y PARÁMETROS DE IRRADIACIÓN**

<b>Parámetro</b>	<b>Valor</b>
Tiempo (UM)	100
Posición del Gantry (°)	0
SSD (cm)	100
DFS (cm)	95
Ubicación en profundidad de la C.I (cm)	5
Tamaño de campo (cm <sup>2</sup> )	10 x 10

En la siguiente Tabla N° 4,6 nos muestra los valores (nC) obtenidos utilizando una cámara de ionización (C.I) de tipo farmer, a las condiciones y parámetros de irradiación mencionados en la tabla anterior (Tabla N° 4.5).

**TABLA N° 4.6 VALORES DE CARGA UTILIZANDO UNA C.I**

Medida	$M_1$	$M_2$	$M_3$	$M_4$	$M_5$	$\bar{M}$	$\sigma$	$\mu_A$	$\mu_B$
$M_Q(\text{nC})$	9,98	10,00	9,99	9,99	9,98	9,988	0,008	0,004	0,020

De la Tabla N° 4.6, se tiene las medidas de:

$\bar{M}$  : Promedio de lectura ,  $\sigma$  : desviación estándar,  $\mu_A$  : Incertidumbre tipo A,

$\mu_B$  : Incertidumbre tipo B.

$$M_Q = (9,988 \pm 0,020) \text{ nC}$$

Para determinar la dosis, es necesario contar con las lecturas procedentes de una C.I previamente calibrada, bajo una calidad de referencia  $Q_0$  <sup>[21]</sup>, se aprecia la fórmula para determinar la dosis, según el protocolo TRS N° 398 <sup>[21]</sup>.

$$D_{w,Q} = M_Q N_{D,w,Q_0} k_{Q,Q_0} \quad (4.1)$$

Donde  $M_Q$  (nC) es la lectura de la C.I, que incluye el producto  $\prod K_i$  de factores de corrección por las magnitudes de influencia,  $N_{D,w,Q_0}$  (Gy/nC) es el factor de

calibración y  $k_{Q,Q_0}$  es el factor de corrección que tiene en cuenta la diferencia entre la calidad del haz de referencia  $Q_0$ , y la calidad real utilizada para el tratamiento  $Q$  (este valor cercano a 1) <sup>[21]</sup>, entonces:

$$M_Q = M_{Q_0} \cdot \prod k_i \quad (4.2)$$

Cuando se trabaja con un material diferente al agua como el acrílico, es necesario realizar una corrección, es decir el factor de corrección para el acrílico  $k_f = 1,031$  el cual debe ser incluido necesariamente en el producto de factores de corrección, para determinar valores de dosis <sup>[11]</sup>. Por tanto para finalizar con el cálculo de dosis a partir de la lectura C.I, se aplican los siguientes factores de corrección, como se muestra en la Tabla N°4.7, estos factores fueron discutidos en el Anexo 3.

**TABLA N° 4.7 FACTORES DE CORRECCIÓN Y CALIBRACIÓN  
UTILIZADOS PARA EL CÁLCULO DE DOSIS**

<b>Parámetro</b>	$N_{D,w,Q_0}$	$K_{Q_0Q_0}$	$K_f$	$K_{PT}$	$K_{pol}$	$K_s$
<b>Valor</b>	0,095	0,0991	1,031	1,038	1	1

Aplicando la ecuación (4.1), se determinó la dosis en el fantoma de acrílico.

$$D_{w,Q} = (1,009 \pm 0,002) Gy$$

Los valores promedios medidos de presión y temperatura fueron de 97,5 kPa (kilo Pascal) y 19,8 °C. Se procedió a calibrar las películas radiocrómicas, como se mencionó en el Capítulo IV, mediante la calibración de películas radiocrómicas, nos permite conocer la dosis en un medio, proveniente de un haz del acelerador lineal, para ello se irradia las películas con distintas unidades de monitor. Después de irradiarlas, se procedió a escanear obteniendo valores de dosis Vs pixeles, como se puede apreciar en la Tabla N°4.8. En la tabla adjunta se aprecia que para cada valor de dosis se asocia un valor de pixel, esto datos nos servirá para plotear la curva de sensitometría que relaciona densidad óptica (DO) Vs Dosis.

**TABLA N°4.8 VALORES DE DOSIS EN FUNCION DE PIXELES PARA LAS PELICULAS RADIOCROMICAS ESCANEADAS**

<b>Dosis (cGy)</b>	<b>Valor de pixel</b>
1200	1,849.81
1000	2,335.86
900	2,6813.12
800	3,146.07
700	3,619.34
600	4,312.85
500	5,327.64
400	6,784.32
300	8,778.93
200	12,374.13
0	36,541.38

A continuación se escaneo una película patrón que contiene distintos niveles de ennegrecimiento y de esta manera podemos relacionar los valores de pixeles con DO, como se aprecia en la Tabla N° 4.9, y de esta manera se pudo plotear los valores de dosis Vs DO.

**TABLA N°4.9 VALORES DE LA DOSIS EN FUNCIÓN DE LA DENSIDAD  
ÓPTICA (DO)**

<b>Dosis (cGy)</b>	<b>DO</b>
0	0.21
34	0.38
83	0.53
151	0.67
246	0.81
317	0.93
434	1.06
554	1.18
686	1.29
837	1.39
1037	1.51
1271	1.63

Se irradio las películas radiocromicas ubicadas dentro del fantoma de acrílico, sin la presencia de la prótesis, es decir con la presencia de la barra de acrílico, dichas películas fueron posicionadas en la entrada y en la salida del haz de radiación, ubicadas a diferentes distancias de la barra de acrílico; como se describe en el capítulo IV, después de irradiarlas se procedió a escanear las películas, obteniendo

valores de pixeles, asociando estos valores a dosis en unidades de centigray (cGy), como se puede observar en la Tabla N°4.10 y la Tabla N°4.11.

En la Tabla N°4.10, muestra los valores de dosis en función del valor de la distancia al eje del haz, estos valores representan la dosis a una determinada distancia de la superficie de la barra de acrílico, tanto en la entrada del haz como en la salida.

**TABLA N°4.10 VALORES DE DOSIS EN LA ENTRADA Y SALIDA DEL HAZ, EN FUNCIÓN DE LA DISTANCIA A LA BARRA DE ACRÍLICO**

Valor de la distancia al eje del haz (cm)	Entrada del haz		Salida del haz	
	Valor de la Dosis (cGy) a 0,2 cm	Valor de la Dosis (cGy) a 1 cm	Valor de la Dosis (cGy) a 0,2 cm	Valor de la dosis (cGy) a 1 cm
-7	7.098	6.426	15.891	8.169
-6	9.366	8.412	21.220	10.806
-5	13.608	12.134	29.272	15.668
-4	27.635	24.893	50.460	33.748
-3	297.856	309.576	234.009	268.965
-2	316.242	330.157	269.177	282.006
-1	318.892	332.438	279.425	283.004
0	319.518	332.800	275.580	268.190
1	318.823	332.355	276.669	282.890
2	316.058	329.969	266.654	281.899
3	296.987	308.764	230.456	268.293
4	27.895	25.228	50.284	33.846
5	13.822	12.357	28.606	15.863
6	9.506	8.564	20.219	11.015
7	7.202	6.593	14.729	8.273

Los valores que se observan en la Tabla N°4.11, muestran también los valores de dosis en función de la distancia al centro del haz, en este caso las películas radiocrómicas fueron irradiadas en presencia de la barra de titanio, ubicada dentro del fantoma de acrílico, el motivo de irradiar a estas condiciones fue evaluar el

cambio de la dosis debido a la presencia de la prótesis de titanio en la entrada y salida del haz de radiación.

