

UNIVERSIDAD NACIONAL DE INGENIERÍA

FACULTAD DE CIENCIAS



TESIS

**“CARACTERIZACIÓN, DOSIMETRÍA DE HACES  
PEQUEÑOS Y CONTROL DE CALIDAD DEL SISTEMA  
DE PLANIFICACIÓN DE RADIOCIRUGÍA”**

PARA OBTENER EL GRADO ACADÉMICO DE MAESTRO  
EN CIENCIAS CON MENCIÓN EN FÍSICA MÉDICA

ELABORADA POR:

**YULIANA MARYLIN AYALA PIÑELLA**

Asesor

Dr. MODESTO EDILBERTO MONTOYA ZAVALA

Co-Asesora

Dra. CARMEN SANDRA GUZMÁN CALCINA

LIMA – PERÚ  
2019

## **DEDICATORIA**

### **A DIOS Y LA VIRGEN MARIA AUXILIADORA:**

Por guiar y bendecir mis pasos.

### **A MIS PADRES:**

Por todo su amor, dedicación y apoyo.

### **A MI ESPOSO Y MIS HIJOS:**

Por ser mi motor para seguir adelante.

## **AGRADECIMIENTOS**

Al Instituto Oncológico del Litoral S.A.

Al Centro de Radioterapia de Lima S.A.

A los creadores del código PENELOPE (Penetration and ENERgy LOss of Positrons and Electrons).

A Siemens Medical Systems and Oncology Care Systems.

A cada uno de mis asesores, profesores, amigos y compañeros que de alguna manera influyeron en acrecentar mis conocimientos.

## INDICE

DEDICATORIA.....	II
AGRADECIMIENTOS .....	III
INDICE .....	IV
RESUMEN .....	XIII
ABSTRACT .....	XV
I INTRODUCCIÓN .....	- 1 -
II. FUNDAMENTO TEÓRICO .....	- 5 -
2.1. PARAMETROS DOSIMÉTRICOS .....	- 5 -
2.1.1 Factor de Salida (OF).....	- 5 -
2.1.2 Porcentaje de Dosis en Profundidad (PDD o PDD).....	- 7 -
2.1.3 Perfiles de Dosis .....	- 9 -
2.1.4 Protocolo de Calibración .....	- 11 -
2.2 Campos Pequeños .....	- 12 -
2.2.1 Campo de radiación intrínseco. ....	- 12 -
2.2.2 Generador de partículas ( <sup>60</sup> Co ó Linac).....	- 12 -
2.2.3 Aspectos relacionados con el detector. ....	- 15 -
2.2.4 Protocolo de Dosimetría Relativa para Campos pequeños.....	- 16 -
2.3. Monte Carlo (MC) .....	- 18 -
2.3.1 Generadores de Números Aleatorios .....	- 20 -
2.3.2 Métodos de muestreo en Monte Carlo.....	- 20 -
2.3.3 Transporte de fotones.....	- 21 -
2.3.4 Código de Monte Carlo con Penélope.....	- 28 -
2.4 Control de Calidad en Radiocirugía .....	- 29 -
2.4.1 Test de Winston-Lutz.....	- 29 -
III. MATERIALES Y MÉTODOS .....	- 31 -
3.1 Método Experimental.....	- 31 -
3.1.1 Equipos para Medición Experimental .....	- 31 -
3.2 Método de simulación por MC .....	- 32 -
3.2.1.1 Generador de números aleatorios en PENELOPE.....	- 33 -

3.2.1.2	Interacción de fotones EN PENELOPE.....	- 33 -
3.2.1.3	Construcción de la geometría de simulación en PENELOPE .	- 34 -
3.2.1.4	Definición de los materiales en PENÉLOPE .....	- 35 -
3.3	Determinación de los Parámetros Dosimétricos por Método Experimental	
	- 36 -	
3.3.1	Factor de campo .....	- 36 -
3.3.2	Porcentaje dosis en profundidad .....	- 36 -
3.3.3	Perfiles .....	- 37 -
3.3.4	Calibración de la unidad de tratamiento en términos de tasa de dosis absorbida. ....	- 38 -
3.4	Determinación de los Parámetros Dosimétricos por Método de MC .	- 38 -
3.4.1	Arreglos para la utilización del programa de simulación con MC	- 38 -
3.4.2	Construcción de la geometría con PENÉLOPE.....	- 39 -
3.5	Control de Calidad de sistema de Planificación de Tratamiento (TPS) ...	
	48 -	
3.5.1	Equipos para Control de Calidad del Sistema de Planificación .	- 48 -
3.5.2	Diseño del Fantoma.....	- 49 -
3.5.3	Adquisición de Imágenes Tomográficas .....	- 50 -
3.5.4	Planificación .....	- 51 -
3.5.5	Control de Calidad para Tratamiento de Radiocirugía. Test de Winston – Lutz.....	- 52 -
3.5.6	Control de Calidad del Sistema de Planificación de Tratamiento-	54 -
IV	RESULTADOS.....	- 56 -
4.1	Resultados Obtenidos con Método Experimental.....	- 56 -
4.1.1	Factor de Campo.....	- 56 -
4.1.2	Porcentaje de Dosis Profundidad (PDD) .....	- 59 -
4.1.3	Perfiles.....	- 67 -
4.1.4	Tasa de Dosis Absorbida .....	- 78 -
4.2	Resultados Obtenidos con la Simulación de MC con el Código PENELOPE .....	- 78 -
4.2.1	Porcentaje de Dosis en profundidad.....	- 78 -
4.2.2	Perfiles Obtenidos con PENELOPE .....	- 86 -

4.2.3 Factores de Campo (OF) Simulados con PENÉLOPE .....	- 94 -
4.3 Control de Calidad (CC) del Sistema De Planificación de Tratamiento (TPS) .....	- 95 -
4.3.1 Resultados de la Aplicación del Test de Winston-Lutz .....	- 95 -
4.3.2 “ Dosimetria In Vivo” – CC del TPS .....	- 96 -
V. DISCUSIÓN .....	- 98 -
5.1 Convalidación de los Métodos .....	- 98 -
5.2 Aspectos Físicos - Dosimétricos .....	- 98 -
5.2.1 Porcentaje de Dosis en Profundidad (PDD) .....	- 98 -
5.2.2 Perfiles de Dosis .....	- 103 -
5.2.3 Factores de Campo .....	- 114 -
5.2.4 Aplicación del Test de Confiabilidad a los Datos Simulados y Medidos .....	- 117 -
5.3 Aspectos Técnicos .....	- 120 -
5.4 Aspectos de Programación .....	- 120 -
5.5 Aspectos Médicos-Clínicos .....	- 121 -
VI CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES .....	- 123 -
BIBLIOGRAFÍA .....	- 126 -
APÉNDICES .....	- 130 -
APÉNDICE 1 .....	- 130 -
APÉNDICE 2 .....	- 131 -
APÉNDICE 3 .....	- 133 -
APÉNDICE 4 .....	- 135 -
APÉNDICE 5 .....	- 137 -

## LISTA DE SIGLAS

AAPM: *American Association of Physicists in Medicine*

CC: Control de calidad

CI: Cámara de ionización

COL: Centro Oncológico del Litoral S.A.

DFS: Distancia Fuente Superficie

$D_{W,Q}(z_{ref})$  : Dosis absorbida en el agua en la profundidad de referencia  $z_{ref}$

FF: Filtro aplanador

IAEA: Agencia Internacional de Energía Atómica

LCPE: Equilibrio lateral de partículas cargadas

LINAC: Acelerador Lineal

MAV: Malformación arteriovenosa

MC: Monte Carlo

OAR: Datos fuera del eje o perfiles de dosis.

OF: Factores de salida o factor de campo

OS: Objeto simulador

PENELOPE: *Penetration and Energy Loss of Positrons and Electrons*

PDD: Porcentaje de dosis en profundidad

RM: Resonancia magnética

TC: Tomografía computarizada.

TPR: Razón tejido-fantoma.

TPS: Sistema de Planificación.

TRS: *Technical Report Series*

UM: Unidades Monitor

$\Omega_{Q_{clin}Q_{msr}}^{f_{clin}f_{msr}}$  : Factor de campo para campos pequeños

## LISTA DE TABLAS

<b>TABLA 1.</b> FACTORES DE CORRECCIÓN DE CAMPO PARA HACES PEQUEÑOS DE 6MV. KQCLIN, QMSRFCLIN, FMSR[2] .....	- 18 -
<b>TABLA 2.</b> MATERIALES QUE COMPONEN EL TARGET DEL LINAC MEVATRON KD2 .....	- 42 -
<b>TABLA 3.</b> MATERIALES QUE COMPONEN EL COLIMADOR PRIMARIO DEL LINAC MEVATRON KD2.....	- 43 -
<b>TABLA 4.</b> MATERIALES QUE COMPONEN EL FILTRO APLANADOR DEL LINAC MEVATRON KD2.....	- 44 -
<b>TABLA 5.</b> MATERIALES QUE COMPONEN LA CI DEL LINAC MEVATRON KD2 .....	- 45 -
<b>TABLA 6.</b> MATERIALES QUE COMPONEN EL COLIMADOR SECUNDARIO DEL LINAC MEVATRON KD2.....	- 46 -
<b>TABLA 7.</b> MATERIALES QUE COMPONEN EL CONO DE RADIOCIRUGÍA DEL LINAC MEVATRON KD2.....	- 47 -
<b>TABLA 8.</b> FACTORES DE CAMPO MEDIDOS Y AJUSTADOS CON EL PROGRAMA <i>TABLE CURVE 2D FOR WIN 32</i> .....	- 57 -
<b>TABLA 9.</b> FACTORES DE CAMPO MEDIDOS Y CORREGIDOS SEGÚN TRS N°483 .....	- 58 -
<b>TABLA 10.</b> PORCENTAJE DE DOSIS EN PROFUNDIDAD MEDIDOS CON MICROCÁMARA-	- 60 -
<b>TABLA 11.</b> PERFILES MEDIDOS CON MICROCÁMARA .....	- 68 -
<b>TABLA 12.</b> PERFILES AJUSTADOS CON <i>TABLE CURVE</i> PARA LAS DOS PROFUNDIDADES DE TRATAMIENTO .....	- 76 -
<b>TABLA 13.</b> PORCENTAJE DE DOSIS EN PROFUNDIDAD OBTENIDOS CON PENÉLOPE .	- 79 -
<b>TABLA 14.</b> RESULTADOS DEL PDD CON <i>TABLE CURVE</i> .....	- 83 -
<b>TABLA 15.</b> PERFIL SIMULADO A 2.5CM DE PROFUNDIDAD PARA COLIMADOR 24 MM. .	- 87 -
<b>TABLA 16.</b> PERFIL SIMULADO A 8.8 CM DE PROFUNDIDAD PARA COLIMADOR 24 MM. .	- 89 -
<b>TABLA 17.</b> FACTORES DE CAMPO SIMULADOS PARA TRES TAMAÑOS DE VOXEL .....	- 94 -
<b>TABLA 18.</b> CÁLCULO PARA OBTENER LA VARIACIÓN PORCENTUAL CON RESPECTO A LA DOSIS PROGRAMADA. ....	- 97 -
<b>TABLA 19.</b> COMPARACIÓN DE LOS DATOS SIMULADOS Y DATOS EXPERIMENTALES ..	- 99 -
<b>TABLA 20.</b> COMPARACIÓN DE PERFILES MEDIDOS Y SIMULADOS. PROFUNDIDAD DE 8.8CM.....	- 104 -
<b>TABLA 21.</b> COMPARACIÓN DE PERFILES MEDIDOS Y SIMULADOS. PROFUNDIDAD DE 2.5CM.....	- 109 -
<b>TABLA 22.</b> COMPARACIÓN DE DATOS DE FACTORES DE CAMPO SIMULADOS CON MONTE CARLO CON LOS OBTENIDOS EXPERIMENTALMENTE APLICANDO EL TRS 483.....	- 115 -
<b>TABLA 23.</b> EVALUACIÓN DE LA SERIE DE DATOS EN ESTUDIO CON EL TEST DE KOLMOGOROV-SMIRNOV .....	- 118 -



## LISTA DE FIGURAS

Figura 1. Esquema de los componentes del haz de radiación .....	- 5 -
Figura 2. Geometría para la medida del factor de campo de la dosis absorbida (a) Medida para $y$ y (b) Medida para $x$ .....	- 6 -
Figura 3. Curvas del Factor del Campo $F_c$ , Factor del colimador $f_c$ y factor del medio $f_m$ en función del tamaño del campo para un haz de $^{60}\text{Co}$ .....	- 7 -
Figura 4. Geometría para la definición y medida del PDD. ....	- 8 -
Figura 5. Regiones de un Perfil de Dosis para rayos X.....	- 9 -
Figura 6. Perdida de Equilibrio Lateral. Curso Dosimetría de campos pequeños... -	12 -
Figura 7. Espectro de fotones para 6 MV a 10 cm de profundidad en un pequeño volumen de agua. ....	- 13 -
Figura 8. Fluencia de fotones de 6 MV para varios campos a diferentes profundidades. ....	- 14 -
Figura 9. Factores de Perturbación $p_Q$ para haces pequeños.....	- 15 -
Figura 10. Ejemplo de Cámara semiflex de 0.125 cc en campo circular de 2 cm diámetro .....	- 16 -
Figura 11. Importancia relativa de los tres tipos de interacciones principales de la radiación electromagnética con la materia.. ....	- 27 -
Figura 12. Coeficiente másico de atenuación de rayos X y gamma en plomo, según la energía del fotón. Se indica la contribución de cada uno de los tres efectos. ....	- 28 -
Figura 13. Marcador esférico empleado para Test de Winston –Lutz .....	- 30 -
Figura 14. Cámara de ionización.....	-31-
Figura 15. Geometría del LINAC Mevatron KD2 adaptado para radiorugía, para la realización de la Simulación de MC en Penelope. (C.I: cámara de ionización; F.A: filtro aplanador; C.P.: colimador primario.).....	- 40 -
Figura 16. Geometría del Target. ....	- 42 -
Figura 17. Geometría del Colimador Primario. Lado derecho: visualización según los cuerpos que lo conforman. Lado izquierdo: visualización según los materiales que lo conforman. Celeste: Tungsteno; Morado: aire.....	- 43 -

