

UNIVERSIDAD NACIONAL DE INGENIERIA  
Facultad de Ciencias  
UNIDAD DE POSGRADO



“IMPLEMENTACIÓN DE UN SISTEMA DOSIMÉTRICO BASADO  
EN DETECTORES DE  $Al_2O_3:C$  Y SU USO EN RADIOTERAPIA”

TESIS

PARA OPTAR EL GRADO ACADEMICO DE MAESTRO EN CIENCIAS CON  
MENCION EN FISICA MEDICA

PRESENTADA POR

**JOSE FERNANDO MARQUEZ PACHAS**

Asesor

Dr. CARLOS JAVIER SOLANO SALINAS

Co Asesora

Dra. CARMEN SANDRA GUZMAN CALCINA

LIMA – PERÚ

2015

## Resumen

En radioterapia es esencial contar con sistema dosimétrico, alternativo, para identificar posibles fallas en alguna etapa del proceso, actualmente la tecnología de la luminiscencia ópticamente estimulada, OSL, representa un gran avance en la detección de la radiación donde adicionalmente poseen la ventaja de poder realizar procesos de re-lectura. Por ello, en este trabajo se plantea implementar un sistema dosimétrico alternativo, basado en la tecnología OSL de cristales de oxido de aluminio dopados con carbono,  $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$  para su uso en Radioterapia.

El desarrollo del trabajo contempla el uso de detectores de  $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$  llamados “*nanodot*” un lector *microStar*, cámaras de ionización (Standard Imaging/Exradin A 12, y PTW Freiburg/TW31010), electrómetros (PTW-Freiburg/UNIDOS E, y MNCNP/11); y un *build up* (en acero inoxidable 316). Los *nanodot* son caracterizados (reproducibilidad con incertidumbre menor a  $\pm 2.8$  %, linealidad hasta 15 Gy con un coeficiente de  $r^2 = 0.9997$ , con una dependencia a la tasa de dosis menor al  $\pm 2.1$  %, con una dependencia a la energía menor al  $\pm 2.0$  %, con una dependencia direccional menor al  $\pm 2.0$  % y una descarga de su señal de 0.03 % por lectura) y calibrados para las energías entre 1.25 MeV y 6 MV. El procedimiento dosimétrico, algoritmo desarrollado para el calculo de la dosis adsorbida en el volumen tumoral, reproduce los valores de dosis con incertidumbres menores al 2 % para un nivel de confianza del 95 % ( $2\mu$ ) y con diferencias relativas menores al 5 % en comparación con los valores de dosis absorbidas prescritas y/o planificadas en los tratamientos de radioterapia. En base a este trabajo desarrollado podemos concluir que los detectores *nanodot* representan una alternativa viable para la realización de la verificación de la dosis absorbida en el paciente durante la práctica radioterapéutica; que por primera vez se están empleando los *nanodot* en Dosimetría *In Vivo*. Además, de su cualidad de conservar la información como testigo físico del procedimiento contribuyendo a dar calidad y seguridad en los tratamientos.

## Abstract

Radiotherapy is essential dosimetry system, alternatively, to identify possible failures in some stage of the process, current technology optically stimulated luminescence, OSL, represents a breakthrough in radiation detection which additionally have the advantage of being able re-reading process. Therefore, this work proposes to implement an alternative dosimetric system, based on OSL technology of aluminum oxide crystals doped with carbon,  $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$  for use in radiotherapy.

The work includes development of detectors using  $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$  "nanodot", MicroStar Reader, ionization chamber (Standard Imaging / Exradin A 12, and PTW Freiburg / TW31010), electrometers (PTW-Freiburg/UNIDOS E, and MNCNP / 11), and a build up (stainless steel 316). The nanodot are characterized (reproducibility with uncertainty less than  $\pm 2.8\%$ , linearity up to 15 Gy with a coefficient of  $r^2 = 0.9997$ , with a dependence on dose rate less than  $\pm 2.1\%$ , with an energy dependence to less than  $\pm 2.0\%$ , with a directional dependence of less than  $\pm 2.0\%$  and signal a discharge of 0.03% per reading) and calibrated for energies between 1.25 MeV and 6 MV. The dosimetric procedure, algorithm developed for the calculation of the dose adsorbed on the tumor volume reproduces the dose values with uncertainties less than 2% for a confidence level of 95% ( $2\mu$ ) and relative difference of less than 5% in compared with the values of absorbed doses prescribed or planned radiation treatments. Based on this work done we can conclude that the nanodot detectors represent a viable alternative for conducting verification of absorbed dose to the patient during radiotherapeutic practice; that for the first time are using the nanodot in vivo dosimetry. In addition to its characteristic of storing information as a physical token of the process helping to provide quality and safety in treatment.

# *Dedicatoria*

*A mis amados hijos*

*Luis, Alanis y Benjamín*

*y a mi querida mama Leonor*

*Hay tres etapas de todo descubrimiento científico. Primero, la gente rechaza lo que es verdad. Luego, niega lo que es importante. Finalmente, se atribuye el mérito a quien no le corresponde.*

*Alexander Von Humboldt.*

# Agradecimientos

Agradezco en primer lugar a todos los profesores del programa de la maestría por incentivar el desarrollo y actualización permanente de nuestra especialidad.

Mi eterno agradecimiento a mi asesora Dra. Sandra Guzmán Calcina por su apoyo y asesoría permanente durante el desarrollo de esta tesis.

Mi sincero agradecimiento a mi asesor Dr. Carlos Javier Solano Salinas por su apoyo y asesoría en el desarrollo de esta tesis.

Un sincero agradecimiento a la Empresa Nuclear Control SAC en especial al Dr. Jesús Aymar Alejos por la predisposición de apoyo, desprendimiento y colaboración constante durante todo el desarrollo de esta tesis.

Quiero agradecer a todas las instituciones participantes: Instituto Nacional de Enfermedades Neoplásicas, Centro de Radioterapia de Lima, Radioncología SAC.

Un gran agradecimiento al Consejo Superior de Investigación de la UNMSM por el apoyo en el desarrollo de la investigación.

Un especial agradecimiento a mis amigos por su apoyo en el desarrollo, incentivo constante y motivación para culminar esta tesis: Susana Avedillo, Carlos Herrera, Galo Patiño, Eduardo Carrasco, Fátima Salazar, Pedro Pacheco y Edith Neira.

## Lista de Figuras

<i>Nro.</i>	<i>Descripción</i>	<i>Pag.</i>
Figura 2.1	Geometría de los parámetros que definen la radiancia	4
Figura 2.2	Coefficientes de atenuación másicos de Al y Pb, obtenidos con el programa XCOM	8
Figura 2.3	Clasificación de la RI y sus procesos de interacción con la materia	9
Figura 2.4	Curva – respuesta en radioterapia. Curve A representa el PCT, curve B la PCTS. La D clínica usualmente entregada es 2 Gy por fracción	11
Figura 2.5	Necesidad de precisión y exactitud en radioterapia. (a) campo simple, (b) movimiento del paciente, y (c) movimiento de la apertura del colimador. Procesos de interacción de la radiación ionizante con la materia	14
Figura 2.6	Diversas técnicas de irradiación de cuerpo total y medio cuerpo	18
Figura 2.7	Etapas del proceso de OSL en materiales con estructura cristalina. L es el centro de recombinación luminiscente y T es la trampa electrónica OSL	20
Figura 2.8	Espectro de emisión de la señal OSL versus la longitud de onda de la luz de excitación	22
Figura 2.9	Espectro de emisión de la señal OSL versus la longitud de onda de emisión medido a diferentes intervalos de tiempo desde que comenzó la luminiscencia: a) 0-0.5 s, b) 1.5-2 s, c) 3-3,5 s	22
Figura 2.10	Simulación computacional de los picos OSL para diferentes órdenes cinéticos ( $N_0=10^5$ , $\alpha=0.001$ , $I_0=100$ , $T=100s$ )	25
Figura 2.11	Representa la historia aleatoria de una partícula (un neutrón) que incide en un medio material	32
Figura 3.1	Disposición geométrica de los <i>nanodot</i> durante la evaluación de la reproducibilidad de su respuesta. Donde el eje Z es paralelo a la camilla, y el eje X perpendicular a ésta	39
Figura 3.2	Disposición geométrica de los <i>nanodot</i> durante la evaluación de la linealidad de su respuesta. Donde el eje Z es paralelo a la camilla, y el eje X perpendicular a ésta	40
Figura 3.3	Dosímetro <i>nanodot</i> con el <i>build up</i> de acero inoxidable 316 de 2.0 mm de espesor, en la cual se muestran sus dimensiones (izquierda) y forma de uso (derecha) Dosímetro <i>nanodot</i> con el <i>build up</i> de acero inoxidable 316 de 2.0 mm de espesor, en la cual se muestran sus dimensiones (izquierda) y forma de uso (derecha)	44

Figura 3.4	Disposición del <i>nanodot</i> para el proceso de medida real de la D mediante dosimetría <i>in vivo</i>	48
Figura 3.5	TC del objeto simulador 2 cuya imagen es capturada por el SPT <i>Theraplan Plus</i> en la cual diseñan los haces de radiación a ser aplicados	50
Figura 4.1	Respuesta del grupo de detectores <i>nanodot</i> blanqueados	53
Figura 4.2	Respuesta del grupo de detectores <i>nanodot</i> a los cuales se les mantiene acumulada la D	54
Figura 4.3	Evolución de la respuesta promedio de los detectores <i>nanodot</i> el cual nos determina el factor de uso del detector	55
Figura 4.4	Linealidad de la respuesta de los <i>nanodot</i> para bajos rangos de D	56
Figura 4.5	Linealidad de la respuesta de los <i>nanodot</i> para los rangos de D empleadas en radioterapia (25 a 1500 cGy)	56
Figura 4.6	Factor de corrección, $f_T$ , debida a los diversos valores de la tasa de dosis	57
Figura 4.7	Factor de corrección, $f_A$ , debida a las diversas direcciones de incidencia del haz	58
Figura 4.8	Respuesta del <i>nanodot</i> para haces de fotones y electrones de diferentes energías	59
Figura 4.9	Respuesta del <i>nanodot</i> frente a lecturas realizadas en diversos tiempos posteriores a la irradiación.	60
Figura 4.10	Respuesta del <i>nanodot</i> frente a lecturas sucesiva, 150 lecturas	61
Figura 4.11	Evaluación de la Influencia del <i>Build up</i> .	62
Figura 4.12	Respuesta del <i>nanodot</i> en unidades de D medida frente a los valores de D definida por el haz de calibración (Cs-137)	65
Figura 4.13	Curva de calibración del <i>nanodot</i> para la energía del Co-60 y el rango de D de 8 a 2320 cGy.	66
Figura 4.14	Se muestran la evolución de los valores de dosis medidos en cada sesión de tratamiento para el caso de cáncer de páncreas	70
Figura A.1	Magnitudes que se utilizan para describir un campo de radiación (magnitudes radiométricas)	84
Figura C.1.	Detectores <i>nanodot</i> , Landauer INC, se observan sus dimensiones	93
Figura C.2	Objeto simulador 2, cilindro de acrílico seccionado a lo largo de su eje para diversos propósitos	95
Figura C.3	Dosímetro <i>nanodot</i> con su <i>build up</i> de acero inoxidable de 2.0 mm de espesor equivalente a 15 mm de agua para un haz de fotones de 6 MV	95
Figura C.4	Sistema Lector <i>MicroStar</i> , Landauer INC	96
Figura D.1	Se muestran la curva de PDD medida con la cámara de ionización y la calculada por el código MCNP de MC	99
Figura E.1	Diagrama de los volúmenes definidos por el reporte ICRU50	101

## Lista de Tablas

<i>Nro. .</i>	<i>Descripción</i>	<i>Pag.</i>
Tabla 3.1	Condiciones de irradiación en la evaluación de la reproducibilidad de la respuesta del <i>nanodot</i> .	38
Tabla 3.2	Condiciones de irradiación en la evaluación de la linealidad de la respuesta del <i>nanodot</i>	39
Tabla 3.3	Condiciones de irradiación en la evaluación de la dependencia con la tasa de dosis	41
Tabla 3.4	Condiciones de irradiación en la evaluación de la dependencia direccional	41
Tabla 3.5	Condiciones de irradiación en la evaluación de la dependencia energética	42
Tabla 3.6	Condiciones de irradiación para la evaluación del desvanecimiento de la señal	43
Tabla 3.7	Condiciones de irradiación en la calibración de la respuesta del <i>nanodot</i>	46
Tabla 4.1	Incertidumbre en la respuesta de los <i>nanodot</i>	54
Tabla 4.2	Factores de corrección debido a los diversos <i>build up</i>	61
Tabla 4.3	Evaluación de la Influencia del <i>build up</i> . Evaluada para diferentes tamaños de campos para el haz de <sup>60</sup> Co	62
Tabla 4.4	Evaluación de la influencia del <i>build up</i> en la medida experimental	63
Tabla 4.5	Resumen de la caracterización de los <i>nanodot</i>	63
Tabla 4.6	Valores de D de referencia para el haz de calibración del Cs-137 y los valores medidos por el Lector <i>MicroStar</i> del detector <i>nanodot</i>	64
Tabla 4.7	Valores de D de referencia para el haz de calibración del Co-60 y los valores de D medidos por el lector <i>MicroStar</i>	67
Tabla 4.8	Valores de los factores de calibración de la respuesta de los <i>nanodot</i> para las técnicas especiales	67
Tabla 4.9	La D total recibida por el blanco. Para pacientes tratados en el abdomen	68
Tabla 4.10	La D total recibida por el blanco. Para pacientes tratados en la pelvis	68
Tabla 4.11	La D total recibida por el blanco. Para pacientes tratados en el tórax –	68

	mama	
Tabla 4.12	La D total recibida por el blanco. Para pacientes tratados en la cabeza	69
Tabla 4.13	Valores de D medidos, para el caso de un cáncer de páncreas donde la D prescrita es de 4500 cGy con 180 cGy por sesión	69
Tabla 4.14	Comparación de los valores de D total medida ( $D_{TM}$ ) con su incertidumbre ( $U_{DTM}$ ) y la D total prescrita ( $D_{TP}$ ) para el caso del paciente con cáncer de páncreas	70
Tabla 4.15	Comparación de valores de D obtenidas por el método de dosimetría In Vivo y por valores de D medidos por la CI y por las tablas de tratamiento	71
Tabla 4.16	Comparación de valores de D obtenidas por el método de dosimetría In Vivo y por valores de D medidos por la CI y los calculados por el TPS <i>Theraplan Plus</i>	72
Tabla C.1	Principales características de los detectores <i>nanodot</i>	93
Tabla C.2	Tabla. Datos técnicos de las cámaras de ionización empleadas	94
Tabla C.3	Datos de los electrómetros utilizados en la parte experimental	96
Tabla C.4	Datos de las fuentes de radiación utilizadas en la parte experimental	97
Tabla D.1	Valores de la energía depositada en el punto de interés a diversas profundidades y PDD calculada por el Código MCNP de Monte Carlo.	98
Tabla D.2	Valores del PDD medido por la cámara de ionización para el haz de 6 MV del acelerador lineal.	99

## Lista de Abreviaturas

<i>Notación</i>	<i>Descripción</i>
□	probabilidad de escape de los electrones de las trampas
AP	Antero posterior
BATD	Braquiterapia de alta tasa de dosis
BC	Banda de conducción
<i>Build up</i>	Espesor requerido para alcanzar el equilibrio electrónico,
BV	Banda de valencia
CI	Cámara de ionización
CRL	Centro de Radioterapia de Lima
CS	capa semirreductora
CTV	<i>Clinical target volumen</i>
D	Dosis absorbida
EPID	<i>electronic portal imaging device</i>
gantry	brazo mecánico que aloja la fuente de radiación el cual gira sobre alrededor de un eje de rotación
gap	banda prohibida
GC	Garantía de Calidad
GTV	<i>Gross tumor volumen</i>
$I_0$	intensidad de la luz estimulante
ICRU	<i>International Commission Radiological Unit</i>
ICT	Irradiación de cuerpo total
INEN	Instituto Nacional de Enfermedades Neoplásicas
IPTE	Irradiación de la piel total con electrones,
IV	<i>Irradiated volumen</i>
L	Intensidad de la luminiscencia OSL
<i>linac</i>	acelerador lineal
LSCD	Laboratorio Secundario de Calibración Dosimétrica
MCNP	Monte Carlo N-Particle
MeV	Mega electrón voltio

<i>Mosfet</i>	<i>metal-oxide-semiconductor field effect transistors</i>
MV	Mega voltaje (usualmente usado para indicar la energía nominal del haz de fotones de rayos x)
<i>n</i>	concentración de electrones atrapados
$N_0$	es el número de electrones en la trampa en $t=0$
<i>nanodot</i>	Detectores de óxido de aluminio dopados con carbono, $Al_2O_3: C$
OAR	<i>Organs at risk</i>
OSL	<i>Optically stimulated luminescence</i>
PA	Postero anterior
PET	Tomografía por emisión de positrones
PTV	<i>Planning Target volumen</i>
RMN	Resonancia magnética nuclear
SAD	distancia fuente isocentro
SPT	Sistema de Panificación del Tratamiento
SSD	distancia fuente superficie
TC	Tomografía computarizada
<i>TMR</i>	<i>Razón tejido-aire</i>
TV	<i>Treated Volume</i>
<i>u</i>	Incertidumbre combinada
U	Incertidumbre expandida
UM	Unidad monitor
uma	Unidad de masa atómica
UNMSM	Universidad Nacional Mayor de San Marcos

# Contenido

CAP		Pag.
	Resumen	<i>ii</i>
	Abstrac	<i>iii</i>
	Dedicatoria	<i>iv</i>
	Agradecimiento	<i>vi</i>
	Lista de Figuras	<i>vii</i>
	Lista de Tablas	<i>x</i>
	Lista de abreviaturas	<i>xii</i>
	Contenido	<i>xiv</i>
I.	Introducción	1
II.	Fundamento Teórico	3
2.1	Generalidades	3
2.2	Campo de radiación ionizante	3
2.2.1	Distribuciones espectrales y fluencia	4
2.3	Interacción de la radiación ionizante con el medio material	6
2.2.1	Partículas no cargadas	7
2.3.2	Partículas cargadas	8
2.4	Magnitudes Dosimétricas	9
2.5	Fundamentos de Radioterapia	10
2.5.1	Radioterapia	10
2.5.2	Objetivo de la Radioterapia	10
2.5.3	Planificación en teleterapia	11
2.5.4	Precisión en Radioterapia	12
2.5.5	Dosimetría <i>In vivo</i>	14
2.5.6	Técnicas especiales: TBI, TSEI	15
2.6	Dosimetría luminiscente	19
2.6.1	Principios de luminiscencia	19

2.6.2	Cinética de la luminiscencia del Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> : C	21
2.6.3	Cinética del Modelo Simple	22
2.6.4	Cinética del modelo complejo	28
2.7	Método de Monte Carlo	31
2.7.1	Descripción del Método de Monte Carlo	33
2.7.2	Descripción del código MCNP	34
III	Experimento	35
3.1	Generalidades	35
3.2	Equipos y Materiales	36
3.2.1	Dosímetros	36
3.2.2	Objetos simuladores	36
3.2.3	Instrumentos de medida	37
3.3	Procedimiento y medidas	37
3.3.1	Caracterización	37
	a. Reproducibilidad	38
	b. Linealidad	39
	c. Dependencia con la tasa de dosis	40
	d. Dependencia direccional	41
	e. Dependencia energética	42
	f. Desvanecimiento de la señal	42
	g. Descarga con el número de lectura	43
	h. Factor de corrección por <i>Build up</i>	43
	i. Señal de Fondo	44
3.3.2	Calibración	45
3.3.3	Aplicación: Dosimetría <i>in vivo</i>	46
3.3.4	Verificación del método: dosimetría <i>in vivo</i>	49
3.3.5	Influencia del <i>Build up</i>	50
IV	Resultados y discusión	52
4.1	Generalidades	52
4.2	Caracterización	52
4.2.1	Reproducibilidad	52
4.2.2	Linealidad	55
4.2.3	Dependencia con la tasa de dosis	56
4.2.4	Dependencia direccional	57
4.2.5	Dependencia energética	58

4.2.6	Desvanecimiento de la señal	59
4.2.7	Descarga con el número de lectura	60
4.2.8	Factor de corrección por <i>Build up</i>	61
4.3.	Calibración	64
4.3.1	Calibración del sistema Lector <i>microStar</i>	64
4.3.2	Calibración de la respuesta del <i>nanodot</i> : convencional	65
4.3.3	Calibración de la respuesta del <i>nanodot</i> : especial	66
4.4.	Aplicación: Dosimetría <i>in vivo</i>	67
4.4.1	Abdomen	67
4.4.2	Pelvis	67
4.4.3	Tórax - Mama	68
4.4.4	Cabeza	68
4.4.5	Ejemplo del proceso de dosimetría <i>in vivo</i>	69
4.4.6	Verificación del proceso de dosimetría <i>in vivo</i>	71
V	Conclusiones	73
VI	Referencias bibliográficas	75
	Anexos	81
	Anexo A: Magnitudes y unidades radiológicas	82
	Anexo B: Análisis de Incertidumbres	90
	Anexo C. Equipos y Materiales	93
	Anexo D: Verificación de la calidad del haz generado por el código MCNP de Monte Carlo	98
	Anexo E: Conceptos generales	100
	Anexo f: Rutina de cálculo por el código MCNP de Monte Carlo	102

# CAPITULO I

## INTRODUCCIÓN

La aplicación de la radioterapia para el tratamiento del cáncer es un proceso muy complejo que incluye los aspectos de diagnóstico, planeamiento y realización del tratamiento. En general un aspecto importante para conseguir un buen resultado del tratamiento (control tumoral), es que la dosis absorbida (D) entregada al volumen blanco debe coincidir con la D prescrita y por situaciones practicas se acepta una discrepancia máxima del 5% según la ICRU report 50 (*International Commission Radiological Unit, ICRU*)<sup>[1-7]</sup>. Ello, se consigue con la implementación e implantación de un adecuado programa de Garantía de Calidad (GC) en Radioterapia <sup>[6]</sup>.

Actualmente en los programas de GC son usados los dosímetros: termoluminiscentes, los cuales son ampliamente usados pero poseen características muy dependientes de los procesos de calentamiento (en la lectura y el blanqueado) y el hecho que elimina toda su información en el proceso de lectura <sup>[8-11]</sup>; los diodos los cuales poseen gran dependencia con la temperatura y la dirección del haz (por ejemplo: un diodo calibrado a temperatura ambiente sobrestimaría la D en un 3 % cuando se coloca sobre la superficie del paciente, también posee una pérdida de sensibilidad de hasta 15% por cada 10 kGy) <sup>[5,8,11-13]</sup>; y los *metal-oxide-semiconductor field effect transitors (Mosfet)* los cuales no poseen los inconvenientes antes mencionado, sin embargo, tienen una vida media limitada por su pérdida de sensibilidad <sup>[5,8, 14-19]</sup>; Por otro lado los dosímetros, basados en la tecnología OSL (*optically stimulated luminiscence*) de cristales de óxido de aluminio dopados con carbono, Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>:C llamados “*nanodot*” no poseen los inconvenientes de los dosímetros tradicionales aún más poseen la ventaja de poder realizar procesos de relectura,

permitiendo el almacenaje del detector como un registro físico de la D, donde, ello puede ser reanalizado si es necesario <sup>[7, 20-33]</sup>.

En este trabajo se implementó un nuevo sistema dosimétrico alternativo, basado en los dosímetros *nanodot* para su uso en radioterapia. Se caracterizó los dosímetros *nanodot* según sus cualidades dosimétricas <sup>[5, 7-8, 20-33]</sup>, se calibró para las energías de haces de fotones de 1.25 MeV y 6 MV, para haces de electrones de 5 MeV y en el rango de D de 2 a 2300 cGy, se diseñó los algoritmos de cálculo de D en el órgano y/o punto de interés, para su aplicación en dosimetría *in vivo* se diseñó y confeccionó los dispositivos para conseguir las condiciones de equilibrio electrónico, *Build up*, para cada energía utilizada.

Para el desarrollo del trabajo se utilizó un Lector *microStar* y un conjunto de dosímetros *nanodot* los cuales poseen una cubierta de plástico de 0.04 g.cm<sup>-2</sup> como *build up* intrínseco. El sistema dosimétrico es usado para medir la D entregada al volumen blanco en los tratamientos de radioterapia, convencionales y especiales, usando haces de fotones y electrones producidos por equipos de cobalto 60 y aceleradores lineales.

En los capítulos se presentan: Capítulo I, introducción; Capítulo II, los fundamentos y/o conocimientos teóricos requeridos para el desarrollo del trabajo; Capítulo III, se muestran la metodología, materiales e instrumentos requeridos para el desarrollo del trabajo; Capítulo IV, se muestran los resultados encontrados y discusiones generadas en el análisis de los resultados; Capítulo V, se muestran las conclusiones a la cual llegamos en este trabajo; Capítulo VI, las referencia bibliográficas utilizadas; y los Anexos, donde se muestran los procesos particulares de las actividades desarrolladas.

En base a este trabajo se concluye que los dosímetros *nanodot* representan una alternativa viable para la realizar la verificación de la D en el paciente durante la práctica radioterapéutica; así como también, por primera vez se están empleando los *nanodot* en Dosimetría *in vivo*. Además, de su cualidad de conservar la información como testigo físico del procedimiento contribuyendo a dar calidad y seguridad en los tratamientos.

## CAPITULO II

### FUNDAMENTO TEÓRICO

#### 2.1. Generalidades

La física radiológica es la ciencia de las radiaciones ionizantes y sus interacciones con la materia con especial énfasis en la deposición de la energía en un volumen de interés (magnitudes dosimétricas, en especial la D). Como el conocimiento exacto de la D se basa en el conocimiento de los campos de radiación, los cuales deben ser conocidos y manipulados en forma explícita <sup>[5,11,34-37]</sup>.

#### 2.2. Campo de radiación ionizante

El campo de radiación ionizante, es una región conformada por radiaciones ionizantes tales como partículas cargadas y partículas no cargadas (neutrones, fotones x y gamma). Las cuales al interactuar con cualquier material que se encuentre ubicado dentro de dicha región producen la ionización de sus átomos o moléculas. Para caracterizar estas interacciones es conveniente conocer una de las siguientes magnitudes físicas: la distribución espectral, la fluencia de partículas y/o la D en un punto del material irradiado <sup>[34-37]</sup>.

Conocer los efectos de la ionización en aire, bajo condiciones específicas, permite determinar la fluencia de partículas (fotones) y la D. Estas magnitudes pueden medirse también por absorción total del haz, mediante el empleo de un detector

apropiado, que puede ser un calorímetro, una cámara de ionización (CI), un detector de estado sólido, un dosímetro químico u otro dispositivo de medida de absorción de la energía <sup>[34-37]</sup>.

### 2.2.1. Distribuciones espectrales y fluencia

Un campo de radiación de fotones queda completamente especificado si en todos os puntos del campo se conoce la energía de todos los fotones con energía entre  $E$  y  $E+dE$  que atraviesan una unidad de área,  $da$ , normal a la dirección de propagación con un ángulo sólido,  $d\Omega$ , definida por los ángulos variables  $\theta$  y  $\varphi$  (ver Figura 2.1), en el intervalo de tiempo  $t$  y  $t +dt$ , a esto es llamado radiancia de energía  $r_E(E, \Omega, t)dEd\Omega dt$ , donde  $r_E(E, \Omega, t)$  es la distribución diferencial de la radiancia de energía ver Figura 2.1<sup>[34,36]</sup>.

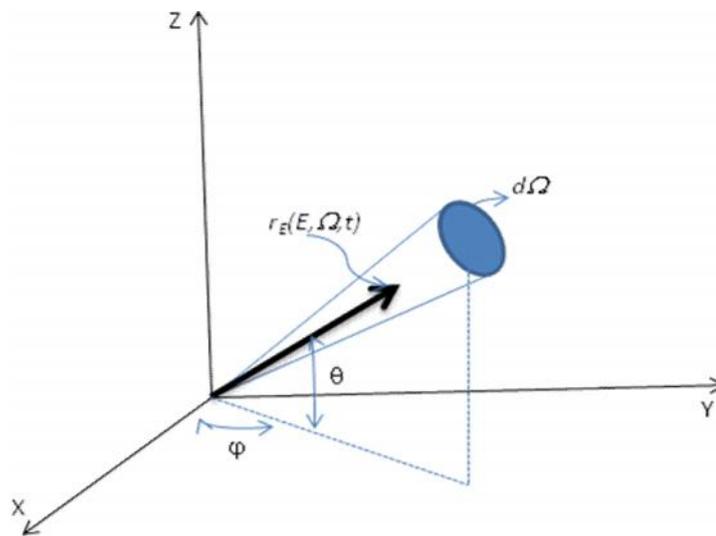


Figura 2.1. Geometría de los parámetros que definen la radiancia.

Si esta distribución es integrada sobre todas las direcciones y en el intervalo del tiempo de medición, se obtiene la distribución diferencial de la fluencia de energía,  $j_E(E)$ , es decir:

$$\Psi_E(E) = \int_t \int_{\Omega} r_E(E, \Omega, t) d\Omega dt \quad (2.1)$$

Donde:

$\int \Psi_E(E) dE$  es la energía de los fotones en el intervalo  $E$  y  $E+dE$  que pasan a través de una esfera de sección transversal de área unitaria en alguna dirección.