**TABLA N°4.11 VALORES DE DOSIS EN LA ENTRADA Y SALIDA DEL HAZ, EN FUNCIÓN DE LA DISTANCIA A LA BARRA DE TITANIO**

Valor de la distancia al eje del haz (cm)	Entrada del haz		Salida del haz	
	Valor de la Dosis (cGy) a 0,2 cm	Valor de la Dosis (cGy) a 1 cm	Valor de la Dosis (cGy) a 0,2 cm	Valor de la dosis (cGy) a 1 cm
-7	14.700	8.450	16.546	8.907
-6	19.155	10.388	21.543	13.392
-5	24.356	14.103	27.889	19.331
-4	43.348	26.998	43.056	37.290
-3	270.574	311.569	216.567	268.995
-2	308.476	332.188	282.181	281.962
-1	335.157	334.458	283.273	279.681
0	383.794	334.774	223.096	243.708
1	345.721	334.460	263.493	281.039
2	312.674	331.925	295.762	281.856
3	277.404	311.049	254.574	268.251
4	46.147	27.129	67.192	38.827
5	26.359	14.321	32.663	20.509
6	18.683	10.588	25.129	13.516
7	13.364	8.556	19.411	8.992

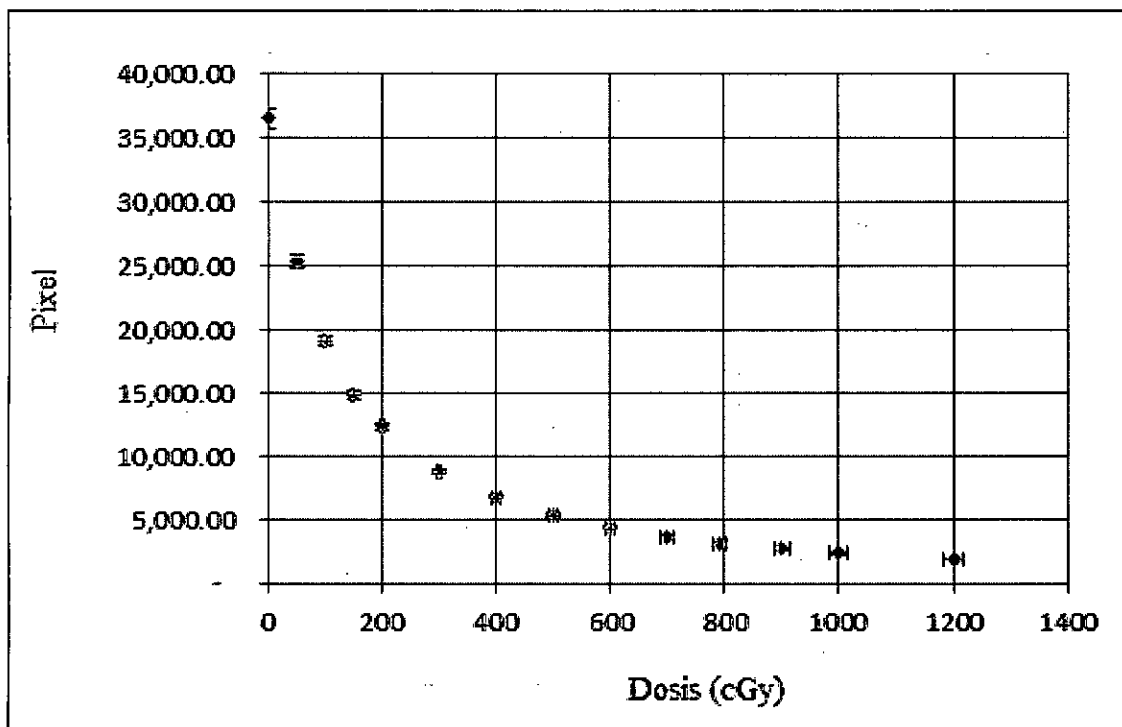
## CAPÍTULO V

### RESULTADOS

#### 5.1 Resultados de la calibración del escáner VIDAR

La calibración del escáner Vidar como se mencionó en el Capítulo IV corresponde a la curva características de las densidades ópticas predefinidas de la película patrón en función de las unidades A/D , en la siguiente figura se puede mostrar.

**FIGURA N° 5.1 CURVA DE CALIBRACIÓN DE VALOR DE PIXEL EN FUNCIÓN DE LA DOSIS**





## 5.2. Resultado de calibración de las películas radiocromicas EBT3

Se irradia las películas EBT3 en las condiciones mencionadas anteriormente en la sección IV.2, la calibración se realizó en el isocentro y a 5 centímetros de profundidad equivalente al agua. El cuadro muestra las unidades de monitor (UM) con la que se irradiaron las películas.

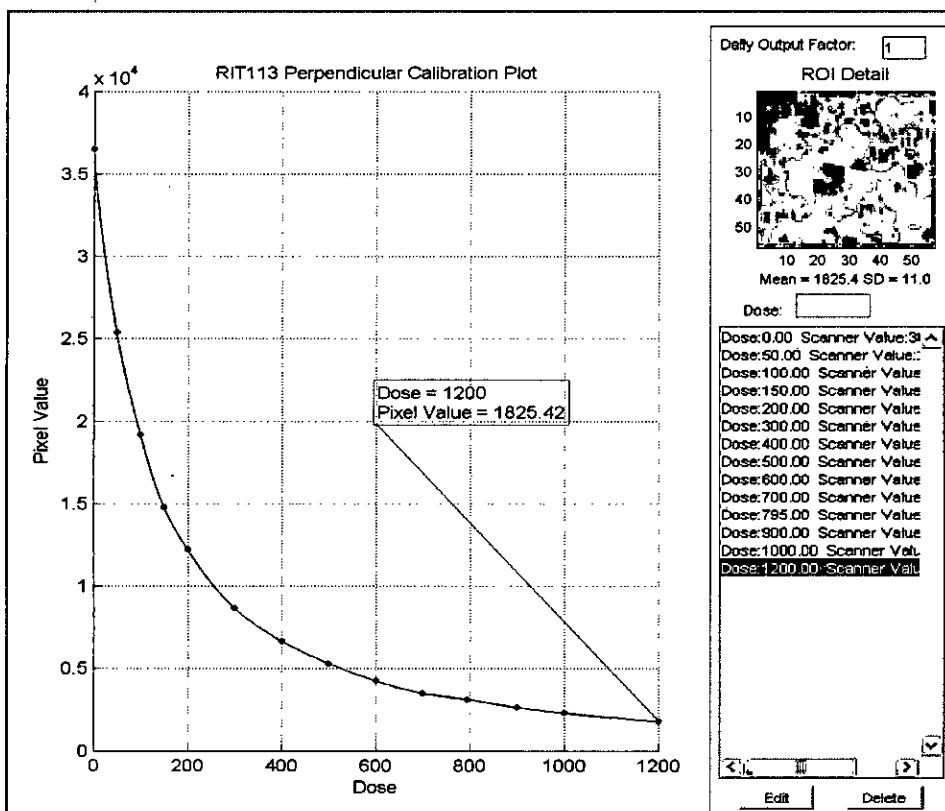
**TABLA N° 5 CANTIDAD DE UM IRRADIADA POR CADA PELICULA EBT3**