Figura 18. Geometría del Filtro Aplanador. Lado izquierdo (imagen reducida) Verde: Filtro Aplanador.....	- 44 -
Figura 19. Geometría de La cámara de ionización y el detector .....	- 45 -
Figura 20. Geometría del Colimador Secundario y del Cono .....	- 46 -
Figura 21. Geometría del fantoma.....	- 48 -
Figura 22. Diseño del Fantoma para Control de Calidad del TPS y colocación del marco estereotáxico. ....	- 49 -
Figura 23. Adquisición de Imágenes Tomográficas del fantoma con los fiduciales colocados, según protocolo de radiocirugía. ....	- 50 -
Figura 24. Puntos que simulan 10 lesiones diferentes en un paciente. Punto 8 utilizado para control de calidad del TPS. ....	- 51 -
Figura 25. Planificación del tratamiento. Dosis entrega de 12 Gy al 80% al isocentro (punto 8).....	- 52 -
Figura 26. Fantoma de Winston – Lutz. ....	- 53 -
Figura 27. Alineación del Fantoma de Winston – Lutz con los láseres de la sala de tratamiento.....	- 53 -
Figura 28. Haz colimado para el Test de Winston –Lutz. ....	- 54 -
Figura 29. Fantoma posicionado en la camilla de tratamiento .....	- 54 -
Figura 30. Plantillas de localización. ....	- 55 -
Figura 31. Factores de campo medidos versus los ajustados con Programa Table Curve 2D for Win32 .....	- 58 -
Figura 32. Factores de campo con corrección según Protocolo TRS N° 483 .-	- 59 -
Figura 33. PDD medido experimentalmente para cada uno de los colimadores de radiocirugía, para el LINAC SIEMENS MEVATRON KD2. ....	- 59 -
Figura 34. Perfil Medido a 2.5 cm de profundidad.....	- 67 -
Figura 35. Perfil Medido a 8.8 cm de profundidad.....	- 67 -
Figura 36. Perfil ajustado con programa Table Curve 2D for Win 32 para la profundidad de 2.5 cm.....	- 75 -
Figura 37. Perfil ajustado con programa Table Curve 2D for Win 32 para la profundidad de 8.8 cm.....	- 75 -
Figura 38. PDD para colimador de 24mm, obtenidos en forma directa por PENELOPE, sin normalizar, para fotones de 6MV del Linac Mevatron KD2. ....	- 79 -

Figura 39. PDD obtenidos con PENELOPE para fotones de 6MV del linac Mevatron KD2, para un colimador de 24mm (medidas normalizadas)-	82
-	
Figura 40. PDD simulado y ajustado con programa Table Curve 2D for Win32-	86
-	
Figura 41. Perfil de dosis a la profundidad de 2,5 cm obtenidos con PENELOPE para fotones de 6 MV del linac Mevatron KD2, para el colimador de 2.4 cm.....	- 92 -
Figura 42. Perfil de dosis a la profundidad de 8,8 cm obtenidos con obtenidos con PENELOPE para fotones de 6 MV del linac Mevatron KD2, para el colimador de 2.4 cm. ....	- 93 -
Figura 43. Distribución de Dosis dad por PENELOPE, vista en 2Dimensiones, para profundidad de 2.5 cm.....	- 93 -
Figura 44. Distribución de Dosis dad por PENELOPE, vista en 2Dimensiones, para profundidad de 8.8 .....	- 94 -
Figura 45. Factores de Campo Simulados con PENELOPE para diferentes tamaños de vóxel. ....	- 95 -
Figura 46. Evaluación del Test de Winston – Lutz. Placas con el haz colimado para los ángulos cardinales: (a) 0°, (b) 90°, (c) 180° y (d) 270°.....	- 96 -
Figura 47. Porcentaje de dosis en profundidad: Datos Simulados vs. Datos Experimentales, para fotones de 6 MV del LINAC MEVATRON KD2, para un cono de radiocirugía de diámetro de 2.4 cm .....	- 102 -
Figura 48. Datos de PDD obtenidos por Ding et al. (2005), realizados por el método de MC (en símbolos) y por método SFD en línea continua.-	103 -
Figura 49. Perfil de dosis a profundidad de 8.8 cm. Cono de 24mm. Simulado vs. Experimental.....	- 108 -
Figura 50. Perfil de dosis a profundidad de 2.5 cm . Cono 24mm . Simulado vs. Experimental.....	- 113 -
Figura 51. Datos de perfiles de dosis obtenidos por Ding et al. (2005). Datos por método de MC en símbolos, por método SFD en línea continua. ..	- 114 -
Figura 52. Factor de Campo Medido con corrección según protocolo TRS483 versus el simulado con MC.....	- 115 -

Figura 53. Comparación de los OF con detector de diamantes, diodos y simulados con MC con vóxel de 0.1 cm×0.1 cm×0.1cm. Haryanto et. al. (2002)-	116
-	
Figura 54. Comparación de los OF con detector de diamantes y el simulados con MC con vóxel de material de carbono. [31] .....	116 -
Figura 55. Distribución del PDD experimental y simulado.....	118 -
Figura 56. Distribución del OF experimental y simulado .....	119 -
Figura 57. Perfiles de Dosis a 2.5 cm de profundidad experimental y simulado .....	119 -
Figura 58. Perfiles de Dosis a 8.8 cm de profundidad experimental y simulado .....	119 -

## RESUMEN

El actual estudio desarrolla un método, apto para implementar un sistema dosimétrico de Radiocirugía a través de Simulación de Monte Carlo (MC), de tal forma que se pueda obtener los datos dosimétricos de una manera confiable, y con la optimización del tiempo de adquisición.

Se realiza trabajando con el Sistema de Radiocirugía colocado en un Acelerador Lineal de Fotones (*LINAC*) con energía de 6 MV, se efectuaron medidas dosimétricas prácticas al sistema, mediante el uso de un Fantoma automático *Wellhofer 700*, una micro Cámara de ionización "*Pin Point Chamber PTW*", un electrómetro Modelo KEITHELEY 35617EBS, un portacolimador y colimadores utilizados para radiocirugía (conos) de diferentes diámetros. Se usó el código PENELOPE (*Penetration and ENergy LOss of Positrons and Electrons*) para ejecutar el simulacro de Monte Carlo de acuerdo a parecidas situaciones geométricas experimentales, para ello los datos de la Configuración del Acelerador fueron otorgadas por la *Siemens Medical Systems and Oncology Care Systems*, de donde se obtienen los materiales correspondientes a cada parte del acelerador *MEVATRON KD2*. Se utilizó el *test de Winston – Lutz* para efectuar el control de calidad al software de planificación junto con un fantoma adaptado para poder realizar la dosimetría *in vivo*.

Empleando el procedimiento planteado se consigue adquirir por medio de la simulación de MC los datos dosimétricos para un sistema de radiocirugía: Porcentaje de Dosis en Profundidad (*PDD*), Perfiles de dosis; ambos para el cono de 24 mm de diámetro. De igual forma se obtuvieron por medio de MC los Factores de Campo, en este caso para los conos de 10 mm, 24 mm, 30 mm y 40 mm de diámetro). Estas medidas obtenidas mediante MC al ser comparados con los datos obtenidos experimentalmente manifiestan una diferencia porcentual máxima del 2%. Cabe mencionar que para la comparación de los datos obtenidos experimentalmente para los factores de campo, estos fueron corregidos utilizando el nuevo protocolo, TRS N° 483, de la OIEA. Haciendo notar la importancia del uso de este protocolo para la obtención de la dosimetría de los haces pequeños.

Con relación al control de calidad del sistema de planificación (TPS) y a la dosimetría realizada al sistema, los resultados obtenidos demuestran una desviación porcentual de 1.8% en relación a la dosis planificada y la dosis entregada.

Es así que se puede concluir que, con el método planteado se puede conseguir a través de una simulación de MC los datos dosimétricos para un sistema de

radiocirugía de una forma confidencial y con economía de costos y tiempo en cotejo con la técnica dosimétrica experimental usada de manera cotidiana.

**Palabras claves:** Radiocirugía, Acelerador Lineal (LINAC), Monte Carlo (MC), PENELOPE, Control de Calidad del Sistema de Planificación.

## ABSTRACT

The present work develops a method, capable of implementing a radiosurgery dosimetry system by means of Monte Carlo Simulation (CM), in such a way that the dosimetric data can be obtained in a truthful and reliable way, and with the optimization of the acquisition time.

It is developed counting on the Radiosurgery System installed in a Linear Photon Accelerator (LINAC) with energy of 6 MV, experimental dosimetric measurements were made to the system, by means of the use of a Wellhofer 700 automatic Fantoma, a micro ionization chamber "Pin Point" Chamber PTW ", an electrometer Model KEITHELEY 35617EBS, a collimator and collimators used for radiosurgery (cones) of different diameters. The PENELOPE code (Penetration and ENERgy LOss of Positrons and Electrons) was used to perform the Monte Carlo simulation under the same experimental geometrical conditions, for which the data of the Accelerator Configuration were granted by the Siemens Medical Systems and Oncology Care Systems, from where the materials corresponding to each part of the accelerator MEVATRON KD2 are obtained. The Winston - Lutz test was used to perform the quality control of the planning software together with a phantom adapted to perform in vivo dosimetry. Using the proposed method, the dosimetric data for a radiosurgery system can be obtained by means of MC simulation: Percentage of Dose in Depth (*PDD*), Profiles of doses; both for the 24 mm diameter cone. In the same way, the Field Factors were obtained by MC, in this case for the cones of 10 mm, 24 mm, 30 mm and 40 mm in diameter).

These measurements obtained by MC when compared with the data obtained experimentally show a maximum percentage difference of 2%. It should be mentioned that for the comparison of experimentally obtained data for field factors, these were corrected using the new protocol, TRS No. 483, of the AIEA. Noting the importance of using this protocol to obtain the dosimetry of small beams.

In relation to the quality control of the planning system (TPS) and to the dosimetry performed on the system, the results obtained show a percentage deviation of 1.8% in relation to the planned dose and the dose delivered.

It is thus possible to conclude that with the proposed method it is possible to obtain the dosimetric data for a radiosurgery system by means of a simulation of MC in a reliable way and with a cost and time saving in comparison with the experimental dosimetric technique used every day.

**Keywords:** Radiosurgery, Linear Accelerator (LINAC), Monte Carlo (MC), PENELOPE, Quality Control of the Planning System.



## I INTRODUCCIÓN

El presente trabajo se refiere a la radiocirugía, que se puede definir como una forma de tratamiento para lesiones pequeñas, de más de 15 mm hasta 40 mm de diámetro, haciendo uso de radiaciones ionizantes; produciendo radionecrosis en los tejidos y con ello la obturación de una malformación arteriovenosa (MAV), la disminución del volumen o retraso del desarrollo en un tumor benigno o metástasis, o una variación funcional dada.

La característica principal de la radiocirugía, es ser una técnica especial de la radioterapia, que trabaja con una gran precisión milimétrica.

Para analizar la importancia del trabajar con gran precisión milimétrica, es necesario analizar sus causas; las dos principales son el pequeño tamaño de las lesiones tratadas y las elevadas dosis entregadas en una o pocas fracciones

Las técnicas de dosimetría y localización desarrolladas para radiocirugía, si bien es cierto han sido exitosamente aplicadas en la radioterapia convencional, es necesario considerar que al ser lesiones pequeñas las tratadas, se debe tener en cuenta el comportamiento del haz de radiación para haces pequeños con respecto a los campos "grandes" utilizados en radioterapia convencional; y a su vez considerar la respuesta de los equipos de dosimetría utilizados para ver el comportamiento de estos haces de radiación. De igual forma al ser la radiocirugía una técnica de radioterapia que causa radionecrosis en los tejidos y con ello la obturación de una malformación arteriovenosa (MAV), la disminución del tamaño o retraso del aumento en un tumor benigno o metástasis, o una variación funcional señalada, se debe considerar las elevadas dosis entregadas en una o pocas fracciones lo que hace más determinante la entrega de dosis con una gran precisión milimétrica en una forma veraz y confiable.

Al otorgar una elevada dosis en una única sesión, en áreas tratadas como la cabeza, implica poseer una concisión del orden de milímetros, así como lo propone el protocolo de la AAPM (American Association of Physicists in Medicine) de control de calidad en radiocirugía, contrariamente fuese perjudicial para el paciente.

El estudio de dicho problema se ejecutó por la utilidad de crear un método para la adquisición de los datos dosimétricos de un sistema de radiocirugía que permita entregar al paciente la dosis prescrita de una forma veraz, confiable y con precisión milimétrica.

Encontrar un método alternativo que pueda otorgar la veracidad de los resultados realizados experimentalmente, fue un interés académico.

En el ámbito profesional, como físico médico, el interés versó en tener un método que sea capaz de minimizar tiempos en la implementación de un sistema de radiocirugía en un centro hospitalario; en la toma de adquisición de datos dosimétricos, los cuales se introducen al software de planificación, por tal razón, deben tener las situaciones de autenticidad y confianza requerida y así efectuar las organizaciones de radiocirugía y unido con diferentes medidas de tratamiento, avalar un tratamiento exitoso en la práctica clínica.