En la práctica esta magnitud es determinada por un dispositivo que mide la energía de los fotones sin considerar su dirección.  $\int \Psi_E(E) dE$  permite también determinar la D por un material situado en dicha posición del campo de radiación.

Si  $\int \Psi_E(E) dE$  es integrada sobre todos los valores de energía,  $E$  de los fotones se obtiene la fluencia de energía,  $J$ , es decir:

$$J = \int_E \Psi_E(E) dE = \int_E \int_t \int_{\Omega} r_E(E, \Omega, t) d\Omega dt \quad (2.2)$$

Donde:

$J$  es la energía total debida a las energías de todos los fotones que pasan a través de una esfera de sección transversal de área unitaria en el punto de interés.

Cuando en el campo de radiación, se conoce el número de fotones con energías entre  $E$  y  $E+dE$  que atraviesan una unidad de área da normal a la dirección de propagación, en el intervalo de tiempo  $t$  y  $t + dt$  y en un ángulo sólido  $d\Omega$ . Es decir, la radiancia de partículas  $p_E(E, h, t) dE dh dt$ , siendo  $p_E(E, h, t)$  la distribución diferencial de la radiancia de fotones. Al integrar esta distribución sobre todas las direcciones y en el intervalo del tiempo de medición, se obtiene la distribución diferencial de fluencia de fotones,  $W_E(E)$ , es decir:

$$\Phi_E(E) = \int_t \int_{\Omega} p_E(E, \Omega, t) d\Omega dt \quad (2.3)$$

Donde:

$W_E(E)dE$  es el número de los fotones en el intervalo  $E$  y  $E+dE$  que pasan a través de una esfera de sección transversal de área unitaria en alguna dirección.

Integrando  $W_E(E)$  sobre todos los valores de energía,  $E$  de los fotones se obtiene la fluencia de fotones,  $W$ , es decir:

$$\Phi = \int_E \Phi_E(E) dE = \int_E \int_t \int_{\Omega} r_E(E, \Omega, t) d\Omega dt \quad (2.4)$$

Donde:

$W$  representa el número total de fotones de todas las energías que pasan a través de una esfera de sección transversal de área unitaria en el punto de interés.

Puesto que la fluencia de fotones y de energía son funciones de la energía de los fotones, entonces, para describir el haz de radiación es necesario conocer las distribuciones espectrales y con ello es posible tener un conocimiento explícito de las magnitudes dosimétricas (ver anexo A) <sup>[34-37]</sup>.

### 2.3. Interacción de la radiación ionizante con el medio material

Se conoce que las radiaciones ionizantes (radiaciones con energías superiores a unos 10 eV) y en el caso: de electrones, positrones y fotones consideraremos energías entre decenas de eV y centenares de MeV, mientras que para partículas cargadas pesadas consideraremos energías específicas comprendidas entre decenas de keV/uma y centenares de MeV/uma (con, *uma* es la unidad de masa atómica). Estos

intervalos cubren ampliamente las energías empleadas en física médica, tanto en diagnóstico como en terapia, así como las de interés en radioprotección [34-37].

Las radiaciones ionizantes se clasifican atendiendo en primer lugar a la carga eléctrica de las partículas (neutras o cargadas). La segunda característica relevante es la masa de las mismas. Entonces podemos clasificarlas según el tipo de radiación o partícula, en: partículas cargadas y no cargadas.

### 2.3.1. Partículas no cargadas

Referidas a las radiaciones que no poseen carga eléctrica y están conformadas por los fotones ( $x$  y  $\gamma$ ) y los neutrones los cuales tienen su forma particular de interactuar con la materia, según como se muestra en la Figura 2.2.

La probabilidad de ocurrencia de la interacción es representado por los coeficientes de interacción, específica, de cada modo de interacción  $i$  (Thomson, Rayleigh, Compton, fotoeléctrica, producción de pares, producción de tripletes, Interacción fononuclear, dispersión elástica y/o dispersión inelástica). Se define como coeficiente de atenuación lineal:

$$\mu_i = N\sigma_i \quad (2.5)$$

Donde:

$N$  es el número de átomos o moléculas por unidad de volumen.

Como  $N$  es proporcional a la densidad, ..., resulta más conveniente definir los coeficientes de atenuación másicos parciales  $\mu_i/\rho$ , y el coeficiente de atenuación másico total, según:

$$\frac{\mu}{\rho} = \frac{N_A}{A_w} \sum_i \sigma_i \quad (2.6)$$

Como ejemplo, en la Figura 2.2 se muestra las gráficas de las tabulaciones de los coeficientes de atenuación másicos <sup>[34-38]</sup> y que pueden ser reproducidos mediante el programa XCOM <sup>[38]</sup>.

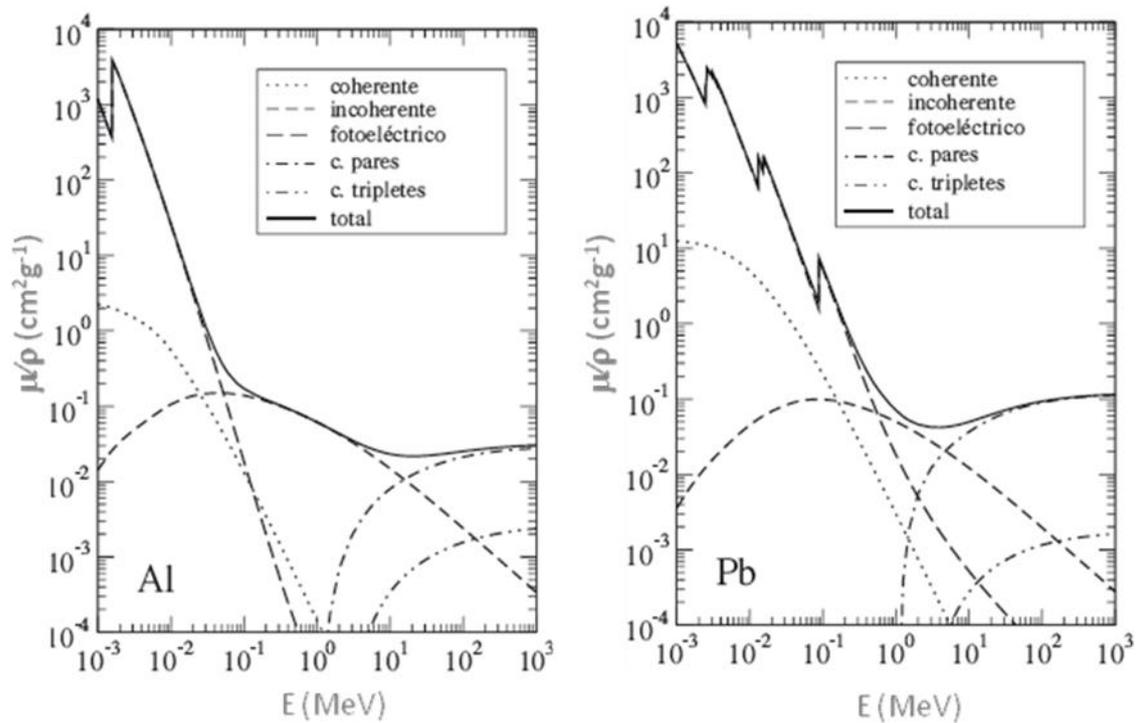


Figura 2.2. Coeficientes de atenuación másicos de Al y Pb, obtenidos con el programa XCOM <sup>[37,38]</sup>.

### 2.3.2. Partículas cargadas

Referidas a las radiaciones que poseen carga eléctrica en las cuales podemos subdividir las en: **ligeras**, cuando su masa es comparable con la masa en reposo del electrón y son los electrones y positrones; y en **pesadas**, cuando su masa es mucha mayor a la correspondiente masa en reposo del electrón y tenemos los iones ligeros (H, <sup>2</sup>H, ..., Ne); y los iones pesados (Na, ..., fragmentos de fisión,  $\mu^\pm$ ,  $\pi^\pm$ , ...) <sup>[37]</sup>.

Al interactuar la radiación ionizante (RI) con la materia ocurrirán diversos fenómenos físicos que va a depender del tipo de radiación incidente y de su energía. En la Figura 2.3 se esquematiza los diferentes efectos debido a los dos tipos de RI <sup>[5,11, 34-37]</sup>.

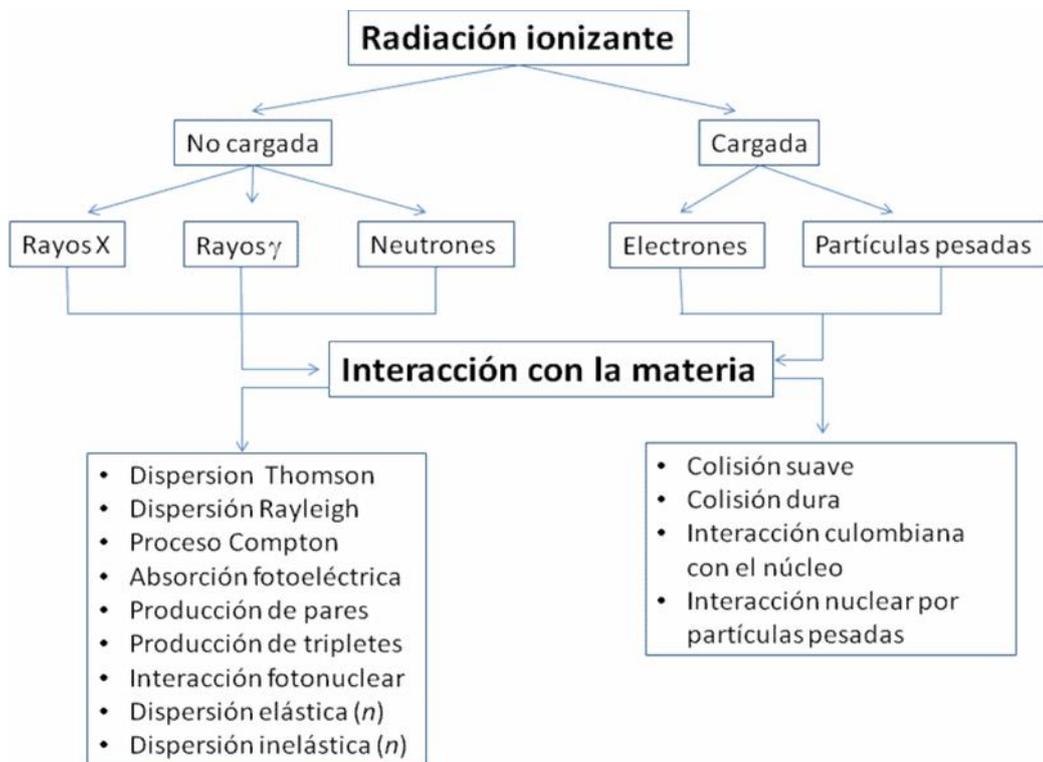


Figura 2.3. Clasificación de la RI y sus procesos de interacción con la materia.

## 2.4. Magnitudes Dosimétricas

La radiación interacciona con la materia en una serie de pasos en los que la energía se convierte, siendo la D el resultado de todos esos pasos. El resultado es que la energía que transporta el campo de radiación se deposita finalmente en la materia. Atendiendo, en esencia, a esta consideración, ICRU engloba las magnitudes dosimétricas en base a la conversión de energía, al depósito de energía, la energía impartida, energía lineal y la energía específica. Entre las principales magnitudes analizaremos kerma, la exposición y la dosis absorbida, según se muestra en el anexo A [5,11, 34-37].

## 2.5. Fundamentos de Radioterapia

### 2.5.1. Radioterapia

Es una modalidad médica para el tratamiento de lesiones benignas y malignas, la cual usa radiaciones de alta energía (fotones y electrones) y su poder de ionización para controlar el crecimiento acelerado, erradicar células de estas lesiones, con la premisa de evitar complicaciones en tejidos vecinos sanos. Existen dos técnicas de radioterapia: Teleterapia referido a la proyección de la radiación a través del espacio, emplea fuentes de radiación, externa, provenientes de un *linac* o un equipo de cobalto 60; y Braquiterapia referidos a la aplicación de la radiación a cortas distancias, normalmente la fuente de radiación está en el interior del paciente y en contacto con el volumen tumoral a irradiar <sup>[5]</sup>. Actualmente se tiene también la protonterapia, terapia con neutrones y terapia con iones pesados <sup>[5]</sup>.

Cuando los haces de fotones de alta energía comenzaron a utilizarse en los años cincuenta se desarrollaron métodos semiempíricos para el cálculo dosimétrico, estos métodos de cálculo ofrecen una precisión suficiente para determinados posicionamientos del paciente, pero limitan las disposiciones posibles para el tratamiento. Actualmente, la incorporación de nuevas modalidades de imagen añade información funcional de la región explorada, la resonancia magnética nuclear (RMN) y la tomografía por emisión de positrones (PET) conllevan a incrementar la información radiológica del paciente; y con ello es posible incrementar la D por sesión de tratamiento. Por ello, los algoritmos de cálculo (modelos físicos basados en las interacciones de la radiación con la materia) deben permitir una mejor precisión y exactitud de la D en las heterogeneidades de los tejidos para cada elemento de volumen (tejido tumoral y los órganos adyacentes).

### 2.5.2. Objetivo de la Radioterapia

El principal objetivo de la radioterapia es entregar una D al volumen tumoral para destruirlo y/o controlarlo sin irradiar al tejido sano con D que le puedan provocar complicaciones. En la Figura 2.4 se muestra dos curvas sigmoideas, una corresponde a

la probabilidad de control tumoral (PCT), curva A, y la curva B corresponde a la probabilidad de complicaciones en el tejido sano (PCTS) <sup>[1,2,5,6]</sup>.

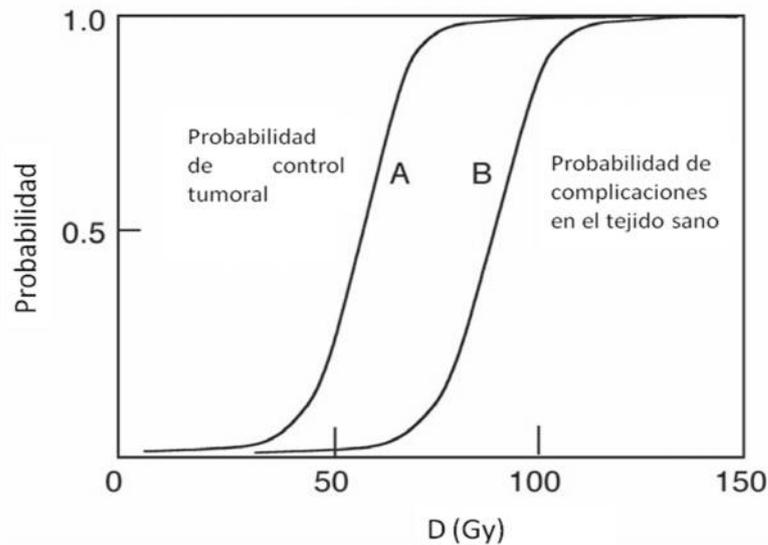


Figura 2.4. Curva – respuesta en radioterapia. Curva A representa el PCT, curva B la PCTS. La D clínica usualmente entregada es 2 Gy por fracción <sup>[5]</sup>.

### 2.5.3. Planificación en teleterapia

Para pacientes tratados con radiación externa, siguen los siguientes procesos: definición del Volumen del Tumor Macroscópico (VTM), delineada sobre las imágenes de tomografía computarizada (TC) del paciente. Estas imágenes TC contienen información 3D de la anatomía del paciente, los cuales son transferidos al sistema de planificación del tratamiento (SPT), donde los detalles físicos del haz de radiación son definidos según necesidad (tales como ángulos, tamaños de campos, energías, otros). El SPT calcula las distribuciones de D en 3D, modelados en base a los procesos de deposición de la energía en el medio (procesos de interacción radiación–materia). Varias combinaciones de los haces son definidos a modo de ensayos para determinar la distribución de D óptima. En la mayoría de los casos la terapia convencional, no existen chequeos adicionales de GC. Como ejemplo: un tratamiento estándar, generalmente, se divide en 25 fracciones de 2 Gy, con el fin de administrar una D de 50 Gy en el volumen blanco, esta D entregada puede ser

verificada mediante la dosimetría *in vivo* que puede o no llevarse a cabo en los tratamientos convencionales, dependiendo del protocolo empleado [3].

Con la premisa de cumplir con el objetivo de la radioterapia, ver acápite 2.5.2 se diseñan los planes de tratamiento que consiste en definir: las direcciones de los haces, las áreas de la superficie de entrada, la energía, y los otros parámetros de tal manera que la irradiación del volumen tumoral sea lo más homogénea posible y que el daño a órganos críticos y tejidos sanos sea mínimo.

La radioterapia conformada: convencional 3D, la radioterapia por intensidad modulada (IMRT) y la radioterapia guiada por imágenes (IGRT) los cuales consisten en adaptar la forma del campo de radiación a las proyecciones geométricas del volumen que se quiere tratar, permite aumentar las D en el tumor sin aumentar la D en el tejido sano circundante.

El rango de energía, para haces de fotones clínicos usados en radioterapia, va desde 10 keV y 50 MV (valor nominal del haz de rayos x de alta energía), donde el poder de penetración y calidad de los fotones (espectro de rayos x) son especificados por su capa semirreductora (CS). Estos haces son producidos por equipos de rayos x, equipos de cobalto 60 y *linac*. Los *linac* clínicos son aceleradores de electrones usando campos de micro ondas de radiofrecuencia en el rango de frecuencia de  $10^3$  MHz a  $10^4$  MHz para producir electrones con energías cinéticas de 4 a 25 MeV [5].

Teniendo en cuenta, lo que se busca en la radioterapia es la deposición de energía en el volumen de interés (es decir, la D). Entonces, es esencial el conocimiento de los principales parámetros del haz externo, como son: la profundidad de tratamiento, el tamaño de campo, la distancia fuente superficie (SSD) para la técnica SSD, la distancia fuente isocentro (SAD) para la técnica SAD, y la energía del haz.

#### 2.5.4. Precisión en Radioterapia

La mejor definición del volumen blanco permite controlar o establecer, con mayor exactitud los parámetros físicos y geométricos involucrados en la administración de un tratamiento de radioterapia; con ello se consigue aumentar la D en el tejido

tumoral y reducir la D en el tejido sano e incluso modular la D en el volumen blanco. Todo ello, es conseguido con un conocimiento adecuado de las fuentes de incertidumbre, involucrados en cada uno de los procesos de la radioterapia, las cuales se categorizan en <sup>[1-6,39-42]</sup>.

a. *Dosimetría Absoluta*; referidos a la calibración con un patrón secundario, para haces de fotones de alta energía la incertidumbre asociada a esta calibración utilizando un protocolo de calibración en agua tiene una incertidumbre asociada de 1.5 % <sup>[5,6, 39-41]</sup>.

b. *Dosimetría relativa*; medidas de distribuciones relativa de D, las incertidumbres asociadas a estas medidas (rendimiento en profundidad, perfiles, factores de campo, otros) dependen del instrumental de medida y de la variabilidad del equipo de tratamiento <sup>[5,6,39-41]</sup>.

c. *Incertidumbres asociadas al sistema de planificación de tratamiento, SPT*; de forma general, en zonas de bajo gradiente y alta D, pueden introducir una incertidumbre inferior al 2.0 %. No obstante, en casos complejos (campos asimétricos con cuña, zona anterior al alcance de los electrones contaminantes con uso de modificadores del haz) pueden introducir un incertidumbre de 4.0 %.

d. *Tratamiento*; durante el tratamiento se producen incertidumbres debidas básicamente a la inestabilidad de la unidad de tratamiento y a errores de posicionamientos del paciente.

En el informe ICRU *Report 50* sobre la determinación de la D en pacientes irradiados con haces de rayos x o gamma en procedimientos de radioterapia <sup>[1]</sup>, se concluye: “aunque es demasiado pronto para generalizar, la evidencia disponible para ciertos tipos de tumores señala la necesidad de una exactitud del  $\pm 5$  % en el suministro de la dosis a un volumen blanco si se persigue la erradicación del tumor primario”. El criterio de ICRU se dio en un contexto donde las incertidumbres se estimaron al nivel de intervalos de confianza del 95%, y por tanto corresponden aproximadamente a dos desviaciones estándar.

Como conclusión se menciona que existe una gran necesidad de la precisión y exactitud en radioterapia y como ejemplo se describe el caso mostrado en la Figura 2.5, donde: a) Campo simple posterior oblicuo diseñado para irradiar un tumor central evitando médula b) Error de posicionamiento del paciente (incorrecta alineación lateral). La medula cae en el borde geométrico del haz. c) Error de angulación del gantry (brazo mecánico que aloja la fuente de radiación el cual gira sobre alrededor de un eje de rotación) que introduce el mismo efecto que el inciso b.

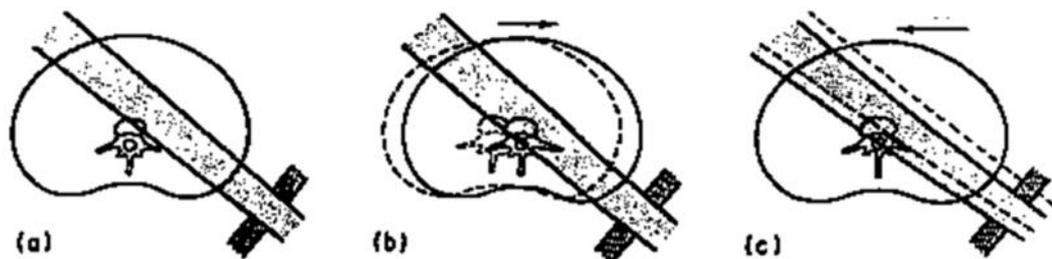


Figura 2.5. Necesidad de precisión y exactitud en radioterapia. (a) campo simple, (b) movimiento del paciente, y (c) movimiento de la apertura del colimador. Procesos de interacción de la radiación ionizante con la materia.

Todos los procedimientos, cada vez más complejos en la planificación y en la ejecución de los tratamientos de radioterapia contribuyen a aumentar la incertidumbre global en las distribuciones de la D. Por ello, el control de calidad (como parte de un programa de GC) durante la irradiación del paciente es esencial y ello puede ser realizado mediante la Dosimetría *In Vivo* <sup>[5,6]</sup>.

### 2.5.5. Dosimetría *In vivo*

Como se muestra en el acápite anterior que la precisión y exactitud en la D entregada en el tratamiento (es decir, que los campos de irradiación abarquen correctamente el *Planning Target volumen*, PTV) son parámetros claves del éxito o fracaso del tratamiento con radioterapia; también como se muestra, clínicamente, en la Figura 2.4.

La dosimetría *in vivo*, que consiste en medir la D durante el tratamiento de radioterapia, es un método para verificar que se cumpla lo indicado en el párrafo anterior, específicamente con ello, verificamos que la D entregada al volumen blanco corresponde a lo prescrito y planificado.

La dosimetría *in vivo* es la fase final de toda la cadena de procedimientos de GC, representando una robusta barrera de protección con la cual se consigue evitar accidentes y/o limitar las consecuencias de estos; y actualmente el uso de la dosimetría *in vivo* se ha incrementado debido a que las principales instituciones internacionales recomiendan, fuertemente, su uso en las practicas diagnósticas y terapéuticas <sup>[5-7,26-28, 37,38]</sup>.

## 2.5.6. Técnicas especiales

### a. Irradiación de la piel total con electrones, IPTE

Es la irradiación de la piel total del cuerpo con haces de electrones de baja energía que son usados en los tratamientos de Linfomas cutáneos y linfomas crónicos progresivos (llamados *Mycosis Fungoides*) <sup>[5,6,37,42-44]</sup>. El principal objetivo del tratamiento es tratar uniformemente la superficie total del cuerpo a profundidad limitada. Para ello, se requiere conocer explícitamente el tamaño de campo, la penetración, la energía, la dosis absorbida, la tasa de dosis, la planicidad en el plano de tratamiento, y los rayos x secundarios. El campo de tratamiento es aproximadamente 200x80 cm<sup>2</sup> en el cual se requiere una uniformidad de la distribución de la D del  $\pm 15\%$  en el plano de irradiación <sup>[42]</sup>.

En la IPTE existen múltiples técnicas entre ellas: partículas beta (empleando el isotopo de estroncio, energía de 1.12 MeV), haz colimado rectangular (el *linac* se fija y el paciente se traslada), dispersión simple del haz (emplea láminas de 0.15 mm de titanio como dispersor ubicados a la salida del haz), otros y la técnica generalmente usada es la técnica secuencial de un ciclo de tratamiento de 2 días, en el cual se emplea 6 campos por ciclo.

El requisito de profundidad depende usualmente del estadio y del tipo de la enfermedad y puede variar sobre la superficie del cuerpo. El rango de profundidad va desde 5 mm a 15 mm o más en la isodosis del 50 % que envuelve la lesión [5,6,42-44].

La fluencia de energía del haz en el plano de tratamiento es caracterizado por su energía pico (incidente) o energía incidente más probable,  $E_{p,0}$  (en MeV) y para bajas energías medias,  $E_0$  (en MeV).

El valor de  $E_{p,0}$  puede ser obtenido de:

$$E_{p,0} = 1,95 R_p + 0,48 \quad (2.6)$$

Donde

$R_p$  es el rango practico (en cm) en agua.

El valor de  $E_0$  es obtenida de:

$$\bar{E}_0 = 2,33 R_{50} \quad (2.7)$$

Donde

$R_{50}$  es el rango medio (en cm) en agua.

Cuando el haz de electrones atraviesa sobre la piel del paciente su energía se va degradando, tal que, la energía media puede ser estimada en función de la profundidad  $z$  y de la energía incidente en la entrada de la piel  $E_0$ , según:

$$\bar{E}_z = \bar{E}_0 \left( 1 - \frac{z}{R_p} \right) \quad (2.8)$$

La energía  $E_0$  es la energía incidente en el paciente en el plano de tratamiento el cual usualmente está en el intervalo de 3 MeV a 7 MeV provenientes de haces de electrones con energías indicadas en consola del *linac* de 4 MeV - 10 MeV.

## b. Irradiación de cuerpo total

La irradiación de cuerpo total, ICT, con haces de fotones, es una técnica especial de radioterapia en la cual se entrega a todo el cuerpo del paciente una D uniforme y por consideraciones prácticas se acepta hasta una discrepancia máxima del  $\pm 10\%$  entre la D entregada con respecto a la D prescrita, a excepción de algunos órganos específicos, que son protegidos <sup>[44]</sup>. Este tipo de tratamiento es utilizado en forma interdisciplinaria ante algún tipo de neoplasia maligna, como la leucemia, ya que se realiza previo a un trasplante de células madre hematopoyéticas: médula ósea o de células fuente progenitoras de sangre periférica <sup>[5,6,37,45-48]</sup>. La D estándar empleada en estos tratamientos es de 13.5 Gy, que es entregada al cuerpo total, hiperfraccionada en seis fracciones de 2.25 Gy dos veces al día durante tres días; la dosis en el pulmón es reducida a 10.5 Gy con bloques de *cerrobend* de transmisión parcial de aproximadamente del 22 % interpuestos sobre el haz incidente.

En la ICT existen múltiples fuentes irradiadoras las cuales poseen tasas de exposición que va desde de 1.5 R/min a 40.0 R/min; ello conlleva a desarrollar una gran variedad de técnicas de irradiación, como ejemplo mostramos (ver Figura 2.6) y describimos algunas de ellas <sup>[45]</sup>:

- a. Cuatro fuentes; esta facilidad consiste de una rotación convencional de la unidad de cobalto, normalmente se empleaba un irradiador de cobalto de uso industrial, ver Figura 2.6 (a).
- b. Dos haces horizontales; consiste del arreglo de dos haces horizontales y opuestos a un SSD de 3 m y a baja tasa de dosis. Ello, puede ser ejecutado con una unidad de cobalto-60 o con un *linac*, ver Figura 2.6 (b).
- c. Dos haces verticales; ello es descrito por una única fuente y las facilidades de ICT es proveída por un piso flotante, normalmente a SDD entre 240 cm a 410 cm, con campos máximos de 75x210 cm<sup>2</sup>, y un filtro aplanador diseñado para conseguir la uniformidad del haz.

- d. Horizontal directo con un SSD largo; depende de máximo tamaño de campo de la unidad, el paciente es tratado lateralmente en proyecciones AP y PA.
- e. Medio cuerpo; se emplean campos directos adyacentes posicionados verticalmente hacia abajo. La variación de la distribución de la dosis es conseguida delimitando las uniones de los campos considerados.
- f. Pacientes móviles horizontalmente; técnica basada en un equipo convencional con facilidades de movilidad del soporte del paciente. Donde la fuente (el cabezal) esta fijo y el paciente ubicado sobre una camilla móvil (con un movimiento constante) tal que el campo fijo escanea toda la longitud del cuerpo del paciente.