<b>Película EBT3</b>	<b>UM</b>
1	0
2	50
3	100
4	150
5	200
6	300
7	400
8	500
9	600
10	700
11	800
12	900
13	1000
14	1200

Se procedió a escanear las películas EBT3, a cada película se le asigna la dosis correspondiente, estos valores se va ingresando al software RIT, de esta manera se

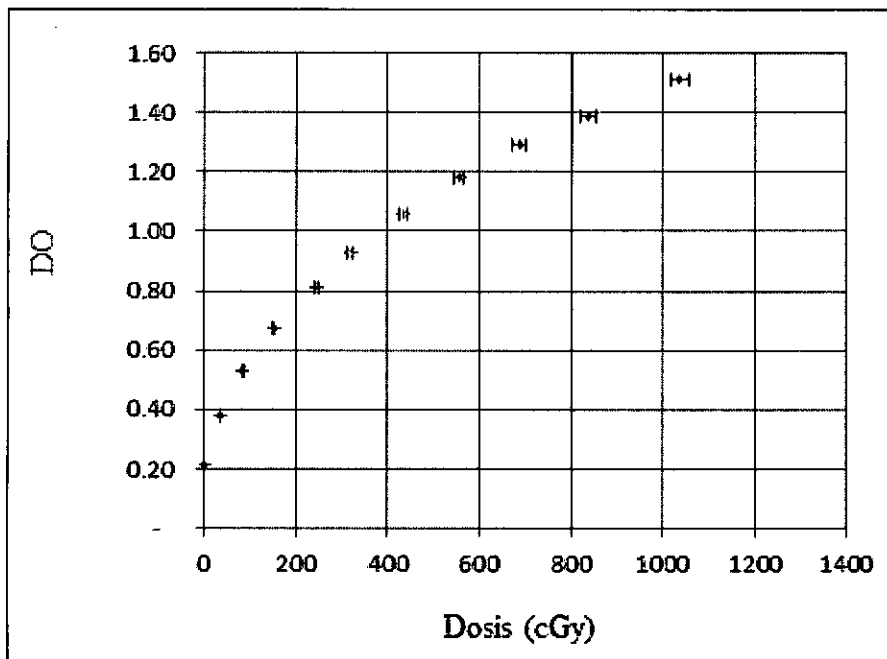
va planteando la curva de calibración de valor de pixel en función de la dosis, como se aprecia en la siguiente figura.

**FIGURA N° 5.2 CURVA DE CALIBRACION DE LA PELICULA  
RADIOCROMICA EBT3 (VALOR DE PIXEL VS DOSIS)**



Finalmente se obtendrá la curva sensitométrica, como se aprecia en la figura 5.3

**FIGURA N° 5.3 CURVA DE CALIBRACIÓN DE DENSIDAD ÓPTICA EN FUNCIÓN DE LA DOSIS PARA LAS PELÍCULAS EBT3**



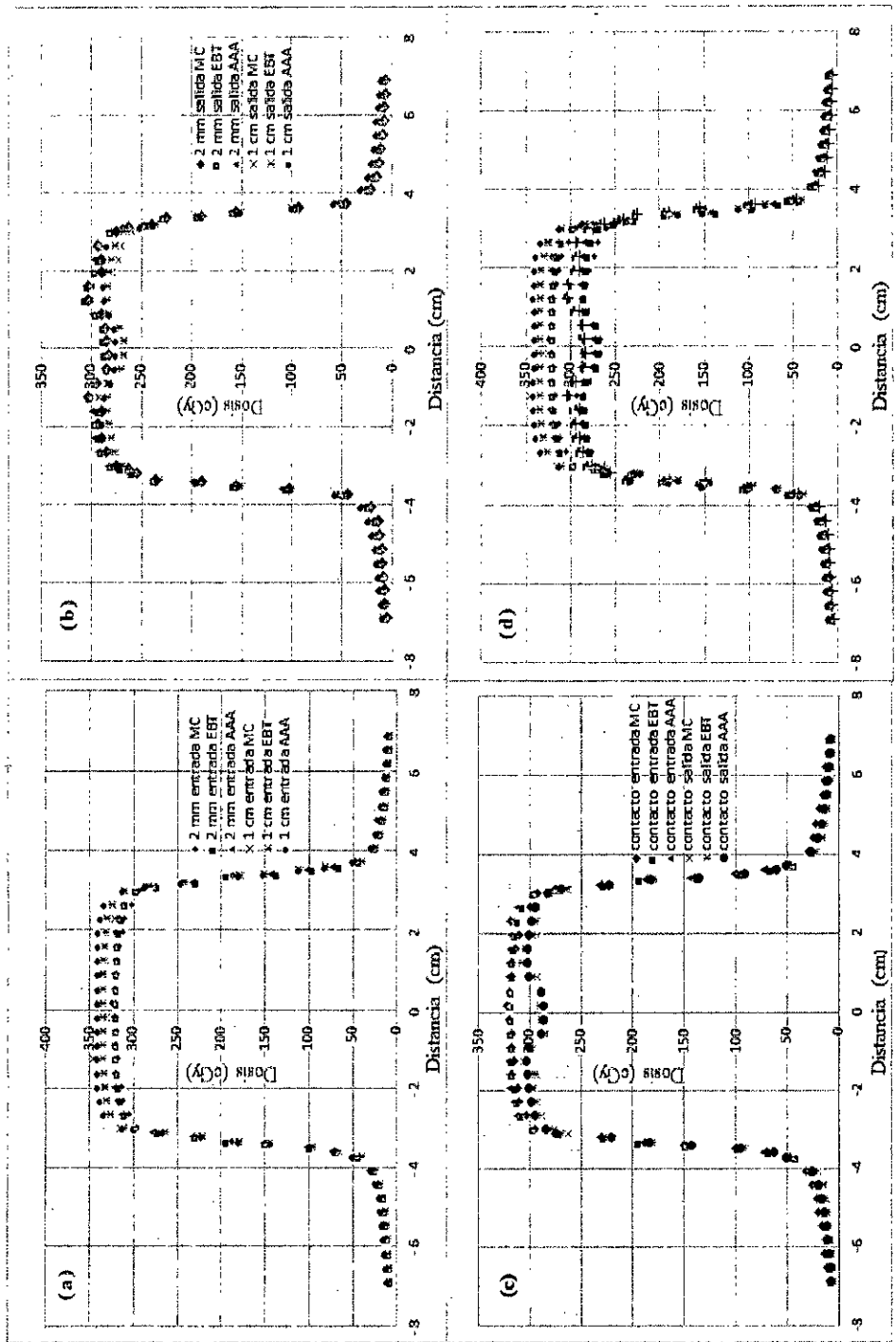
En la Figura 5.3, se aprecia el comportamiento de las películas EBT3 en función de la dosis en el rango de interés. También observamos que las películas radiocrómicas son de respuesta lenta, estos son aptos para su aplicación en radioterapia, respecto al escáner VIDAR siempre se trabajó en el canal rojo y es necesario hacer énfasis en la correcta alineación de los componentes del escáner VIDAR un desajuste o en su calibración puede introducir errores de dosimetría.