Los adelantos en los sectores de computación e imagenología (Tomografía Computarizada y Resonancia Magnética Nuclear) comenzando en la década de los 80, desencadenó un estallido en el desarrollo del empleo de dicha técnica, al optimizar lo simplificando su conducción, ayudando, aseverando la ubicación y tratamiento de mínimas lesiones e intermedias de más de 15 mm incluso 40 mm de diámetro, sin restricción en la ubicación de la lesión, poseyendo una alta ductilidad en la proporción de la dosis.

Entre los equipos utilizados para brindar este tipo de tratamiento se encuentran los sistemas que emplean fotones gamma provenientes de fuentes convergentes fijas denominado *Gamma knife* y aquellos que emplean rayos X de alta energía producidos por Aceleradores lineales de electrones (LINAC).

Es necesario recordar que los aceleradores lineales son dispositivos ya instalados y en empleo mayoritario en Radioterapia convencional y que de manera parcial se utilizan en Radiocirugía, siendo solamente necesario obtener los accesorios de hardware y software correspondientes para su ajuste en Radiocirugía. Entretanto, los dispositivos tipo *Gamma knife* son de uso exclusivo en Radiocirugía, lo que perceptiblemente encarece su operación y dificulta su financiamiento económico.

Accidentes en el área de radioterapia y radiocirugía específicamente, han sido documentados y de los cuales siempre las recomendaciones son que los cálculos obtenido con las medidas experimentales sean corroborados con un procedimiento independiente al utilizado para hacer la medición; de la misma forma recomiendan hacer una dosimetría *in vivo* del sistema para verificar que la dosis absorbida calculada por el sistema de planificación, la cual será entregada al paciente, sea la prescrita para el tratamiento [1].

Por ello, en el presente trabajo se ha utilizado un acelerador lineal con energía de 6 MV, equipos para la adquisición de imágenes de resonancia y tomografía; y un conjunto completo de equipos de dosimetría para campos pequeños.

Al tener todos los datos dosimétricos obtenidos experimentalmente, se ve la necesidad de corroborar los resultados de los datos dosimétricos obtenidos

experimentalmente para radiocirugía, con la ayuda de un programa de Monte Carlo llamado PENELOPE (Penetration and ENergy LOss of Positrons and Electrons). Se utilizó el test de Winston – Lutz para ejecutar el control de calidad al *software* de planificación junto con un fantoma adaptado para poder realizar la dosimetría *in vivo*.

Como se sabe, el método Monte Carlo es una técnica que consiente simular cierto sistema biológico, matemático, químico, físico, o de distinta parte de la ciencia que posea unos estatutos idóneos de poder ser transcritas a un lenguaje matemático.

En lo que concierne a su utilización en el terreno de la física de radioterapia, el procedimiento reside en la concepción numérica de cascadas electrón-fotón, a través del muestreo aleatorio y comenzando con distribuciones de probabilidad definidas por partes eficaces de interacción. Establecidas las particularidades del experimento, la simulación minuciosa de una gran cantidad de dichas cascadas suministra substancialmente iguales informaciones que un experimento real y otra accesoria que de manera experimental sería imposible realizarla, o bien con un elevado costo, bien sea material como temporal.

Es así que, PENELOPE admite la simulación del transporte de cascada de electrones, fotones y positrones en algún material. El nivel de validez de simulación alcanza desde energías del orden de 1 KeV hasta cientos de MeV. El programa se transcribe en lenguaje FORTRAN 77. El beneficio práctico de dicho programa es que consiente el modelado de un propio programa de simulación, de igual forma la reconstrucción de manera sencilla y tolerante de los archivos de geometría y materiales.

Por lo tanto, en el presente trabajo el objetivo general es verificar mediante simulación de Monte Carlo, que los datos dosimétricos obtenidos experimentalmente para implementar un sistema de radiocirugía veraz y confidencial, son correctos. En forma paralela podemos captar objetivos específicos, tales como:

- Implementación de un sistema de radiocirugía en un centro hospitalario.
- Introducción de una técnica de corroboración de datos experimentales obtenidos para tratamientos de radioterapia y radiocirugía.
- Introducción de una técnica de control de calidad para el software de planificación de radiocirugía.
- Determinar una dosis exacta y veraz en tratamientos de radiocirugía.
- Determinar medidas dosimétricas del resto de los colimadores usados para radiocirugía.
- Minimizar tiempo en la implementación de un sistema de radiocirugía en un centro.

Para el cumplimiento de los propósitos planteados en el desarrollo del estudio, este se estructura en 8 capítulos. Capítulo 1, Introducción, motivando el planteamiento del

trabajo. Capítulo 2, Fundamento Teórico, se establecen conceptos y bases para el desarrollo y mejor entendimiento de lo realizado para la obtención de los resultados. Capítulo 3, Materiales y Métodos, se describe detalladamente todos los materiales y metodología y procedimientos utilizados para llevar a cabo la adquisición de datos experimentales y de simulación. Capítulo 4, Resultados, presenta los resultados obtenidos experimentalmente y los simulados. Capítulo 5, Discusión, se presenta una evaluación de los datos obtenidos experimentalmente y lo simulado, tanto los de este trabajo y lo de la bibliografía. Capítulo 6, Conclusiones, se presentan las conclusiones alcanzadas según los resultados y las evaluaciones ejecutadas.

## II. FUNDAMENTO TEÓRICO

Cuando se habla de radiocirugía se asocia automáticamente al uso de campos pequeños, para lo cual se tiene que tener claro que el comportamiento de las medidas dosimétricas que describen un haz de radiación es diferente para campos convencionales de radioterapia (campos “ancho”), en comparación a los campos pequeños (estrecho) utilizados en radiocirugía. Un campo de radiación se considera pequeño cuando su dimensión es menor que su “alcance lateral” de sus partículas cargadas [2].

### 2.1. PARAMETROS DOSIMÉTRICOS

#### 2.1.1 Factor de Salida (OF)

Si se aumenta el tamaño de campo con respecto a la situación de referencia, se produce un incremento de la tasa de dosis debido a la contribución de la radiación dispersa procedente tanto de los colimadores como de la mayor cantidad de tejido irradiado.

La figura 1 señala un esquema de los distintos elementos del haz de radiación.

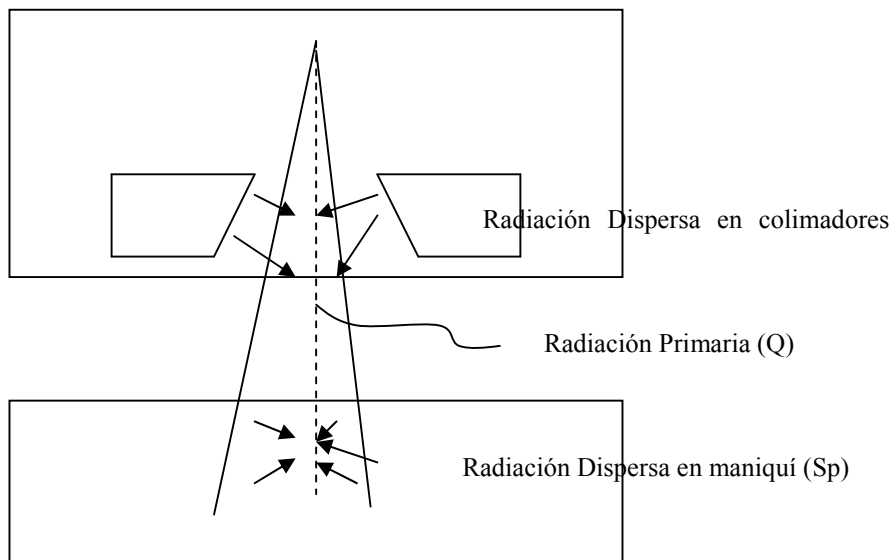


Figura 1. Esquema de los componentes del haz de radiación [3]

El factor de salida *OF* (Output Factor) tiene en cuenta ambos efectos:

$$OF(R) = S_p(R) \times S_c(R),$$

Donde  $S_p(R)$  y  $S_c(R)$  hacen referencia a la radiación dispersada por el maniquí y los colimadores respectivamente.

El  $OF$  (también llamado Factor de Campo) es definida como la tasa de porción colectada a la profundidad de referencia de cada campo normalizada a la unidad para un campo de referencia (habitualmente 10 cm x 10 cm) [3, 4]:

$$F_c(c, v) = S_{c,p}(c, v) = \frac{D_p(z_{max}, c, f, hv)}{D_p(z_{max}, 10, f, hv)} \quad (1)$$

Donde:

- $F_c$  : Factor de campo
- $S_{c,p}$  : Factor de dispersión total.
- $D_p(z_{max}, c, f, v)$  : Dosis en el punto p para el campo c.
- $D_p(z_{max}, 10, f, v)$  : Dosis en el punto P para el tamaño de campo 10x10 cm<sup>2</sup>
- c: Tamaño del campo
- v: Energía del haz de fotones.
- $z_{max}$ : Profundidad máxima.
- 10: Campo de referencia 10 x10 cm<sup>2</sup>
- f: Distancia fuente superficie (DFS o SSD).

La geometría para poder medir el  $F_c(c, v)$  es mostrada en la figura 2.

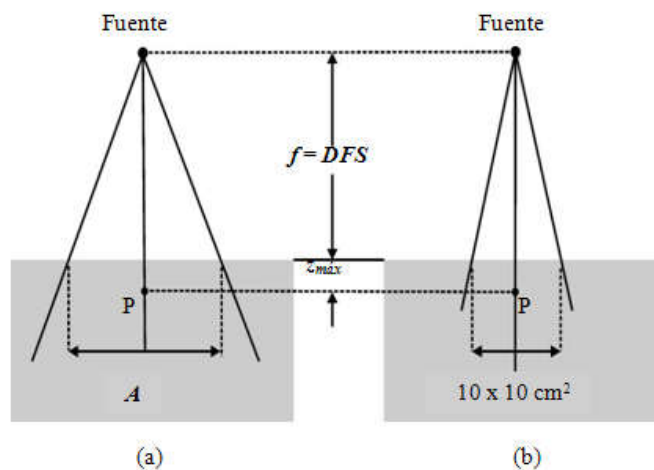


Figura 2. Geometría para la medida del factor de campo de la dosis absorbida (a)

Medida para  $D_p(z_{max}, c, f, v)$  y (b) Medida para  $D_p(z_{max}, 10, f, v)$  [3]

Por lo tanto se puede inferir el factor del colimador ( $f_c$ ) y el factor de dispersión por el medio  $f_m$  a través del factor de campo ( $F_c$ ) [3] como:

$$F_c(A, v) = \frac{D_p(c, hv) \cdot f_m(c, hv)}{D_p(10, hv) \cdot f_m(10, hv)} = f_c(c, v) \cdot f_m(c, v) \quad (2)$$

En la figura 3, se presenta los valores de  $F_c(c, v)$ ,  $f_c(c, v)$  y  $f_m(c, v)$  en función del tamaño del campo ( $c$ ), normalizados para  $c = 10 \times 10 \text{ cm}^2$  (para un haz de  $^{60}\text{Co}$ ).

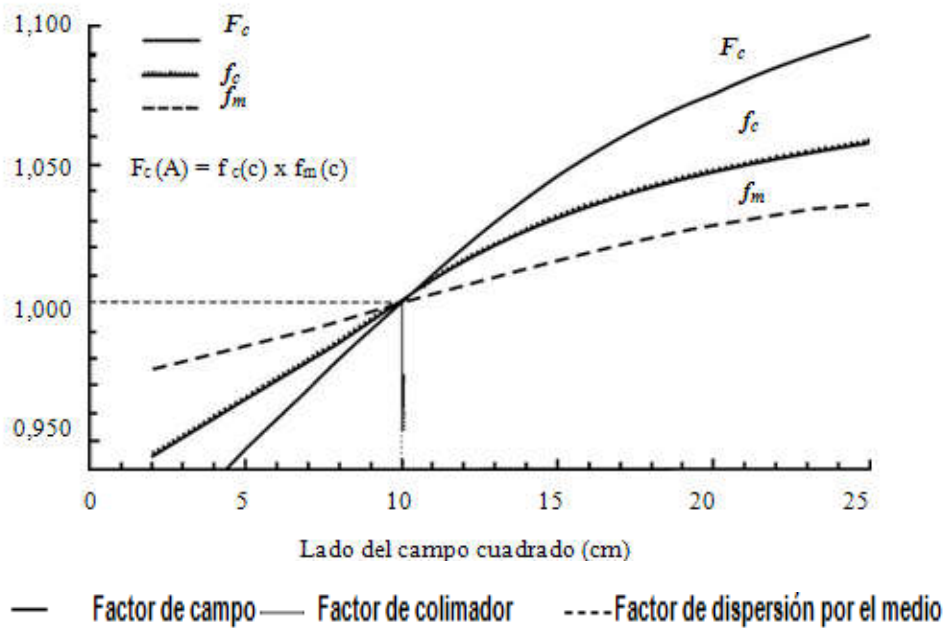


Figura 3. Curvas del Factor de Campo  $F_c$ . Factor del colimador  $f_c$  y factor del medio  $f_m$  en función del tamaño del campo para un haz de  $^{60}\text{Co}$  [3].