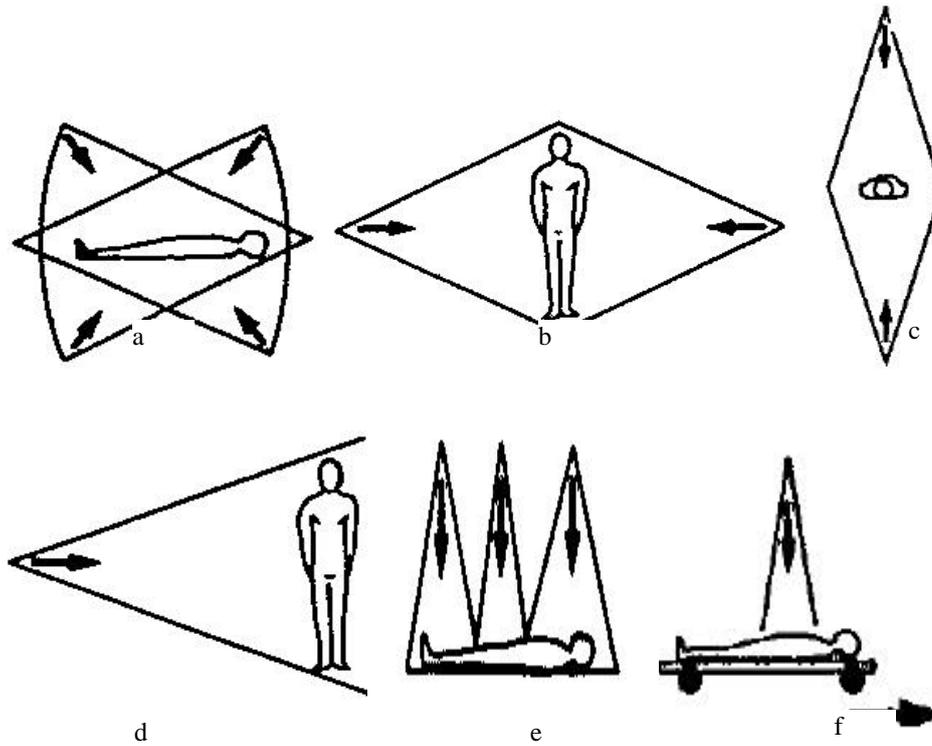


Figura 2.6. Diversas técnicas de irradiación de cuerpo total y medio cuerpo <sup>[45-46]</sup>.

## 2.6. Dosimetría luminiscente

Los detectores *nanodot* son estudiados, analizando los fundamentos de la luminiscencia en especial su cinética de su intensidad de luminiscencia para sus aplicaciones clínicas en radioterapia [3,5,9,11,29-33,37].

### 2.6.1 Principios de luminiscencia

La luminiscencia comprende a todo proceso por el cual un material convierte cualquier tipo de energía (no térmica) en luz visible. Esto es debido a la desexcitación de los cristales del material por emisión de fotones. Por tanto, es imprescindible el proceso la excitación previa del material [3,11,29-33].

Los materiales con estructura cristalina (como es el caso del óxido de aluminio) pueden producir luminiscencia bajo cierta radiación estimulante de origen óptico, llamado “OSL”. Tal que, la energía acumulada en ellos durante la excitación (producida por la exposición del material a la RI) se libera tras la estimulación.

En un sólido, donde los átomos están en la red cristalina los electrones ocupan las bandas de estados de energía permitida, separados por una banda prohibida (*gap*). El *gap*, define la energía entre dos bandas ultra periféricas de un sólido; es decir, la banda de conducción (BC) y la banda de valencia (BV).

La BV es la banda inferior de la energía de estado permitido, y es por lo general llenada con electrones. En el modelo *gap*, la absorción de energía (por ejemplo, de las RI) en una estructura cristalina resultados en la creación de un par electrón-hueco: si su energía proveída es suficiente para desligar a un electrón de la BV y superar el *gap*, este electrón se mueve a la BC, en los que puede moverse libremente sobre el cristal. El déficit de carga negativa en la BV crea un “agujero”. La anchura del *gap* depende de las propiedades del material: materiales luminiscentes tienen un amplio *gap* (por ejemplo, alrededor del 9 eV para  $\text{Al}_2\text{O}_3$ : C) [3,11,29-33]. Una vez en la BC, el electrón pierde rápidamente su energía de excitación y puede suceder:

- Volver a la BV de inmediato y recombinarse con un agujero, o
- Quedarse atrapado en defectos de la estructura cristalina.

El proceso completo que daría lugar a la OSL en algunos materiales con estructura cristalina involucra tres etapas, según como se muestra en la Figura 2.7 y como se describe a continuación <sup>[25]</sup>:

- Ionización del material. Los electrones de la BV alcanzan la BC tras absorber la energía de la RI y, pierden su energía cayendo a las trampas energéticas del gap introducidas por las impurezas del cristal.
- Almacenamiento de la energía. Los electrones desalojados de la BC quedan atrapados en el *gap* a una profundidad dada por la energía de la trampa electrónica, E.
- Estimulación óptica. Los electrones atrapados consiguen alcanzar la BC y caen a un centro de recombinación luminiscente emitiendo luz en la recombinación con un hueco.

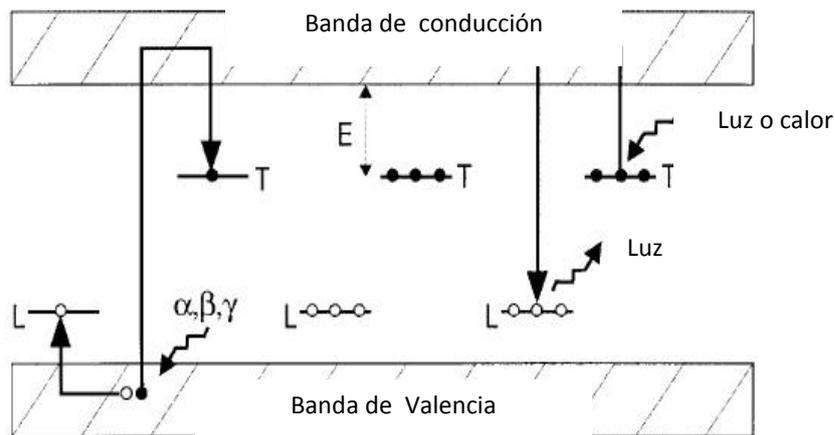
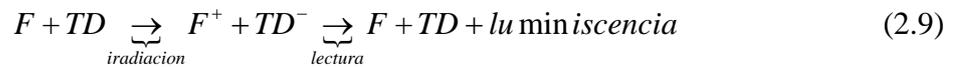


Figura 2.7. Etapas del proceso de OSL en materiales con estructura cristalina. L es el centro de recombinación luminiscente y T es la trampa electrónica OSL.

## 2.6.2. Cinética de la luminiscencia del Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>:C

La luminiscencia principal emitida por los cristales de Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>:C es característica de los centros vacantes del oxígeno introducidos por la presencia de las impurezas (carbono) que posee el cristal (hasta 5000 ppm) <sup>[30-33]</sup>. Una vacante de oxígeno ocupada por dos electrones da lugar a un centro de recombinación neutro, *F*; mientras que ocupada por un único electrón da lugar a un centro cargado positivamente *F*<sup>+</sup>.

La luminiscencia principal generada podemos describirla según <sup>[33]</sup>



Donde:

*F*, centro de luminiscencia (o *L* según Figura 2.7),

*F*<sup>\*</sup>, estado excitado de *F*,

*F*<sup>+</sup>, centro *F* con electrón capturado (con *F*<sup>+</sup>→*F*<sup>\*</sup>→*F*, donde *F*<sup>+</sup> emite electrones excitados por luz o calor y pasa a ser un centro en estado excitado o de recombinación, *F*<sup>\*</sup>)

*TD*, trampa dosimétrica principal (o *T* según Figura 2.7), y

*TD*<sup>-</sup>, trampa dosimétrica con la expulsión de un electrón.

Durante un proceso de lectura se desaloja únicamente un 0.05 % de la concentración de los electrones de las *TD* <sup>[33]</sup>.

Aquí el electrón recombinado con un centro *F*<sup>+</sup>, produce un centro *F*<sup>\*</sup>, donde *F*<sup>\*</sup> representa al centro *F* en estado excitado (3p, donde ha absorbido aproximadamente 6.05 eV) <sup>[26]</sup>, y *F* representa al centro *F* en un estado excitado (1s), esta relajación va acompañada de la emisión de un fotón de longitud de onda de 410 - 420 nm <sup>[31]</sup> independientemente del tiempo de medida, como se observa en la Figura 2.9, y si se le estimula con luz próxima a los 500 nm <sup>[31]</sup> ver Figura 2.8.

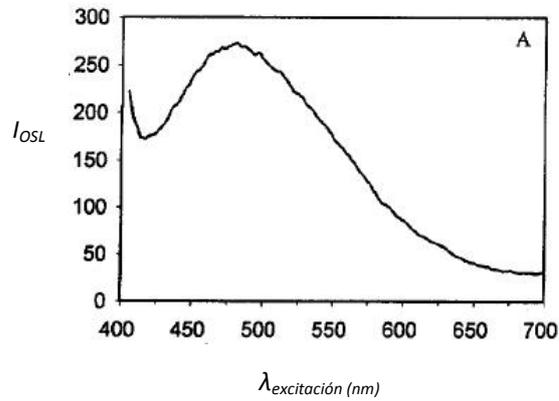


Figura 2.8. Espectro de emisión de la señal OSL versus la longitud de onda de la luz de excitación <sup>[31]</sup>.

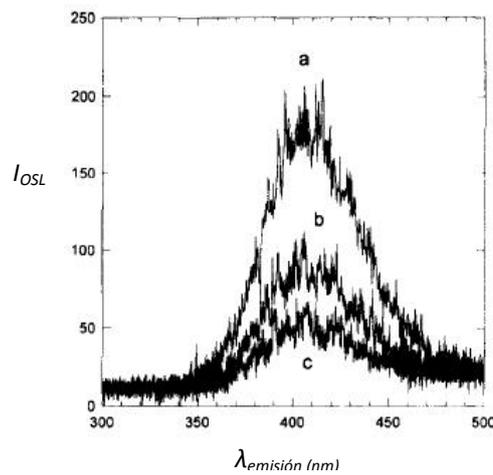


Figura 2.9. Espectro de emisión de la señal OSL versus la longitud de onda de emisión medido a diferentes intervalos de tiempo desde que comenzó la luminiscencia: a) 0-0.5 s, b) 1.5-2 s, c) 3-3,5 s <sup>[32]</sup>.

### 2.6.3. Cinética del Modelo Simple

La teoría de la cinética del modelo simple <sup>[30-,33]</sup> toma en cuenta una trampa OSL y un centro de recombinación; donde todos los centros de recombinación son radiativos entonces la intensidad de la luminiscencia llamada intensidad OSL ( $L$ ) depende de cuánta  $D$ , el cristal absorbió (es decir, de la concentración de electrones atrapados,  $n$ ) así como de la intensidad de la luz estimulante ( $I_0$ ).

### a. Cinética de primer orden

Para la cinética de primer orden la tasa de cambio del número de electrones atrapados es <sup>[23]</sup>:

$$\frac{dn(t)}{dt} = -\alpha I_0 n(t) \quad (2.10)$$

Donde:

- $n(t)$ , número de electrones atrapados,
- $\tau$ , probabilidad de escape de los electrones de las trampas, y
- $I_0$ , intensidad de luz de estimulación por segundo.

Asumiendo que el número de electrones atrapados es  $N_0[N_0=n(t=0)]$ , la intensidad de luminiscencia está dada por:

$$L(t) = -\frac{dn(t)}{dt} = N_0 \alpha I_0 \exp(-\alpha I_0 t) = L_0 \exp(-\alpha I_0 t) \quad (2.11)$$

Donde:

- $(\tau I_0)^{-1}$ , constante de tiempo del decaimiento de la luminiscencia.

Los experimentos son llevados a cabo en diferentes intensidades de estimulación resultando curvas de luminiscencia con diferentes parámetros. Luego, si asumimos que la tasa de liberación de los electrones de las trampas es linealmente independiente de la intensidad de estimulación (es decir:  $\tau I_0$ ). Si el incremento de la intensidad de estimulación va desde 0 a  $I_0$  durante el proceso de lectura la ecuación 2.10 se transforma en:

$$\frac{dn(t)}{dt} = -\alpha \left[ \frac{I_0}{T} \right] t n(t) \quad (2.12)$$

Donde:

$T$ , tiempo de observación.

El comportamiento dinámico de los electrones en las trampas puede ser descrito por la función *Gausiana*:

$$n(t) = N_0 \exp\left(-\frac{\alpha I_0}{2T} t^2\right) \quad (2.13)$$

Y la intensidad de luminiscencia será obtenida de:

$$L(t) = -\frac{dn(t)}{dt} = N_0 \alpha \left[\frac{I_0}{T}\right] t \exp\left(-\frac{\alpha I_0}{2T} t^2\right) = L_0 \frac{t}{T} \exp\left(-\frac{\alpha I_0}{2T} t^2\right) \quad (2.14)$$

En la Figura 2.10 se muestra la curva de luminiscencia de un experimento hipotético, donde dos parámetros principales de los picos OSL son observados, es decir, el pico máximo  $L_{max}$  y la posición,  $t_{max}$  puede ser determinado de la ecuación 2.11, tal como se muestra:

$$L_{max} = N_0 \sqrt{I_0 T} \exp\left(-\frac{1}{2}\right) = \frac{N_0}{t_{max}} \exp\left(-\frac{1}{2}\right) \quad (2.15)$$

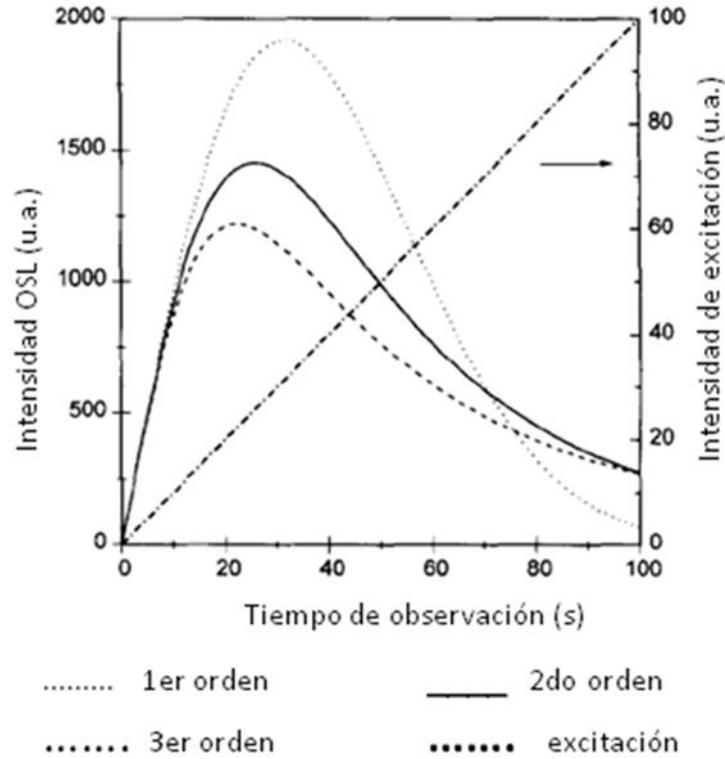


Figura 2.10. Simulación computacional de los picos OSL para diferentes órdenes cinéticos ( $N_0=10^5$ ,  $\alpha=0.001$ ,  $I_0=100$ ,  $T=100s$ )<sup>[30,31]</sup>.

### b. Cinética de segundo orden

Este caso es igual a la probabilidad de un electrón excitado vuelva a re atraparse o recombinarse y la representamos en:

$$\frac{dn(t)}{dt} = -\gamma I_0 n(t)^2 \quad (2.16)$$

Con  $\chi I_0 = \gamma I_0 / N_0$  y la curva OSL es expresada como:

$$L(t) = -\frac{dn(t)}{dt} = \frac{N_0 \alpha I_0}{(1 + \alpha I_0 t)^2} = \frac{L_0}{(1 + \alpha I_0 t)^2} \quad (2.17)$$

Si la intensidad de excitación se incrementa con el tiempo se tendrá:

$$\frac{dn(t)}{dt} = -\gamma \frac{I_0}{T} n(t)^2 \quad (2.18)$$

Asumiendo  $N_0$  es el número de electrones en la trampa en  $t=0$ , en el tiempo desarrollan un número de electrones atrapados que ahora obedecen la función *Lorenziana*:

$$n(t) = \frac{N_0}{\left(1 + \frac{I_0}{2T} t^2\right)} \quad (2.19)$$

Y la curva OSL será:

$$L(t) = -\frac{dn(t)}{dt} = \frac{N_0 \frac{I_0}{T} t}{\left(1 + \frac{I_0}{2T} t^2\right)^2} = \frac{L_0 \frac{t}{T}}{\left(1 + \frac{I_0}{2T} t^2\right)^2} \quad (2.20)$$

Y los parámetros de la curva:

$$t_{\max} = \sqrt{\frac{2T}{3}} \quad (2.21)$$

Y

$$L_{\max} = \frac{3}{8} N_0 \sqrt{\frac{3}{2T}} = \frac{3}{8} \frac{N_0}{t_{\max}} \quad (2.22)$$

### c. Cinética de orden general

El modelo de orden general toma en cuenta la probabilidad de re-atrapamiento de los electrones excitados; asumiendo que la sección eficaz de captura por recombinación o re-atrapamiento son iguales, la tasa de cambio del número de electrones atrapados son escritos como:

$$\frac{dn(t)}{dt} = -I_0 n(t) \quad (2.23)$$

Donde:

$$\chi I_0 = r I_0 / N_0^{s-1}$$

s, parámetro real y dimensionalmente positiva (s = 1, s = 0).

Asumiendo que el número de electrones atrapados es  $N_0$ , la intensidad de luminiscencia es dada por:

$$L(t) = -\frac{dn(t)}{dt} = N_0 I_0 \left[ (s-1) t + 1 \right]^{-(s-1)} = L_0 \left[ (s-1) t + 1 \right]^{-(s-1)} \quad (2.24)$$

Si la intensidad de la fuente de excitación se incrementa linealmente entonces:

$$\frac{dn(t)}{dt} = -\frac{I_0}{T} t n(t) \quad (2.25)$$

La curva de luminiscencia es escrita como:

$$L(t) = -\frac{dn(t)}{dt} = N_0 \frac{I_0}{T} t \left[ (s-1) \frac{I_0}{2T} t^2 + 1 \right]^{-(s-1)} = L_0 \frac{t}{T} \left[ (s-1) \frac{I_0}{2T} t^2 + 1 \right]^{-(s-1)} \quad (2.26)$$

Y los parámetros de la curva, es decir de la posición y el pico máximo serán:

$$t_{\max} = \sqrt{\frac{2T}{I_0(\beta + 1)}} \quad (2.27)$$

Y

$$L_{\max} = \frac{2N_0}{(\beta + 1)} \frac{1}{t_{\max}} \left( \frac{2\beta}{\beta + 1} \right)^{\beta/(1-\beta)} \quad (2.28)$$

Para cualquiera de los órdenes cinéticos antes mencionado, usando los parámetros de la curva (es decir,  $t_{\max}$  y  $L_{\max}$ ), los parámetros físicos de la señal OSL experimental ( $N_0$  y  $\Gamma I_0$ ) es fácilmente obtenida.

#### 2.6.4. Cinética del Modelo Complejo

Tenemos un sistema el cual posee múltiples trampas y centros de recombinación, luego la concentración de estados metaestables (excitados) en el sistema y en el tiempo  $t$  pueden ser representados por:

$$\mu(t) = \int \int \dots \int n(x_1, x_2, \dots, x_m, t) d_1 d_2 \dots d_m \quad (2.29)$$

Donde:

$n(x_1, x_2, \dots, x_m)$ , concentración de estados ocupados 1 a  $m$ ,

$x_1, x_2, \dots, x_m$ , son los parámetros de estado (que disponen la estabilidad del estado metaestable bajo las condiciones predominantes de temperatura e intensidad de iluminación),

$n(x, t) = N(x)f(x, t)$ ,

$n(x)$ , concentración de estados ocupados,

$N(x)$ , concentración de estados excitados disponibles,

$f(x)$ , ocupancia del estado (para  $f=1$  cuando un estado está lleno y  $f=0$  cuando el estado esta vacío), y

$\gamma$ , parámetro de estado que representa la energía de las trampas electrónicas (ver figura 2.7).

La intensidad de la luminiscencia,  $L$ , emitida durante el proceso en que el sistema retorna al equilibrio es proporcional a la tasa a la cual el estado excitado decae, tal que:

$$L(t) = \left| \frac{d\mu(t)}{dt} \right| \quad (2.30)$$

Ello lo podemos representar atendiendo el orden de la ecuación diferencial, esto es:

$$\frac{d\mu(t)}{dt} = -\mu^l(t)P(t) \quad (2.31)$$

Donde:

- $P(t)$ , probabilidad por unidad de tiempo del decaimiento del estado excitado,
- $\mu(t)$ , estado excitado, y
- $l$ , orden cinético a ser evaluado (Por ejemplo, para  $l=1$  representa la cinética de primer orden).

Para todos los casos  $P$  depende del método de estimulación del estado excitado (es decir: estimulación térmica u óptica) para llegar al estado de equilibrio. Para trampas superficiales se tiene una estimulación térmica, cuya probabilidad es:

$$P(E, s) = Y \exp\left(\frac{S}{k}\right) \exp\left(-\frac{E}{kT'}\right) = r \exp\left(-\frac{E}{kT'}\right) \quad (2.32)$$

Donde:

- $\epsilon$ , frecuencia de vibración de la red del fonón,
- $Y$ , probabilidad de transición,
- $US$ , cambio de entropía asociado con la transición,
- $r$ , es un factor ( $=\epsilon K \exp(US/k)$  con dimensiones  $s^{-1}$ ).
- $E$ , energía interna de la barrera (altura energética dentro del *gap*),

$k$ , constante de Boltzmann, y  
 $T$ , temperatura de estimulación.

Para trampas profundas se tiene la estimulación óptica el cual es:

$$P(E_0) = I_0 \sigma(E_0) \quad (2.33)$$

Donde:

$I_0$ , intensidad de la luz estimulante,  
 $\dagger(E_0)$ , sección eficaz de interacción de la luz estimulante en el cristal, y  
 $E_0$ , umbral de energía requerida por la luz estimulante para liberar una carga y llevar el sistema al equilibrio.

En términos generales para un incremento lineal de  $I_0$  se tiene:

$$I(t) = I_0 + t \cdot \frac{dI}{dt} \quad (2.34)$$

Donde:

$dI/dt$ , razón de cambio de  $I$  para intervalo de tiempo.

La sección eficaz puede ser expresada mediante el análisis de Lucusviky's <sup>[26]</sup> donde la masa efectiva del electrón,  $m_e$ , en la banda de conducción puede ser usada para un electrón en estado localizado; también Grimmeis y Ledebor <sup>[26]</sup> consideran a la masa en reposo  $m_0$  para un electrón en estado localizado, entonces tenemos:

$$(\sigma, E_0) \propto \frac{(h\nu - E_0)^{3/2}}{h [h\nu - E_0(1 - m_e/m_0)]^2} \quad (2.35)$$

Donde:

$h\nu$ , energía del fotón estimulante.

Experimentalmente se encuentra: la energía umbral  $E_0 = 3.0$  eV y  $m_e/m_0 = 2$  <sup>[30-31]</sup>.

Según el modelo complejo, múltiples trampas y múltiples centros de recombinación, como ejemplo se muestra la expresión para una cinética de primer orden:

$$L(t) = n_{10} p \exp\left(-\frac{t}{d}\right) + n_2 s \exp\left(-\frac{E}{kT'}\right) - n_c A_2 (N_2 - n_2) \quad (2.36)$$

Donde:

- $n_{10}$ , concentración de electrones en las trampas en el tiempo inicial ( $t=0$ ),
- $n_2$ , concentración de las trampas llenas,
- $N_2$ , concentración de las trampas disponibles,
- $A_2$ , probabilidad de reatrapamiento (para trampas profundas),
- $n_c$ , concentración de electrones en la BC,
- $\dagger_d$ , tiempo de vida promedio de la recombinación de un electrón libre ( $\dagger_d = p^{-1}$ )  
[30].

El segundo término hace referencia a la probabilidad de recombinación de electrones provenientes de trampas superficiales, los cuales dependen también de la temperatura ambiente.

Es importante resaltar la idea de que la forma del decaimiento de la señal varía de acuerdo a la posición relativa de las distintas trampas en la red, y que a su vez estas posiciones vienen marcadas por las condiciones de crecimiento del cristal. Así, resulta posible mejorar las propiedades dosimétricas de manera controlada.

## 2.7. Método de Monte Carlo

El método de Monte Carlo (MC) es una técnica numérica para calcular probabilidades y otras cantidades relacionadas, utilizando secuencias de números aleatorios.

Monte Carlo N-Particle Código Transporte (MCNP) es un paquete de software para la simulación de procesos nucleares. Es desarrollado por el Laboratorio Nacional de Los Alamos desde 1957<sup>[49]</sup>. Se utiliza principalmente para la simulación de los procesos nucleares, como la fisión, pero tiene la capacidad de simular las interacciones de partículas que involucran neutrones, fotones y electrones. Las áreas

específicas de aplicación incluyen: la protección radiológica y dosimetría, protección contra la radiación, radiografía, física médica, la seguridad de la criticidad nuclear, diseño del detector y análisis, registro de pozos de petróleo nuclear, diseño blanco del acelerador, la fisión y diseño de reactores de fusión, descontaminación y desmantelamiento<sup>[49-51]</sup>.

El método MC no resuelve una ecuación explícita, sino que obtiene respuestas simulando historias de partículas individuales y almacenando algunos aspectos (llamados “*tallies*” en el código MCNP) de su comportamiento promedio <sup>[49-50]</sup>.

El método de MC normalmente usado para duplicar teóricamente procesos estadísticos el cual consiste en seguir a cada una de las partículas de un conjunto numeroso de ellas, desde una fuente definida, a través de su vida hasta su desaparición del sistema de interés en alguna de las categorías terminales, como la absorción o el escape del sistema. En cada paso de la vida de la partícula, se utilizan distribuciones de probabilidades, tomando un valor al azar desde los datos de transporte, para determinar la salida de la partícula en ese paso. Se toma al azar números entre 0 y 1 para determinar la interacción (si es posible o no) y donde tiene lugar la misma, basándose en la física y las probabilidades que gobiernan a los procesos y a los materiales involucrados en el problema <sup>[49-50]</sup>.

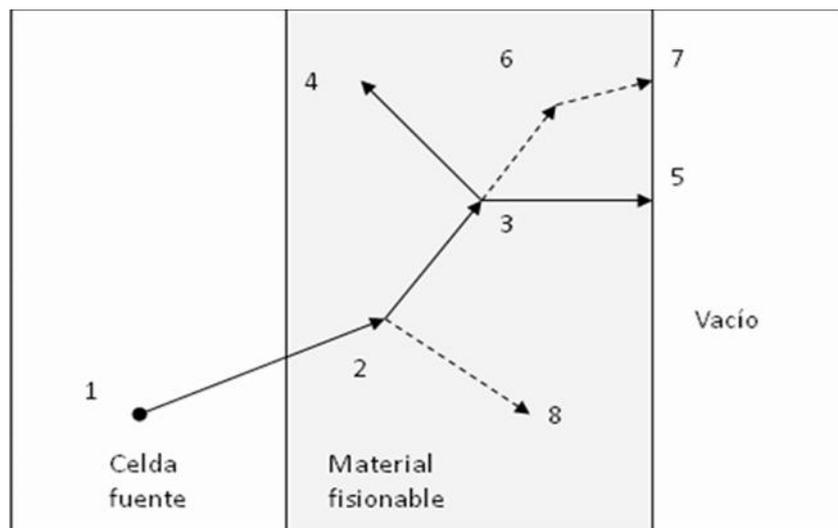


Figura 2.11. Representa la historia aleatoria de una partícula (un neutrón) que incide en un medio material.

### 2.7.1 Descripción del método de Monte Carlo

En la Figura 2.11 se muestra el esquema o lógica del método de MC en el cual describimos cada etapa<sup>[49-51]</sup>:

- a. **Evento 1**; comienza la historia, al quedar definido al punto de partida (tomando al azar entre todos los puntos-fuente posibles), la energía y la dirección, también determinadas al azar teniendo en cuenta la distribuciones físicas de esas variables.
- b. **Evento 2**; ocurre una colisión (el punto de colisión y la reacción que tiene lugar en ese punto también son tomados al azar, basándose en las reglas físicas y probabilidades de los procesos y materiales incluidos en el sistema). El neutrón es dispersado en la dirección mostrada (seleccionada al azar, la distribución física de probabilidades de dispersión). En este evento, un fotón es producido y temporalmente guardado, para su posterior análisis.
- c. **Evento 3**; ocurre una fisión, resultando en la terminación del neutrón incidente y dando lugar al nacimiento de dos neutrones salientes y de un fotón. Uno de los neutrones y el fotón son guardados para un análisis posterior.
- d. **Evento 4**; el primer neutrón de fisión es capturado y termina su historia.
- e. **Evento 5**; el neutrón guardado es ahora recuperado y, por un muestreo al azar, sale de la placa.
- f. **Evento 6**; el fotón producido en la fisión tiene una colisión.
- g. **Evento 7**; luego de la colisión en evento 6 el fotón sale de la placa.
- h. **Evento 8**; el fotón restante, generado en el evento 2, es capturado y la historia particular seguida esta ahora completa.