### **5.3 Irradiación de las películas EBT3 sin presencia del Titanio**

Obtuvimos perfiles de dosis a distintas distancias de la barra de acrílico, tanto en la entrada del haz como en la salida. Las condiciones de irradiación se discutió en

el capítulo IV, una vez irradiadas las películas se procedió a escanearla y ajustarlas a la curva de calibración de DO (densidad óptica) en función de la dosis, estas se comparó con la dosis calculada por el sistema de planificación de tratamientos Brainlab y Eclipse usando el algoritmo de cálculo de Monte Carlo y AAA respectivamente. En la Figura N° 5.4 (a), se puede apreciar como la dosis es mayor a profundidades menores, en la entrada del haz, con la presencia de la barra de acrílico, esto es lógico porque debido a la atenuación del haz, la intensidad del haz va disminuyendo a medida que va interactuando con el medio. Los datos medidos (EBT) y calculado (MC y AAA) son muy similares. En la Figura N° 5.4 (b), muestras los datos obtenidos en la salida del haz a diferentes profundidades, se observa que en el centro del campo, existe una atenuación apreciable, debido a la presencia de la barra de acrílico, ya que esta se encuentra situada en un medio de aire, los datos obtenidos por la medición son consistentes con los datos calculados obtenidos por MC y AAA. En la Figura N° 5.4 (c) se aprecia las comparaciones de perfiles en contacto, tanto en entrada como en salida del haz, medido y calculado. En la Figura N° 5.4 (d) se aprecia la comparación de los datos obtenidos por la medición y calculados, tanto en la entrada del haz como en la salida, en la presencia de la barra de acrílico.

**FIGURA N° 5.4 PERFILES DE DOSIS EN PRESENCIA DE LA BARRA DE ACRILICO  
(A) EN LA ENTRADA DEL HAZ, (B) EN LA SALIDA DEL HAZ, (C) EN CONTACTO  
(D) COMPARACION EN LA ENTRADA Y SALIDA DEL HAZ.**

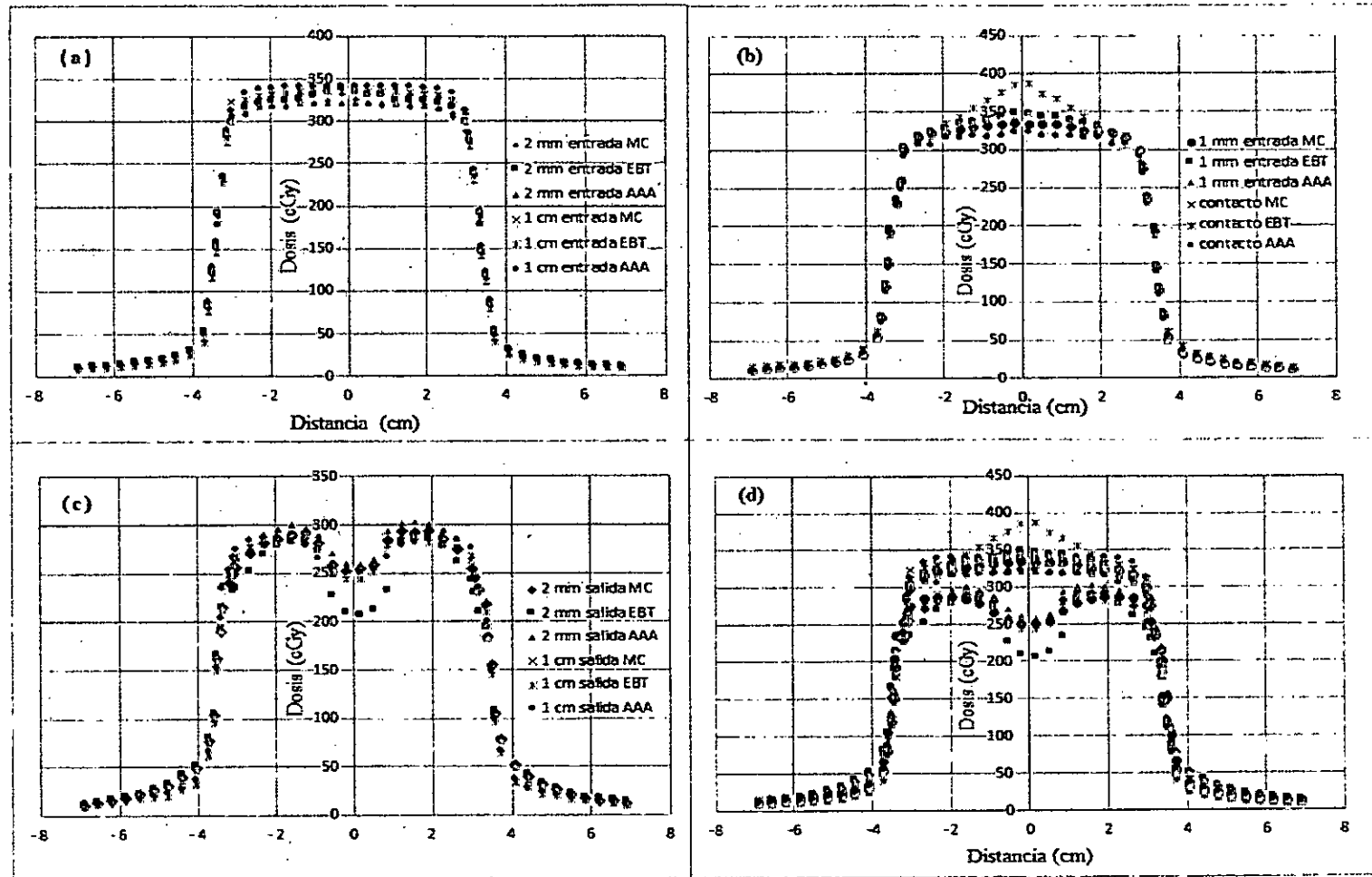


#### **5.4 Irradiación de las películas EBT3 con presencia de la prótesis de titanio**

La irradiación se realizó en las mismas condiciones, con los mismos parámetros del acelerador (UM, tasa de dosis, SSD). Se reemplazó la barra de acrílico por una barra de titanio de alto número atómico de la misma geometría.

En la Figura N° 5.4 (a) se aprecia un ligero aumento de dosis en el centro del campo, esto es debido a la retrodispersión de los electrones generados, al interactuar el haz de fotones con el material de titanio, en la entrada del haz. Esta retrodispersión se observa mayor a distancias cercanas (2 mm) de la barra de titanio a comparación de distancias lejanas (1 cm). En la Figura N° 5.4 (b), es notorio el aumento de dosis en las proximidades del centro del campo, un aumento de un 17,73 % de dosis medida en el centro del campo. Los resultados realizados por los algoritmos de cálculo MC, muestran un aumento de dosis de 6,26 % y para el AAA no se observa cambios en la dosis, a una distancia de 1mm a la prótesis, también se aprecia un aumento de dosis medido (EBT) de un 8,31 %, calculado por MC de un 3,40 % y calculado por AAA, no se observa cambio en la dosis, a una distancia de 2mm a la prótesis, la dosis medida aumenta en un 5,67%, calculado por MC y AAA no se observa cambios en la dosis. En la Figura N° 5.4 (c), se aprecia que la dosis cae de manera abrupta, esto es debido a la atenuación de los fotones, que son frenados por este material, muestran una disminución de 27 % de dosis medida en el centro del campo. En la Figura N° 5.4 (d) se aprecia la comparación de los datos obtenidos por la medición y calculados, tanto en la entrada del haz como en la salida, en la presencia de la barra de titanio.