### 2.1.2 Porcentaje de Dosis en Profundidad (PDP o PDD)

La distribución de la dosis en el eje central dentro del paciente, en el objeto simulador (OS) o en el fantoma son usualmente normalizadas en  $D_{\max} = 100\%$ , profundidad de dosis máxima ( $Z_{\max} = \text{profundidad de equilibrio electrónico}$ ) [3, 4], así la PDD es definida como:

$$PDD(d, c, f, v) = 100 \frac{D_Q}{D_P} = 100 \frac{\dot{D}_Q}{\dot{D}_P} \quad (3)$$

Donde:

*PDD*: Porcentaje de dosis en profundidad

$D_Q$  y  $\dot{D}_Q$ : Dosis y tasa de dosis en el punto Q a la profundidad  $z$  sobre el eje central del fantoma.

$D_P$  y  $\dot{D}_P$ : Dosis y tasa de dosis en el punto P a la profundidad  $z_{\max}$  sobre el eje central del fantoma.

$d$ : Profundidad del fantoma.

$f$ : DFS

$\nu$ : Energía del haz de fotones.

$c$ : Tamaño del campo.

La geometría para la definición del *PDD* es mostrada en la figura 4. El punto Q es un punto arbitrario en la profundidad  $z$  (en el eje central del haz), el punto P representa el lugar referencial específico de la dosis absorbida en  $z = z_{\max}$  (en el eje central del haz). La dosis en el punto Q contiene dos componentes: La componente de dispersión que está asociada a la contribución relativa de la radiación dispersa y la componente primaria que puede ser expresada como [3]:

$$PDD'_{\text{pri}} = 100 \frac{D_Q^{\text{pri}}}{D_P^{\text{pri}}} = \left( \frac{f + z_{\max}}{f + z} \right)^2 e^{-\mu_{\text{eff}}(z - z_{\max})} \quad (4)$$

Q: Punto arbitrario en la profundidad  $z$  P: Punto de referencia específico de la dosis absorbida.

$z_{\max}$ : Profundidad de equilibrio electrónico  $f$ :

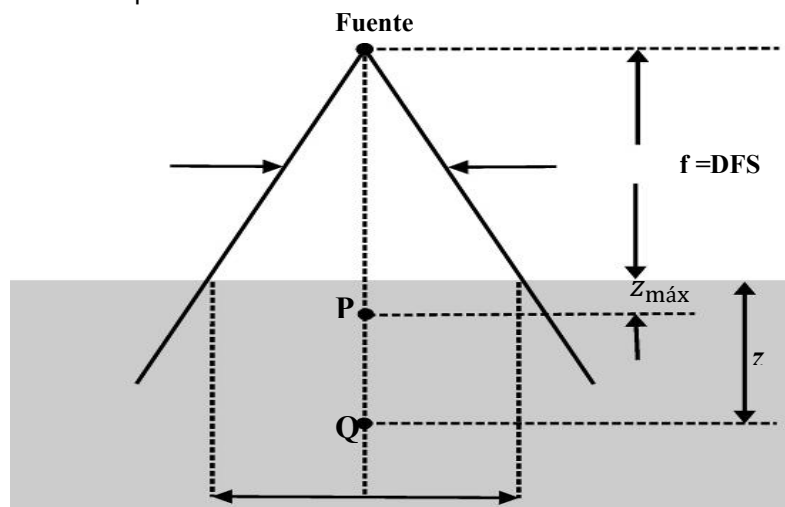


Figura 4. Geometría para la definición y medida del PDD [3].



### 2.1.3 Perfiles de Dosis

La repartición de la dosis absorbida a lo largo del eje central del fantoma suministra sólo la parte de la información aplicada para realizar una descripción segura de la dosis absorbida que llega al paciente. Combinando la distribución de la dosis en el eje central con datos del eje hubo una matriz que suministra la información de la distribución de la dosis concentrada en 2 y 3 dimensiones (2D y 3D).

Los datos fuera del eje (OAR - *off axis ratio*) es definida como la razón de la dosis en un área que está fuera del eje a la dosis sobre el eje central del haz a igual profundidad del fantoma. En caso de perfiles del fantoma para rayos X en MV, el perfil del campo consiste en tres regiones: central, penumbra y umbral [5,3] (Figura 5).

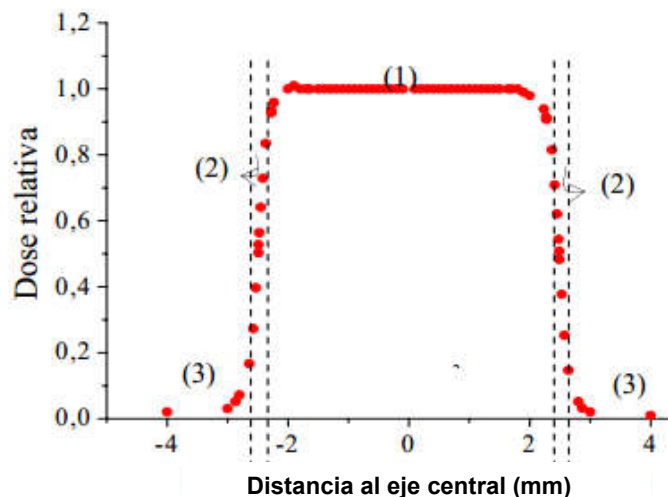


Figura 5. Regiones de un Perfil de Dosis para rayos X. (1) Región Central, (2) región de penumbra y (3) región umbral [5].

- La región central (1), representa la parte central del perfil, que se extiende desde del eje central del OS hasta el 80% del tamaño del campo (incluyendo el lado izquierdo y derecho).
- La región de la penumbra del perfil (2), depende de los colimadores que definen el campo, del tamaño finito del foco (el tamaño de la fuente) y del inestabilidad de lado electrónico (DEL). La penumbra total es la adición de tres penumbras individuales: la de transmisión, la de geometría y la de dispersión. La sombra depende de la energía, de las dimensiones de la fuente, DFS, de la distancia fuente-colimador y de la profundidad del medio [6].

- La región umbral (3), es la zona que está fuera del campo de radiación, apartado de los costados del campo geométrico. La dosis en tal zona generalmente es poca y resulta de la radiación transmitida y / o extendida por el colimador y los blindajes del cabezal.

Un perfil de campo debe presentar las siguientes características: penumbra, uniformidad, planicidad y simetría.

- La penumbra: puede ser obtenido de una película radiográfica o de verificación, o a través del rastreo automático del fantoma en agua. Es definido como el recorrido lateral entre el 80% y el 20% de la dosis en el eje del fantoma, a los lados del mismo y a la profundidad de la dosis máxima. Este parámetro debe tener una tolerancia de  $\pm 2$  mm [7].
- La uniformidad del perfil de las dosis absorbidas es medida generalmente por un barrido a lo largo del centro de ambos ejes del fantoma para varias profundidades del mismo, en agua. Los parámetros que miden la igualdad del campo son: la planicidad (flatnees) y la simetría del campo.
- La planicidad ( $F$ ) del fantoma es determinada encontrando el punto de la dosis máxima ( $D_{m\acute{a}x}$ ) y la dosis mínima ( $D_{m\acute{i}n}$ ) en el perfil dentro del 80 % de la anchura del fantoma y utilización de la relación [7]:

$$F = 100 \times \frac{D_{m\acute{a}x} - D_{m\acute{i}n}}{D_{m\acute{a}x} + D_{m\acute{i}n}} \quad (5)$$

Este parámetro debe tener una tolerancia de  $\pm 2\%$  [7].

- La simetría ( $S$ ) del fantoma se determina en el  $z_{m\acute{a}x}$ , que representa la profundidad más sensible para la evaluación de este parámetro de la uniformidad del fantoma, que generalmente es definido como un desvío de porcentaje máximo entre la dosis en ambos lados del campo al 80% de su anchura total, en otras palabras [7]:

$$S = 100 \times \frac{(D_{80\%}^{izq} - D_{80\%}^{der})}{D_{eje}}, \quad (6)$$

Donde:

S: Simetría.

$D_{80\%}^{izq}$  : Dosis absorbida en el lado izquierdo (80%).

$D_{80\%}^{\text{der}}$  : Dosis absorbida en el lado derecho (80%).

$D_{\text{eje}}$  : Dosis absorbida en eje.

Este parámetro debe tener una tolerancia de  $\pm 3\%$  [7].

#### 2.1.4 Protocolo de Calibración

Formalismo para el Cálculo de Dosis:

Para el protocolo TRS-398, la ecuación quedará [1]:

$$D_{W,Q}(Z_{\text{ref}}) = M_Q N_{D,W,Q_0} K_{Q,Q_0} \quad (7)$$

Donde:

$D_{W,Q}(Z_{\text{ref}})$  : Dosis absorbida en el agua en la profundidad de referencia  $Z_{\text{ref}}$ .

$M_Q$  : Lectura corregida por los factores de influencia en el haz de calidad Q del usuario.

$N_{D,W,Q_0}$  : Factor de calibración del conjunto dosimétrico en términos de dosis absorbida e en el agua en el haz de calibración de calidad.

$K_{Q,Q_0}$  : Factor que corrige la diferencia entre la respuesta de la cámara de ionización en el haz de referencia de calidad  $Q_0$  usado para la calibración de la cámara y el haz actual del usuario de calidad Q. La lectura corregida por los factores de influencia en el haz del usuario puede ser obtenida por la relación dada en la ecuación 8:

$$M_Q = M_1 \text{pl} K_{TP} K_{\text{elec}} K_{\text{pol}} K_S \quad (8)$$

Donde:

$M_1$  : Lectura no corregida del electrómetro.

$\text{pl}$  : Factor que corrige la diferencia en la “fluencia” de electrones en el plástico comparada con aquella en la profundidad equivalente del agua, para el caso en que se usa simulador plástico.

$K_{TP}$  : Factor de corrección para efectos de la temperatura y presión en condiciones de no-referencia.

$K_{elec}$  : Factor de calibración del electrómetro, para el caso de ser calibrado separadamente de la cámara de ionización.

$K_{pol}$  : Factor que corrige la respuesta de la cámara de ionización para el efecto del cambio de polaridad en la tensión aplicada a la cámara de ionización.

$K_S$  : Factor de corrección para la incompleta eficiencia en la colección de cargas en el volumen de la cavidad de la cámara de ionización debido a la recombinación iónica.

## 2.2 Campos Pequeños

Un campo se define como pequeño si cumple con los siguientes aspectos relacionados:

### 2.2.1 Campo de radiación intrínseco.

#### a. Falta de Equilibrio Lateral de partículas cargadas

Un campo es pequeño cuando su dimensión es menor que su “alcance lateral” de sus partículas cargadas (Figura 6).

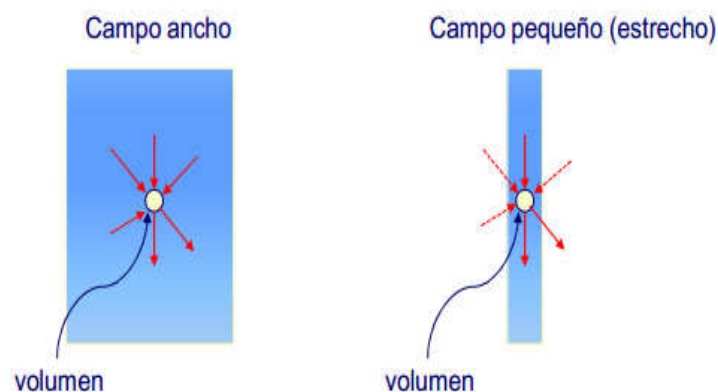


Figura 6. Pérdida de Equilibrio Lateral. Curso Dosimetría de campos pequeños. [2].

## 2.2.2 Generador de partículas ( $^{60}\text{Co}$ ó *Linac*)

### 2.2.2.1 Oclusión parcial de la fuente primaria

Oclusión parcial de radiación focal depende de tamaño del punto focal y se hace importante para campos del orden de éste (típicamente <5 mm) [8], para entender ello, se deben tener en cuenta los componentes del bremsstrahlung:

- Radiación directa que se origina en el punto focal del Target
- Radiación extra-focal (Fotones dispersados en estructuras cercanas o por debajo del target):

- Flattening filter (FF filtro aplanador).
- Colimadores.
- Cuñas.
- Monitoras.

Para haces anchos de 6 MV, aproximadamente el 8% de la fluencia es extra focal, mientras que para haces estrechos este componente es mucho menor; por ello en minicampos, la radiación extra focal tiene menos importancia en la determinación de dosis.

### 2.2.2.2 Cambios en el espectro (calidad del haz).

El espectro energético de fotones se modifica conforme el tamaño de campo disminuye. Figura 7.

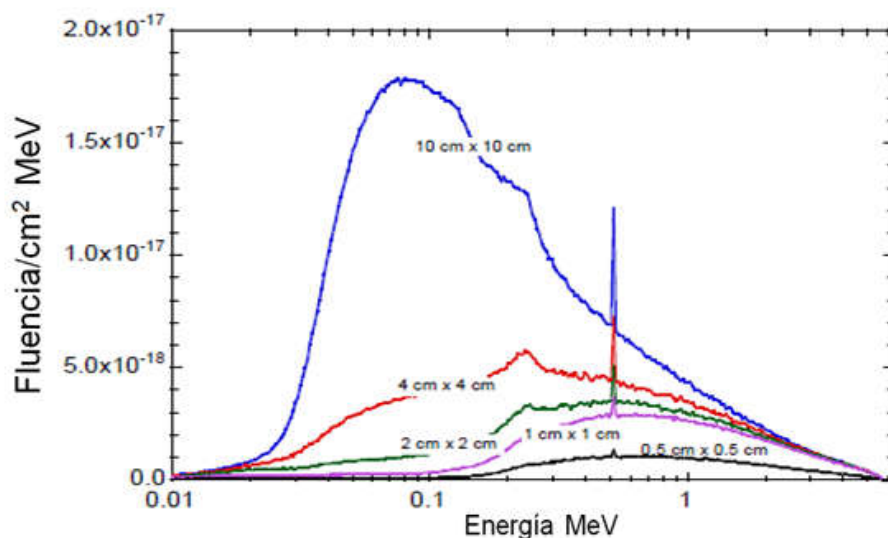


Figura 7. Espectro de fotones para 6 MV a 10 cm de profundidad en un pequeño volumen de agua. [9]

Si el espectro cambia con el tamaño de campo, la “calidad” del haz también cambia. Por ende existe un impacto sobre la dosimetría de referencia.