## 2.7.2 Descripción del código MCNP

Es un código de cálculo de transporte de partículas (fotones, electrones, neutrones, protones, etc) y energía en una geometría generalizada y dependiente del tiempo. Sus campos de aplicación son muy variados: protección radiológica, dosimetría, imágenes de diagnóstico médico, cálculos de reactores e instalaciones nucleares en general. Se puede usar en diferentes modos de transporte: solamente neutrones, electrones o fotones; o modo combinado neutrón-fotón-electrón; o modo combinado fotón-electrón; o modo combinado electrón-fotón. El rango de energía en los cálculos es: para neutrones de  $10^{-11}$  MeV a 20 MeV, para electrones y fotones de 1 keV a 1000 MeV<sup>[49-51]</sup>.

El usuario crea un fichero de entrada (INPUT) el que es leído posteriormente por MCNP. Este archivo contiene información del problema a simular <sup>[49]</sup>.

Esta información es la siguiente

- a. Definición de la geometría: celdas y superficies.
- b. La descripción de materiales y la selección de secciones eficaces de interacción, materiales.
- c. La localización y características de la fuente de neutrones, de fotones, o de electrones, definición de fuente.
- d. El tipo de respuestas o de cuentas deseadas, *Tallies*.
- e. Las técnicas de reducción de variancia usadas para mejorar la eficiencia.

## CAPITULO III

### EXPERIMENTO

#### 3.1. Generalidades

La caracterización de los detectores *nanodot* se realizó (para su uso con fotones) con un haz de fotones producido por un *linac* Varian (Clinac 600C) perteneciente al Centro de Radioterapia de Lima (CRL) y con haces de electrones producidos por un *linac* Siemens Medical (Mevatron MXE2) perteneciente a Radioncología SAC. La calibración fue realizada en equipo de Cobalto 60 MDS Nordion (Equinox II) perteneciente al Instituto Nacional de Enfermedades Neoplásicas (INEN). Para el estudio de la dependencia energética se usó un *linac* Siemens Medical (Mevatron Primus Hi Energy) (ver Anexo C). La aplicación (uso en radioterapia) del sistema fue realizado en las tres instituciones de radioterapia antes mencionadas. La medida o lectura de los detectores *nanodot*, así como su blanqueado (eliminación de la señal en el cristal del  $AL_2O_3:C$ ) son realizadas en el Laboratorio de Dosimetría OSL de la empresa Nuclear Control SAC.

## 3.2. Equipos y Materiales

### 3.2.1 Dosímetros

Dosímetros *nanodot* basados en la tecnología OSL de los cristales de óxido de aluminio dopados con carbono ( $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$ ) es caracterizado para aplicaciones clínicas en radioterapia. Dado que el método de lectura es óptica (es un proceso simple) y ello conlleva a la posibilidad de leer varias veces, que puede resultar ventajoso en el caso de las mediciones que pueden aparecer sospechoso, por otro lado posee la cualidad de poder ser reutilizados después del blanqueo óptico; sin embargo, su sensibilidad depende la dosis acumulada, lo que limita su vida útil. Las principales características de los dosímetros *nanodot* son mostrados en el Anexo C<sup>[52]</sup>.

Para la calibración de los dosímetros *nanodot* se usó CI los cuales poseen certificado de calibración vigente y están calibradas en agua para la energía del Cobalto 60 en las condiciones de referencia. En el Anexo C se presentan sus características.

### 3.2.2 Objetos simuladores

Para la caracterización y calibración del haz y de los dosímetros *nanodot* se utiliza un Objeto simulador 1 (láminas de acrílico, de  $30 \times 30 \text{ cm}^2$  y espesor de 2.8 cm), para la evaluación de la dependencia angular y para la verificación del algoritmo de cálculo se utilizó el Objeto simulador 2 diseñado y construido en acrílico de forma cilíndrico con diámetro exterior: 16 cm, seccionado a lo largo de su eje con espesores variables para la ubicación del dosímetro (*nanodot* o CI).

Para conseguir el *build up* de los dosímetros *nanodot* se diseñó el Objeto simulador 3 en acero inoxidable empleado para haces de fotones de 6 MV y 18 MV; y de aluminio para haces de fotones del  $^{60}\text{Co}$ .

### 3.2.3 Instrumentos de medida

Se utilizó el Lector *microStar*, para lectura de los dosímetros *nanodot*, calibrado en unidades de mrad; viene conectado al sistema informático el cual incluye el software “*microStar*” de adquisición de datos. Ver Anexo C <sup>[52]</sup>.

Para obtener medidas de precisión se usaron electrómetros de impedancia de entrada dinámica para minimizar las corrientes de fuga. El electrómetro es usado en modo corriente de este modo se tiene una relación lineal entre la carga generada y la dosis. Las características son mostradas en el Anexo C.

## 3.3. Procedimiento y medidas

Se verificó las propiedades dosimétricas de los dosímetros *nanodot* empleando un proceso reproducible para cada caso. En este acápite, se detallan todos los parámetros y/o propiedades dosimétricas a ser evaluadas en la caracterización, calibración y posteriormente en su aplicación del sistema dosimétrico en la medida de D en los procedimientos *in vivo*. También la respuesta del *nanodot* a una D aplicada debe ser confiable de tal manera que la D en función de la lectura debe ser conocida, explícitamente <sup>[5,6,52]</sup>. Por ello, se realizó la caracterización del mismo.

### 3.3.1 Caracterización

Los dosímetros *nanodot* para ser empleados como dosímetros en la medida de D, fueron sometidos a pruebas para verificar sus propiedades y/o cualidades dosimétricas.

A continuación se detalla el procedimiento seguido para la evaluación de cada una de las propiedades dosimétricas que permiten caracterizar los *nanodot*.

### a. Reproducibilidad

Se evaluó esta propiedad para verificar la constancia en la respuesta de los dosímetros *nanodot*. Para ello, se irradiaron un grupo de 10 detectores bajo una disposición geométrica y parámetros de irradiación reproducibles como se muestra en la Tabla 3.1 y en la Figura 3.1, realizándose 26 exposiciones (independientes) bajo las mismas condiciones, en cada caso. Para cada exposición se procede a la obtención de la respuesta de los 10 *nanodot*, de los cuales cinco de ellos, son blanqueados (eliminación de la señal residual del detector) antes de la siguiente exposición y cinco de ellos se les mantienen su información; y así sucesivamente hasta las 26 evaluaciones. La reproducibilidad es cualificada según su incertidumbre en la medida de su respuesta del *nanodot*.

Tabla 3.1. Condiciones de irradiación en la evaluación de la reproducibilidad de la respuesta del *nanodot*.

Parámetros	Valor
Calidad de haz (MV)	6
Tiempo (UM)	100
SSD (cm)	100
<i>Build up</i> (cm equivalente a agua)	1.5
Tasa de dosis (cGy/UM)	320
Campo (cm <sup>2</sup> )	20x20

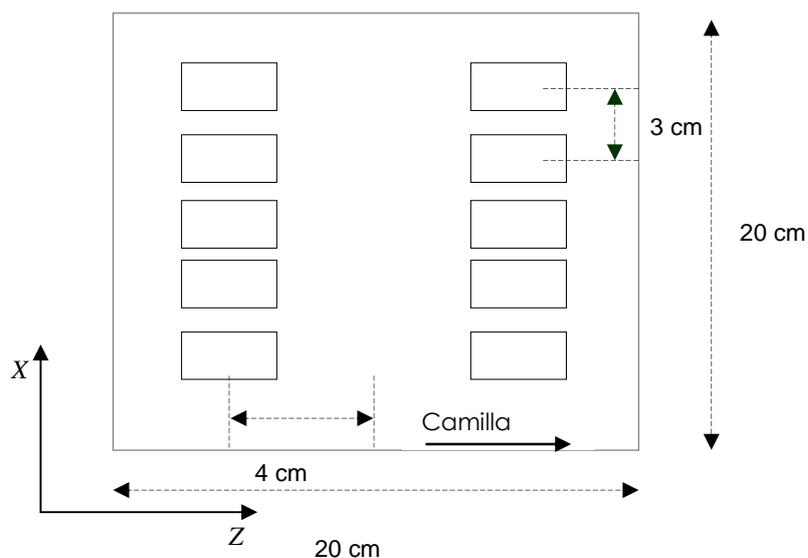


Figura 3.1. Disposición geométrica de los *nanodot* durante la evaluación de la reproducibilidad de su respuesta. Donde el eje Z es paralelo a la camilla, y el eje X perpendicular a ésta.

## b. Linealidad

Una curva de la respuesta de un dosímetro en función de la D comprende generalmente tres regiones: región lineal, supra lineal y de saturación. La región de interés dosimétrico, el cual permite una mejor exactitud en la respuesta es la región lineal. Por ello, esta prueba se realizó para verificar que la respuesta del *nanodot* es lineal en el rango de D de aplicación en radioterapia. Se evaluó la respuesta del *nanodot* en función a la D: en el rango de lectura del *microStar* para bajas dosis “*low dose*” de 2 – 26 UM y para altas dosis “*High dose*” de 50 a 1600 UM. En la Tabla 3.2 se presentan los parámetros de irradiación, bajo la geometría mostrada en la Figura 3.2.

Tabla 3.2. Condiciones de irradiación en la evaluación de la linealidad de la respuesta del *nanodot*.

Parámetros	Valor
Calidad de haz (MV)	6
Tiempo (UM)	10-1600
SSD (cm)	100
<i>Build up</i> (cm equivalente a agua)	1.5
Tasa de dosis (cGy/UM)	320
Campo (cm <sup>2</sup> )	20x20

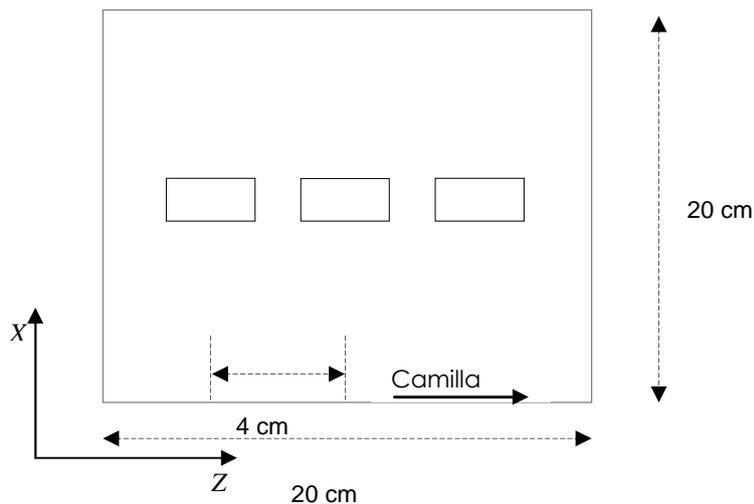


Figura 3.2. Disposición geométrica de los *nanodot* durante la evaluación de la linealidad de su respuesta. Donde el eje Z es paralelo a la camilla, y el eje X perpendicular a ésta.

### c. Dependencia con la tasa de dosis

Esta prueba se realizó para evaluar la respuesta del *nanodot* en función de la tasa de dosis de aplicación (en radioterapia). Se evaluó la respuesta del *nanodot* para diversas tasas de dosis según se presenta en la Tabla 3.3 y para lo cual se empleó la disposición geométrica mostrada en la Figura 3.2.

Tabla 3.3. Condiciones de irradiación en la evaluación de la dependencia con la tasa de dosis de la respuesta del *nanodot*.

Parámetros	Valor
Calidad de haz (MV)	6
Tiempo (UM)	200
SSD (cm)	100
<i>Build-up</i> (cm equivalente a agua)	1.5
Tasa de dosis (cGy/UM)	80, 160, 240, 320, 400
Campo (cm <sup>2</sup> )	20x20

#### d. Dependencia direccional

Esta prueba se realizó para evaluar la respuesta del *nanodot* en función de la dirección del haz de radiación. Se evaluó la respuesta del *nanodot* para diversas direcciones de aplicación en radioterapia según como se presenta en la Tabla 3.4 y para lo cual el dosímetro es posicionado en el centro geométrico del objeto simulador 2 (ver Anexo C).

Tabla 3.4. Condiciones de irradiación en la evaluación de la dependencia direccional de la respuesta del *nanodot*.

Parámetros	Valor
Calidad de haz (MV)	6
Tiempo (UM)	100
SSD (cm)	100
Dirección (°)	0, 30, 45, 60, 75, 90
<i>Build up</i> (cm equivalente a agua)	1.5
Tasa de dosis (cGy/UM)	320
Campo (cm <sup>2</sup> )	20x20

### e. Dependencia energética

Esta prueba se realizó para evaluar la respuesta del *nanodot* en función de la energía del haz de radiación. Se evaluó la respuesta del *nanodot* para diversas energías de aplicación en radioterapia según como se presenta en la Tabla 3.5 y para lo cual el dosímetro es posicionado en el mismo punto geométrico donde es colocada la CI para cada haz analizado.

Tabla 3.5. Condiciones de irradiación en la evaluación de la dependencia energética de la respuesta del *nanodot*.

Parámetros	Valor				
	1.25 MeV	6 MV	18 MV	6 MeV	9 MeV
Calidad de haz	1.25 MeV	6 MV	18 MV	6 MeV	9 MeV
UM o Dosis	50 cGy	100 UM	200 UM	100 UM	100 UM
SSD (cm)	100	100	100	100	100
<i>Build-up</i> (cm equivalente a agua)	0.5	1.5	3	1.0	1.0
Tasa de dosis (cGy/min)	*	320	500	900	900
Campo (cm <sup>2</sup> )	10x10	10x10	10x10	15x15	15x15

\* Rendimiento

### f. Desvanecimiento de la señal

Esta prueba se realizó para evaluar la variabilidad de la respuesta del *nanodot* en función del tiempo post irradiación. Se irradió el dosímetro según la geometría mostradas en la Figura 3.2 y condiciones presentadas en la Tabla 3.6.

Tabla 3.6. Condiciones de irradiación para la evaluación del desvanecimiento de la señal (respuesta) del *nanodot*.

Parámetros	Valor
Calidad de haz (MV)	6
Tiempo (UM)	200
SSD (cm)	100
Angulo del gantry (°)	0
<i>Build-up</i> (cm equivalente a agua)	1.5
Tasa de dosis (cGy/UM)	320
Campo (cm <sup>2</sup> )	20x20

#### g. Descarga con el número de lectura

Esta prueba se realizó para evaluar la variabilidad de la respuesta del *nanodot* en función del número de lecturas sucesivas del mismo dosímetro. Se procedió a la lectura del dosímetro un total de 150 veces. Los *nanodot* previamente fueron irradiados bajo las mismas condiciones indicadas en el acápite anterior f.

#### h. Factor de corrección por *Build up*

Debido a que la medida de la D es recomendable realizarla bajo condiciones de *build up*. Se realizó esta prueba para encontrar la corrección requerida debido al uso de un material diferente a tejido (o agua) y de espesor equivalente, al mismo, para la energía del haz utilizado en cada aplicación.

Se utilizó un material tal que su espesor fuese lo menor posible para mayor facilidad en su aplicación en el paciente, primero se diseñó en acrílico (en la mayoría de los casos el *build up* de acrílico no era posible usarlo debido a su gran espesor, 15 mm). Luego, se evaluó en cobre y su espesor se redujo de 1.5 mm a 1.7 mm pero se tenía el inconveniente de la oxidación del metal, posteriormente se consideró el uso del acero inoxidable 316 el cual resulto ser el más adecuado. Empleando una expresión

matemática en base a la equivalencia del efecto físico en diversos materiales (de un punto de vista macroscópico) dicha expresión tiene la forma:

$$d_1 \cdot \mu_1 = d_2 \cdot \mu_2 \quad (3.1)$$

Donde:

$\mu$ , coeficiente de atenuación másico dado en  $\text{cm}^2/\text{g}$ , y

$d$ , espesor másico del material a ser evaluado, dado en  $\text{g}/\text{cm}^2$ .

Las estimaciones encontradas por la expresión (3.1) son contrastadas por los valores, del espesor del *build up*, reportados por Viamonte *et al* (2008) [28].

Para nuestro trabajo el material de referencia fue el agua y el *bolus*, el material a ser evaluado fue el acrílico, el cobre, el acero inoxidable 316 y el aluminio. En la Figura 3.3 se muestra el *build up* de acero inoxidable 316 de 2 mm de espesor utilizado para el haz de fotones de 6 MV.



Figura 3.3. Dosímetro *nanodot* con el *build up* de acero inoxidable 316 de 2.0 mm de espesor, en la cual se muestran sus dimensiones (izquierda) y forma de uso (derecha).

### i. Señal de Fondo

La D registrada por el dosímetro sin ser irradiado, en condiciones normales de uso del detector, posee una señal de fondo de 0.02 cGy, provenientes de:

- (i) La corriente espurea del fotomultiplicador.
- (ii) Señales residuales de irradiaciones anteriores.

- (iii) Luminiscencia de fondo del dosímetro, los dosímetros no irradiados producen una luminiscencia de fondo que puede ser eliminada con un blanqueado adecuado.

Se verificó las señales de fondo del sistema lector antes de iniciar el proceso de lectura de los dosímetros.

### 3.3.2 Calibración

La calibración del sistema se realizó por etapas: la calibración del sistema lector *microStar* (calibración gruesa) y luego la calibración de la respuesta de los *nanodot* para las energía y D a ser investigadas (calibración fina).

#### a. Calibración del sistema Lector *microStar*

Esta calibración se realizó con dosímetros de calibración proporcionada por el fabricante (Landauer INC), según el procedimiento indicado en el manual *microStar* [45]. Cabe resaltar que esta calibración se realizó con dosímetros irradiados con haces de fotones de 80 kVp lo cual es válida para fotones de esta energía (baja energía, rayos x de diagnóstico) y para el caso de radioterapia (alta energía) se emplea un factor de corrección cuyo valor es 3.04 y dicho valor es proporcionado por el fabricante. Por ello, como primera actividad, se verificó dicho valor.

#### b. Calibración de la respuesta del *nanodot*

Los dosímetros *nanodot* para ser empleados como dosímetros en la medida de D, requieren de ser calibrados con un dosímetro patrón o detector de referencia que para nuestro caso es la CI, para el rango de energía y rango de D a ser usado en las aplicaciones del sistema dosimétrico.

Los *nanodot* fueron calibrados para 2 haces de fotones: para la energía del  $^{192}\text{Ir}$ ,  $^{60}\text{Co}$  y para haces de 6 MV. También fueron calibrados para haces de electrones de energías 5 MeV, 6 MeV y 9 MeV.

Para las aplicaciones especiales los dosímetros fueron calibrados para la geometría y condición de irradiación de cada aplicación especial.

En la Tabla 3.7 se muestran las condiciones de irradiación para cada caso, donde el *nanodot* es posicionado en el mismo punto geométrico donde en es colocado la CI para cada haz analizado.

Tabla 3.7. Condiciones de irradiación en la calibración de la respuesta del *nanodot*.

Parámetros	Valor				
	1.25 MeV	6 MV	6 MeV	9 MeV	5 MeV
Calidad de haz	1.25 MeV	6 MV	6 MeV	9 MeV	5 MeV
UM	7-2400*	2-1600	2-2500	2-2500	400 **
SSD (cm)	100	100	100	100	330
<i>Build-up</i> (mm equivalente a agua)	5	15	10	10	4
Tasa de dosis (cGy/UM)	--	320	900	900	300
Campo (cm <sup>2</sup> )	10x10	10x10	15x15	15x15	25x25

\* Dosis absorbida en cGy.

\*\* Calibración en condiciones de TSEI.

### 3.3.3 Aplicación: Dosimetría *In Vivo*

En los tratamientos radioterapéuticos asumimos que sus procesos son válidos y correctos respecto a la D prescrita por el médico radioterapeuta, calculada y planificada por el físico médico y aplicada por el tecnólogo médico. Un objetivo de nuestro trabajo es medir la D que estaría recibiendo el volumen blanco, durante la realización del tratamiento.

Los dosímetros con su *build up*, respectivo, son colocados sobre la superficie de entrada en la piel del paciente y en el centro de cada uno de los campos de irradiación impartidos durante la sesión del tratamiento, según como se muestra el Figura 3.4. Con ello calculamos la D en la superficie de entrada del paciente,  $D_E$ , mediante la respuesta del *nanodot*, los factores de corrección dados por la caracterización y por el factor de calibración respectivo, empleando la siguiente expresión

$$D_E = F_C \cdot F_B \cdot f_T \cdot f_E \cdot f_A \cdot f_U \cdot f_D \cdot f_S \cdot D_M \quad (3.2)$$

Donde:

- $F_C$ , factor de calibración para el rango de D empleada,
- $F_B$ , factor de corrección, debida al material usado como espesor de equilibrio electrónico, *Build up*.
- $f_T$ , factor de corrección correspondiente a la variación de la respuesta del *nanodot* frente a la variación a la tasa de dosis,
- $f_E$ , factor de corrección, debida al uso de un haz de radiación con energía diferente al haz de calibración,
- $f_A$ , factor debido a la variación de la respuesta del *nanodot* frente a cambios en la angulación del *gantry*,
- $f_U$ , factor de corrección, correspondiente al número de uso del *nanodot*,
- $f_D$ , factor de corrección, correspondiente a la posición real del dosímetro *nanodot*, se calcula de la estimación de la posición del dosímetro,  $dp$  (mm, es la distancia de separación del dosímetro respecto a la piel del paciente), ie.  $f_D = [(SSD - dp) / SSD]^2$ , con SSD es la distancia de la fuente a la superficie del paciente dada en mm.
- $D_M$ , D medida por el *nanodot*, y
- $f_S$ , factor de calibración del Lector *microStar*.

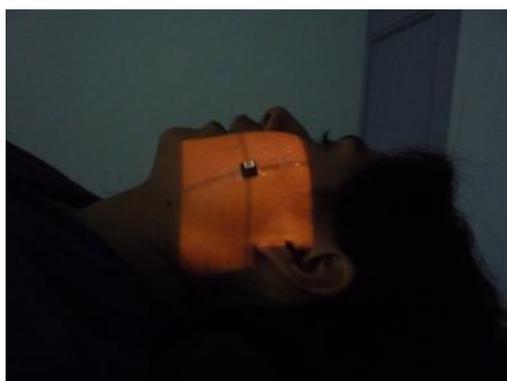


Figura 3.4. Disposición del *nanodot* para el proceso de medida real de la D mediante dosimetría *in vivo*.

La D calculada en el volumen blanco,  $D_{VB}$  es obtenida proyectando la D de entrada (medida por el *nanodot*),  $D_E$  a la profundidad de prescripción de la D para cada uno de los campos considerados en el plan de tratamiento. Para ello, se tiene en cuenta la técnica usada para diseñar el plan de tratamiento, las cuales son:

a. Técnica SSD

Si empleamos la técnica SSD usamos la siguiente expresión

$$D_{MVB} = \sum_{i=1}^n D_{Ei} PDD_{xi} \quad (3.3)$$

Donde:

$D_{MVB}$ , representa la D medida en el volumen blanco,

$PDD_{xi}$ , porcentaje de dosis en profundidad del campo “i” a la profundidad “x” de prescripción de la D (dato proporcionado por el usuario),

$D_E$ , D en la superficie de entrada del paciente,

$i$ , campo indicado por cada sesión dado en el plan de tratamiento, y

$n$ , numero de campos indicados en el plan de tratamiento.

## b. Técnica SAD

Si empleamos la técnica SAD usamos la siguiente expresión

$$D_{MVB} = \sum_{i=1}^n D_{Ei} \cdot TMR_i \cdot f_{SSDi} - \left[ (1 - p_{ISO}) \cdot \sum_{i=1}^n D_{Ei} \cdot TMR_i \cdot f_{SSDi} \right] \quad (3.4)$$

Donde:

$D_{MVB}$ , representa la D medida en el volumen blanco,

$D_E$ , D en la superficie de entrada del paciente, por cada campo usado,

$TMR$ , factor correspondiente a la razón tejido-aire, por cada campo usado, y es proporcionado por el usuario,

$f_{SSD}$ , factor de corrección por distancia, por cada campo usado, debido al hecho de usar un SSD (dado en mm) diferente al de calibración del *linac*, y se calcula de:  $f_{SSD} = [SSD/1000]^2$ ,

$i$ , campo indicado por cada sesión dado en el plan de tratamiento,

$n$ , numero de campos indicados en el plan de tratamiento, y

$p_{ISO}$ , valor en porcentaje correspondiente a la curva de isodosis que encierra el volumen tumoral.

Los *nanodot* también pueden ser utilizado en dosimetría *in vivo* en braquiterapia. Sin embargo, para que las mediciones sean una significativa debe tener en cuenta la dependencia angular, el volumen promedio, y la mayor sensibilidad a la energía del Ir-192; ello puede ser resuelta con una caracterización y calibración adecuada para las condiciones de braquiterapia y con ayuda de la teoría de la cavidad [53-54].

### 3.3.4. Verificación del método: dosimetría *in vivo*

En esta etapa se verificó el procedimiento de la aplicación de la dosimetría *in vivo* propuesto en el acápite 3.3.3 esta verificación se realizó experimentalmente. Para ello, se emplea el objeto simulador 2 (ver Anexo C) en la cual el detector *nanodot*

(con su respectivo *build up*) y a una profundidad deseada se posiciona la CI el cual nos medirá la D real recibida en el punto de interés.

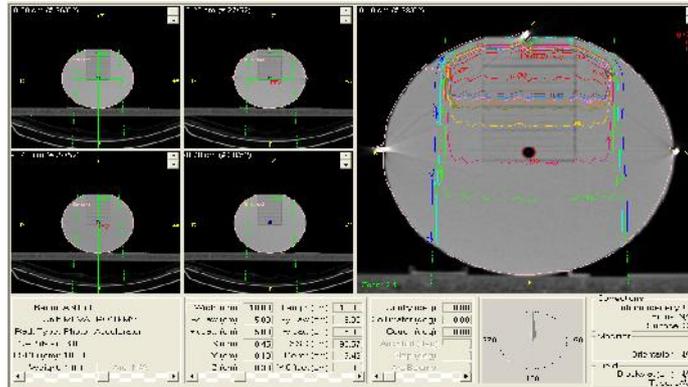


Figura 3.5. TC del objeto simulador 2 cuya imagen es capturada por el SPT *Theraplan Plus* en la cual diseñan los haces de radiación a ser aplicados.

Este proceso se realizó para haces del  $^{60}\text{Co}$  donde se evaluó con las tablas de cálculo, y para el haz de 6 MV de fotones se evaluó con valores obtenidos por el SPT *Theraplan Plus* para lo cual, previo al cálculo fue necesario realizar una TC al objeto simulador 2, según se muestra en la Figura 3.5.

### 3.3.5. Influencia del *Build up*

Se evalúa la influencia del *build up* mediante dos métodos: método experimental y mediante la técnica de simulación por MC [48-49].

#### a. Método Experimental

Se evalúa la influencia del *build up*, representando la variación en la D en el punto de interés debido a la presencia del material del *build up*. La medida de D es realizada para la técnica SAD y para haces de  $^{60}\text{Co}$  con el *build up* de aluminio.

## b. Evaluación por Monte Carlo

Mediante el código de cálculo MCNP de la técnica de MC <sup>[43-44]</sup> se reproduce la geometría, y se procede a calcular la energía depositada en los puntos de interés a diferentes profundidades y debido a que se considera un punto de cálculo (volumen infinitesimal, constante) se considera la D directamente proporcional a la energía depositada en dicho punto.

## CAPITULO IV

### RESULTADOS Y DISCUSIONES

#### 4.1. Generalidades

Los resultados encontrados de cada uno de los parámetros y procedimientos propuestos son mostrados en cada acápite los cuales reproducen las bondades de los procedimientos propuestos y las cualidades del dosímetro *nanodot* lo cual justifica su posterior aplicación en dosimetría física y clínica.

#### 4.2. Caracterización

##### 4.2.1 Reproducibilidad

Según los resultados se observa una variación en la respuesta del grupo de dosímetros blanqueados (con una fuente de luz blanca) dentro de un margen del 94 % al 102 % hasta la evaluación 20 (2000 cGy) donde la variación se incrementa, así, como también su sensibilidad en su respuesta disminuye. Por el contrario, los dosímetros con D acumulada presentan variación en sus respuestas mayores al 8% a partir de la sesión 3, esta variación crece junto con la D acumulada.

Para el primer grupo de dosímetros (blanqueados) las reproducibilidades en sus respuestas individuales presentan una incertidumbre menor al 2.8 % (para  $2u$ ), su

respuesta es mostrada en la Figura 4.1. El segundo grupo de dosímetros, donde se les mantiene su información se muestra en la Figura 4.2. Por otro lado la sensibilidad del dosímetro es menor a 1 y según se muestra en la Figura 4.1, se encuentra en promedio, es 0.93 el cual coincide con la sensibilidad indicada por el fabricante.

En vista que los dosímetros *nanodot* presentan una respuesta reproducible son adecuados para ser usados como dosímetros en las aplicaciones clínicas hasta el rango de dosis encontrada (2000 cGy) en la cual su respuesta es reproducible, y para el caso de aplicaciones fuera de este rango se tendría que considerar un factor de corrección que considere el uso del dosímetro, dicho factor puede ser obtenido de la evolución de la respuesta promedio del grupo de dosímetros blanqueados, según se muestra en la Figura 4.3.