**FIGURA N° 5.4 PERFILES DE DOSIS EN PRESENCIA DE LA BARRA DE TITANIO (A) EN LA ENTRADA DEL HAZ, (B) EN CONTACTO C) EN LA SALIDA, (D) COMPARACION EN LA ENTRADA Y SALIDA DEL HAZ**

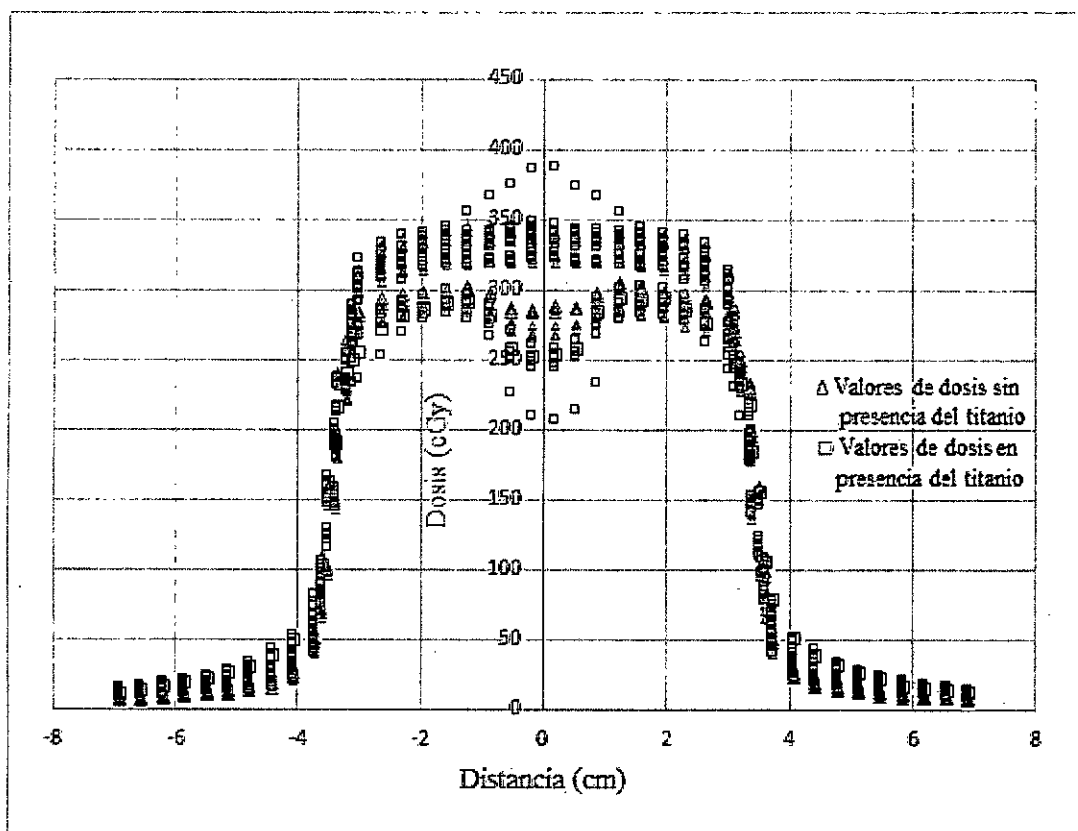


Los valores de dosis calculada usando los algoritmos MC y AAA son consistentes con los valores de dosis medida usando EBT3, para el caso de la irradiación del fantoma de acrílico con la presencia de la barra de acrílico, en la entrada y en la salida del haz de fotones. En el caso de evaluar la dosis en la proximidades de la barra de titanio, los perfiles de dosis medida es distinto a los perfiles de dosis calculada, debido a que los algoritmos de MC y AAA no contemplan la retrodispersión producida al momento de interactuar un haz de fotones con un material de alto número atómico, como es el titanio. Además el TPS tiene una limitación para introducir el número de densidad para materiales de alto número atómico, por estas razones la diferencia de los perfiles de dosis medida y calculada. El uso del algoritmo de cálculo MC, tiene un mejor comportamiento comparado al algoritmo de cálculo AAA, debido a que es más exacto en el cálculo de la dosis y además es el más aceptado en la comunidad científica de radioterapia.

En la Figura N° 5.5 se muestra la comparación de los perfiles de dosis medida (EBT) y calculada (MC y AAA) con presencia de la barra de titanio y con presencia de la barra de acrílico, a diferentes profundidades, tanto en la entrada y salida del haz de fotones, se puede observar las diferencias notorias en los valores de dosis en las proximidades de la barra de titanio y así como también el aumento de la dosis en la parte umbral (cola del perfil), debido a la dispersión del haz de fotones, producido al colisionar con la barra de titanio.



**FIGURA N° 5.5 COMPARACION DE PERFILES DE DOSIS EN LA  
ENTRADA Y SALIDA DEL HAZ, EN PRESENCIA DE LA BARRA DE  
ACRILICO Y LA BARRA DE TITANIO**



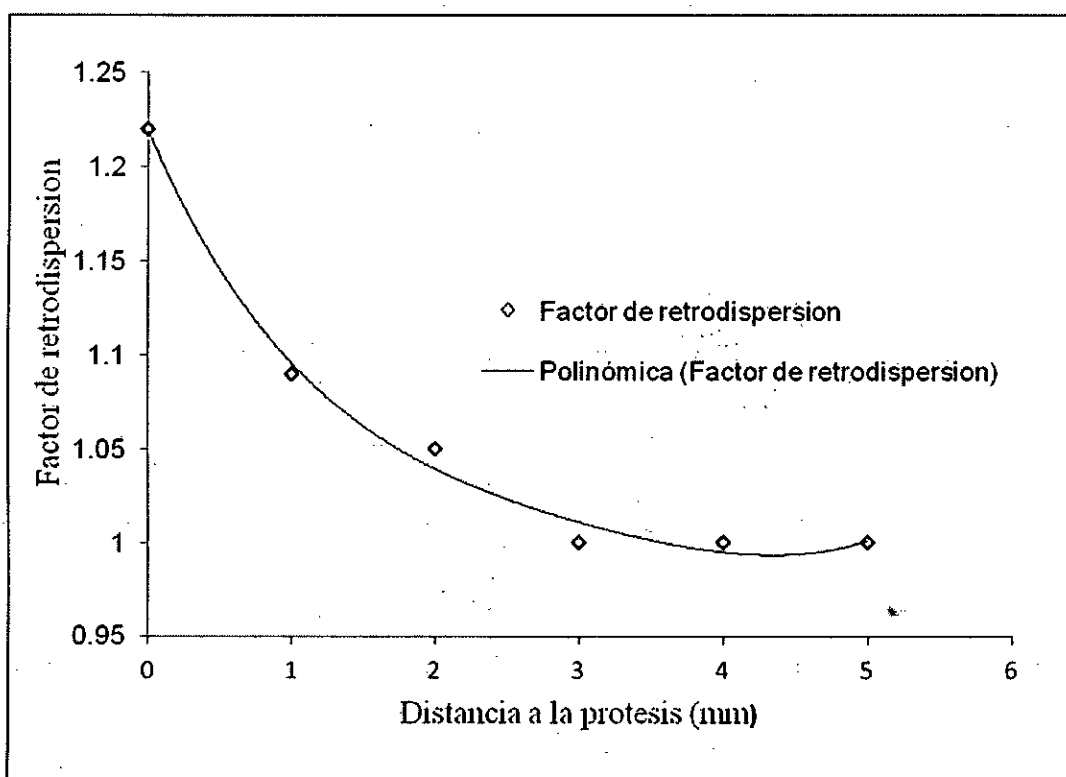
### 5.5 Zona de interfase

En la Figura N° 5.6, se aprecia a qué medida que nos acercamos a la prótesis se produce un aumento de la dosis. Esta sobredosisificación de la zona próxima a la heterogeneidad alcanza su máximo en la zona de contacto, produciéndose un aumento de la dosis de hasta el 17,73%.