Al reducir el tamaño de campo, se reduce la dispersión en el cabezal, se reduce la dispersión en el medio.

El espectro de fotones en el agua, cambia considerablemente de forma con el tamaño de campo, pero cambia poco en relación a la profundidad. Figura 8.

Los factores de calidad del haz, , incluyen cocientes de poderes de frenado y factores de perturbación [1].

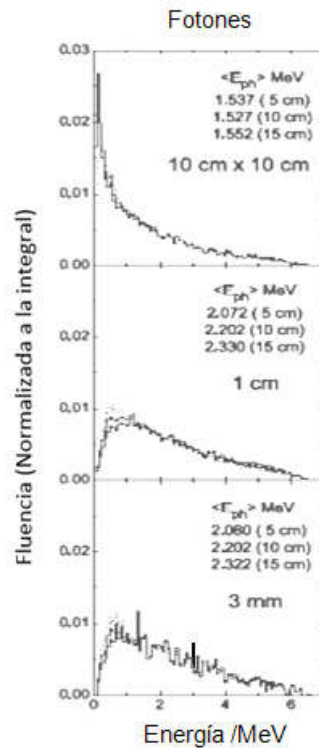


Figura 8. Fluencia de fotones de 6 MV para varios campos a diferentes profundidades. [10]

(9)

La razón de los poderes de frenado (a), es prácticamente independiente del tamaño de campo. Por lo tanto los datos de los protocolos convencionales son válidos.

(a)

No sucede lo mismo con la razón de los factores de perturbación, los cuales dependen fuertemente de los tamaños de campo e introducen las mayores fuentes de incertidumbre en SDF (distancias fuente superficie). Depende mucho del tipo y tamaño del detector principalmente.

(b)

Para la calidad del haz, existe la propuesta de Sauer-Palmans, en la que se requiere medir  $TPR_{20,10}$  (Razón tejido –fantoma) para el haz pequeño de referencia ( $s \times s$ ) y relacionarlo con el de ( $10 \times 10$ ).

$$TPR_{20,10}(10 \times 10) \approx \frac{TPR_{20,10}(s \times s) + d \times (10 - s)}{1 + d \cdot (10 - s)} \quad (10)$$

Con:  $d = (16.15 \pm 0.12) \times 10^{-3}$ , válido para  $4 \text{ cm} \leq s \leq 12 \text{ cm}$

### 2.2.3 Aspectos relacionados con el detector.

La cámara de ionización es el dosímetro más usado de la dosimetría de referencia en radioterapia; pero para los fines de este trabajo se debe tener en cuenta:

- Las cámaras no son adecuadas en regiones de muy alto gradiente de dosis o en haces no uniformes.
- Carácter de “promedio volumétrico” requiere un volumen donde la fluencia es uniforme.
- El tamaño es un indicador de sensibilidad y estabilidad.
- La perturbación no es bien conocida en haces pequeños.

La selección correcta del detector para dosimetría de referencia y relativa es crítica. La Corrección de perturbación total es  $\sim 5\text{-}10\%$  en el centro del campo y muestra grandes variaciones a lo largo del perfil lateral (debido a tamaño de fuente, MLC, posicionamiento)

Figura. 9

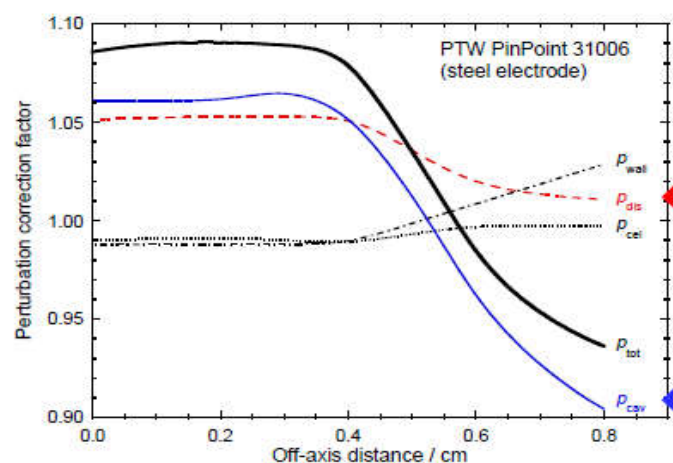


Figura 9. Factores de Perturbación  $p_Q$  para haces pequeños. [11]

Por ello, es importante considerar el uso de la combinación tamaño detector-campo tal que la distancia al borde del campo sea mayor que  $r_{LCPE}$  (LCPE: equilibrio lateral de partículas cargadas). Figura 10.

(11)

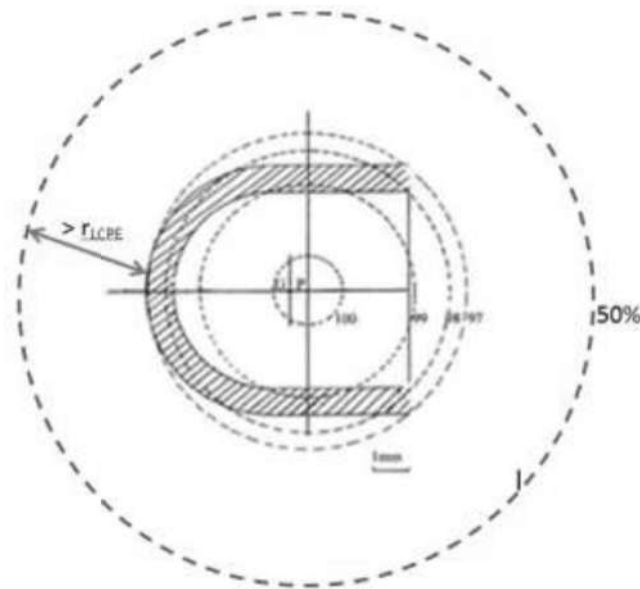


Figura 10. Ejemplo de Cámara semiflex de 0.125 cc en campo circular de 2 cm diámetro. [12]

#### 2.2.4 Protocolo de Dosimetría Relativa para Campos pequeños.

Ya se ha presentado el formalismo para cálculo de dosis según protocolo TRS-398 para haces anchos [1]. Siguiendo el nuevo protocolo [2] publicado por R. Alfonso et al, y el TRS N° 483; la dosimetría relativa de campos clínicos pequeños, de una calidad de haz clínico específico, está basado en la determinación de la dosis absorbida en agua para campos más pequeños que los campos de referencia de acuerdo a la siguiente expresión:

(12)



Donde  $f_{msr}$ , para una calidad de haz  $Q_{msr}$ , es el *campo de referencia específico de máquina*, menor de  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ , para generadores que no pueden establecer el campo estándar de referencia.

$\Omega_{Q_{clin}Q_{msr}}^{f_{clin}f_{msr}}$ , es el llamado factor de campo (output factor OF) para campos pequeños, la ecuación (12) muestra claramente que se define como la relación de dosis de los campos  $f_{clin}$  y  $f_{msr}$ , lo cual se puede escribir en términos de proporciones de lecturas de los detectores  $M_{Q_{clin}}^{f_{clin}}$  y  $M_{Q_{msr}}^{f_{msr}}$  (corregido para cantidades influyentes), de acuerdo a:

$$\Omega_{Q_{clin}Q_{msr}}^{f_{clin}f_{msr}} = \frac{D_{w,Q_{clin}}^{f_{clin}}}{D_{w,Q_{msr}}^{f_{msr}}} = \frac{M_{Q_{clin}}^{f_{clin}}}{M_{Q_{msr}}^{f_{msr}}} \frac{D_{w,Q_{clin}}^{f_{clin}} / M_{Q_{clin}}^{f_{clin}}}{D_{w,Q_{msr}}^{f_{msr}} / M_{Q_{msr}}^{f_{msr}}} \quad (13)$$

$$\Omega_{Q_{clin}Q_{msr}}^{f_{clin}f_{msr}} = \frac{D_{w,Q_{clin}}^{f_{clin}}}{D_{w,Q_{msr}}^{f_{msr}}} = \frac{M_{Q_{clin}}^{f_{clin}}}{M_{Q_{msr}}^{f_{msr}}} \cdot K_{Q_{clin},Q_{msr}}^{f_{clin},f_{msr}} \quad (14)$$

Donde los corchetes son el factor de corrección del cociente de lecturas hechas experimentalmente, por ejemplo, los factores de campo usados convencionalmente en radioterapia. Esta corrección es conocida como el factor de corrección de campo  $K_{Q_{clin},Q_{msr}}^{f_{clin},f_{msr}}$ ; este valor va a depender del tipo de detector que se esté utilizando. Tabla 1.

Calculando con Monte Carlo, asumiendo que la respuesta del detector integrado está ajustado a la dosis absorbida en el detector, se puede calcular con precisión como:

$$K_{Q_{clin}Q_{msr}}^{f_{clin}f_{msr}} = \frac{D_{w,Q_{clin}}^{f_{clin}} / M_{Q_{clin}}^{f_{clin}}}{D_{w,Q_{msr}}^{f_{msr}} / M_{Q_{msr}}^{f_{msr}}} \approx \frac{D_{w,Q_{clin}}^{f_{clin}} / D_{det,Q_{clin}}^{f_{clin}}}{D_{w,Q_{msr}}^{f_{msr}} / D_{det,Q_{msr}}^{f_{msr}}} \quad (15)$$

Donde, los cuatro términos en el corchete más a la derecha, pueden ser calculados al anotar la dosis absorbida en un pequeño volumen de agua y el volumen activo del detector en los tamaños de campo relevantes.

**TABLA 1.** Factores de corrección de Campo para Haces Pequeños de 6MV.  $K_{Q_{clin}, Q_{msr}}^{f_{clin}, f_{msr}}$  [2]

Detector	Equivalent square field size, $S_{clm}$ (cm)												
	8.0	6.0	4.0	3.0	2.5	2.0	1.5	1.2	1.0	0.8	0.6	0.5	0.4
<i><b>Ionization chambers</b></i>													
Exradin A14SL micro Shonka slimline	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.002	1.010	1.027	1.053	-	-	-	-
Exradin A16 micro	1.000	1.000	1.000	1.000	1.001	1.003	1.008	1.017	1.027	1.043	1.071	-	-
IBA/Wellhöfer CC01	1.002	1.004	1.007	1.008	1.008	1.009	1.011	1.013	1.018	1.027	1.047	1.065	-
IBA/Wellhöfer CC04	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.002	1.009	1.022	1.041	1.076	-	-	-
IBA/Wellhöfer CC13 (IC15)	1.000	1.000	1.000	1.001	1.002	1.009	1.030	1.064	-	-	-	-	-
PTW 31002 Flexible	1.000	1.000	1.001	1.004	1.009	1.023	1.061	-	-	-	-	-	-
PTW 31010 Semiflex	1.000	1.000	1.000	1.001	1.002	1.008	1.025	1.051	1.083	-	-	-	-
PTW 31014 PinPoint	1.000	1.000	1.000	1.002	1.004	1.009	1.023	1.041	1.059	-	-	-	-
PTW 31016 PinPoint 3D	1.000	1.000	1.000	1.001	1.001	1.004	1.013	1.025	1.039	1.062	-	-	-
<i><b>Real-time solid state dosimeters</b></i>													
IBA-PFD3G shielded diode	1.000	1.000	0.998	0.995	0.992	0.986	0.976	0.968	0.961	0.952	0.941	-	-
IBA-EFD3G unshielded diode	1.005	1.009	1.014	1.016	1.016	1.015	1.012	1.008	1.004	0.998	0.988	0.983	0.976
IBA-SFD unshielded diode (stereotactic)	1.008	1.017	1.025	1.029	1.031	1.032	1.030	1.025	1.018	1.007	0.990	0.978	0.963
PTW-60008 shielded diode	1.000	1.000	1.000	0.998	0.995	0.990	0.977	0.962	0.948	-	-	-	-
PTW-60012 unshielded diode	1.005	1.010	1.015	1.017	1.017	1.016	1.010	1.003	0.996	0.985	0.970	0.960	0.949
PTW-60016 shielded diode	1.000	1.000	0.999	0.995	0.991	0.984	0.970	0.956	0.944	-	-	-	-
PTW-60017 unshielded diode	1.004	1.007	1.010	1.011	1.011	1.008	1.002	0.994	0.986	0.976	0.961	0.952	0.941
PTW-60018 unshielded diode	1.004	1.007	1.010	1.011	1.009	1.006	0.998	0.990	0.983	0.973	0.960	0.952	0.943
PTW-60019 CVD diamond	1.000	1.000	1.000	1.000	0.999	0.997	0.993	0.989	0.984	0.977	0.968	0.962	0.955
Sun Nuclear Edge Detector	1.000	1.000	1.000	0.999	0.998	0.994	0.986	0.976	0.966	0.951	-	-	-
Standard Imaging W1 plastic scintillator	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000

### 2.3. Monte Carlo (MC)

Una herramienta importante para estudios con radiaciones es la simulación por MC, que tiene como referencia más antigua al método la que fue hecha por Compte de Buffon en 1777. El término “Monte Carlo” fue acuñado por Ulam y Von Neumann quienes fueron pioneros en el desarrollo del método y la implementación de éste en computadores.