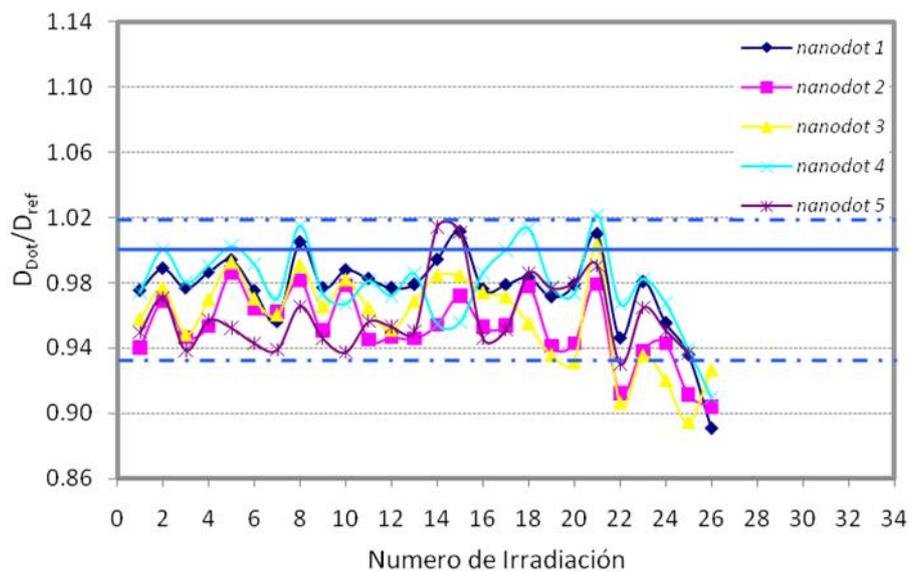


Figura 4.1. Respuesta del grupo de dosímetros *nanodot* blanqueados tras cada irradiación para las 26 evaluaciones realizadas.

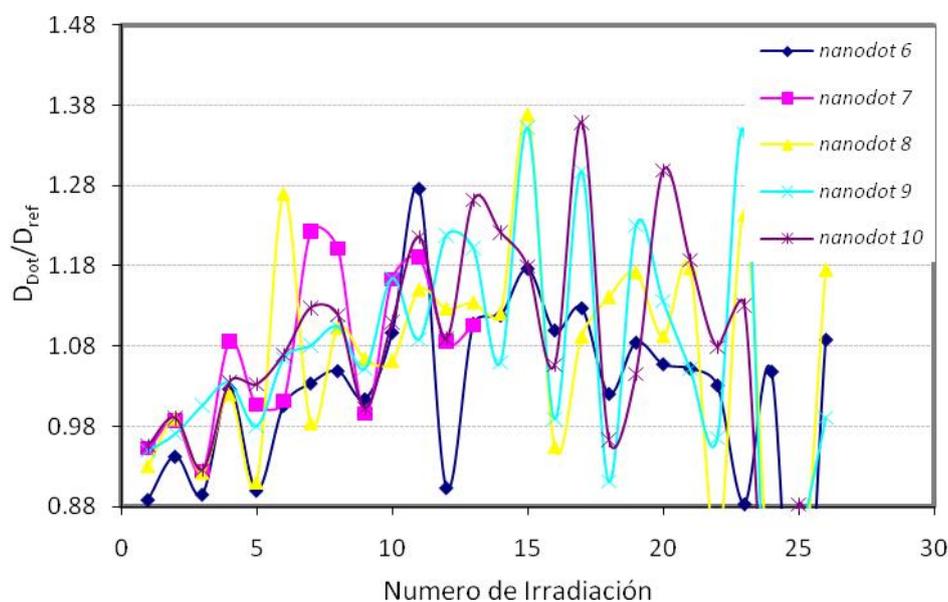


Figura 4.2. Respuesta del grupo de dosímetros *nanodot* a los cuales se les mantiene acumulada la D tras cada irradiación para las 26 evaluaciones realizadas.

Tabla 4.1. Incertidumbre en la respuesta de los *nanodot*.

Dosímetro	U (cGy)	U (%, $2u$ )
1: 01701A	3,3	1,81
2: 033743	2,0	2.03
3:03478T	3,2	2.81
4: 03728S	4,6	2.00
5: 037612	2,2	2.33

En la Tabla 4.1 se muestran los resultados de la prueba de reproducibilidad de nuestro sistema y metodología donde se observa que los *nanodot* reproducen su respuesta con una incerteza máxima de 2.8 % ( $2u$ ), lo cual esta aceptable. Aún más si lo comparamos con la reproducibilidad alcanzada por Viamonte *et al* (2008) que es del 2.5 % ( $1u$ )<sup>[28]</sup>.

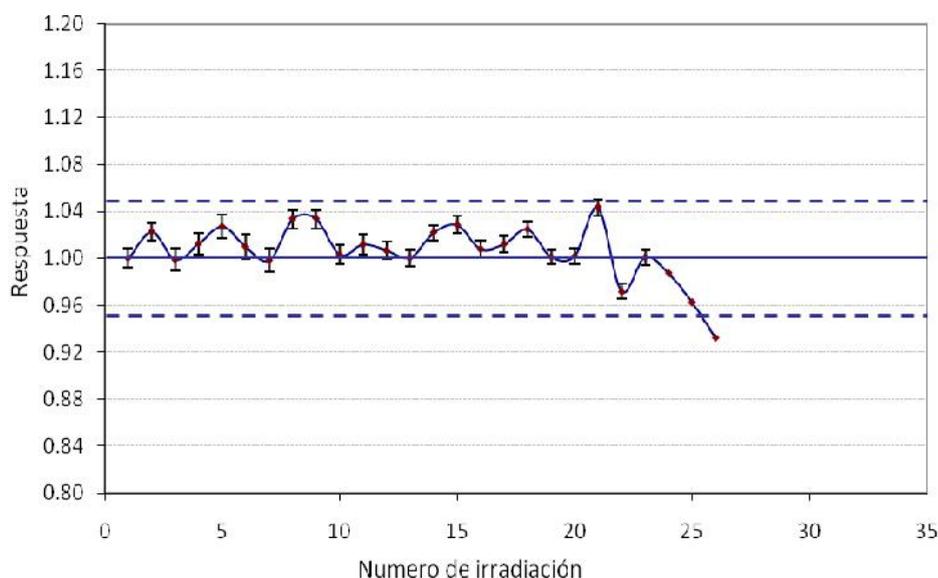


Figura 4.3. Evolución de la respuesta promedio de los dosímetros *nanodot* el cual nos determina el factor de uso del detector evaluada con haces de fotones de 6 MV y con 104 cGy por sesión.

De los resultados mostrados podemos inferir que los *nanodot* pueden ser usados múltiples veces bajo la metodología de blanqueo de su señal, y cuando se le guarda o acumula la información se recomienda solo usar hasta tres sesiones o irradiaciones debido a que para mayores irradiaciones la incertidumbre es su respuesta crece grandemente superando los 5 %.

#### 4.2.2 Linealidad

La respuesta del *nanodot* en función a la D para los rangos de baja dosis y alta dosis es mostrada en la Figura 4.4. y Figura 4.5, respectivamente.

Los resultados muestran que la respuesta de los *nanodot* en función de la D es lineal, en el rango de uso en radioterapia, donde presenta un coeficiente de linealidad de  $r^2=0.9993$  para el rango de baja dosis y un coeficiente de  $r^2=0.9997$  para altas dosis, lo cual es aceptable más aún si lo comparamos con la linealidad de  $r^2=0.9983$  según los resultados encontrados por Viamonte *et al* (2008) <sup>[28]</sup>.

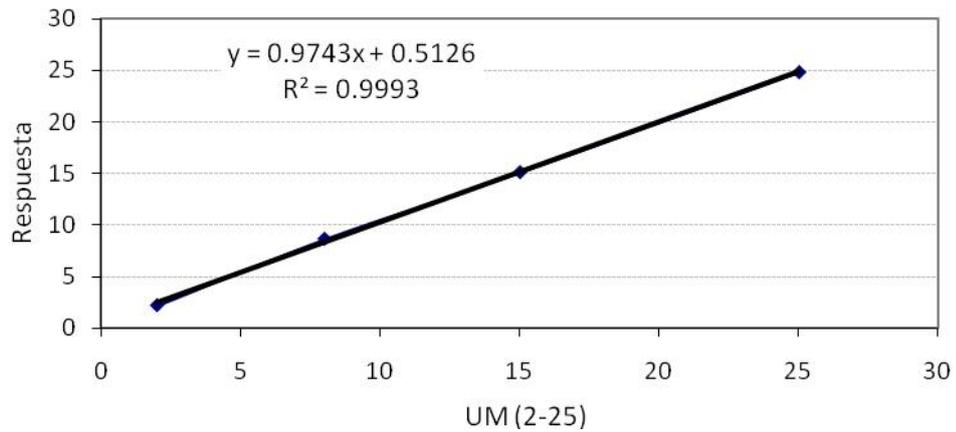


Figura 4.4. Linealidad de la respuesta de los *nanodot* para bajos rangos de D (2 a 25 cGy) para haces de fotones de 6 MV.

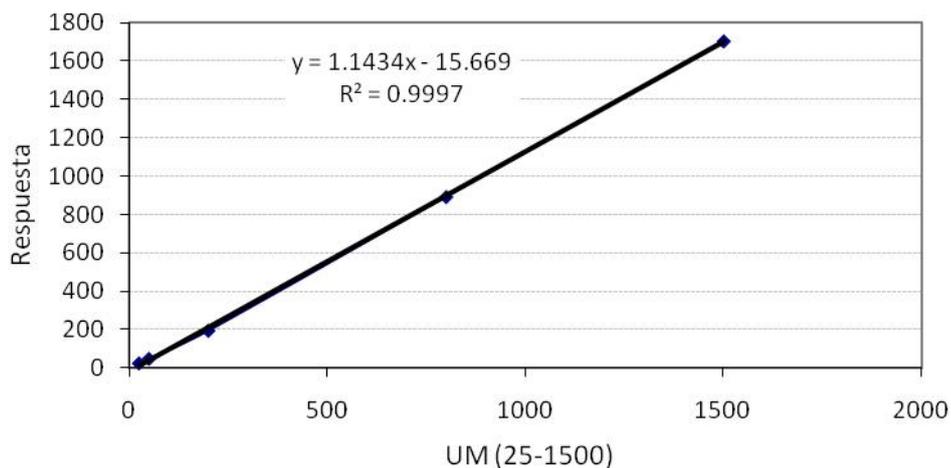


Figura 4.5. Linealidad de la respuesta de los *nanodot* para los rangos de D empleadas en radioterapia (25 a 1500 cGy) para haces de fotones de 6 MV.

### 4.2.3 Dependencia con la tasa de dosis

La Figura 4.6 muestra el factor de corrección,  $f_T$ , que tenemos que considerar a la respuesta del *nanodot* debido a la dependencia con la tasa de dosis proporcionado por cada *linac*. El factor de corrección es obtenida normalizando la respuesta del *nanodot* a la respuesta del *nanodot* para la tasa de referencia empleada en este trabajo (320 cGy/UM), encontrándose una diferencia máxima del 3 %. Finalmente podemos

aseverar que la respuesta del dosímetro es independiente frente a esta variable y la pequeña dependencia puede ser corregida empleando el factor de corrección,  $f_T$ .

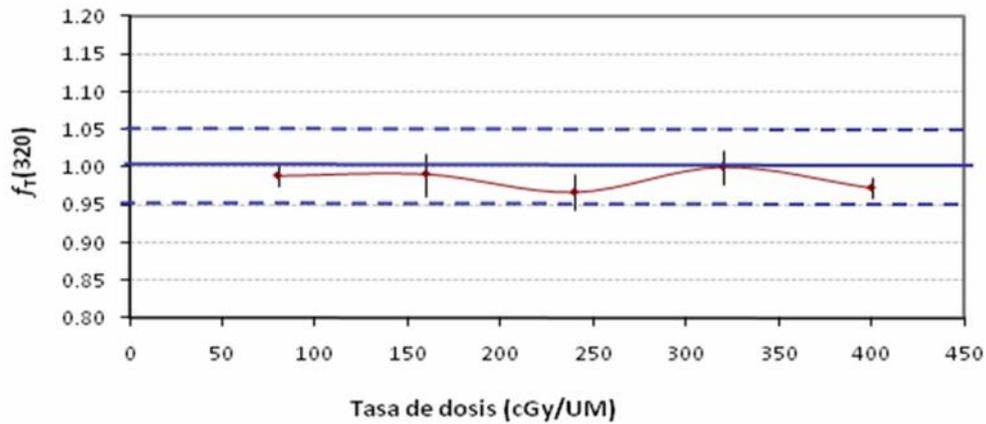


Figura 4.6. Factor de corrección,  $f_T$ , debido a los diversos valores de tasa de dosis del *linac*, valores normalizados a la tasa de dosis de 320 cGy/UM para haces de fotones de 6 MV.

#### 4.2.4 Dependencia direccional

La respuesta del *nanodot* presenta una dependencia pequeña,

menor al 2.2. % ( $2u$ ) lo cual es adecuada para ser considerada como dosímetro y la pequeña dependencia es corregida aplicando el factor de corrección,  $f_A$ , según se muestra en la Figura 4.7. Resultado de acuerdo con lo reportado con por P. Jursinic (2007) cuyo dependencia es menor al 0.9 % ( $1u$ )<sup>[26]</sup>.

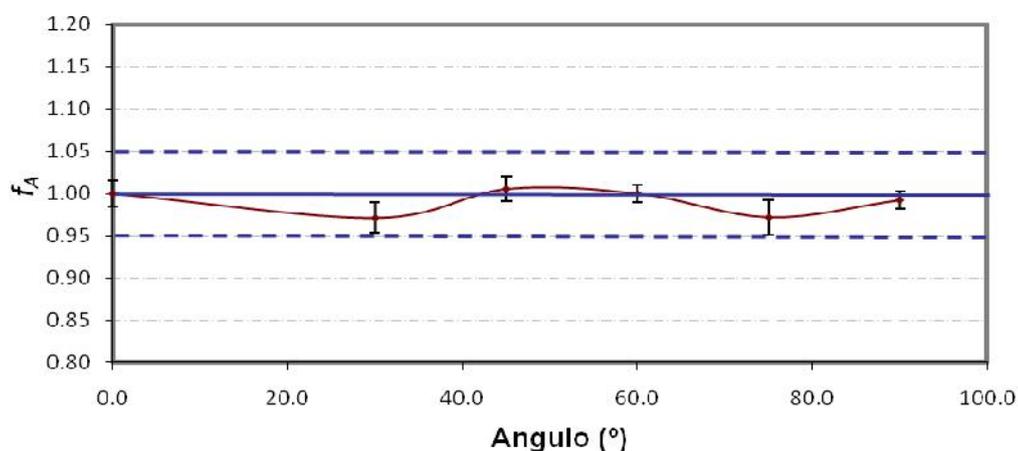


Figura 4.7. Factor de corrección,  $f_A$ , debida a las diversas direcciones de incidencia del haz de radiación sobre la superficie del detector para haces de fotones de 6 MV.

#### 4.2.5. Dependencia energética

El factor de corrección debido a las diversas calidades de haces utilizados en radioterapia,  $f_E$ , es mostrado en la Figura 4.8 cuyo valor es normalizado a la respuesta del *nanodot* frente a la energía del  $^{60}\text{Co}$ . Como podemos observar la dependencia de la respuesta del *nanodot* con la energía es menor al 4 % para haces de fotones y menores al 2.5 % para haces de electrones. Luego, con la aplicación del factor  $f_E$  eliminamos la dependencia con la energía de acuerdo a lo publicado por E. Yukihiro *et al* (2008) <sup>[23,25]</sup> y por Viamonte *et al* (2008) <sup>[28]</sup>.

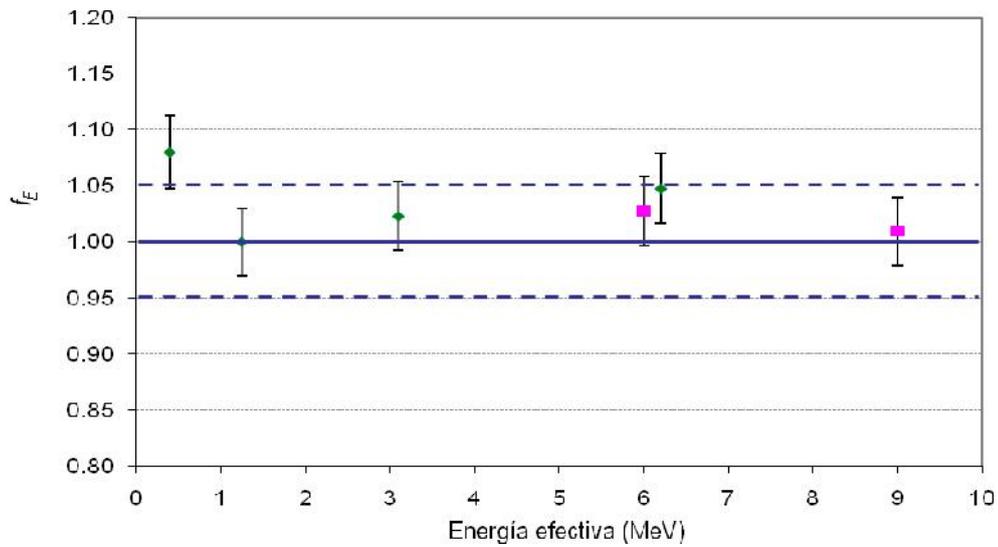


Figura 4.8. Respuesta del *nanodot* para haces de fotones y electrones de diferentes energías. Los índices de color verde representan los haces de fotones y los de color rosados son haces de electrones.

#### 4.2.6 Desvanecimiento de la señal

En la Figura 4.9, se representa la respuesta de los dosímetros *nanodot* normalizados a la primera lectura los dos dosímetros leídos normalizados a la primera lectura, donde se observa un ligero decaimiento de la señal a lo largo del tiempo: menos del 3% en el plazo de seis meses y con tendencia a la estabilidad. Esto es debido al decaimiento natural de los electrones desde las trampas electrónicas superficiales, desde las cuales, los electrones consiguen alcanzar la banda de conducción y de ahí volver a su origen o banda de valencia sin necesidad de energía adicional. Aunque el desvanecimiento de la señal sea pequeño, puede corregirse la medida mediante el ajuste de los puntos obtenidos en este trabajo. El factor de corrección para un tiempo  $t$  (en días) vendría dado por el resultado inverso de la ecuación indicada en la Figura 4.9, donde la variable independiente representa el tiempo transcurrido.

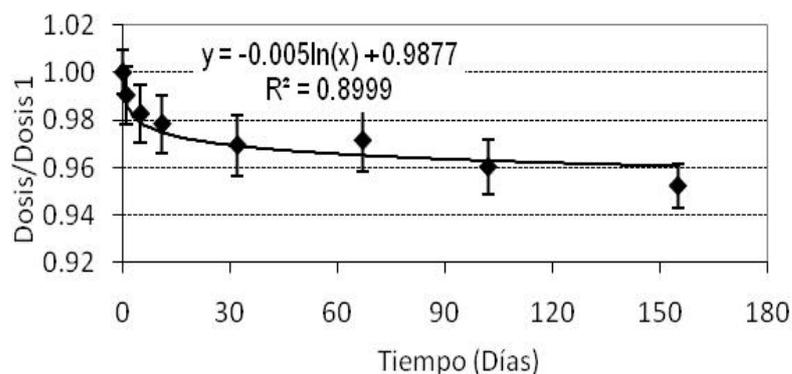


Figura 4.9. Respuesta del *nanodot* frente a lecturas realizadas en diversos tiempos posteriores a la irradiación.

#### 4.2.7 Descarga con el número de lectura

Su capacidad de relectura es debida a que sólo una fracción de los electrones atrapados es liberada cuando el cristal se estimula ópticamente en el lector *MicroStar*. El número de electrones liberados es proporcional al tiempo y superficie de excitación, y gracias a la calibración realizada previamente del lector sólo es necesario que una cantidad mínima de electrones escapen y produzcan la luminiscencia, según la experiencia realizada e indicada en la Figura 4.10 donde podemos apreciar y/o determinar que la información perdida en cada proceso de lectura es de del 0.03 %.

No obstante aunque la descarga sea “poca”, incluso despreciable, gracias a las características del pulso de excitación, puede considerarse un factor de corrección por descarga del ajuste polinomial mostrada en la Figura 4.10.

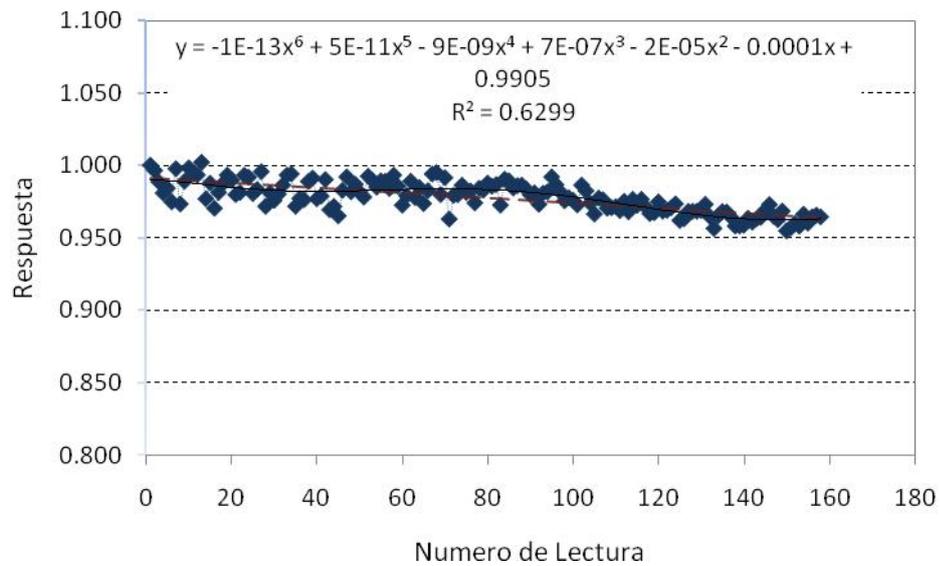


Figura 4.10. Respuesta del *nanodot* frente a lecturas sucesiva, 150 lecturas.

#### 4.2.8 Factor de corrección por *Build up*

El factor de corrección de *Build up*,  $f_B$ , debido a los diversos materiales y espesores utilizados en la investigación es mostrado en la Tabla 4.2.

Tabla 4.2. Factores de corrección debido a los diversos *build up* empleados en la investigación.

Material	Espesor (mm)	$f_B$	$u_{fB}$
Bolus	15.0	1.000	---
Acrílico	15.0	1.010	0.010
Cobre	1.5	1.161	0.012
Cobre	1.7	1.154	0.013
Acero	1.7	1.155	0.017
Acero	2.0	1.000	0.010
Aluminio	2.0	1.000	0.010

Se evalúa la influencia del *Build up* cuyos resultados son mostrados en la Tabla 4.3 y Figura 4.13 cuyos valores muestran que la influencia debido a la presencia del material del *Build up* es pequeña la cual puede ser corregida durante el proceso de

planificación del tratamiento. La medida de D es realizada para la técnica SAD y para haces de  $^{60}\text{Co}$  donde se emplea el *Build up* de material Aluminio.

Tabla 4.3. Evaluación de la Influencia del *build up*. Evaluada para diferentes tamaños de campos para el haz de  $^{60}\text{Co}$  con el *build up* de aluminio.

Campo (cmxcm)	Lectura C.I (nC)		Variación (%)*
	Sin <i>Build up</i>	Con <i>Build up</i>	
3	52.35	51.15	-2.29
4	60.12	59.82	-0.50
6	66.40	65.51	-1.35
8	70.29	69.10	-1.70
10	72.99	72.09	-1.23
12	75.38	74.78	-0.79
14	77.47	76.57	-1.16
16	78.67	77.47	-1.52

\*Porcentaje de dosis que dejaría de estar recibiendo

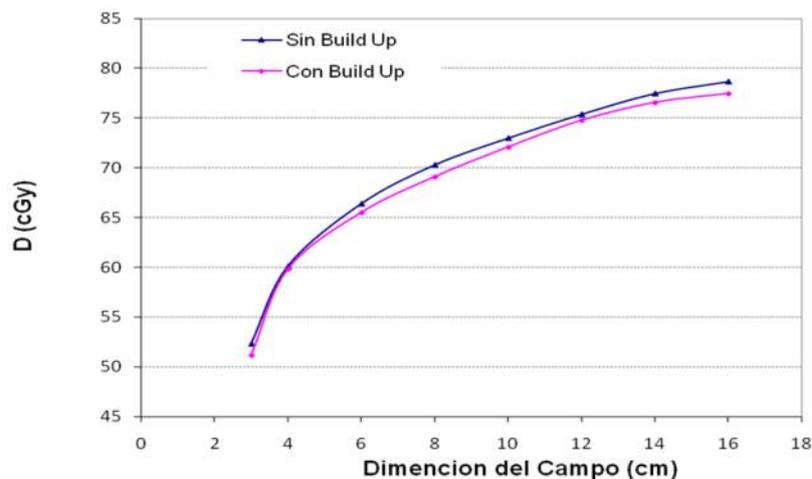


Figura 4.11. Evaluación de la Influencia del *Build up*. Evaluada para diferentes tamaños de campos para el haz de  $^{60}\text{Co}$  con el *Build up* de aluminio.

En la Tabla 4.4 se muestran los resultados de la evaluación de la presencia del *Build up* en el procedimiento de dosimetría *in vivo*. Esta evaluación es realizada mediante el código MCNP basado en la simulación por el método de MC.

Tabla 4.4. Evaluación de la influencia del *Build up*. Se compara de valores de D (energía depositada) en cada punto de interés con y sin el *Build up* calculadas por el método de MC.

Profundidad (cm)	Con <i>Build up</i>		Sin <i>Build up</i>		Diferencia a (%)
	Energía* (MCNP)	U** (%)	Energía (MCNP)	U** (%)	
2	5.69E-05	1.41	5.89E-05	1.42	-3.37
4	5.37E-05	1.45	5.54E-05	1.46	-3.05
6	4.96E-05	1.51	5.10E-05	1.52	-2.68
8	4.38E-05	1.58	4.49E-05	1.60	-2.41

\*Energía depositada en el punto de interés (volumen infinitesimal).

\*\*Incertidumbre en la determinación de la energía depositada.

El desempeño del sistema lector, OSL se mostró estable durante todo el periodo de desarrollo del trabajo y los valores de los parámetros del lector se mantuvieron de acuerdo a los límites establecidos por el fabricante, lo cual permitió realizar una caracterización dosimétrica de los detectores *nanodot* con resultados aceptados (ver Tabla 4.5) lo cual permite usarlos como dosímetros dentro de un programa de GC en radioterapia.

Tabla 4.5. Resumen de la caracterización de los *nanodot* indicando sus límites y su condición de aceptabilidad.

Parámetro	Tolerancia	Condición
Reproducibilidad (Incertidumbre en su respuesta)	< 2.8 %	Aceptable
Linealidad hasta 15 Gy	$r^2 = 0.9997$	Aceptable
Dependencia con la tasa de dosis	< 2.1 %	Aceptable
Dependencia direccional	< 2.0 %	Aceptable
Dependencia energética	< 2.0 %	Aceptable
Desvanecimiento de la señal	< 3 % (6 meses)	Aceptable
Descarga con el número de lectura	< 0.03 %	Aceptable

### 4.3. Calibración

#### 4.3.1. Calibración del sistema Lector *MicroStar*

Para la verificación del valor de corrección dado por Landauer INC procedemos a irradiar nuevos dosímetros *nanodot* con el haz de calibración del Laboratorio Secundario de Calibración Dosimétrica, LSCD, del IPEN y luego se determina el valor de corrección, según como se muestra en la Tabla 4.6 donde en la última fila se indica el valor del factor de corrección con su incertidumbre ( $3.039 \pm 0.045$ ), el cual coincide con el valor proporcionado por el fabricante (cuyo valor es 3.04).

Tabla 4.6. Valores de D de referencia para el haz de calibración del Cs-137 y los valores medidos por el Lector *microStar* del detector *nanodot*. En la última fila se muestra el factor de calibración del lector determinado por nuestro método.