A 1 mm de distancia de la prótesis la sobredosisificación es del 8,31% y un 5,67% a 2 mm. Por lo tanto, este efecto solo es relevante a unos pocos milímetros de la

prótesis y se corresponde con el rango de electrones secundarios de baja energía retrodispersados. El factor de retrodispersión alcanzado fue de 1,22.

**FIGURA N° 5.6 FACTOR DE RETRODISPERSION FRENTE A LA DISTANCIA DE SEPARACIÓN DE LA BARRA DE TITANIO**



## **CAPÍTULO VI**

### **DISCUSIÓN DE LOS RESULTADOS**

#### **6.1 Contrastación de hipótesis con los resultados**

Se planteó inicialmente que la dosis aumenta en la entrada del haz y disminuye en la salida del haz, con los resultados obtenidos se puede observar que, se produjo una sobredosificación, es decir un aumento de dosis, debido a la retrodispersión de los electrones generados, esta sobredosificación de la zona próxima a la heterogeneidad alcanza un máximo en la zona de contacto, produciéndose un aumento de la dosis de hasta en 17,73% y una disminución de la dosis de un 27,22 % debido a la atenuación del haz de fotones. En la Figura N° 5.6, se aprecia que a medida que nos acercamos a la prótesis se produce un aumento de la dosis. Esta sobredosificación de la zona próxima a la heterogeneidad alcanza su máximo en la zona de contacto, como se mencionó anteriormente. Por lo tanto, este efecto solo es relevante a unos pocos milímetros de la prótesis y se corresponde con el rango de electrones secundarios de baja energía retrodispersados.

#### **6.2 Contrastación de los resultados con otros estudios similares**

Distintos autores han estudiado con diferentes métodos la atenuación y los efectos de interface causados al irradiar un medio con una prótesis de alto número atómico, Reft <sup>[6]</sup>, describe como además de la atenuación producida por la prótesis, se produce una zona de sobredosificación a la entrada del haz en la

prótesis, mientras que a la salida del haz el comportamiento es función de la energía del haz incidente, Ortiz <sup>[18]</sup> también estudia mediante simulación Montecarlo los efectos de falta de equilibrio electrónico en las interfaces con prótesis metálica, observando una sobredosificación significativa en la entrada del haz. Otros autores han destacado que a medida que se aumente la energía del haz incidente se produce un aumento del rango de los electrones retrodispersados y que el valor máximo aumenta con el número atómico de la heterogeneidad. Das y Khan <sup>[1]</sup> observó un valor de 1,7 para el factor de retrodispersión para un campo de  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  en la interface plomo – poliestireno, para nuestro estudio indico que para una prótesis de titanio no se han alcanzado valores tan altos.

## CAPITULO VII

### CONCLUSIONES

- Primero** La estimación de la dosis absorbida utilizando películas radiocrómicas, en las zonas de interface y a escasos milímetros de la heterogeneidad, alcanzo valores altos en la entrada del haz, esto es debido a la retrodispersión de electrones secundarios, generados al interactuar el haz de megavoltaje de 6 MV con el metal de titanio.
- Segundo** La limitación de los sistemas de planificación de tratamientos (TPS) en el cálculo de dosis absorbida alrededor de materiales de alto número atómico como el titanio es inexacto, en este estudio se trabajó con dos TPS Iplannet y Eclipse, el algoritmo de cálculo de dosis del TPS Iplannet que es el Montecarlo tuvo más correlación con los datos experimentales que a comparación con el algoritmo AAA.
- Tercero** El método experimental propuesto constituye una alternativa para realizar la determinación de la dosis en estas condiciones, el método presentado ha permitido cuantificar su extensión y su valor, datos que no son calculables mediante los planificadores comerciales como el Iplannet y el Eclipse utilizados en la práctica clínica.

## CAPITULO VIII

### RECOMENDACIONES

- Primero** Se recomienda medir la atenuación del haz debido a metales compuestos por elementos de alto número atómico, utilizando estos datos de medición, se puede permitir identificar el tipo de metal y su composición, y de esta manera comparar los resultados obtenidos con datos publicados por revistas internacionales.
- Segundo** Averiguar con el fabricante de su sistema de planificación de tratamiento (TPS) de las posibilidades y las limitaciones con respecto a las correcciones de heterogeneidad para alta densidad electrónica. Determinar y probar si las densidades electrónicas se puede cambiar en regiones seleccionadas por el usuario, si no hay un límite superior a este valor.
- Tercero** En la parte clínica, se recomienda no prescribir la dosis en regiones cercanas a materiales que poseen alto número atómico es decir una prótesis metálica, por el efecto de interfase que se da en estas regiones.
- Cuarto** Es necesario un estudio de los tratamientos de radioterapia, utilizando técnicas avanzadas como radioterapia de la intensidad modulada (IMRT), en pacientes que llevan restauraciones metálicas o implantes, ya que en estos casos es inevitable la interacción directa del haz de radiación con estos materiales.

**Quinto** Al momento de calcular las distribuciones de dosis en medios heterogéneos que poseen alto número atómico, utilizando un TPS, se recomienda realizar la corrección por heterogeneidad e insertar la densidad electrónica del material y además usar el algoritmo de cálculo de dosis más exacto.

**Sexto** Para futuros trabajos de investigación se puede observar el comportamiento de la dosis absorbida en regiones cercanas a una prótesis metálica, con el aumento de la energía del haz de radiación, como por ejemplo 15 MV, debido a que con esta energía existe producción de neutrones en el agua.

## CAPITULO IX

### REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] Das IJ, Khan FM. **Backscatter dose perturbation at high atomic number interfaces in megavoltage photon beams**, en Medical Physics, Vol. 16: 367 a 375. 1989.
- [2] Indra J. Das, Faiz M. Kan y Bruce J. Gerbi. **Interface dose perturbation as an measure of megavoltage photon beam energy**, en Medical Physics, Vol. 15: 78 a 81. 1988.
- [3] Ding GX, Yu CW. **A study on beams passing through hip prosthesis for pelvic radiation treatment**, en Internacional Journal Radiation Oncology Biology Physics, Vol 51: 1167 a 1175. 2001.
- [4] Hazuka MB, Ibbott GS, Kinzie JJ. **Hip prostheses during pelvic irradiation: effects and corrections**, en Internacional Journal Radiation Oncology Biology Physics, Vol. 14: 1311 a 1317.1988.
- [5] Nikos Papanikolaou, Jerry Batista y otros. **Tissue inhomogeneity corrections for megavoltage photon beams**, en Medical Physics, 29 a 58. 2004.
- [6] Reft C, Alecu R, Das IJ, Gerbi BJ, Keall P, and Lief E. **Dosimetric considerations for patients with HIP prostheses undergoing pelvic irradiation. Report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 63**, en Medical Physics, Vol. 30:1162 a 1182. 2003.