El método de MC, es una técnica por la cual se puede simular el comportamiento de cualquier sistema, siempre y cuando se conozcan las leyes que gobiernan dicho sistema, es decir son técnicas de aproximación a la solución de un problema en un sistema macroscópico por medio de la simulación de interacciones microscópicas.

La simulación por MC, es un procedimiento matemático, que consiste en traducir las leyes de un sistema capaz de ser evaluado a un lenguaje matemático, es decir, es una solución numérica a un problema general. Un ejemplo de ello es el transporte de radiaciones en el medio, traducido a lenguaje matemático por la llamada ecuación de transporte de Boltzman, donde dada una distribución de fuentes de radiación ionizante y un medio absorbedor en un sistema, junto con una descripción de la dinámica de las colisiones como base del transporte de la dispersión y absorción de la radiación ionizante en la materia, teóricamente esta ecuación describe completamente la distribución resultante de dosis. Desgraciadamente, esta ecuación integro-diferencial es demasiado compleja para ser resuelta exactamente por métodos analíticos, incluso con métodos numéricos determinísticos, para cualquier geometría simple de 1-D y 2-D. Así la simulación por MC, resuelve el problema de transporte por muestreo aleatorio (random sampling), sin usar la ecuación de Boltzman; convirtiéndose actualmente en el único método teórico de cálculo de dosis en condiciones de contorno geoméricamente complejos [13].

En esencia el método aplicado a radiaciones ionizantes, reside en la creación numérica de cascadas fotón-electrón a través de muestreo aleatorio. Para ello, es necesario conocer las leyes que gobiernan este proceso de dispersión; es decir las Secciones Eficaces Diferenciales (DCS) para todos los procesos involucrados; y con estas DCS calculamos las Funciones de Distribución de Probabilidad (PDF) de las variables aleatorias las cuales caracterizan la traza.

Las PDF son las que dan: i) el camino libre entre eventos de dispersión sucesivos, ii) el tipo de interacción que corresponden, iii) la energía perdida y la deflexión correspondiente. Conociendo las PDF se utiliza métodos de muestreos adecuados para construir toda la historia de la partícula

Establecidas las particularidades de la experimentación, la simulación minuciosa de una mayor cantidad de dichas cascadas suministra fundamentalmente igual información que un experimento real y otras suplementarias que empíricamente serían imposibles de realizar, o muy costosas.

El método de MC nos da la misma información que nos da la teoría del transporte (usando los mismos modelos de dispersión), con la diferencia que la implementación del método MC es más simple.

La dificultad del método MC radica en su naturaleza aleatoria y todos sus resultados están afectados por incertidumbres estadísticas. Pero estas pueden ser reducidas tanto como sea necesario aumentando la población muestreada, el tiempo de cálculo.

Las aplicaciones del método MC en física médica abarcan la medicina nuclear, la radiología diagnóstica, la física de la radioterapia, la protección radiológica, y las aplicaciones basadas en técnicas microscópicas como la microscopía electrónica y la microdosimetría [14]. En cada una de estas áreas, el rango de aplicaciones es amplio. En la física de radioterapia es tal vez donde el método ha tenido más aplicación, ya sea en la simulación de fuentes de teleterapia y equipos dosimétricos, simulaciones de maniqués, en la planeación de tratamientos y en la simulación de calibradores de dosis, fuentes y aplicadores en braquiterapia [14,15]; así como trabajos de estudios de campos pequeños [16,17].

### 2.3.1 Generadores de Números Aleatorios

El método requiere la creación de un algoritmo basado en un generador de números aleatorios con determinadas propiedades. La mayoría de los generadores usados son del tipo de Lehmer, llamado también método multiplicativo-lineal-congruente. En este método, el número se genera de acuerdo a la siguiente ecuación:

$$i = (A \cdot i_{i-1} + B) \bmod M, \quad (16)$$

Donde A y B son constantes y M es comúnmente escogido como una potencia de dos, con el exponente igual al máximo número de bits que admite el computador en un dato de tipo entero, por ejemplo 16, 32 o 64. Cuando M se elige de esta manera, el período de repetición de un número es M/4. Por ejemplo, para un valor de M igual a  $2^{32}$ , el período es aproximadamente  $10^9$ . Para evitar correlaciones entre las historias simuladas, la longitud del período del generador debe ser suficientemente larga para que no haya repeticiones en la secuencia usada en una simulación. Los números A y B son llamados “números mágicos”, en el sentido que, solo determinadas combinaciones de ellos logran que el generador sea realmente aleatorio. Encontrar las combinaciones “correctas” es realmente difícil y se ha venido haciendo históricamente de manera experimental. Un enfoque diferente al lineal-congruente ha sido propuesto por George Marsaglia bajo el nombre de algoritmo de “*subtract-with-borrow*”. Este algoritmo está basado en aritmética de punto flotante y además de ser rápido, permite generar largas secuencias y es exportable a cualquier computador [18].

### 2.3.2 Métodos de muestreo en Monte Carlo.

Para muestrear las funciones de distribución de la probabilidad (FDP), el método utiliza los números aleatorios. Estas funciones caracterizan la probabilidad de observar un determinado valor de una variable, en este caso una variable asociada a un determinado fenómeno, por ejemplo, ángulo de dispersión o energía. A partir de estas probabilidades muestreadas aleatoriamente, se va construyendo la cadena de eventos que forman una historia. Una FDP debe tener las propiedades de ser integrable y no negativa. La función de probabilidad acumulativa es la integral de la FDP en el rango de la variable que se está considerando. Así, si  $p(x)$  es una FDP determinada en el intervalo  $[a,b]$ , la función de probabilidad acumulativa (FPA) normalizada será,

$$c(x) = \int_a^x p(x')dx' / \int_a^b p(x')dx' \quad (17)$$

La FPA es una función monótona creciente como resultado de que la FDP sea positiva y es por tanto, univaluada en el intervalo  $[a,b]$ . Esta función puede ser muestreada completamente usando una gran cantidad de números aleatorios  $\xi$ , generados en el intervalo  $[0,1]$

$$c(x) = \xi \quad (18)$$

De aquí resulta que, escogiendo un número aleatorio de una colocación semejante y sustituyéndolo en la ecuación:

$$x = c^{-1}(\xi), \quad (19)$$

se puede generar los valores de la variable  $x$  de acuerdo a su distribución de probabilidad. Otras formas de muestreo de las probabilidades tales como “el método de rechazo” o los métodos mixtos pueden ser usadas, principalmente cuando es difícil conseguir la inversión de la FPA [19].

### 2.3.3 Transporte de fotones.

La simulación del transporte de fotones por sí sola, no es una tarea que en la actualidad requiera un gran esfuerzo computacional. Dado que los fotones interactúan relativamente poco con las sustancias, si se comparan con otras partículas, el número de pasos a seguir de la historia de un fotón dentro del material de interés no es con frecuencia muy grande. Por ello en cualquier simulación es posible seguir detalladamente la historia de cada fotón. La longitud de la trayectoria que sigue un fotón entre una interacción y otra, se modela a partir del muestreo aleatorio del inverso de la trayectoria libre media para cada energía. Cuando el fotón arriba al sitio de interacción, el tipo de

interacción se define sobre la base de la probabilidad relativa de ocurrencia de cada interacción, para su energía y para el tipo de material con el que interactúa. Estas probabilidades están definidas por las secciones eficaces de interacción para cada efecto. Los tipos de interacciones que frecuentemente se modelan son, la dispersión coherente (efecto Thompson), la dispersión incoherente (efecto Compton), la producción de pares electrón-positrón y la absorción por efecto fotoeléctrico. La importancia de considerar la energía de enlace de los electrones en las secciones eficaces de dispersión, para evitar errores en los ángulos de dispersión, ha sido establecida por diferentes autores [18].

### 2.3.3.1 Interacción de la radiación Electromagnética con la Materia.

La atenuación de un haz de fotones por un material absorbente es originada por cuatro clases de interacciones, como ya se mencionó. Uno de estos es la desintegración del fotón, pero debido a que esta interacción es solamente entre fotón y núcleo, es sólo importante para energías muy altas de fotones (mayores de 10 MV). Los restantes procesos son dispersión coherente, el efecto fotoeléctrico, el efecto Compton, y la producción de pares [4, 20]. Los mismos pueden ser representados por su propio coeficiente de atenuación, el cual cambia en particular de acuerdo con la energía del fotón y con el número atómico del material absorbente. El coeficiente de atenuación general es la adición de coeficientes individuales para tales procedimientos:

$$\frac{\mu}{\rho} = \frac{\sigma_{\text{coh}}}{\rho} + \frac{\tau}{\rho} = \frac{\sigma_{\text{c}}}{\rho} + \frac{\pi}{\rho}, \quad (20)$$

Donde  $\sigma_{\text{coh}}$ ,  $\tau$ ,  $\sigma_{\text{c}}$ ,  $\pi$  son los coeficientes de atenuación para la dispersión, efecto fotoeléctrico, efecto Compton y creación de pares respectivamente; y  $\rho$ , la densidad del material.

### 2.3.3.2 Dispersión Coherente

La dispersión coherente, igualmente distinguida como dispersión clásica o dispersión Rayleigh, es el proceso que puede ser visualizado por la consideración de la naturaleza de la onda de radiación electromagnética. Esta interacción consiste de una onda electromagnética que interacciona con el electrón y en la escena este entra en oscilación. La oscilación del electrón hace que la energía de este, esté en igual frecuencia que la onda electromagnética incidente. Estos rayos X dispersado tienen igual longitud de onda que el haz incidente. No hay intercambio de energía dentro del movimiento electrónico, por lo tanto ninguna energía es absorbida en el medio. La única consecuencia es la dispersión del fotón en pequeños ángulos. La dispersión coherente es posible en un

material con un elevado número atómico y con fotones de poca energía. El procedimiento es sólo de interés académico en radioterapia.

En el modelado de eventos de interacción con Monte Carlo, la sección eficaz diferencial (DCS) empleada se escribe por unidad de ángulo sólido y es la planteada por Born en 1969.

$$\frac{d\sigma_{\infty}}{d\Omega} = \frac{d\sigma_T}{d\Omega} [F(q, Z)]^2 \quad (21)$$

Donde:

$$\frac{d\sigma_T(\theta)}{d\Omega} = r_e^2 \frac{1 + \cos^2 \theta}{2}$$

Esta ecuación representa la DCS dada por Thompson para un electrón libre y en reposo.

La función de distribución de probabilidad (PDF) empleada, determina el ángulo polar de deflexión y se escribe como:

$$p_{\infty}(\cos \theta) = \frac{(1 + \cos^2 \theta)}{2} [F(x, Z)]^2 \quad (22)$$

Así el único parámetro requerido es la *energía del fotón incidente*, la cual se asume numéricamente igual a la del fotón dispersado. El ángulo azimutal se determina aleatoriamente con valores en el intervalo de 0 a  $2\pi$ .

### 2.3.3.3 Efecto fotoeléctrico

Dicho proceso se puede reconocer como la interacción del rayo incidente con la nube electrónica del átomo en el que es completamente absorbido emergiendo un electrón, denominado fotoelectrón.

La energía cinética de este fotoelectrón corresponde a la discrepancia entre la energía del rayo gamma y la energía de unión del electrón en la capa electrónica desde donde fue removido.

La posibilidad de que ocurra este proceso acrecienta con la energía de unión, por lo que regularmente el fotoelectrón corresponde a los mantos K o L del átomo, que incumben a las más cercanas al núcleo y sus energías de unión son mayores.

El efecto fotoeléctrico muestra una fuerte subordinación con el número atómico que se declara en su coeficiente de atenuación. Tal coeficiente es igual a  $Z^5$ , haciendo que por ejemplo, el plomo sea un magnífico blindaje para rayos X de bajas energías.

La vacante dejada por el fotoelectrón es encubierta por otro electrón que procede de los mantos superiores, con la manifestación de radiación (rayos X característicos) que pertenece a la diferencia de energías entre ambos niveles, o bien esta energía es trasladada a un segundo electrón, que surge del átomo permaneciendo doblemente ionizado.

Se modela en Monte Carlo usando la DCS propuesta por Sauter en 1931, para el ángulo polar de dispersión del electrón:

$$\frac{d\sigma_{ph}}{d\Omega_e} = \alpha^4 r_e^2 \left(\frac{Z}{k}\right) \frac{\beta^3}{\gamma} \frac{\sin^2 \theta_e}{(1-\beta \cos \theta_e)^4} \left[1 + \frac{1}{2} \gamma (\gamma - 1) (\gamma - 2) (1 - \beta \cos \theta_e)\right] \quad (23)$$

La energía cinética del electrón liberado se calcula considerando la energía de ionización para la capa de interacción elegida, usando:

$$E_e = E - U_i \quad (24)$$

Empleando la variable  $\mu = 1 - \cos \theta_e$ , se define la PDF para el ángulo polar como:

$$P(\mu) = (2 - \mu) \left[ \frac{1}{A+\mu} + \frac{1}{2} \beta \gamma (\gamma - 1) (\gamma - 2) \right] \frac{\mu}{(A+\mu)^3} \quad (25)$$

Parámetro requerido para simulación del efecto es la energía del fotón incidente. El valor para el ángulo azimutal de deflexión se calcula aleatoriamente.

#### 2.3.3.4 Efecto Compton

En el proceso Compton o dispersión incoherente, el fotón interactúa con la nube electrónica de un átomo, produciendo un electrón libre. El término de libre aquí proviene de la energía de ligadura es inferior que la energía del fotón que bombardea. En tal interacción, el electrón toma algo de energía del fotón y es difundido en un ángulo  $\theta$ . El fotón con energía reducida, es diseminado en un ángulo  $\varphi$ .