Dref (IPEN)	D ( <i>nanodot</i> )	<i>u</i>	<i>F</i> ( <i>Dref/D</i> )	<i>u<sub>f</sub></i>
(mRad)	(mRad)	(mRad)		
0	6.9483	0.1694	0.000	0.000
500	174.0637	1.8440	2.873	0.030
1000	338.5103	0.6747	2.954	0.006
3000	1028.2229	3.7884	2.918	0.011
15000	4895.4844	12.9200	3.064	0.008
50000	15350.4931	71.2165	3.257	0.015
70000	23116.7986	65.5477	3.028	0.009
100000	31476.3403	232.2421	3.177	0.023
Factor de calibración del lector <i>microStar</i>			<b>3.039</b>	<b>0.045</b>

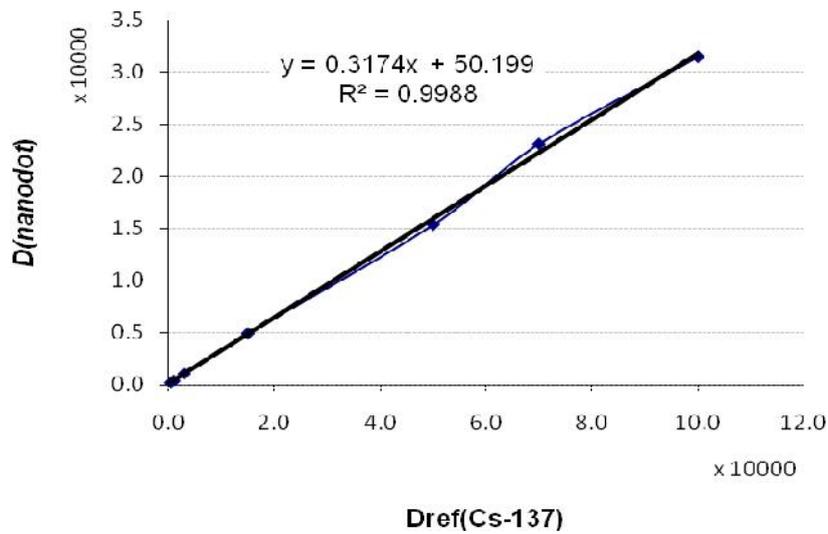


Figura 4.12. Respuesta del *nanodot* en unidades de D medida frente a los valores de D definida por el haz de calibración (Cs-137).

#### 4.3.2. Calibración de la respuesta del *nanodot*: convencional

Esta calibración es realizada con un haz de Co-60 y es obtenida comparando los valores de D de la respuesta del *nanodot* con los valores de D medida por la CI calibrada, ver Tabla 4.7 y Figura 4.13, ello es obtenido para las condiciones estándares para tratamientos de radioterapia convencional (es decir: campo 10x10 cm<sup>2</sup>, a 5 mm de profundidad, SSD de 100 cm) indicados en la Tabla 3.7.

Tabla 4.7. Valores de D de referencia para el haz de calibración del Co-60 y los valores de D medidos por el lector *microStar* del dosímetro *nanodot* donde  $F_C$  representa el factor de calibración.

Dref* (cGy)	D( <i>nanodot</i> ) (cGy)	$F_C$	$u_f$
8.6	10.81	0.80	0.018
7.1	6.51	1.09	0.012
12.1	11.33	1.07	0.013
26.5	23.54	1.13	0.011
50.7	45.01	1.13	0.009
195.6	177.93	1.10	0.023
774.9	746.25	1.04	0.011
1499.8	1560.92	0.96	0.012
2320.4	2587.30	0.90	0.013

\*Valores de dosis medidos en una CI.

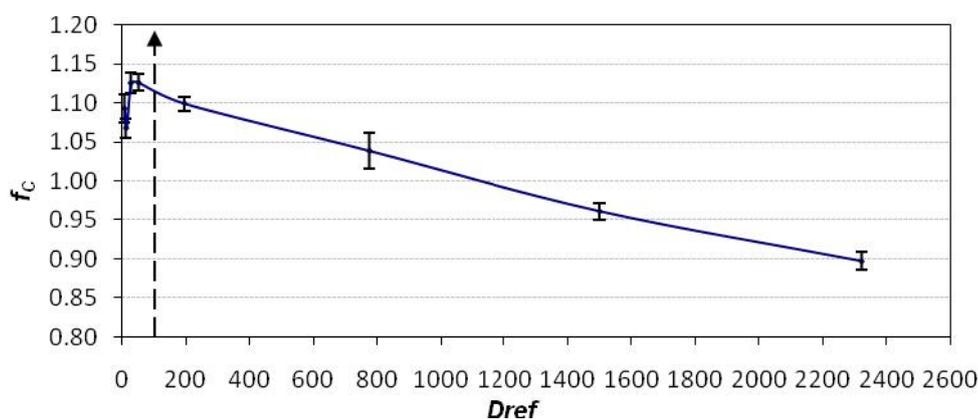


Figura 4.13. Curva de calibración del *nanodot* para la energía del Co-60 y el rango de D de (8 a 2320) cGy.

### 4.3.3. Calibración de la respuesta del *nanodot*: especial

Esta calibración es realizada para los casos de las técnicas especiales como por ejemplo: IPTE, ICT y BATD (Braquiterapia de alta tasa de dosis) los valores de los factores de calibración para las técnicas especiales,  $F_{CE}$ , son dados en la Tabla 4.8.

Tabla 4.8. Valores de los factores de calibración de la respuesta de los *nanodot* para las técnicas especiales,  $F_{CE}$ .

Técnica	Haz	Energía (MeV)	SSD* (cm)	$F_{CE}$	$U_{FCE}$
ICT	Fotones	6	300	0.905	0.011
IPTE	Electrones	5	300	1.208	0.012
BATD**	Fotones	Ir-192	8	2.010	0.052

\*SSD, distancia fuente superficie.

\*\*Braquiterapia de alta tasa de dosis

La calibración del sistema lector *microStar* y la calibración de los detectores *nanodot* para las técnicas convencionales y especiales son las adecuadas permitiendo obtener medidas de la D “reales” recibidas por los pacientes en un punto de interés dentro del volumen tumoral.

#### 4.4. Aplicación: Dosimetría *in vivo*

En esta etapa se muestran los resultados de las evaluaciones realizadas a un grupo de pacientes sometidos a tratamientos de radioterapia en casos de técnicas convencionales. Los pacientes evaluados son clasificados según la localización anatómica del volumen blanco.

##### 4.4.1. Abdomen

Se verificó la D para un total de 3 pacientes, el cual el paciente 1 es tratado con la técnica SAD y los pacientes 2 y 3 con la técnica SSD, respectivamente, según se muestra en la Tabla 4.9 donde se observa que para el caso del paciente 2 la discrepancia superó el 5 %, el cual fue corregido antes del término de tratamiento.

Tabla 4.9. La D total recibida por el blanco. Para pacientes tratados en el abdomen y error cometido respecto a la D prescrita.

Paciente	$(D_{total} \pm U_{D_{total}})$ cGy	U (%)	$D_{presc}$ (cGy)	Exactitud (%)
1	4487.11	0.9	4500	-0.29
2	4207.69	0.4	4500	-6.94
3	810.23	0.9	800	1.3

##### 4.4.2. Pelvis

Se verificó la D para un total de 4 pacientes, el cual el paciente 1, 2 y 3 es tratado con la técnica SAD y el paciente 4 con la técnica SSD, respectivamente, según se muestra en la Tabla 4.10.

Tabla 4.10. La D total recibida por el blanco. Para pacientes tratados en la pelvis y error cometido respecto a la D prescrita.

Paciente	( $D_{total} \pm U_{Dtotal}$ ) cGy	U (%)	$D_{presc}$ (cGy)	Exactitud (%)
1	7257.08	0.9	7000.00	3.67
2	6921.44	0.4	7000.00	-1.12
3	6916.93	0.5	7000.00	-1.19
4	4711.46	0.9	4860.00	-3.06

#### 4.4.3. Tórax - Mama

Se verifico la D para un total de 4 pacientes, el cual el paciente 2 y 3 es tratado con la técnica SAD y el pacientes 1 con la técnica SSD, respectivamente. Ver Tabla 4.11.

Tabla 4.11. La D total recibida por el blanco. Para pacientes tratados en el tórax - mama y error cometido respecto a la D prescrita.

Paciente	( $D_{total} \pm U_{Dtotal}$ ) cGy	U (%)	$D_{presc}$ (cGy)	Exactitud (%)
1	2647.20	0.9	2700.00	-1.49
2	5072.32	0.4	5000.00	1.45
3	5138.94	0.5	5000.00	2.78

#### 4.4.4 Cabeza

Se verifico la D por un total de 2 pacientes, los cuales son tratados con la técnica SAD, según se muestra en la Tabla 4.12.

Tabla 4.12. La D total recibida por el blanco. Para pacientes tratados en la cabeza y error cometido respecto a la D prescrita.

Paciente	$(D_{total} \pm U_{Dtotal})$ cGy	U (%)	$D_{presc}$ (cGy)	Exactitud (%)
1	2647.20	0.9	2700.00	-1.49
2	5072.32	0.4	5000.00	1.45
3	5138.94	0.5	5000.00	2.78

#### 4.4.5. Ejemplo del proceso de dosimetría *in vivo*

En la Tabla 4.13 se muestran los valores medidos de las D recibida por el paciente 1 (caso de cáncer de páncreas) durante cada sesión de tratamiento, mostrando su incertidumbre el cual es menor al 3 % y su diferencia menor al 5 % en comparación a la D prescrita y/o planificada.

Tabla 4.13. Valores de D medidos, para el caso de un cáncer de páncreas donde la D prescrita es de 4500 cGy con 180 cGy por sesión.

Sesión	Dmedida (cGy) por sesión	$U_{dtumor}$ (cGy)	Diferencia (%)	U (%)
1	180.7	4.1	0.4	2.3
2	180.6	4.1	0.4	2.3
3	182.2	4.1	1.2	2.2
4	181.0	4.1	0.6	2.3
5	183.9	4.1	2.2	2.2
6	172.5	3.8	-4.2	2.2
7	178.5	3.9	-0.8	2.2
8	179.4	4.0	-0.3	2.2
9	175.0	4.0	-2.8	2.3
10	176.6	4.2	-1.9	2.4
11	178.8	5.0	-0.7	2.8
12	175.1	3.9	-2.7	2.2
13	178.5	3.9	-0.8	2.2
14	179.0	4.0	-0.5	2.2
15	180.4	4.1	0.2	2.3
16	179.8	4.0	-0.1	2.2
17	177.8	4.1	-1.2	2.3
18	177.8	4.1	-1.2	2.3
19	180.1	4.1	0.1	2.3
20	176.9	4.1	-1.7	2.3
21	176.1	3.9	-2.2	2.2

La Figura 4.14 muestra la evolución de los valores de D en cada sesión de tratamiento el cual oscila dentro de un rango aceptable, pero muestra la necesidad de ser evaluada y la Tabla 4.14 muestra la comparación de la D total prescrita y medida para dos situaciones, si lo evaluamos al 84 % (del total de sesiones) y si lo evaluamos solo al 20 %.

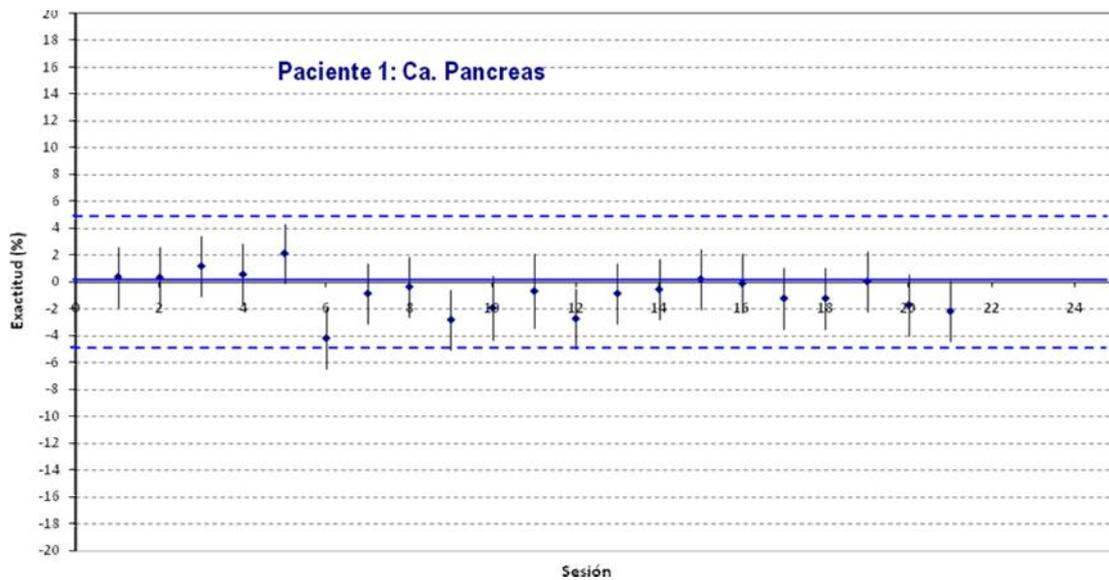


Figura 4.14. Se muestran la evolución de los valores de dosis medidos en cada sesión de tratamiento para el caso de cáncer de páncreas.

Tabla 4.14. Comparación de los valores de D total medida ( $D_{TM}$ ) con su incertidumbre ( $U_{DTM}$ ) y la D total prescrita ( $D_{TP}$ ) para el caso del paciente con cáncer de páncreas.

Porcentaje de evaluación	$D_{TM}$ (cGy)	$U_{DTM}$ (cGy)	$U_{DTM}$ (%)	$D_{TP}$ (cGy)	Variación (%)
84	4465.21	20.41	0.46	4500.00	-0.77
20	4439.72	20.88	0.47	4500.00	-1.34

En la exactitud respecto a la D prescrita (total) del tratamiento se observa mayor discrepancia para los casos en que el paciente es tratado con campos oblicuos, debido a la propia colocación física de los dosímetros en cada sesión del tratamiento. Así, como para los casos de campos perpendiculares el error porcentual cometido es

menor del 5 %. Para el caso del paciente 2 de la región abdominal la diferencia supera el límite del 5 % y ello se debió a que se observó errores en el cálculo de la D prescrita, error que se corrigió luego analizar los resultados de la dosimetría *in vivo*. No obstante podemos decir que para todos los casos el uso de los dosímetros *nanodot* nos daría una verificación del tratamiento.

#### 4.4.6. Verificación del proceso de dosimetría *in vivo*

Se verifico el procedimiento de la aplicación de la dosimetría *in vivo* propuesto en el acápite 3.3.3 para ello se emplea el objeto simulador 2 (ver Anexo C) en el cual el dosímetro *nanodot* (con su respectivo *build up*) es colocado en la superficie del objeto simulador 2 y a una profundidad deseada se posiciona la CI el cual nos medirá la D en el punto de interés.

En la Tabla 4.15 se muestra la comparación realizada de los valores de D obtenida con el método de dosimetría *in vivo* y las medidas y calculadas por la CI y por las tablas de tratamiento, respectivamente, para haces de  $^{60}\text{Co}$ .

En la Tabla 4.16 se muestran los valores de las D obtenida por este método y comparadas con los valores de D medidas y calculadas por la CI y por el SPT *Theraplan Plus*, respectivamente, para haces de 6 MV, reproduciendo los valores con discrepancias menores al 3 %.

Tabla 4.15. Comparación de valores de D obtenidas por el método de dosimetría *in vivo* y por valores de D medidos por la CI y por las tablas de tratamiento.

Equipo	Fecha	Campo	D (cGy)			Comparación (%)	
			C.I.	nanodot	Tablas	C.I.	Tablas
Equinox I		5x5	42.9	42.4	43.01	<b>1.16</b>	<b>-1.44</b>
1.25 MeV	18/04/2009	10x10	172.34	175.05	174.42	<b>-1.57</b>	<b>0.36</b>

Tabla 4.16. Comparación de valores de D obtenidas por el método de dosimetría *In Vivo* y por valores de D medidos por la CI y los calculados por el TPS *Theraplan Plus*.

Equipo	Fecha	Campo	D (cGy)			Comparación (%)	
			CI	Nanodot	Theraplan	CI	Theraplan
MEVA 6 MV		5x5	74.94	75.78	75.69	<b>-1.12</b>	<b>0.12</b>
	04/10/2009	10x10	82.53	81.75	83.2	<b>0.94</b>	<b>-1.77</b>
	04/10/2009	15x15	85.87	83.34	84.1	<b>2.94</b>	<b>-0.91</b>

## CAPITULO V

### CONCLUSIONES

Esta investigación está focalizada principalmente en la aplicación de la tecnología OSL como un dosímetro a ser usado en dosimetría *in vivo* en los tratamientos de radioterapia, donde los resultados presentados muestran las potencialidades de esta tecnología.

El trabajo ha permitido realizar un entrenamiento en: los conceptos fundamentales de física de las radiaciones en las aplicaciones clínicas en radioterapia y en los procesos físicos en los que se basa la tecnología OSL, en especial en la cinética de los cristales de  $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$ .

El desarrollo del trabajo ha permitido caracterizar los dosímetros *nanodot* según sus parámetros como: su reproducibilidad con incertidumbre menor a  $\pm 2.8\%$ , su linealidad hasta 15 Gy con un coeficiente de  $r^2 = 0.9997$ , con una dependencia a la tasa de dosis menor al  $\pm 2.1\%$ , con una dependencia a la energía menor al  $\pm 2.0\%$ , con una dependencia direccional menor al  $\pm 2.0\%$  y una descarga de su señal de 0.03 % por lectura) y calibrados para las energías entre 1.25 MeV y 6 MV.

Se ha logrado identificar el material, adecuado; diseñar y construir un dispositivo para conseguir el equilibrio electrónico, un *build up*, en la ubicación de medida de la D con el dosímetro *nanodot*.

El trabajo ha permitido calibrar el sistema dosimétrico, sistema lector y dosímetro, y los dosímetros *nanodot* para las energías entre 1.25 MeV y 6 MV para los exámenes

convencionales de radioterapia y a su vez calibrar los *nanodot* para los exámenes especiales de irradiación de cuerpo total con haces de fotones de 6 MV y haces de electrones de 5 MeV.

Los resultados de este trabajo demuestran que el sistema dosimétrico basado en dosímetros *nanodot* miden los valores de D con incertidumbres menores al 2 % con un nivel de confianza del 95 % (2  $\sigma$ ).

Los resultados muestran que las diferencias relativas de los valores de D estimadas por el método desarrollado (*nanodot* y algoritmo propuesto) son menores al 3 % al compararla con los valores medidos con las CI y son menores al 5 % al compararlas con los valores de D prescrita y/o planificada en los tratamientos de radioterapia.

Una de las principales ventajas de los dosímetros *nanodot* comparado con los dosímetros existentes es la capacidad de relectura, el cual sirve como testigo físico del tratamiento de radioterapia.

Los resultados de este trabajo alcanzaron los objetivos propuestos permitiendo establecer un método dosimétrico, empleando dosímetros *nanodot* basados en cristales de  $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$ . Por ello, aseveramos que los dosímetros *nanodot* son adecuados para ser utilizados en los Programas de Garantía de Calidad en los centros de Radioterapia en especial en medidas de dosis no invasiva “Dosimetría *In Vivo*”.

Se recomienda caracterización y calibración los *nanodot* para las condiciones de braquiterapia para su uso en dosimetría *in vivo* y ello incluirse como parte del control de calidad de un programa de Garantía de Calidad en Braquiterapia.

En base al desarrollo de este trabajo concluimos que los dosímetros *nanodot* representan una alternativa viable para la realización de la dosimetría física y clínica en la práctica de radioterapia. Además, de su cualidad de conservar la información como testigo físico del procedimiento asegurando un tratamiento con calidad y seguridad, consiguiendo con ello evitar posibles incidentes y/o accidentes. También, el trabajo permite contribuir al desarrollo tecnológico y a la mejora de la cultura de Seguridad Radiológica del país.

## CAPITULO VI

### REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] ICRU Report 50. Prescripción, registro y elaboración de informes en la terapia con haces de fotones. Comisión Internacional de Unidades y Medidas de Radiación. Maryland. 1999.
- [2] ICRU Report 62. Prescripción, registro y elaboración de informes en la terapia con haces de fotones (Suplemento a ICRU Report 50). Comisión Internacional de Unidades y Medidas de Radiación. Maryland. 1999.
- [3] IAEA HUMAN HEALTH REPORTS No. 8. Development of Procedures for In Vivo Dosimetry in Radiotherapy. International atomic energy agency. Vienna, 2013
- [4] World Health Organization. Radiotherapy risk profile: Technical Manual. WHO/IER/PSP/2008.12
- [5] IAEA. Radiation oncology physics: A handbook for teachers and students. Printed by the IAEA in Austria, July 2005.
- [6] IAEA-TECDOC-1151. Aspectos físicos de la garantía de calidad en radioterapia: Protocolo de control de calidad. Impreso por el IAEA en Austria, Junio 2000.
- [7] I. Mracela, T. Bokulic, J. Izewska, M. Budanec, A. Frobe, Z. Kusic. Optically stimulated luminescence *in vivo* dosimetry for radiotherapy: physical characterization and clinical measurements in  $^{60}\text{Co}$  beams. Phys. Med. Biol. 56 (2011) 6065–6082

- [8] N. Jornet. Detectores de semiconductor: calibración y aplicaciones a la Dosimetría in vivo en pacientes sometidos a tratamientos con radioterapia externa. Tesis grado de doctor en Física: Universidad Autónoma de Barcelona, Barcelona, 11 mayo 2001.
- [9] A. Nunn, S. D. Davis, J. A. Micka, L. A. DeWerd. LiF:Mg,Ti TLD response as a function of photon energy for moderately filtered x-ray spectra in the range of 20–250 kVp relative to  $^{60}\text{Co}$ . *Med. Phys.* May 2008; 35(5): 0094-2405
- [10] J. Lambert, T. Nakano, S. Law, J. Elsey, D. McKenzie, Natalka Suchowerska. *In vivo* dosimeters for HDR brachytherapy: A comparison of a diamond detector, MOSFET, TLD, and scintillation detector. *Med. Phys.* May 2007; 34(5): 0094-2405
- [11] G. F. Knoll. Radiation detection and measurement. Second Edition, Singapore: John Wiley & Sons; 1989.
- [12] S. Best, A. Ralston, D. McKenzie, N. Suchowerska. Effect of scatter material on diode detector performance for *in vivo* dosimetry. *Phys. Med. Biol.* 2008; 53: 89–97
- [13] A. Saini, T. C. Zhu. Temperature dependence of commercially available diode detectors, *Med Phys.* 2002; 29: 622-630
- [14] P. H. Halvorsen. Dosimetric evaluation of a new design MOSFET in vivo dosimeter. *Medical Physics* January 2005; 32(1): 110-117
- [15] T. M. Briere, A. Beddar, M. T. Gillin. Evaluation of precalibrated implantable MOSFET radiation dosimeters for megavoltage photon beams. *Medical Physics.* November 2005; 32(11): 3346-3349
- [16] J. P. Morton, M. Bhat, A. Kovendy, T. Williams. Evaluation of MOSFETs for entrance dose dosimetry for 6 and 10 MV photons with a custom made build up cap. *Australas Phys Eng Sci Med.* 2007 Jun; 30(2):120-6
- [17] N. Jornet, P. Carrasco, D. Jurado, A. Ruiz, T. Eudaldo, M. Ribas. Comparison study of MOSFET detectors and diodes for entrance in vivo dosimetry in 18 MV x-ray beams. *Med Phys.* 2004 Sep; 31(9):2534-42

- [18] Ch. Ehringfeld, S. Schmid, K. Poljanc, Ch. Kirisits, H. Aiginger, D. Georg. Application of commercial MOSFET detectors for *in vivo* dosimetry in the therapeutic x-ray range from 80 kV to 250 kV. *Phys. Med. Biol.* 2005; 50: 289–303
- [19] A. S. Beddar, M. Salehpour, T. M. Briere, H. Hamidian, M. T. Gillin. Preliminary evaluation of implantable MOSFET radiation dosimeters. *Phys. Med. Biol.* 2005; 50: 141–149
- [20] J. Lehmann, L. Dunn, J. E. Lye, J. W. Kenny, A. D. C. Alves, A. Cole, A. Asena, T. Kron, I. M. Williams. Angular dependence of the response of the nanoDot OSLD system for measurements at depth in clinical megavoltage beams. *Med. Phys.* June 2014; 41(6): 061712- 9
- [21] S. B. Scarboro, S. F. Kry. Characterisation of energy response of  $\text{Al}_2\text{O}_3 : \text{C}$  optically stimulated luminescent dosimeters (oslds) using cavity theory. Published by Oxford University Press, *Radiation Protection Dosimetry* (2012), pp. 1–9
- [22] P H Charles, S B Crowe, T Kairn, J Kenny, J Lehmann, J Lye, L Dunn, B Hill, R T Knight, C M Langton, J V Trapp. The effect of very small air gaps on small field Dosimetry. *Phys. Med. Biol.* 57 (2012) 6947–6960
- [23] E. G. Yukihiro, S.W. McKeever. Optically stimulated luminescence (OSL) dosimetry in medicine. *Phys. Med. Biol.* 2008; 53: R351-R379
- [24] V. Schembria, B. J. Heijmen. Optically stimulated luminescence OSL of carbon-doped aluminum oxide  $\text{Al}_2\text{O}_3 : \text{C}$  for film dosimetry in radiotherapy. *Med. Phys.* June 2007; 34: 0094-2405
- [25] E. G. Yukihiro, M. Mirzasadeghi, S. Guduru, S. Ahmad. Evaluation of  $\text{Al}_2\text{O}_3 : \text{C}$  optically stimulated luminescence OSL dosimeters for passive dosimetry of high-energy photon and electron beams in radiotherapy. *Med. Phys.* January 2008; 35: 0094-2405
- [26] P. Jursinic. Characterization of optically stimulated luminescence, OSLDs, for clinical dosimetric measurement. *Medical Physics.* 2007; 34(12): 4594-4604

- [27] M. C. Aznar. Real-time *in vivo* luminescence dosimetry in radiotherapy and mammography using  $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$ . Thesis for the Ph.D. degree: University of Copenhagen, Denmark, July 2005.
- [28] A. Viamont, L.A. Da Rosa, L.A. Buckey, A. Cherpak, J.E. Cygler. Radiotherapy dosimetry using a commercial OSL system. *Medical Physics*. 2008; 35(4): 1261-1266
- [29] E. Bulur. An alternative technique for optically stimulated luminescence (OSL) experiment. *Radiation Measurements*, 1996; 26(5):701-709
- [30] S. W. Mckeever, R. Chen. Luminescence model. *Radiation Measurements*. 1997; 27(5-6): 625-661
- [31] L. Botter Jensen, S.W. Mckeever, A. G. Wintle. *Optically Stimulated Luminescence Dosimetry*. Elsevier Science. The Netherlands. 2006.
- [32] BB G. Markey, L. E. Colyott, S. W. S. Mckeever. Time-resolved optically stimulated luminescence from  $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$ . *Radiation Measurements*, 1995; 24(4): 457--463
- [33] P. A. Jursinic. Changes in optically stimulated luminescent dosimeter OSLD dosimetric characteristics with accumulated dose. *Med. Phys.* January 2010; 37(1): 132-140
- [34] F. H. Attix. *Introduction to radiological physics and radiation dosimetry*. John Wiley and Sons. New York 1986.
- [35] E.B. Podgorsak. *Radiation physics for medical physicists*. Springer. Montreal 2006.
- [36] G.N. Whyte. *Principles of dosimetry radiation*. John Wiley and Sons. New York 1959.
- [37] A. Brosed. *Fundamentos de física medica: Volumen 1 medida de la radiación*. Aula Documental de Investigación. Madrid 2011.
- [38] M.J. Berger, J.H. Hubbell. XCOM: photon cross sections on a personal computer. National Bureau of Standard Internal report NBSIR 87-3597 (1987)
- [39] B. N. Taylor, C. E. Kuyatt. *Guidelines for Evaluating, Expressing the Uncertainty of NIST Measurement Results*. NIST Technical Note 1297, 1994 Edition Gaithersburg, MD 20899-0001, September 1994

- [40] IAEA-TECDOC-1585. Measurement uncertainty: A practical guide for secondary standards dosimetry laboratories. Printed by the IAEA in Austria, May 2008
- [41] IAEA-TECDOC-398. Determinación de la dosis absorbida en radioterapia con haces externos. Impreso por el IAEA en Austria, abril 2005.
- [42] AAPM Report No. 23. Total skin electron therapy: Technique and dosimetry report of task group 30 Radiationtherapy committee AAPM. 1987.
- [43] B. A. Fraass, P. L. Roberson, E. Glatstein. M. Whole-Skin Electron Treatment: Patient Skin Dose Distribution. *Radiology*. March 1983; 146(81): 1-814
- [44] D. Margaretiæ, D. Faj, Il. Tomas, B. Dmitroviæ, Z. Krajina. Total Skin Electron Treatment of Extensive Cutaneous Lesions in Kaposi Sarcoma. *Croat Med J*. 2002; 43:342-345
- [45] AAPM Report No 17. The Physical Aspects of Total and Half Body Photon Irradiation. A Report of Task Group 29, Radiation Therapy Committee AAPM. New York, 1986.
- [46] K. Bratengeier, R. Müller, K. Rittmann, Whole Body Radiotherapy, DGMP WG 2, Total Body Irradiation Report No 18, Association of Medical Physics V. Berlin, 2003.
- [47] S. Bioggi, C. Fiorino, R. Calandrino,. In vivo estimation of midline dose maps by transit dosimetry in head and neck radiotherapy. *Br. J. Radiol*. 2002; 75: 974-961
- [48] M. C. Lavallée, S. Aubin, M. Chrétien, M. Larochelle, L. Beaulieu. Attenuator design for organs at risk in total body irradiation using a translation technique. *Medical Physics*. May 2008 ; 35 (5) : 1663-1669
- [49] X-5 Monte Carlo Team. MCNP — A General Monte Carlo N-Particle Transport Code, Version 5. Volume I, Los Alamos National Laboratory. California, March 2005.
- [50] P. Andreo. Monte Carlo techniques in medical radiation physics. *Phys. Med. Biol*. 1991; 36(7): 861-920.
- [51] D. Sheikh-Bagheri, D. W. O. Rogers. Monte Carlo calculation of nine megavoltage photon beam spectra using the BEAM code. *Med. Phys*. March 2002; 29(3): 391-492

- [52] User manual MicroStar Landauer. Landauer INC, 2008.
- [53] R. Sharma, P. A. Jursinic. In vivo measurements for high dose rate brachytherapy with optically stimulated luminescent dosimeters. *Med. Phys*; July 2013; 40 (7): 071730-12
- [54] K.E. Casey, P. Alvarez, S. F. Kry, R. M. Howell, A. Lawyer, D. Followill. Development and implementation of a remote audit tool for high dose rate (HDR) Ir-192 brachytherapy using optically stimulated luminescence dosimetry. *Med. Phys*, November 2013; 40 (11): 112102-8
- [55] R. N. Mitchell *et al.* Compendio de Robbins y Cotran Patología estructural y funcional. 7ma Edición. Elsevier INC., España 2007.