- [7] A. ALLISKY Y OTROS. **Radiation Quantities and Units (Internacional Commision on radiation units and measurements.** Vienna. 1980
- [8] PODGORSK Y INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. **Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students.** Vienna 2005.
- [9] KHAN F.M. **The physics of radiation therapy.** Maryland. Editorial Lippincott Williams & Wilkins. Tercera Edición. 1994.
- [10] ANDRES ARACENA R. **Calibración del haz de radiaciones de 6 MV y diseño de protocolo para la irradiación a cuerpo entero previo al trasplante de médula ósea.** Tesis de Licenciatura. Caracas. Universidad de los Andes. 2008
- [11] KHAN F.M. **The physics of radiation therapy.** Maryland. Editorial Lippincott Williams & Wilkins. Quinta Edición. 2014.
- [12] PHILIP MAYLES, ALAN NAHUM Y JEAN ROSENWALD. **Handbook of radiotherapy physics.** Reino Unido. Editorial Taylor & Francis. 2007
- [13] MAXIMILIANO JESUS FILIPUZZI. **Determinación experimental de penumbra de pequeños haces de radiación y corrección por función de respuesta mediante deconvolución.** Tesis de Maestría. Córdoba. 2013.

- [14] C. Rodriguez, G. Martin, R. Bermudez, A. Lopez y M. Victoria de Torres, **Una nueva implementación de análisis multicanal para la dosimetría mediante películas radiocromicas**, en Revista Española de Física Médica, Vol. 15: 49 a 54.2014.
- [15] R. Arrans, H. Miras, M. Ortiz, JA Terron, J. Macias y A. Ortiz, **Dosimetría con películas radiocromicas**, en Revista Española de Física Médica, Vol. 10: 83 a 104. 2009.
- [16] SUJATHA PAI, INDRA J. DAS Y OTROS. **TG 69: Radiographic film for megavoltage beam dosimetry**, en Medical Physics, Vol. 34:2228 a 2258. 2007
- [17] ATTIX, F. **Introduction to radiological physics and radiation dosimetry**. New York. Editorial Johns Wiley and Sons.1986.
- [18] Ortiz M, Guirado D, Velázquez S, Lallena AM. **Simulación Monte Carlo de los efectos de falta de equilibrio electrónico en interfases con prótesis metálicas**, en Revista Española de Física Médica, Vol. 8: 168 a 169. 2007.
- [19] J. Castro Novis, C. Rodriguez, **Perturbación introducida en la distribución de dosis por una prótesis de Co-Cr-Mo**, en Revista Española de Física Médica, Vol. 10: 167 a 172. 2009.

- [20] IAEA, **Absorbed dose determination in external beam radiotherapy: An international code of practice for dosimetry based on standards of absorbed dose to water.** Viena. IAEA.2005.
- [21] Bouchart, On the characterization and uncertainty analysis of radiochromic film dosimetry, en Medical Physics, Vol. 36: 1931 a 1946.2009.

## ANEXOS

### ANEXO 1: Matriz de consistencia

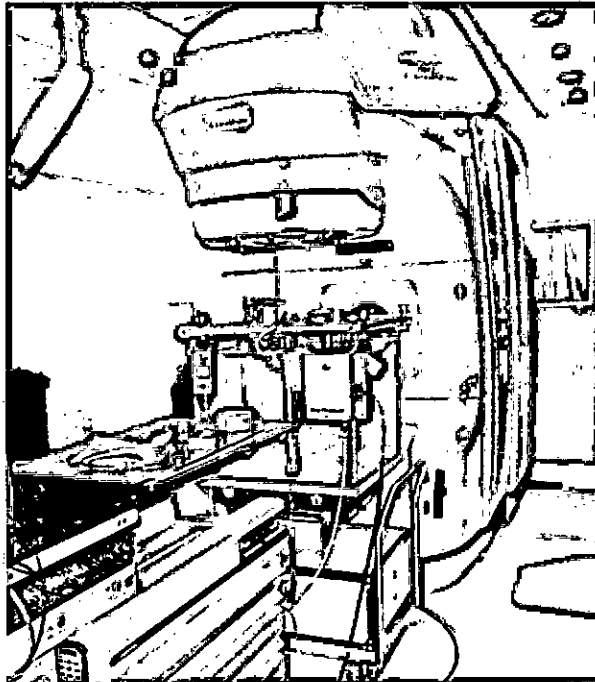
**Título:** Estimación de dosis absorbida en tratamientos de radioterapia sobre regiones que incorporan prótesis de metales.

Problema	Objetivo	Hipótesis	Metodología	Variables
<p><b>Problema principal</b></p> <p>Inexactitud de los sistemas de planificación (TPS) en el cálculo de dosis absorbida sobre regiones que incorporan prótesis de metal.</p> <p><b>Problema específico</b></p> <p>P1. ¿Será posible calcular las distribuciones de dosis realizado por el TPS, teniendo en cuenta materiales de alto número atómico?</p> <p>P2. ¿Contemplan Los TPS en sus algoritmos de cálculos, los cambios abruptos de la dosis absorbida, como consecuencia de la inserción de metales pesados?</p>	<p><b>Objetivo general</b></p> <p>Estimación de dosis absorbida en tratamientos de radioterapia sobre regiones que incorporan prótesis de metales.</p> <p><b>Objetivos específicos</b></p> <p>O1. Medir las distribuciones de dosis debido al haz de radiación en la interface de entrada y salida provocada por la prótesis de titanio.</p> <p>O2. Identificar los cambios abruptos de la dosis absorbida debido a la prótesis de titanio en el fantoma.</p>	<p><b>Hipótesis general</b></p> <p>Se plantea que en la entrada del haz, la dosis absorbida aumenta en las regiones que incorporan prótesis de metal y disminuye en la salida del haz.</p> <p><b>Hipótesis específicos</b></p> <p>H1. Las distribuciones de dosis cambian en la entrada del haz y en la salida debido a la inhomogeneidad.</p> <p>H2. Los cambios abruptos de la dosis absorbida se dan en la entrada del haz, debido a la retrodispersion de electrones generados.</p>	<p><b>Tipo de investigación</b></p> <p>Según el análisis y alcance de sus resultados es de tipo cuasi experimental.</p>	<p><b>Variable dependiente</b></p> <p>Dosis absorbida</p> <p><b>Variable independiente</b></p> <p>Energía</p>

## ANEXO 2: Dosimetría en Radioterapia

La base de cualquier sistema de cálculo de algunas  $UM$  (unidades de monitor); utilizado para entregar la dosis en el paciente a partir de la tasa de dosis conocida bajo las condiciones de referencia. Una metodología típica para realizar este cálculo para un material de agua equivalente se ilustra en la Figura 2.1, usando un sistema manual de cálculo convencional.