El proceso Compton logra ser examinado en términos de colisión entre dos partículas, un fotón y un electrón. Empleando las leyes de conservación de energía y momento, uno logra resultar las subsiguientes correlaciones:

$$E = v_0 \frac{\alpha(1 - \cos\theta)}{1 + \alpha(1 - \cos\theta)},$$

$$v' = v_0 \frac{1}{1 + \alpha(1 - \cos\theta)}, \quad (26)$$

$$\cos\theta = (1 + \alpha) \tan^2 \theta / 2$$

Donde  $v_0$ ,  $v'$  y  $E$  son las energías del fotón incidente, del fotón dispersado, y el electrón respectivamente y  $\alpha = v_0/m_0c^2$  donde  $m_0c^2$  es la energía perdida del electrón (0.511 MeV). Si  $v_0$  es referido en MeV, así  $\alpha = v_0/0.511$ .

El coeficiente de atenuación, para el efecto Compton, decrece rápidamente con la energía. En el rango de energías de Compton, el coeficiente de atenuación másico, por ejemplo del plomo y el agua, no difieren considerablemente, porque esta clase de interacción es autónomo del número atómico.

Se modela en Monte Carlo en base a la aproximación diferencial en términos de impulso dada por Ribberfors en 1983.

$$\frac{d^2 \sigma_{in}}{dE' d\Omega} = \frac{r_e^2}{2} \left( \frac{E_c}{E} \right)$$

$$\frac{d^2 \sigma_{in}}{dE' d\Omega} = \frac{r_e^2}{2} \left( \frac{E_c}{E} \right) \left( \frac{E_c}{E} + \frac{E}{E_c} \right) \sin^2 \theta F(p_z) J(p_z) \frac{dp_z}{dE'} \quad (27)$$

La energía cinética del fotón dispersado se calcula de:

$$E_e = E - E' - U_i$$

Luego empleando la PDF, para el ángulo polar de dispersión del fotón obtenida partiendo de la ecuación (20):

$$P_\theta(\cos\theta) = \left( \frac{E_c}{E} \right)^2 \left( \frac{E_c}{E} + \frac{E}{E_c} \right) \sin^2 \theta S(E, \theta)$$

Es posible obtener el valor de la energía  $E'$  del fotón dispersado y en ángulo polar de deflexión para el electrón liberado, esto según la siguiente ecuación:

$$\cos \theta_e = \frac{E - E' \cos \theta}{\sqrt{E^2 - E'^2 - 2EE' \cos \theta}} \quad (28)$$

El único parámetro requerido es la energía del fotón incidente. El ángulo azimutal se determina aleatoriamente con valores en el intervalo de 0 a  $2\pi$ .

### 2.3.3.5 Producción de pares

Si la energía del fotón es superior que 1.02 MeV, el fotón consigue relacionarse con la materia por medio del mecanismo de producción de pares. En este proceso el fotón interactúa vigorosamente con el campo electromagnético de un núcleo atómico cediendo completamente su energía en el procedimiento de la creación de un par que viene a ser un electrón negativo ( $e^-$ ) y en electrón positivo ( $e^+$ ).

Desde que la energía másica del electrón es 0.51 MeV, se demanda una energía mínima de 1.02 MeV para dar lugar al proceso de producción de pares. La energía en exceso del fotón incidente, se pierde al ser llevada por la partícula como energía cinética. La energía cinética total promedio para el par de positrón electrón está dado por  $(\nu - 1.02)$  MeV. Las partículas tienden a ser emitidas hacia todas las direcciones relativas al fotón incidente.

La distribución más probable de la energía es cuando cada partícula adquiere el valor medio de la energía cinética total, aunque cualquier distribución de energía es posible.

El proceso de elaboración de pares es un ejemplo de un suceso en el cual la energía es convertida en masa, como predijo Einstein en la ecuación  $E = mc^2$ . El proceso reverso, la transformación de masa en energía, se da cuando un positrón combinado con un electrón produce dos fotones, llamado radiación por aniquilación.

En el proceso de producción de pares el coeficiente de atenuación para materiales de bajo Z, decrece con la energía, caso inverso si el material es de alto Z.

Se modela usando la DCS modificada de Bethe-Heitler planteada en 1994, la cual depende solo de la energía cinética del electrón incidente.

$$\frac{d\sigma_{pp}}{d\epsilon} = \alpha r_e^2 C_r Z [Z + \eta] \frac{2}{3} \left[ 2 \left( \frac{1}{2} - \epsilon \right) \varphi_1(\epsilon) + \varphi_2(\epsilon) \right] \quad (29)$$

La energía cinética para el electrón y positrón generados se calcula considerando la energía umbral ( $2mc^2$ ) y la energía del fotón incidente de la siguiente forma:

$$E_- = \epsilon E - mc^2$$

$$E_{\pm} = E \pm 2mc^2$$

Con:

$$\epsilon_{\min} = mc^2/E$$

$$E_{\max} = 1 - mc^2/E$$

Con la ecuación (25) se obtienen valores para  $\epsilon$ , permitiendo generar cantidades para el ángulo polar de deflexión.

$$\cos\theta_{\pm} = \frac{2\xi-1-\beta_{\pm}}{(2\xi-1)-\beta_{\pm}+1} \quad (30)$$

Donde:

$$\beta_{\pm} = \frac{\sqrt{E_{\pm}(E_{\pm} + 2mc^2)}}{E_{\pm} + mc^2}$$

El único parámetro requerido es la energía del fotón incidente.

La importancia relativa de los tres últimos procesos de interacción mencionados, conforme al número atómico,  $Z$ , y a la energía,  $E_{\gamma}$ , se señala en la figura 11, la cual grafica las regiones de  $Z$  y  $E_{\gamma}$  en la cual cada interacción predomina. Las curvas definen dónde dos tipos de interacciones son igual de probables. Se puede apreciar que el efecto fotoeléctrico es dominante en bajas energías del fotón, el efecto Compton toma lugar en energías medias y la producción de pares en energías altas. Para un medio con  $Z$  bajo (por ejemplo el carbono, el aire, el agua y el tejido humano) la región dominante del efecto Compton es muy amplia y se extiende aproximadamente desde los 20 KeV hasta los 30 MeV, esto gradualmente se reduce con el incremento de  $Z$ . [20].

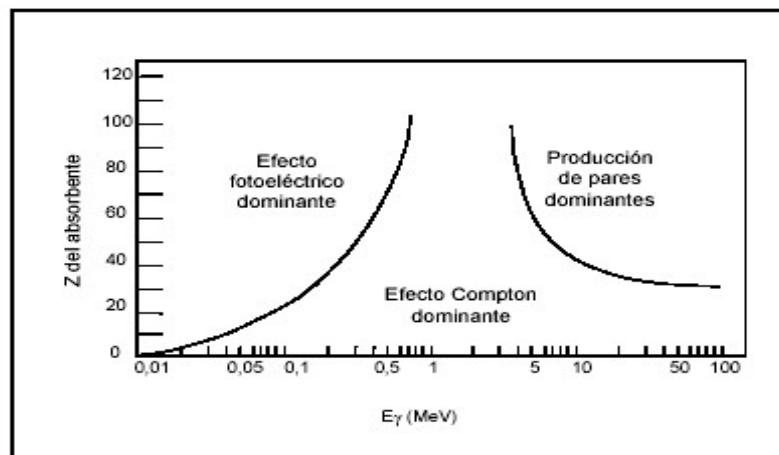


Figura 11. Importancia relativa de los tres tipos de interacciones principales de la radiación electromagnética con la materia. [20].

Los coeficientes de atenuación, lineal y másico se diferencian de un material a otro, bien sean excelente o pésimos absorbedores de rayos X y gamma. Asimismo, sus valores necesitan de la energía de la radiación. La figura 12, señala un modelo de la variación del coeficiente másico de atenuación para un buen absorbedor, el plomo, de acuerdo con la energía. Observándose de igual forma, la contribución relativa que brindan los tres productos o consecuencias de atenuación.

La absorción de energía por el material se vincula con la atenuación, sin embargo son desiguales. La atenuación en una experimentación que involucra absorción de energía solamente si se refiere a un efecto fotoeléctrico; en los otros dos efectos, la atenuación del primer haz involucra la absorción de solamente una parte de la energía de los fotones. Se precisa

por lo tanto, un coeficiente de absorción,  $\mu_a$ , que continuamente es inferior o igual al de atenuación.

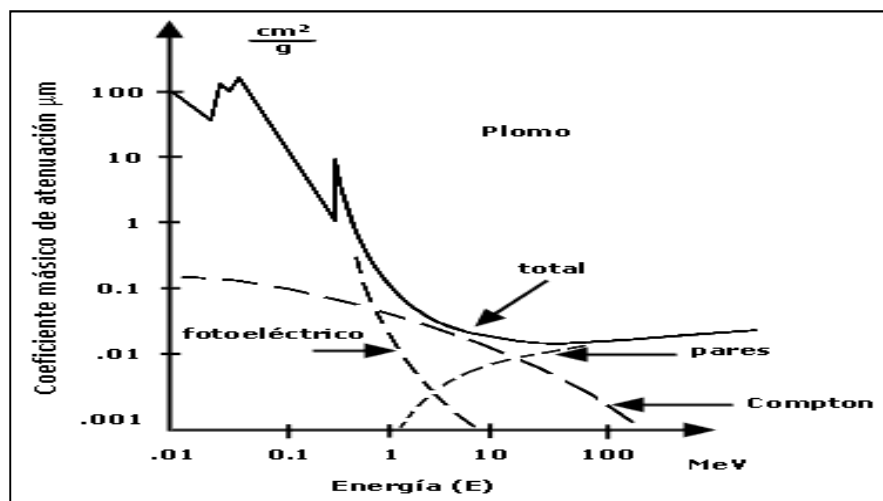


Figura 12. Coeficiente másico de atenuación de rayos X y gamma en plomo, según la energía del fotón. Se indica la contribución de cada uno de los tres efectos.

### 2.3.4 Código de Monte Carlo con PENELOPE

En este trabajo se empleó el código de Monte Carlo PENELOPE [21], para toda la simulación del transporte de radiación dentro del maniquí. El paquete de simulación PENELOPE fue desarrollado en la Universidad de Barcelona y su nombre es el acrónimo de **PEN**etration and **E**nergy **LO**ss of **P**ositrons and **E**lectrons. Originalmente fue

desarrollado para simulación de cascadas de electrones y positrones y posteriormente se le adicionó el algoritmo para fotones. El paquete está completamente implementado en lenguaje FORTRAN 77 y tiene una estructura basada en subrutinas, las cuales son usadas desde un programa principal que tiene que ser desarrollado por el consumidor del paquete. La simulación tanto de electrones, positrones como de fotones se hace usando el mismo conjunto de subrutinas. El algoritmo es aplicable a energías de fotones de 1 KeV a 1 GeV y energías de electrones/positrones de 0.1 KeV a 1 GeV. El paquete básico de PENÉLOPE contiene todos los instrumentos requeridos para efectuar la simulación análoga (entiéndase por análoga, aquella simulación que no emplea ningún método de reducción de varianza) de las cascadas de fotones-electrones. Las historias de los fotones se generan mediante la simulación detallada, mientras que para electrones y positrones se emplea un algoritmo mixto.

En el presente trabajo se utilizó la versión 2006 de PENELOPE, el cual es el resultado de una continua evolución desde la primera versión, la cual fue realizada en el año 1996. Se han incorporado cambios sustanciales a las versiones anteriores. Tal es el caso como en la física de la dispersión elástica de los electrones y positrones (con energías mayores de 100 MeV) es ahora descrita usando una base de datos numéricas de secciones de cruce diferencial el cual fue generado utilizando el código de onda parcial relativista ELSEPA. La ionización de los niveles K, L y M por absorción Fotoeléctrica y por impacto de electrón o positrón es descrito desde la sección de cruce parcial correspondiente y la radiación por fluorescencia es seguida desde los niveles de vacancia de los niveles K,L y M. La generación de la distribución numérica aleatoria es ahora realizada usando el algoritmo RITA (Rational Inverse Transform with Aliasing). Los paquetes de distribución incluye tres ejemplos de programas principales (*main*): *penslab* (el cual simula el transporte de electrón-fotón en un slab), el *pencyl* (para transporte en geometría cilíndrica), y el *penmain* (para generar geometrías cuadradas) [22].