# ANEXOS

# ANEXO A

## Magnitudes y unidades radiológicas

### A.1. Generalidades

Se describen algunas magnitudes de uso general introducidas por la ICRU. Se muestran las definiciones formales y unidades de las diferentes magnitudes.

Cualquier evaluación numérica de la radiación ionizante requiere la formulación de magnitudes apropiadas. El sistema que ha empleado ICRU durante varias décadas y que asigna magnitudes a diferentes categorías es:

**A.1.1. Magnitudes radiométricas;** Se refieren al número y energía de las partículas ionizantes, así como al producto de estas magnitudes junto con sus distribuciones espaciales y temporales.

**A.1.2. Coeficientes de interacción;** Son el eslabón entre las magnitudes radiométricas y las magnitudes dosimétricas. Son especialmente importantes en los cálculos cuando la magnitud medida difiere de la magnitud que se desea determinar.

**A.1.3. Magnitudes dosimétricas;** Concebidas para proporcionar una medida física que se correlacione con los efectos reales o potenciales de la radiación, son en esencia un producto de magnitudes radiométricas y coeficientes de interacción. Si bien se calculan de este modo, no se definen de la misma manera porque lo usual es que se midan directamente.

**A.1.4. Radiactividad;** Magnitudes asociadas con el campo de radiación producido por las sustancias radiactivas.

**A.1.5. Radioprotección;** Magnitudes que son específicas de esta área de aplicación.

## A.2. Magnitudes radiométricas

Estas magnitudes tratan o con el número o con la energía de las partículas, por ejemplo flujo de partículas o flujo de energía, etc. La palabra partícula puede ser substituida en forma explícita, por ejemplo flujo de neutrones, flujo de electrones, etc. del mismo modo se pueden usar flujo de energía de los neutrones, fluencia energética de electrones, etc.

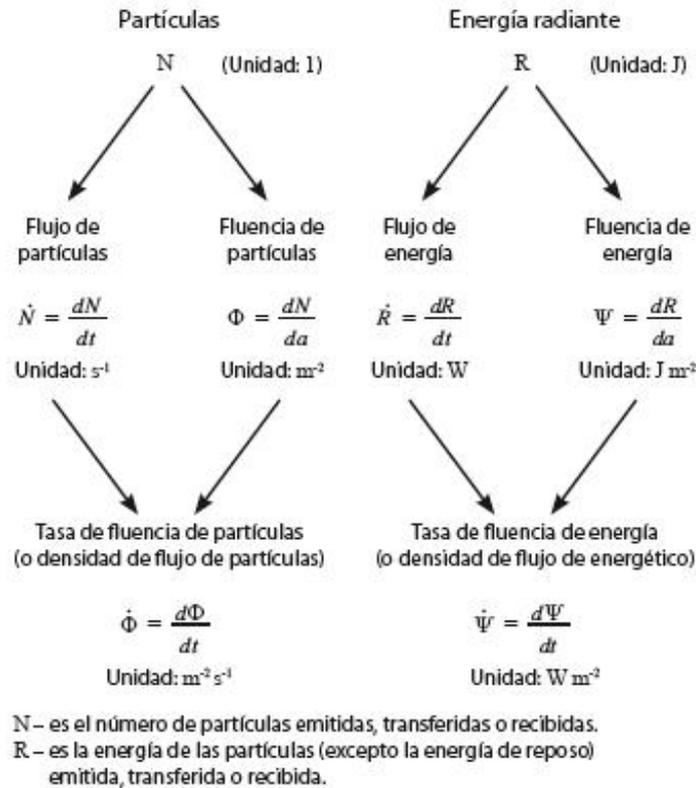
Para que se comprendan mejor las relaciones mutuas entre las magnitudes radiométricas, representémosla en un diagrama como se muestra en la Figura A.1<sup>[5,11,35-38]</sup>.

## A.2. Coeficientes de interacción

Usualmente se dan para radiaciones específicas y para energías específicas de la radiación, materiales específicos y, si es el caso, también para tipos específicos de interacciones. Los coeficientes están relacionados con la sección eficaz a través del número de Avogadro y la masa molar del blanco de que se trate.

4.2.1. La sección eficaz,  $\sigma$ , De un blanco determinado, para una interacción producida por una partícula cargada o no cargada es el cociente de  $P$  por  $\Phi$ , donde  $P$  es la probabilidad de interacción para el blanco de que se trate cuando está sometido a una fluencia de partículas,  $\Phi$ :

$$\sigma = \frac{P}{\Phi} \quad (a.1)$$



**Figura A.1.** Magnitudes que se utilizan para describir un campo de radiación (magnitudes radiométricas) <sup>[37]</sup>.

La sección eficaz al ser la probabilidad de interacción de cada uno de los procesos posible, entonces depende de:

$$\sigma = \sigma_{Th} + \sigma_R + \sigma_C + \tau + \kappa_p + \kappa_t + \sigma_{Pn} \quad (a.2)$$

Donde:  $\tau_{Th}$  representa la sección eficaz debido a la dispersión Thomson,  $\tau_R$  el dispersión Rayleigh,  $\tau_C$  el proceso Compton,  $\tau$  la absorción fotoeléctrica,  $\tau_p$  la producción de pares,  $\tau_t$  la producción de tripletes y  $\tau_{Pn}$  la interacción fotonuclear.

Unidad:  $m^2$ , la unidad especial de sección eficaz es el barn,  $b$ .

A.2.2. El coeficiente de atenuación másico,  $\sim/\dots$ , de un material para partículas ionizantes no cargadas, es el cociente de  $dN/N$  por  $\dots dl$ , donde  $dN/N$  es la fracción de las partículas que sufren alguna interacción al atravesar una distancia  $dl$  en un material de densidad,  $\dots$ :

$$\frac{\mu}{\rho} = \frac{1}{\rho N} \frac{dN}{dl} \quad (a.3)$$

Donde:  $\sim$  es el coeficiente de atenuación lineal (en  $m^{-1}$ ). El cual tiene una dependencia de las probabilidades de interacción de cada uno de los procesos y del número total de átomos,  $N$ , es decir:

$$\mu = N(\sigma_{Th} + \sigma_R + \sigma_C + \tau + \kappa_p + \kappa_i + \sigma_{Pn}) \quad (a.4)$$

Unidad:  $m^2kg^{-1}$ .

A.2.3. El coeficiente de transferencia de energía másico,  $\sim_{tr}/...$ , de un material para partículas ionizantes no cargadas, es el cociente de  $dE_{tr}/E.N$  por  $... dl$ , donde  $E$  es la energía de cada partícula (excluyendo la energía en reposo),  $N$  es el número de partículas y  $dE_{tr}/E.N$  es la fracción de la energía de las partículas incidentes que se transfiere como energía cinética a las partículas cargadas producidas en las interacciones que ocurren cuando la radiación atraviesa una distancia  $dl$  en un material de densidad  $...$

$$\frac{\mu_{tr}}{\rho} = \frac{1}{\rho EN} \frac{dE_{tr}}{dl} \quad (a.5)$$

Donde:  $\sim_{tr}/...$ , indica la fracción de la energía de las partículas incidentes que se transfiere a las partículas cargadas en forma de energía cinética, por unidad de masa superficial.

Unidad:  $m^2kg^{-1}$ .

A.2.4. El coeficiente de absorción de energía másico,  $\sim_{en}/...$ , de un material para partículas ionizantes no cargadas, es el producto del coeficiente de transferencia de energía másico,  $\sim_{tr}/...$ , y de  $(1 - g)$ , donde  $g$  es la fracción de la energía de las partículas cargadas secundarias que se disipa en el material por efecto de la radiación de frenado.

$$\frac{\mu_{en}}{\rho} = \frac{\mu_{tr}}{\rho} (1 - g) \quad (a.6)$$

Donde:  $\sim_{en}/...$  y  $\sim_{tr}/...$  pueden diferir, cuando las energías cinéticas de las partículas cargadas secundarias son comparables o mayores que sus energías correspondientes a las masas en reposo, en particular para interacciones con materiales de número atómico

elevado. Por ejemplo  $\sim_{en}/\dots$  puede ser del orden de 43 % más bajo que  $\sim_{tr}/\dots$  para rayos gamma de 10 MeV en el plomo.

Unidad:  $\text{m}^2\text{kg}^{-1}$ .

A.2.5. El poder de frenado másico,  $S/\dots$ , de un material para partículas cargadas, es el cociente de  $dE$  por  $\dots dl$ , donde  $dE$  es la energía perdida por la partícula cargada al atravesar una distancia  $dl$  en el material de densidad,  $\dots$ :

$$\frac{S}{\rho} = \frac{1}{\rho} \frac{dE}{dl} \quad (a.7)$$

Donde:  $E$  puede estar expresado en eV y entonces  $S/\dots$  se puede expresar en  $\text{eV m}^2\text{kg}^{-1}$ , y  $S$  es el poder de frenado lineal que depende de: la colisión de las partículas con los electrones, la emisión de radiación de frenado en los campos eléctricos de los núcleos atómicos o de los electrones atómicos, y de las colisiones de elásticas en las que la energía de retroceso se imparte a los átomos.

Unidad:  $\text{Jm}^2\text{kg}^{-1}$ .

A.2.7. La energía media disipada en un gas por par de iones formado,  $W$ , es la razón de  $E$  por  $\langle N \rangle$ , donde  $\langle N \rangle$  es el número medio de pares de iones que se forman cuando la energía cinética inicial  $E$  de una partícula cargada se ha disipado por completo en el seno del gas:

$$W = \frac{E}{\langle N \rangle} \quad (a.8)$$

Donde:  $W$  se puede expresar en eV. Para electrones producidos en aire seco por rayos X de hasta 50 MeV, se admite que  $W$  es constante y su valor es de  $(33,97 \pm 0,06) \text{ eV}^{[37]}$ .

Unidad: J

**A.3. Magnitudes dosimétricas** la energía que transporta el campo de radiación se deposita finalmente en la materia. Atendiendo, en esencia, a esta consideración, ICRU engloba las magnitudes dosimétricas en base a la conversión de energía, al depósito de energía, la radiación interacciona con la materia en una serie de pasos en los que la energía

se convierte, siendo la D el resultado de todos esos pasos. El resultado es que energía impartida, energía lineal y la energía específica. Entre las principales magnitudes analizaremos kerma, la exposición y la D<sup>[35-38]</sup>.

A.3.1. Kerma, K, es el cociente de  $dE_{tr}$  por  $dm$ , donde  $dE_{tr}$  es la suma de las energías cinéticas iniciales de todas las partículas ionizantes cargadas liberadas por las partículas ionizantes no cargadas en un material especificado de masa  $dm$ .

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \quad (a.9)$$

Unidad:  $\text{Jkg}^{-1}$ . El nombre especial para la unidad de kerma es gray (Gy).

En cálculos dosimétricos el  $K$  se expresa usualmente en función de la distribución de fluencia energética en energía,  $\Psi_E$ , o de la distribución de fluencia en energía,  $\Phi_E$ , de las partículas no cargadas,

$$K = \int_E \Psi_E \frac{\mu_{tr}(E)}{\rho} dE = \int_E E \Phi_E \frac{\mu_{tr}(E)}{\rho} dE \quad (a.10)$$

Donde:  $\mu_{tr}(E)/\rho$  es el coeficiente de transferencia de energía másico de esas partículas no cargadas en el material especificado.

La tasa de Kerma, es el cociente de  $dK$  por  $dt$ , donde  $dK$  es el incremento de kerma en el intervalo de tiempo  $dt$ :

$$\dot{K} = \frac{dK}{dt} \quad (a.11)$$

Unidad:  $\text{Jkg}^{-1}\text{s}^{-1}$ . El nombre especial para la unidad de la tasa de kerma es gray por segundo ( $\text{Gy s}^{-1}$ ).

A.3.2. Exposición, X, es el cociente de  $dQ$  por  $dm$ , donde  $dQ$  es el valor absoluto de la carga total de los iones de un mismo signo producidos en el aire cuando todos los electrones (electrones y positrones) liberados por los fotones en una masa  $dm$  de aire han sido detenidos por completo en el seno del aire<sup>[37]</sup>, es decir:

$$X = \frac{dQ}{dm} \quad (a.12)$$

Unidad: Ckg<sup>-1</sup>.

La exposición se puede expresar en términos de la distribución de la fluencia energética en energía,  $\Psi_E$ , o de la distribución de fluencia en energía,  $\Phi_E$ , del campo de fotones y del coeficiente de absorción de energía másico,  $\mu_{en}(E)/\rho$ , para el aire:

$$X = \frac{e}{W} \int_E \Psi_E \frac{\mu_{en}(E)}{\rho} dE = \frac{e}{W} \int_E E \Phi_E \frac{\mu_{en}(E)}{\rho} dE \quad (a.13)$$

Donde:  $e$  es la carga elemental y  $W$  la energía media disipada en aire por par de iones.

Teniendo en cuenta que:

$$\frac{\mu_{en}(E)}{\rho} = \frac{\mu_{tr}(E)}{\rho} (1 - g_{air}) \quad (a.14)$$

Y consideramos que  $g_{air} = 0$  (valor en aire, solo significativamente diferente de cero en energías altas) resulta que:

$$X = \frac{e}{W} K_{air} \quad (a.15)$$

Es decir, la exposición es equivalente en iones del kerma en aire.

La tasa de exposición,  $\dot{X}$ , es el cociente de  $dX$  por  $dt$ , donde  $dX$  es el incremento de exposición en el intervalo de tiempo  $dt$ :

$$\dot{X} = \frac{dX}{dt} \quad (a.16)$$

Unidad: C kg<sup>-1</sup>s<sup>-1</sup>.

A.3.3. Dosis Absorbida,  $D$ , es el cociente de  $d\varepsilon$  por  $dm$ , donde  $d\varepsilon$  es la energía media impartida por la RI a un material de masa  $dm$ , es decir:

$$D = \frac{d\varepsilon}{dm} \quad (a.17)$$

Unidad:  $\text{J kg}^{-1}$ . El nombre especial para la unidad de D es gray (Gy).

La tasa de dosis absorbida, es el cociente de  $dD$  por  $dt$ , donde  $dD$  es el incremento de D en el intervalo de tiempo  $dt$ :

$$\dot{D} = \frac{dD}{dt} \quad (a.18)$$

Unidad:  $\text{J kg}^{-1}\text{s}^{-1}$ . El nombre especial para la unidad de la tasa de D es gray por segundo ( $\text{Gy s}^{-1}$ ).

A.3.4. Dosis absorbida en tejido blando, bajo un espesor másico,  $p$ , En condiciones de equilibrio electrónico relativo, la D en un punto de un material  $m$ ,  $D_m$ , bajo un espesor másico,  $p$ , está relacionado con el kerma en aire, en el seno de aire,  $K_{air}$ , y en ese mismo punto, a través de la expresión:

$$D_m = K_{air} (1 - g_{air}) \left( \frac{\mu_{air}}{\rho_{air}} \right)^m e^{-\left(\frac{\mu}{\rho}\right)p} b_m \quad (a.19)$$

Donde:  $g_{air}$  es la fracción de la energía perdida por los electrones en forma de radiación de frenado en el aire,  $\left(\frac{\mu_{air}}{\rho_{air}}\right)^m$  es el cociente de los coeficientes de absorción másicos en el material y en el aire, promediados para el espectro de fluencia de energía,  $\left(\frac{\mu}{\rho}\right)$  es el coeficiente de atenuación másico del material y  $b_m$  es un factor que relaciona en un mismo punto la D con el kerma de colisión.

## ANEXO B

### Análisis de Incertidumbres

#### B.1 Procedimiento de cálculo de las incertidumbres asociadas

La determinación de las incertidumbres, es calculada para cada una de las magnitudes y/o parámetros medidos, según como se muestra <sup>[39,40]</sup>

B.1.1. Incertidumbre de la D en la superficie de entrada del paciente,  $D_E$ :

$$u_{DE} = D_E \cdot \left[ \left( \frac{u_{FC}}{F_C} \right)^2 + \left( \frac{u_{FB}}{F_B} \right)^2 + \left( \frac{u_{fT}}{f_T} \right)^2 + \left( \frac{u_{fE}}{f_E} \right)^2 + \left( \frac{u_{fA}}{f_A} \right)^2 + \left( \frac{u_{fU}}{f_U} \right)^2 + \left( \frac{u_{fD}}{f_D} \right)^2 + \left( \frac{u_{DM}}{D_M} \right)^2 + \left( \frac{u_{fS}}{f_S} \right)^2 \right]^{1/2} \quad (b.1)$$

Donde:

$u_C$ , incertidumbre del factor de calibración para el rango de D empleada,

$u_{FB}$ , incertidumbre del factor de corrección, *Build up*, correspondiente al espesor de equilibrio electrónico.

$u_{fT}$  incertidumbre del factor de corrección correspondiente a la variación de la respuesta de *nanodot* frente a la variación a la tasa de dosis,

$u_{fE}$ , incertidumbre del factor correspondiente dependiente de la energía del haz de radiación,

$u_{fA}$ , factor debido a la variación de la respuesta del *nanodot* frente a cambios en la angulación del *gantry*,

$u_{fU}$ , incertidumbre del factor de corrección, correspondiente al número de uso del *nanodot*,

$u_{Fd}$ , incertidumbre del factor de corrección, correspondiente a la posición real del dosímetro *nanodot*, y se calcula de la estimación de la posición del dosímetro,  $dp$  (mm), ie.  $u_{fD} = f_D \cdot \left[ \left( \frac{0.1}{SSD - dp} \right)^2 + \left( \frac{0.1}{SSD} \right)^2 \right]^{1/2}$  Con SSD, distancia de la fuente a la superficie del paciente (mm).

$U_{DM}$ , incertidumbre de la D medida por el *nanodot*.

### B.1.2. Incertidumbre de la Dosis adsorbida medida en el volumen blanco, $D_{MVB}$ :

(a) para la técnica SSD:

$$u_{DMVB} = \left\{ \left[ D_{MVB} \cdot \left[ \left( \frac{u_{DE1}}{D_{E1}} \right)^2 + \left( \frac{u_{PDDx1}}{PDD_{x1}} \right)^2 \right]^{1/2} \right]^2 + \left[ D_{MVB} \cdot \left[ \left( \frac{u_{DE2}}{D_{E2}} \right)^2 + \left( \frac{u_{PDDx2}}{PDD_{x2}} \right)^2 \right]^{1/2} \right]^2 + \dots \right\}^{1/2}$$

$$= \left\{ \sum \left[ D_{MVB} \cdot \left[ \left( \frac{u_{DEj}}{D_{Ej}} \right)^2 + \left( \frac{u_{PDDxj}}{PDD_{xj}} \right)^2 \right]^{1/2} \right]^2 \right\}^{1/2} \quad (b.2)$$

Donde:

$u_{DMVB}$ , representa la incertidumbre en el cálculo D medida en el volumen blanco,

$u_{PDDx}$ , incertidumbre del porcentaje de D en profundidad a la profundidad  $x$  de prescripción de la D (dato proporcionado por el Físico Medico),

$u_{DE}$ , incertidumbre en la medida de la D en la superficie de entrada del paciente,

$j$ , número de campos indicados en el plan de tratamiento.

(b) para la técnica SAD:

$$\begin{aligned}
u_{DMVB} &= \left\{ \left[ D_{MVB} \cdot \left[ \left( \frac{u_{DE1}}{D_{E1}} \right)^2 + \left( \frac{u_{TMR1}}{TMR_1} \right)^2 + \left( \frac{u_{fSSD1}}{f_{SSD1}} \right)^2 \right]^{1/2} \right]^2 + \left[ D_{MVB} \cdot \left[ \left( \frac{u_{DE2}}{D_{E2}} \right)^2 + \left( \frac{u_{TMR2}}{TMR_2} \right)^2 + \left( \frac{u_{fSSD2}}{f_{SSD2}} \right)^2 \right]^{1/2} \right]^2 + \dots \right\} \\
&= \left\{ \sum \left[ D_{MVB} \cdot \left[ \left( \frac{u_{DEj}}{D_{Ej}} \right)^2 + \left( \frac{u_{TMRj}}{TMR_j} \right)^2 + \left( \frac{u_{fSSDj}}{f_{SSDj}} \right)^2 \right]^{1/2} \right]^2 \right\}^{1/2} \quad (b.3)
\end{aligned}$$

Donde:

$u_{DMVB}$ , representa la incertidumbre de la D medida en el volumen blanco,

$u_{TMR}$ , incertidumbre del factor correspondiente a la razón tejido-aire,

$u_{fSSD}$ , incertidumbre del factor de corrección por distancia debido al hecho de usar un SSD diferente al de calibración del acelerador,

$u_{DE}$ , incertidumbre de la D en la superficie de entrada del paciente, y

$i$ , número de campos indicados en el plan de tratamiento.

# ANEXO C

## Equipos y Materiales

### C.1 Dosímetros

#### C.1.1. Nanodot

Las principales características de los dosímetros *nanodot* son mostrados en la Tabla C.1 y en la Figura C.1 <sup>[52]</sup>.

Tabla C.1. Principales características de los detectores *nanodot*.

Fabricante	Landauer INC
Material	AL <sub>2</sub> O <sub>3</sub> :C
Dimensiones (mm <sup>3</sup> )	(7x7x1.5)
Diámetro del cristal (mm)	3.5
Densidad (g/cm <sup>3</sup> )	3.97
Número atómico efectivo	10.2
Punto de fusión (°C)	2054
Punto de ebullición (°C)	3000
Conductividad térmica (W/mK)	18



Figura C.1. Dosímetros *nanodot*, Landauer INC, se observa sus dimensiones.

### C.1.2. Cámara de ionización

La CI posee certificado de calibración vigente y están calibradas en agua para la energía del Cobalto 60 en  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ . En la Tabla C.2 se presentan sus características.

Tabla C.2. Datos técnicos de las CI empleadas.

Características / C.I.	1	2
Fabricante	Standard Imaging, Inc.	PTW-Freiburg
Modelo	Exradin A 12	TW31010
Serie	XA061652	2167
Volumen efectivo ( $\text{cm}^3$ )	0.6	6
Voltaje de trabajo (V)	+400	-300
Eficiencia de colección de iones (%)	99.99	100
Calibración $N_{\text{DW}}$ (Gy/C)	$4.88 \times 10^7$	$2.935 \times 10^8$
Electrómetro	1*	2*
Ubicación	CRL	INEN

\* ver Tabla C.3

## C.2. Objetos simuladores

### C.2.1. Objeto simulador 1

Consta de láminas de acrílico (con densidad  $1.19 \text{ g/cm}^3$ ) de  $30 \times 30 \text{ cm}^2$  y espesor de 2.8 cm, diseñado y construido con el fin de obtener una distribución uniforme de la dispersión del haz de radiación, sobre el cual se posicionan los dosímetros.

### C.2.2. Objeto simulador 2

Diseñado y construido en acrílico para el estudio de la dependencia angular de los dosímetros *nanodot* y para la verificación del algoritmo de cálculo, es un cilindro con diámetro exterior: 16 cm, seccionado a lo largo de su eje con espesores variables para la ubicación del dosímetro (*nanodot* o CI).

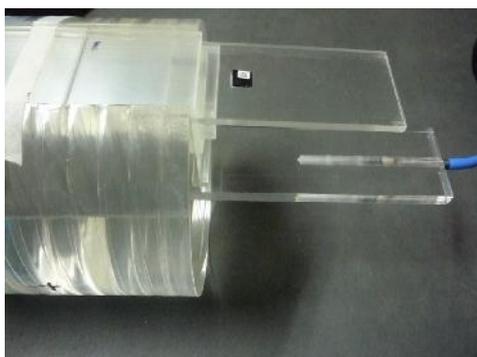


Figura C.2. Objeto simulador 2, cilindro de acrílico seccionado a lo largo de su eje para diversos propósitos.

### C.2.3. Objeto simulador 3

Diseñados como *build up* en acero inoxidable (con densidad  $7.85 \text{ g.cm}^{-3}$ ) empleado para haces de fotones de 6 MV y 18 MV; y de aluminio (con densidad  $2.69 \text{ g.cm}^{-3}$ ) para haces de fotones del  $^{60}\text{Co}$ .



Figura C.3. Dosímetro *nanodot* con su *build up* de acero inoxidable de 2.0 mm de espesor equivalente a 15 mm de agua para un haz de fotones de 6 MV.

## C.3. Instrumentos de medida

### C.3.1. Lector Microstar

Es el sistema de lectura de los dosímetros *nanodot*. Lector fabricado por Landauer Inc., calibrado en unidades de mrad; viene conectado al sistema informático el cual incluye el software “*microStar*” de adquisición de datos. Ver Figura C.4<sup>[52]</sup>.



Figura C.4. Sistema Lector *microStar*, Landauer INC

### C.3.2. Electrómetros

La CI indicada en el acápite C.2.1 (b) es conectada, cada una, a sus respectivos electrómetros cuyas características son mostradas en la Tabla C.3.

Tabla C.3. Datos de los electrómetros utilizados en la parte experimental.

Características/Electrómetro	1	2
Fabricante	CNMC	PTW-Freiburg
Modelo	11	UNIDOS E, T10009
Serie	5046	90045
Voltaje de trabajo (V)	$\pm 100 - \pm 300$	$\pm 100 - \pm 400$
Fuente de alimentación (V)	12 DC	100 – 230
Frecuencia de alimentación (Hz)	50 - 60	50 – 60
Tiempo de colección (s)	0 - 999	0 – 999

### C.3.3. Fuentes de radiación

Fuentes de radiación usadas en el trabajo.

Tabla C.4. Datos de las fuentes de radiación utilizadas en la parte experimental.

Características / Fuente	1	2	3	4
Tipo	<i>linac</i>	<i>linac</i>	<i>linac</i>	<sup>60</sup> Co
Fabricante	Varian	Siemens Medical	Siemens Medical	MDS Nordion Equinox
Modelo	Clinac 600C	Mevatron Primus Hi energy	Mevatron	
Serie	291	3384.514	M2654	
Calidad de haz: Fotones (MV)	6	6, 18	6	1.25 MeV
Calidad de haz: Electrones (MeV)	---	6, 9, 12, 15, 18, 21	5,6,7,9,10,12	---
Tasa de dosis (cGy/UM)	80, 160, 240, 320	250, 300, 500, 900	250,300,900	---
Campos (cmxcm)	0x0 - 37X37	0x0 - 40x40	0x0 - 40x40	3x3 – 35x35
SSD (cm)	100	100	100	100
Año de instalación	Noviembre 1996	Marzo 2001		Oct. 2008
Ubicación	CRL	INEN	Radioncología	INEN

## ANEXO D

### Verificación de la calidad del haz generado por el código MCNP de Monte Carlo

#### D.1 Objetivo

Generar y verificar el haz de radiación a emplear en el procedimiento de dosimetría *in vivo*.

#### D.2 Generación del haz de fotones

Se genera un haz de fotones y se calcula el PDD para un campo de referencia de  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ , luego se compara o verifica con PDD medido con una cámara de ionización de un generador por el acelerador lineal.

Tabla D.1. Valores de la energía depositada en el punto de interés a diversas profundidades y PDD calculada por el Código MCNP de Monte Carlo.

Profundidad (cm)	Energía (MCNP)	U (%)	PDD
0.20	3.23E-05	4.85	0.519
0.50	5.02E-05	3.98	0.807
0.80	5.86E-05	3.82	0.943
1.10	6.19E-05	3.68	0.996
1.50	6.22E-05	3.66	1.000
2.00	6.21E-05	3.59	0.999
5.00	5.57E-05	3.94	0.896
8.00	4.86E-05	4.06	0.782
10.00	4.28E-05	4.43	0.689
15.00	3.13E-05	5.11	0.504
20.00	2.45E-05	5.96	0.393

Tabla D.2. Valores del PDD medido por la cámara de ionización para el haz de 6 MV del acelerador lineal.