FIGURA 2.1 EQUIPAMIENTO DOSIMETRICO EN RADIOTERAPIA



La dosis en un punto  $P$  en una superficie plana de un fantoma de agua puede calcularse usando la ecuación (2.1):

$$UM = \frac{D}{K \times OF \times DDF \times ISq \times OAF \times TF} \quad (2.1)$$

Donde:

$UM$  : Unidades de monitor

$D$  : Dosis de prescripción

$K$  : Factor de calibración del haz

$DDF$  : Factores de dosis en profundidad (PDD, TMR, TAR)

$ISq$  : Factores que corrigen el inverso de la distancia al cuadrado

$OAF$  : Factor fuera del eje del haz

$TF$  : Factores de transmisión

El  $S_c$  corrige los cambios de tratamiento de salida de la unidad con el tamaño de campo. Es típicamente una función compleja del tamaño del campo proyectado para el isocentro y depende del diseño del sistema colimación de la unidad de tratamiento. El  $S_p$  y el  $TMR$  juntos corrigen las diferencias de las condiciones de referencia en dispersión y atenuación, El  $OAF$  también representa cambios en la intensidad, pero en este caso, debido a variaciones en las características del haz fuera del eje central. El  $TF$  cuantifica la transmisión del haz debido a bloques que conforman haz y cualquier tipo de materiales que se atraviesan en la trayectoria del haz, reduciendo de esta manera la intensidad del haz en un porcentaje.

En las instituciones de radioterapia varían sus técnicas de tratamientos en los pacientes y prácticas de calibración, por ejemplo, algunos confían exclusivamente

en los tipos de técnica *SSD* o técnica isocéntrica (*SAD*), mientras otros utilizan ambos, por consiguiente las unidades de tratamientos están calibrados en un fantoma a una profundidad de referencia adecuada, además los campos clínicos son básicamente cuadrados, rectangulares o conformados, por lo tanto un sistema de cálculo debe ser generalmente aplicable a estas prácticas, con una precisión aceptable y simplicidad para uso rutinario.

### **ANEXO 3: Corrección por magnitudes por influencia**

El factor de calibración de una cámara de ionización es válido solo para las condiciones de referencia que se aplican en la calibración. Cualquier desviación de las condiciones de referencia cuando se utilice la cámara de ionización en el haz del usuario debería corregirse utilizando los factores adecuados, a continuación describiremos los factores de corrección generales.

- **Presión, temperatura y humedad**

Como todas las cámaras recomendadas por el protocolo TRS-398, son abiertas al aire, la masa de aire en el volumen de la cavidad está sujeta a variaciones atmosféricas. Deberá aplicarse el factor de corrección, como se aprecia en la ecuación (3.1), para convertir la masa de aire de la cavidad a las condiciones de referencia.  $P$  y  $T$  son la presión del aire de la cavidad y su temperatura, respectivamente, durante la medida, y  $P_0$  y  $T_0$  son los valores de referencia. (Valores dados en el certificado de calibración). Para medidas en un maniquí de agua, la camisa impermeable para la cámara

debería ser abierta al aire con vistas a obtener un equilibrio rápido entre el aire ambiente y el aire en la cavidad de la cámara.

Si el factor de calibración viene referido a una humedad relativa del 50% y se utiliza en una humedad relativa entre el 20% y el 80%, no es necesario corregir por humedad.

$$K_{TP} = \frac{(273,2 + T)P_0}{(273,2 + T_0)P} \quad (3.1)$$

- **Calibración del electrómetro**

Cuando la cámara de ionización y el electrómetro se calibran por separado, el laboratorio de calibración suministra un factor de calibración para cada uno, el factor de calibración del electrómetro,  $K_{elec}$ , se trata como una magnitud de influencia y se incluye en el producto  $\Pi K_i$  de factores de corrección. Generalmente el factor de calibración  $N_{D,w}$  para la cámara de ionización se dará en unidades de Gy/nC y el para el electrómetro  $K_{elec}$ , bien en nC/div o, si la lectura del electrómetro es en términos de carga, como un factor adimensional cercano a la unidad.

Si la cámara de ionización y el electrómetro se calibran conjuntamente, entonces el factor de calibración combinado,  $N_{D,w}$ , se dará normalmente en unidades de Gy/div o Gy/nC y no se requerirá un factor de calibración  $K_{elec}$  separado para el electrómetro. En este caso, en la hoja de trabajo debería anotarse un valor de  $K_{elec}$  igual a uno (adimensional).



- **Efecto de polaridad**

Deberá comprobarse siempre, en la puesta en servicio, el efecto en la lectura de la cámara de utilizar tensiones de colección de polaridades diferentes. Para la mayoría de los tipos de cámaras el efecto será despreciable en haces de fotones, con la notable excepción de las cámaras de ionización de ventana muy fina utilizadas en haces de rayos X de baja energía. En haces de partículas cargadas, especialmente electrones, el efecto puede ser significativo. Cuando una cámara se utiliza en un haz que produce un efecto de polarización no despreciable, la lectura real se toma como el valor medio de los valores absolutos de las lecturas obtenidas en ambas polaridades. Para el uso rutinario de una determinada cámara de ionización, normalmente se adoptan una tensión de colección y una polaridad determinadas. Sin embargo, mediante el uso de un factor de corrección se puede tener en cuenta el efecto de utilizar tensiones de colección de polaridad opuesta en la lectura de la cámara para cada calidad  $Q$  de haz del usuario, se muestra la siguiente formula (3.2) que realiza la corrección para este efecto:

$$K_{pol} = \frac{|M_+| + |M_-|}{2M} \quad (3.2)$$

Donde  $M_+$  y  $M_-$  son las lecturas del electrómetro obtenidas con polaridad positiva y negativa respectivamente, y  $M$  es la lectura del electrómetro obtenida con la polaridad utilizada de forma rutinaria (positiva o negativa).

Las lecturas  $M^+$  y  $M^-$  deberían hacerse cuidadosamente, asegurando que las lecturas de la cámara sean estables tras cualquier cambio de polaridad (algunas cámaras pueden tardar hasta 20 minutos en estabilizarse).

- **Recombinación de iones**

La colección incompleta de cargas en la cavidad de una cámara de ionización debida a la recombinación de iones requiere el uso de un factor de corrección,  $k_s$ . Tienen lugar dos efectos independientes: (i) la recombinación de iones formados por trayectorias separadas de partículas ionizantes, que se conoce como recombinación general (o volumétrica), que depende de la densidad de las partículas ionizantes y por consiguiente de la tasa de dosis; y (ii) la recombinación de iones formados por una sola trayectoria de partícula ionizante, conocida como recombinación inicial, que es independiente de la tasa de dosis. Ambos efectos dependen de la geometría de la cámara y de la tensión de colección aplicada. La siguiente ecuación (3.3), es aplicada para realizar esta corrección.

$$K_s = a_0 + a_1 \left( \frac{M_1}{M_2} \right) + a_2 \left( \frac{M_1}{M_2} \right)^2 \quad (3.3)$$

Donde las constantes  $a_i$  se dan en el cuadro 3, para radiación pulsada y para radiación pulsada y barrida,  $M_1$  y  $M_2$  son los valores medidos de las cargas colectadas.

CUADRO 3. COEFICIENTES DE AJUSTE CUADRATICO PARA EL  
CALCULO  $K_S$  EN FUNCION DEL COCIENTE DE TENSIONES  $V_1/V_2$

$V_1/V_2$	Pulsados			Pulsados y barridos		
	$a_0$	$a_1$	$a_2$	$a_0$	$a_1$	$a_2$
2,0	2,337	-3,636	2,299	4,711	-8,242	4,533
2,5	1,474	-1,587	1,114	2,719	-3,977	2,261
3,0	1,198	-0,875	0,677	2,001	-2,402	1,404
3,5	1,080	-0,542	0,463	1,665	-1,647	0,984
4,0	1,022	-0,363	0,341	1,468	-1,200	0,734
5,0	0,975	-0,188	0,214	1,279	-0,750	0,474