Profundidad (cm)	Lectura C.I. (nC)	PDD
0.00	0.51	<b>0.48</b>
0.50	0.90	<b>0.84</b>
0.80	1.01	<b>0.94</b>
1.00	1.04	<b>0.97</b>
1.30	1.06	<b>0.99</b>
1.40	1.06	<b>0.99</b>
1.50	1.07	<b>1.00</b>
1.60	1.06	<b>0.99</b>
1.70	1.06	<b>0.99</b>
1.80	1.05	<b>0.98</b>
2.00	1.05	<b>0.98</b>
2.50	1.03	<b>0.96</b>
3.00	1.01	<b>0.94</b>
3.50	0.99	<b>0.93</b>
4.00	0.96	<b>0.90</b>
5.00	0.92	<b>0.86</b>
7.00	0.83	<b>0.78</b>
10.00	0.71	<b>0.66</b>
12.00	0.65	<b>0.61</b>
15.00	0.55	<b>0.51</b>
18.00	0.47	<b>0.44</b>
20.00	0.42	<b>0.39</b>
24.00	0.33	<b>0.31</b>

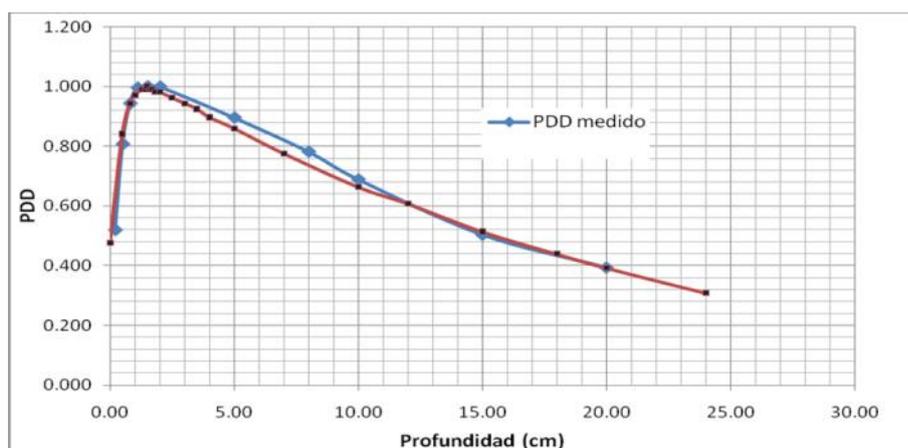


Figura D.1. Se muestran la curva de PDD medida con la cámara de ionización y la calculada por el código MCNP de Monte Carlo.

# ANEXO E

## Conceptos generales

E.1. La neoplasia; un tumor es una masa de tejido anormal, con un crecimiento prácticamente autónomo que excede al de los tejidos normales cuyo crecimiento persiste después del cese de los estímulos que iniciaron el cambio. Los tumores se clasifican en dos grandes categorías: benignos y malignos. Los tumores malignos reciben el nombre de cánceres <sup>[55]</sup>.

E.2. Volúmenes de Interés: cuando se administra radioterapia, deben ser especificados parámetros tales como el volumen y la D, con la finalidad de uniformar los términos usados al prescribir, registrar, y reportar un tratamiento en los distintos centros y en la comunidad internacional, el ICRU *Report 50 y 62* conceptúan estos aspectos así como describimos a continuación <sup>[1,2,5]</sup>.

*E.2.1. Gross tumor volumen, GTV;* es el volumen tumor macroscópico (VTM), representa la extensión y localización demostrable del crecimiento maligno. El GTV consiste en el tumor primario y posiblemente linfadenopatías metastásicas (GTV nodular) y otras metástasis (GTV M). Casi siempre el GTV corresponde a aquellas partes del crecimiento maligno donde la densidad de células tumorales es mayor. Debe impartirse una D adecuada a todo el GTV para alcanzar el objetivo de la terapia radical.

*E.2.2. Clinical target volumen, CTV;* es un volumen de tejido que contiene al GTV demostrable o enfermedad maligna subclínica que debe ser eliminada. Este volumen debe ser tratado adecuadamente para alcanzar el objetivo del tratamiento de radioterapia.

*E.2.3. Planning Target volumen, PTV;* es un concepto geométrico y se define para seleccionar los tamaños y configuraciones apropiados de los haces, teniendo en cuenta los efectos netos de las variaciones geométricas posibles e imprecisiones de modo que se asegure que la D prescrita es realmente absorbida en el CTV.

E.2.4. *Organs at risk, OR*; son los tejidos normales cuya sensibilidad a la radiación puede influir significativamente en la planificación del tratamiento o en la D prescrita.

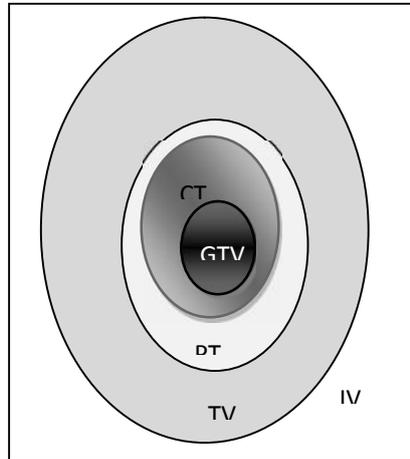


Figura E.1: Diagrama de los volúmenes definidos por el reporte ICRU50 <sup>[37]</sup>.

E.2.5. *Treated Volume, TV*; es el volumen encerrado por una superficie de isodosis seleccionada y especificada por el oncólogo radioterapeuta como la apropiada para conseguir el propósito del tratamiento. Como alternativa el valor de nivel de D seleccionado para definir el TV puede expresarse como D absoluta. Por ejemplo, la D prescrita en el Punto de Referencia ICRU es 60 Gy y si se acepta una variación de la D en el PTV entre el +7% y el -5% el TV está encerrado por la superficie de isodosis de 57 Gy (95 % de 60 Gy).

E.2.6. *Irradiated volumen, IV*; es el volumen de tejido que recibe una D considerada significativa en relación a la tolerancia normal del tejido. En “terapia conformada” pueden reducirse tanto el TV como el IV empleando conformadores de campo o bloques.

# ANEXO F

## Rutina de cálculo por el código MCNP de Monte Carlo

### F.1 Evaluación de la presencia del material de *Bulid up*

#### F.1.1. Sin la presencia del Material de *Build up*

```
C ***** Acelerador Lineal *****
C ***** COLIMADOR PRIMARIO *****
3 1 -19.3 (7 -6 -8 9) # (5 -4) IMP:P,e=1
C ***** MANDIBULAS X1 X2 Y1 Y2 *****
90 1 -19.3 (-70 71 -72 73 -74 75) IMP:P,e=1
91 1 -19.3 (-76 77 -78 79 -68 69) IMP:P,e=1
92 1 -19.3 (-80 81 -82 83 -84 85) IMP:P,e=1
93 1 -19.3 (-86 87 -88 89 -90 91) IMP:P,e=1
C ***** Puntos de hallar dosis *****
109 6 -1.00 (151 -152 157 -158 170 -171) imp:p,e=1
110 6 -1.00 (151 -152 157 -158 172 -173) imp:p,e=1
111 6 -1.00 (151 -152 157 -158 174 -175) imp:p,e=1
112 6 -1.00 (151 -152 157 -158 176 -177) imp:p,e=1
c ***** build up *****
150 6 -1.00 ((-151:155:152) 150 -153 156 -154 157 -158) imp:p,e=1
151 6 -1.00 (151 -152 157 -158 -155 160) imp:p,e=1
C ***** Agua de la Cuba *****
200 6 -1.00 (46 -47 48 -49 50 -45) #109 #110 #111 #112
#150 #151 imp:p,e=1
C ***** ENTORNO DE aIRE *****
201 7 -0.001205 (20 -21 22 -23 -24 25) #200 #109 #110 #111
#112 #150 #151 imp:p,e=1
c ***** ZONA FUERA DE CALCULO *****
202 0 (-20:21:-22:23:24:-25) imp:p,e=0

C ***** colimador Primario *****
4 CZ 0.988
5 PZ 98.4
6 PZ 103.04
7 PZ 92.4
8 CZ 4.104
9 KZ 100 0.06216
C ***** MANDIBULAS No 1 *****
70 2 PZ -28.0
71 2 PZ -35.8
72 2 PY 11.7
73 2 PY -11.7
74 2 PX 0.00
75 2 PX -9.42
C ***** MANDIBULAS No 2 *****
76 1 PZ -28.0
77 1 PZ -35.8
78 1 PY 11.7
```

79 1 PY -11.7  
68 1 PX 9.42  
69 1 PX 0.00  
C \*\*\*\*\* MANDIBULAS No 3 \*\*\*\*\*  
80 4 PZ -36.8  
81 4 PZ -44.5  
82 4 PX 11.7  
83 4 PX -11.7  
84 4 PY 0.00  
85 4 PY -9.42  
C \*\*\*\*\* MANDIBULAS No 4 \*\*\*\*\*  
86 3 PZ -36.8  
87 3 PZ -44.5  
88 3 PX 11.7  
89 3 PX -11.7  
90 3 PY 9.42  
91 3 PY 0.00  
C \*\*\*\*\* ENTORNO \*\*\*\*\*  
20 PX -30.0  
21 PX 30.0  
22 PY -30.0  
23 PY 30.0  
24 PZ 110.0  
25 PZ -50.0  
C \*\*\*\*\* CUBA Y AGUA \*\*\*\*\*  
45 PZ 0.0 \$(PLANO 0 EN Z)  
C  
46 PX -20.0  
47 PX 20.0  
48 PY -20.0  
49 PY 20.0  
50 PZ -40.0  
c \*\*\*\*\*  
150 PX -0.6  
151 PX -0.5  
152 PX 0.5  
153 PX 0.6  
154 PZ -0.01  
155 PZ -0.16  
156 PZ -0.41  
157 PY -0.475  
158 PY 0.475  
c \*\*\*\*\*  
160 PZ -0.36  
C \*\*\*\*\* PUNTOS DE CALCULO DE DOSIS \*\*\*\*\*  
170 PZ -2.10  
171 PZ -1.90  
172 PZ -4.10  
173 PZ -3.90  
174 PZ -6.10  
175 PZ -5.90  
176 PZ -8.10  
177 PZ -7.90  
  
C \*\*\*\*\* ROTACION DE LAS MANDIBULAS COPIADAS \*\*\*\*\*  
\*TR1 0.0 0.0 100.0 5.71 90 84.29 90 0 90 95.71 90 5.71  
\*TR2 0.0 0.0 100.0 5.71 90 264.29 90 0 90 84.29 90 5.71  
\*TR3 0.0 0.0 100.0 0 90 90 90 5.71 84.29 90 95.71 5.71  
\*TR4 0.0 0.0 100.0 0 90 90 90 5.71 264.29 90 84.29 5.71

C \*\*\*\*\* TRASLACION DE LOS PUNTOS DE HALLAR DOSIS \*\*\*\*\*

C \*\*\*\*\* FUENTE DE ELECTRONES DE 6 MEV \*\*\*\*\*

SDEF ERG=d1 dir=d2 vec=0 0 -1 POS=0 0 100 PAR=2

si2 0.995817 1

sp2 0 1

si1 0.00000 0.016027 0.048082 0.080137 0.11219

0.144250 0.176300 0.208360 0.240410 0.27247

0.30452 0.33658 0.36863 0.40069 0.43274

0.4648 0.49685 0.52891 0.56096 0.59302

0.62507 0.65713 0.68918 0.72124 0.75329

0.78535 0.8174 0.84946 0.88151 0.91357

0.94562 0.97768 1.0097 1.0418 1.0738

1.1059 1.138 1.17 1.2021 1.2341

1.2662 1.2982 1.3303 1.3623 1.3944

1.4264 1.4585 1.4906 1.5226 1.5547

1.5867 1.6188 1.6508 1.6829 1.7149

1.747 1.7791 1.8111 1.8432 1.8752

1.9073 1.9393 1.9714 2.0034 2.0355

2.0675 2.0996 2.1317 2.1637 2.1958

2.2278 2.2599 2.2919 2.324 2.356

2.3881 2.4202 2.4522 2.4843 2.5163

2.5484 2.5804 2.6125 2.6445 2.6766

2.7086 2.7407 2.7728 2.8048 2.8369

2.8689 2.901 2.933 2.9651 2.9971

3.0292 3.0613 3.0933 3.1254 3.1574

3.1895 3.2215 3.2536 3.2856 3.3177

3.3497 3.3818 3.4139 3.4459 3.478

3.51 3.5421 3.5741 3.6062 3.6382

3.6703 3.702 3.7344 3.7665 3.7985

3.8306 3.8626 3.8947 3.9267 3.9588

3.9908 4.0229 4.055 4.087 4.1191

4.1511 4.1832 4.2152 4.2473 4.2793

4.3114 4.3435 4.3755 4.4076 4.4396

4.4717 4.5037 4.5358 4.5678 4.5999

4.6319 4.664 4.6961 4.7281 4.7602

4.7922 4.8243 4.8563 4.8884 4.9204

4.9525 4.9846 5.0166 5.0487 5.0807

5.1128 5.1448 5.1769 5.2089 5.241

5.273 5.3051 5.3372 5.3692 5.4013

5.4333 5.4654 5.4974 5.5295 5.5615

5.5936 5.6257 5.6577 5.6898 5.7218

5.7539 5.7859 5.818 5.85 5.8821

5.9141 5.9462 5.9783 6.0103 6.0424

6.0744 6.1065 6.1385 6.1706 6.2026

6.2347 6.2668 6.2988 6.3309 6.3629

6.395

c

sp1 0.00e-00 1.08E-07 1.66E-07 4.12E-06 3.15E-05

1.22e-04 3.81E-04 7.95E-04 1.39E-03 1.86E-03

2.43E-03 2.77E-03 3.35E-03 3.61e-03 3.92E-03

4.33E-03 4.76E-03 4.79E-03 5.05E-03 5.26E-03

5.51E-03 5.67e-03 5.81E-03 5.89E-03 6.08E-03

6.16E-03 6.47E-03 6.72E-03 6.66E-03 6.87e-03

6.97E-03 7.14E-03 7.07E-03 7.16E-03 7.31E-03

7.22E-03 7.35E-03 7.38e-03 7.63E-03 7.43E-03

7.61E-03 7.73E-03 7.91E-03 7.67E-03 7.75E-03

7.93e-03 7.89E-03 8.02E-03 7.86E-03 7.52E-03

7.75E-03 7.90E-03 7.86E-03 7.90e-03 8.09E-03

8.01E-03 8.03E-03 7.71E-03 8.05E-03 7.76E-03

7.80E-03 7.80e-03 7.87E-03 8.03E-03 7.64E-03  
 7.78E-03 7.44E-03 7.72E-03 7.52E-03 7.86e-03  
 7.67E-03 7.56E-03 8.07E-03 7.64E-03 7.54E-03  
 7.47E-03 7.48E-03 7.23e-03 7.42E-03 7.27E-03  
 7.37E-03 7.25E-03 7.10E-03 6.78E-03 7.15E-03  
 6.96e-03 7.02E-03 7.22E-03 7.06E-03 7.05E-03  
 6.85E-03 7.00E-03 6.86E-03 7.12e-03 6.63E-03  
 7.19E-03 6.94E-03 6.41E-03 6.23E-03 6.47E-03  
 6.36E-03 6.32e-03 6.45E-03 6.47E-03 6.00E-03  
 5.94E-03 6.06E-03 6.38E-03 5.77E-03 5.82e-03  
 6.08E-03 6.29E-03 5.97E-03 5.71E-03 5.84E-03  
 6.09E-03 5.49E-03 5.70e-03 5.59E-03 5.43E-03  
 5.52E-03 5.73E-03 5.39E-03 5.40E-03 5.29E-03  
 5.17e-03 5.27E-03 5.15E-03 5.35E-03 5.20E-03  
 5.26E-03 4.83E-03 4.90E-03 4.70e-03 5.00E-03  
 4.58E-03 4.91E-03 4.82E-03 4.73E-03 4.67E-03  
 4.60E-03 4.48e-03 4.59E-03 4.18E-03 4.33E-03  
 4.02E-03 4.39E-03 4.15E-03 3.97E-03 4.44e-03  
 3.99E-03 3.92E-03 3.59E-03 3.76E-03 3.61E-03  
 3.54E-03 3.82E-03 3.83e-03 3.68E-03 3.28E-03  
 3.07E-03 3.48E-03 3.49E-03 2.89E-03 2.80E-03  
 2.99e-03 3.25E-03 2.67E-03 2.78E-03 2.94E-03  
 2.68E-03 2.98E-03 2.36E-03 2.59e-03 2.17E-03  
 2.17E-03 2.29E-03 2.15E-03 1.94E-03 1.89E-03  
 2.06E-03 1.73e-03 1.74E-03 1.46E-03 1.36E-03  
 1.56E-03 1.02E-03 1.13E-03 1.11E-03 9.32e-04  
 7.28E-04 6.67E-04 4.45E-04 3.97E-04 2.04E-04  
 1.50E-04 5.55E-05 2.71e-05 1.03E-05 1.74E-05  
 6.28E-06

C \*\*\*\*\* MATERIAL \*\*\*\*\*  
 C \*\*\*\*\* Wolframio \*\*\*\*\*  
 M1 74180 -1.000  
 C \*\*\*\*\* TLD \*\*\*\*\*  
 C M5 3006 -0.500 \$ Fluor  
 C 9019 -0.500 \$ Litio  
 C \*\*\*\*\* Agua \*\*\*\*\*  
 M6 1001 -0.666 \$ Hidrogeno  
 8016 -0.334 \$ oxigeno  
 C \*\*\*\*\* ACERO \*\*\*\*\*  
 c M8 28059 -0.12 \$ Niquel  
 c 24052 -0.16 \$ Cromo  
 c 26056 -0.72 \$ Hierro  
 C \*\*\*\*\* Aire \*\*\*\*\*  
 M7 6000 -0.000124  
 7000 -0.755268  
 8000 -0.231781  
 18000 -0.012827 \$ Dry Air ICRU  
 MODE p e  
 \*F8:p,e 151 109 110 111 112 \$ 0,2,4,6 cm  
 NPS 1000000000 \$ NUMERO DE HISTORIAS

### F.1.2. Con la presencia del Material de *Build up*

C \*\*\*\*\* Acelerador Lineal \*\*\*\*\*  
 C \*\*\*\*\* COLIMADOR PRIMARIO \*\*\*\*\*  
 3 1 -19.3 (7 -6 -8 9) #(5 -4) IMP:P,e=1

```

C ***** MANDIBULAS X1 X2 Y1 Y2 *****
90 1 -19.3 (-70 71 -72 73 -74 75) IMP:P,e=1
91 1 -19.3 (-76 77 -78 79 -68 69) IMP:P,e=1
92 1 -19.3 (-80 81 -82 83 -84 85) IMP:P,e=1
93 1 -19.3 (-86 87 -88 89 -90 91) IMP:P,e=1
C ***** Puntos de hallar dosis *****
109 6 -1.00 (151 -152 157 -158 170 -171) imp:p,e=1
110 6 -1.00 (151 -152 157 -158 172 -173) imp:p,e=1
111 6 -1.00 (151 -152 157 -158 174 -175) imp:p,e=1
112 6 -1.00 (151 -152 157 -158 176 -177) imp:p,e=1
c ***** buid up *****
150 8 -7.85 ((-151:155:152) 150 -153 156 -154 157 -158) imp:p,e=1
151 6 -1.00 (151 -152 157 -158 -155 160) imp:p,e=1
C ***** Agua de la Cuba *****
200 6 -1.00 (46 -47 48 -49 50 -45) #109 #110 #111 #112
#150 #151 imp:p,e=1
C ***** ENTORNO DE aIRE *****
201 7 -0.001205 (20 -21 22 -23 -24 25) #200 #109 #110 #111
#112 #150 #151 imp:p,e=1
c ***** ZONA FUERA DE CALCULO *****
202 0 (-20:21:-22:23:24:-25) imp:p,e=0

C ***** colimador Primario *****
4 CZ 0.988
5 PZ 98.4
6 PZ 103.04
7 PZ 92.4
8 CZ 4.104
9 KZ 100 0.06216
C ***** MANDIBULAS No 1 *****
70 2 PZ -28.0
71 2 PZ -35.8
72 2 PY 11.7
73 2 PY -11.7
74 2 PX 0.00
75 2 PX -9.42
C ***** MANDIBULAS No 2 *****
76 1 PZ -28.0
77 1 PZ -35.8
78 1 PY 11.7

```

79 1 PY -11.7

68 1 PX 9.42

69 1 PX 0.00

C \*\*\*\*\* MANDIBULAS No 3 \*\*\*\*\*

80 4 PZ -36.8

81 4 PZ -44.5

82 4 PX 11.7

83 4 PX -11.7

84 4 PY 0.00

85 4 PY -9.42

C \*\*\*\*\* MANDIBULAS No 4 \*\*\*\*\*

86 3 PZ -36.8

87 3 PZ -44.5

88 3 PX 11.7

89 3 PX -11.7

90 3 PY 9.42

91 3 PY 0.00

C \*\*\*\*\* ENTORNO \*\*\*\*\*

20 PX -30.0

21 PX 30.0

22 PY -30.0

23 PY 30.0

24 PZ 110.0

25 PZ -50.0

C \*\*\*\*\* CUBA Y AGUA \*\*\*\*\*

45 PZ 0.0 \$(PLANO 0 EN Z)

C

46 PX -20.0

47 PX 20.0

48 PY -20.0

49 PY 20.0

50 PZ -40.0

c \*\*\*\*\*

150 PX -0.6

151 PX -0.5

152 PX 0.5

153 PX 0.6

154 PZ -0.01

155 PZ -0.16

156 PZ -0.41

157 PY -0.475

158 PY 0.475

c \*\*\*\*\*

160 PZ -0.36

C \*\*\*\*\* PUNTOS DE CALCULO DE DOSIS \*\*\*\*\*

170 PZ -2.10

171 PZ -1.90

172 PZ -4.10

173 PZ -3.90

174 PZ -6.10

175 PZ -5.90

176 PZ -8.10

177 PZ -7.90

C \*\*\*\*\* ROTACION DE LAS MANDIBULAS COPIADAS \*\*\*\*\*

\*TR1 0.0 0.0 100.0 5.71 90 84.29 90 0 90 95.71 90 5.71

\*TR2 0.0 0.0 100.0 5.71 90 264.29 90 0 90 84.29 90 5.71

\*TR3 0.0 0.0 100.0 0 90 90 90 5.71 84.29 90 95.71 5.71

\*TR4 0.0 0.0 100.0 0 90 90 90 5.71 264.29 90 84.29 5.71

C \*\*\*\*\* TRASLACION DE LOS PUNTOS DE HALLAR DOSIS \*\*\*\*\*

C \*\*\*\*\* FUENTE DE ELECTRONES DE 6 MEV \*\*\*\*\*

SDEF ERG=d1 dir=d2 vec=0 0 -1 POS=0 0 100 PAR=2

si2 0.995817 1

sp2 0 1

si1 0.00000 0.016027 0.048082 0.080137 0.11219

0.144250 0.176300 0.208360 0.240410 0.27247

0.30452 0.33658 0.36863 0.40069 0.43274

0.4648 0.49685 0.52891 0.56096 0.59302

0.62507 0.65713 0.68918 0.72124 0.75329

0.78535 0.8174 0.84946 0.88151 0.91357

0.94562 0.97768 1.0097 1.0418 1.0738

1.1059 1.138 1.17 1.2021 1.2341

1.2662 1.2982 1.3303 1.3623 1.3944

1.4264 1.4585 1.4906 1.5226 1.5547

1.5867 1.6188 1.6508 1.6829 1.7149

1.747 1.7791 1.8111 1.8432 1.8752

1.9073 1.9393 1.9714 2.0034 2.0355

2.0675 2.0996 2.1317 2.1637 2.1958

2.2278 2.2599 2.2919 2.324 2.356

2.3881 2.4202 2.4522 2.4843 2.5163

2.5484 2.5804 2.6125 2.6445 2.6766  
2.7086 2.7407 2.7728 2.8048 2.8369  
2.8689 2.901 2.933 2.9651 2.9971  
3.0292 3.0613 3.0933 3.1254 3.1574  
3.1895 3.2215 3.2536 3.2856 3.3177  
3.3497 3.3818 3.4139 3.4459 3.478  
3.51 3.5421 3.5741 3.6062 3.6382  
3.6703 3.702 3.7344 3.7665 3.7985  
3.8306 3.8626 3.8947 3.9267 3.9588  
3.9908 4.0229 4.055 4.087 4.1191  
4.1511 4.1832 4.2152 4.2473 4.2793  
4.3114 4.3435 4.3755 4.4076 4.4396  
4.4717 4.5037 4.5358 4.5678 4.5999  
4.6319 4.664 4.6961 4.7281 4.7602  
4.7922 4.8243 4.8563 4.8884 4.9204  
4.9525 4.9846 5.0166 5.0487 5.0807  
5.1128 5.1448 5.1769 5.2089 5.241  
5.273 5.3051 5.3372 5.3692 5.4013  
5.4333 5.4654 5.4974 5.5295 5.5615  
5.5936 5.6257 5.6577 5.6898 5.7218  
5.7539 5.7859 5.818 5.85 5.8821  
5.9141 5.9462 5.9783 6.0103 6.0424  
6.0744 6.1065 6.1385 6.1706 6.2026  
6.2347 6.2668 6.2988 6.3309 6.3629  
6.395

c

sp1 0.00e-00 1.08E-07 1.66E-07 4.12E-06 3.15E-05  
1.22e-04 3.81E-04 7.95E-04 1.39E-03 1.86E-03  
2.43E-03 2.77E-03 3.35E-03 3.61e-03 3.92E-03  
4.33E-03 4.76E-03 4.79E-03 5.05E-03 5.26E-03  
5.51E-03 5.67e-03 5.81E-03 5.89E-03 6.08E-03  
6.16E-03 6.47E-03 6.72E-03 6.66E-03 6.87e-03  
6.97E-03 7.14E-03 7.07E-03 7.16E-03 7.31E-03  
7.22E-03 7.35E-03 7.38e-03 7.63E-03 7.43E-03  
7.61E-03 7.73E-03 7.91E-03 7.67E-03 7.75E-03  
7.93e-03 7.89E-03 8.02E-03 7.86E-03 7.52E-03  
7.75E-03 7.90E-03 7.86E-03 7.90e-03 8.09E-03  
8.01E-03 8.03E-03 7.71E-03 8.05E-03 7.76E-03  
7.80E-03 7.80e-03 7.87E-03 8.03E-03 7.64E-03  
7.78E-03 7.44E-03 7.72E-03 7.52E-03 7.86e-03

7.67E-03 7.56E-03 8.07E-03 7.64E-03 7.54E-03  
 7.47E-03 7.48E-03 7.23e-03 7.42E-03 7.27E-03  
 7.37E-03 7.25E-03 7.10E-03 6.78E-03 7.15E-03  
 6.96e-03 7.02E-03 7.22E-03 7.06E-03 7.05E-03  
 6.85E-03 7.00E-03 6.86E-03 7.12e-03 6.63E-03  
 7.19E-03 6.94E-03 6.41E-03 6.23E-03 6.47E-03  
 6.36E-03 6.32e-03 6.45E-03 6.47E-03 6.00E-03  
 5.94E-03 6.06E-03 6.38E-03 5.77E-03 5.82e-03  
 6.08E-03 6.29E-03 5.97E-03 5.71E-03 5.84E-03  
 6.09E-03 5.49E-03 5.70e-03 5.59E-03 5.43E-03  
 5.52E-03 5.73E-03 5.39E-03 5.40E-03 5.29E-03  
 5.17e-03 5.27E-03 5.15E-03 5.35E-03 5.20E-03  
 5.26E-03 4.83E-03 4.90E-03 4.70e-03 5.00E-03  
 4.58E-03 4.91E-03 4.82E-03 4.73E-03 4.67E-03  
 4.60E-03 4.48e-03 4.59E-03 4.18E-03 4.33E-03  
 4.02E-03 4.39E-03 4.15E-03 3.97E-03 4.44e-03  
 3.99E-03 3.92E-03 3.59E-03 3.76E-03 3.61E-03  
 3.54E-03 3.82E-03 3.83e-03 3.68E-03 3.28E-03  
 3.07E-03 3.48E-03 3.49E-03 2.89E-03 2.80E-03  
 2.99e-03 3.25E-03 2.67E-03 2.78E-03 2.94E-03  
 2.68E-03 2.98E-03 2.36E-03 2.59e-03 2.17E-03  
 2.17E-03 2.29E-03 2.15E-03 1.94E-03 1.89E-03  
 2.06E-03 1.73e-03 1.74E-03 1.46E-03 1.36E-03  
 1.56E-03 1.02E-03 1.13E-03 1.11E-03 9.32e-04  
 7.28E-04 6.67E-04 4.45E-04 3.97E-04 2.04E-04  
 1.50E-04 5.55E-05 2.71e-05 1.03E-05 1.74E-05  
 6.28E-06

C \*\*\*\*\* MATERIAL \*\*\*\*\*  
 C \*\*\*\*\* Wolframio \*\*\*\*\*  
 M1 74180 -1.000  
 C \*\*\*\*\* TLD \*\*\*\*\*  
 C M5 3006 -0.500 \$ Fluor  
 C 9019 -0.500 \$ Litio  
 C \*\*\*\*\* Agua \*\*\*\*\*  
 M6 1001 -0.666 \$ Hidrogeno  
 8016 -0.334 \$ oxigeno  
 C \*\*\*\*\* ACERO \*\*\*\*\*  
 M8 28059 -0.12 \$ Niquel  
 24052 -0.16 \$ Cromo  
 26056 -0.72 \$ Hierro

C \*\*\*\*\* Aire \*\*\*\*\*

M7 6000 -0.000124

7000 -0.755268

8000 -0.231781

18000 -0.012827 \$ Dry Air ICRU

MODE p e

\*F8:p,e 151 109 110 111 112 \$ 0,2,4,6 cm

NPS 100000000 \$ NUMERO DE HISTORIAS