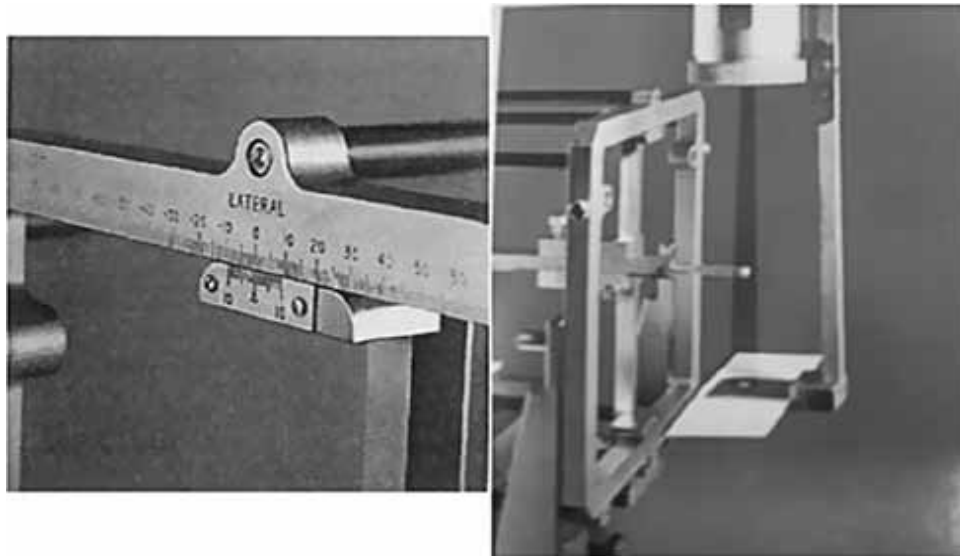
## **2.4 Control de Calidad en Radiocirugía**

### **2.4.1 Test de Winston-Lutz**

Lutz et al., emplearon por primera vez este método en el año 1988 para comprobar la concomitancia entre el isocentro de radiación del acelerador y las coordenadas estereotáxicas del isocentro planeado en el sistema de cálculo. En el test original, un marcador esférico metálico se instalaba dentro de un sistema estereotáxico adaptado a la mesa del acelerador (Figura 13). El marcador se acomodaba en el interior de este, usando escalas de Vernier, de manera que su centro combinara con las coordenadas

estereotáxicas planeadas. Seguidamente, se obtenían imágenes portales radiográficas correspondientes a irradiaciones del marcador para diferentes mezclas brazo-mesa, utilizando el sistema de colimación de haces pequeños (colimadores circulares).

Luego de la revelación de la película radiográfica, se calculaba para cada irradiación el trayecto entre el centro del campo de radiación y el centro de la imagen emanada por el marcador, empleando para eso plantillas con escalas métricas. La incertidumbre reportada por Lutz et al., para dicho proceso fue de 0.4 mm.



*Figura 13.* Marcador esférico empleado para Test de Winston –Lutz [23]

### III. MATERIALES Y MÉTODOS

Para realizar este trabajo, se utilizaron los siguientes aparatos: (i) acelerador lineal, (ii) accesorios adaptados al linac para sistema de radiocirugía, (iii) cámara de ionización, (iv) electrómetro, (v) fantoma de agua, (vi) termómetro, (vii) barómetro, (viii) PC para el estudio de los datos logrados y ix) Código PENELOPE.

#### 3.1 Método Experimental

##### 3.1.1 Equipos para Medición Experimental

Seguidamente se da una especificación minuciosa de los de los equipos usados para medir experimentalmente los parámetros dosimétricos del sistema de Radiocirugía

i) Acelerador lineal (Linac)

- Fabricante: Siemens
- Modelo: Mevatrón KD2
- Modos de tratamientos: fotones y electrones
- Energías en modo electrones (MeV): 5, 6, 7, 9, 10 y 12
- Energía en modo fotones (MV): 6
- Tamaños de aplicador de tratamiento para haces de electrones
  - Cuadrado, lado (cm<sup>2</sup>): 5 x 5, 10 x 10, 15 x 15, 20 x 20 y 25 x 25.
  - Circular, diámetro (cm): 5
- Tamaños de campo máximo en modo fotones (cm<sup>2</sup>): 40 x 40.
- Isocentro (cm): 100

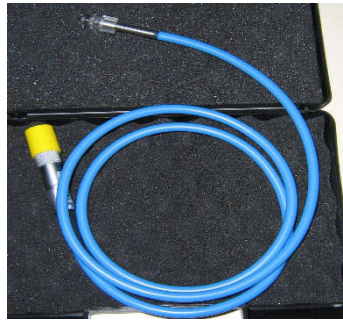
(ii) Accesorios adaptados al LINAC para sistema de radiocirugía:

- Porta-colimador
- Conos con diámetros (mm) de:  
6, 9, 12, 15, 18, 21, 24, 27, 30, 33, 36, 39, 42

(iii) Fantoma automático Wellhofer 700.

- Material externo: Acrílico ( $\rho=1.29 \text{ cm}^3/\text{gr}$ )
- Material interno: Agua ( $\rho=1.00 \text{ cm}^3/\text{gr}$ )
- Forma: Cúbica cuyas dimensiones son: 40x40x40 cm<sup>3</sup>.

- Funcionamiento: Movimiento en el eje vertical y horizontal están automatizados mediante un sistema electrónico, cuyas velocidades son controlados por la PC.
- (iv) Micro Cámara de ionización “Pin Point Chamber PTW 31014 for Radiosurgery” (Figura 14):
- Diámetro: 3.7 mm
  - Caperuza: 9.7 mm
  - Volumen de colección: 0.015 cm<sup>3</sup>



*Figura 14.* Micro-cámara de ionización

(v) Electrómetro:

- Modelo: KEITHELEY 35617EBS Programmable Dosimeter

(vi) Termómetro:

- Fabricante: SPRINGFIELD
- Modelo: Columna de mercurio.
- Precisión:  $\pm 0.5$  °C.

(vii) Barómetro

- Fabricante: AIR Atmospheric Instrumentation Research, INC
- Modelo: AIR-HB-1<sup>a</sup>
- Serial: 6J3856
- Precisión:  $\pm 0.1$  mBar.

### **3.2 Método de simulación por MC**

#### **3.2.1 Equipos y Herramientas para la Simulación.**



- (i) PC para el análisis de los datos obtenidos.
- (ii) Como una herramienta para la elaboración de la tesis esta las subrutinas del Código PENELOPE utilizado:

### **3.2.1.1 Generador de números aleatorios en PENELOPE**

El generador implementado en PENELOPE fue desarrollado por L'Ecuyer [24] y es una versión adaptada de la subrutina RANECU escrita por James [25]. Este produce números aleatorios en formato de punto flotante con 32-bits uniformemente distribuidos entre cero y uno con un período de repetición del orden de  $10^{18}$ .

### **3.2.1.2 Interacción de fotones EN PENELOPE**

Para el caso del transporte de fotones, el algoritmo considera los tipos de interacciones que son dominantes en el rango energético englobado entre 1 keV y 1 GeV, a saber, la dispersión coherente o dispersión de Rayleigh, la dispersión incoherente o dispersión de Compton, la absorción fotoeléctrica y la formación del par electrón-positrón. Las reacciones fotonucleares no se simulan por considerarse de muy baja probabilidad. Para la simulación de la dispersión, se desprecian las distorsiones en la respuesta de un átomo inducida por los enlaces moleculares y la teoría aplicada a un átomo se extiende a la molécula, usando la regla de aditividad para las secciones eficaces. De esta manera el algoritmo no tiene en cuenta aquellos fenómenos de interferencia entre ondas dispersadas que dan lugar a la difracción de Bragg en cristales. Ello restringe la aplicabilidad del algoritmo a medios amorfos y con algún cuidado, a sólidos policristalinos [26]. Para evitar el uso de enormes bases de datos, las secciones eficaces diferenciales (SED) se implementan en el código de forma analítica y las secciones eficaces totales y coeficientes de atenuación, se obtienen a partir de operaciones de cuadratura numérica simples, usando una subrutina especial implementada para ese propósito. Para disminuir el posible error por el uso de SED analíticas, se usa un procedimiento que renormaliza las SED analíticas, de forma tal, que reproduzca los coeficientes de atenuación parciales que se leen de la base de datos del paquete.

La SED usada para la dispersión coherente es la sección eficaz clásica de Thompson para la dispersión con un electrón libre en inmovilidad, modificada por los factores de forma atómicos no-relativistas tabulados por Hubbell [27]. La sección eficaz diferencial en energía y dirección del fotón secundario para el efecto Compton, se calcula por la

aproximación de impulso relativista, la cual considera los efectos de enlace del electrón y el ensanchamiento Doppler.

La sección eficaz atómica para el efecto fotoeléctrico tiene la forma de expresiones analíticas, establecidas a partir de ajustes [28] hechos sobre los valores de secciones eficaces totales calculadas por Cullen [29]. Esta aproximación analítica está basada en datos teóricos para átomos libres y por tanto no considera estructuras de absorción producidas por el ordenamiento molecular, como por ejemplo la estructura extendida de absorción fina de rayos x. Las diferencias máximas entre las secciones eficaces analíticas y los datos tabulados son menores a 1%. El ángulo polar de la dirección del fotoelectrón se calcula a partir de la SED de Sauter, la cual solo es válida para la ionización de la capa K por fotones de alta energía. No obstante se admite que el fotoelectrón comienza a interactuar en una vecindad muy próxima al punto de emisión y por tanto la SED de Sauter es, en muchos casos prácticos, suficientemente válida para describir cualquier evento de fotoionización. La producción de pares electrón-positrón se modela mediante las SED de Bethe-Heitler [28], las cuales asumen un campo exponencial e incluye correcciones de Coulomb y de baja energía. PENÉLOPE simula la emisión de radiación característica y electrones Auger que resultan de vacantes producidas en la capa K por la interacción de los fotones. Los rayos x y los electrones Auger se emiten isotropicamente. Para compensar el hecho de no considerar otras capas diferentes a la K, el algoritmo considera solo rayos x particulares y electrones Auger emitidos en el primer estado de la cascada de “desexcitación”, o sea cuando la vacante de la capa K es llenada por un electrón de una capa más externa, también hace que los electrones Auger sean emitidos con máxima energía cinética. Debido a estas aproximaciones, se considera que las simulaciones son razonablemente válidas solo para fotones con energía mayores que la energía de enlace de la capa L.

### **3.2.1.3 Construcción de la geometría de simulación en PENELOPE**

El código PENÉLOPE incluye un paquete para la construcción de la geometría a ser irradiada y dentro de la cual se realiza el transporte. El paquete consiste básicamente de un conjunto de subrutinas para realizar el análisis geométrico durante la simulación, así como dos programas de soporte para la visualización y la comprobación de los cuerpos creados en dos y tres dimensiones [26]. Toda la información geométrica se define en un archivo tipo texto, el cual debe ser editado por el usuario siguiendo un formato específico. Una geometría compleja se construye con base a un conjunto de cuerpos homogéneos, definidos cada uno por el material que lo compone y las superficies que lo limitan. Un

conjunto de cuerpos puede ser agrupado en una estructura más compleja o módulo, mediante la definición de un conjunto de superficies que establezcan sus fronteras comunes. Una serie de reglas establecen la forma de construcción, por ejemplo, los cuerpos más internos deben aparecer primero en la secuencia, los cuerpos y módulos no son reutilizables (si se usan dos o más cuerpos idénticos dentro de la geometría, cada uno de ellos deben definirse explícitamente) y la superposición de módulos está prohibida. Todas las superficies limitantes se definen a partir de ecuaciones cuadráticas del tipo:

$$F(x, y, z) = A_{xx}x^2 + A_{xy}xy + A_{xz}xz + A_{yy}y^2 + A_{yz}yz + A_{zz}z^2 + A_x x + A_y y + A_z z + A_0 = 0$$

(31)

$$F(x, y, z) = A$$

Con ellas se pueden definir planos, esferas, cilindros, cilindros hiperbólicos, conos, elipsoides, paraboloides e hiperboloides. Alternativamente se pueden usar ecuaciones reducidas para estas funciones cuadráticas, con parámetros separados para establecer sus dimensiones, desplazamientos y ángulos de rotación, que facilitan la definición de la superficie en gran parte de los casos.

#### **3.2.1.4 Definición de los materiales en PENÉLOPE**

La definición de las particularidades de los materiales usados en la geometría se realiza con el apoyo de un programa llamado MATERIAL, el cual genera un archivo con todos los datos de los materiales relevantes a la simulación, y a la vez establece una conexión entre el material de un cuerpo, según definido en la geometría, y las particularidades de ese material. La base de datos de PENÉLOPE contiene todos los datos para los elementos con número atómico de 1 a 92 y para un conjunto de compuestos, hasta un total de 279. Compuestos fuera de esta lista pueden ser definidos por el usuario mediante el porcentaje de la cantidad de átomos de las piezas que lo compone. Elementos con número atómico mayor que 92, no pueden ser simulados con este paquete [26].

### 3.3 Determinación de los Parámetros Dosimétricos por Método Experimental

Se instalaron los equipos de tal forma que se pueda llevar a cabo las siguientes mediciones experimentales: (i) Factores de campo, (ii) porcentaje de dosis en profundidad, (iii) perfiles de dosis y (iv) calibración de la unidad de tratamiento en términos de tasa de dosis absorbida.

#### 3.3.1 Factor de campo

Para la obtención de los valores del factor de campo (OF) se utilizó la ecuación (1) y ecuación (17) cuyos parámetros para la obtención de las lecturas fueron:

- SSD = 100 cm
- Profundidad: 5 cm
- Tiempo: 50 UM
- Campo: 10 x 10 cm<sup>2</sup>
- Conos (mm): 6, 9, 12, 15, 18, 21, 24, 27, 30, 33, 36, 39, 42
- Lecturas en nC.

La CI fue conectada al electrómetro con una tensión de -300 V. El fantoma fue colocado en forma perpendicular al eje y la CI dentro del fantoma fue colocada en forma perpendicular al haz de radiación. Las medidas fueron realizadas para todos los conos.

Se utilizó el programa *EXCEL* para graficar los datos obtenidos directamente por las medidas realizadas y se utilizó el programa *Tabla Curve 2D for Win32* para afinar los datos obtenidos y poder realizar la construcción de tablas y gráficos del OF.

#### 3.3.2 Porcentaje dosis en profundidad

Se utilizó la ecuación (3) para el cómputo de porcentaje dosis en profundidad (PDD). Las lecturas de cada campo fueron normalizadas con la lectura máxima obtenida.

Los parámetros para medición de PDD fueron:

- SSD: 100 cm.
- Tiempo: 50 UM
- Profundidades: 0,5 mm hasta 200 mm.
- Campo(conos): 6,9,12,15,18,21,24,27,30,33,36,39,42 mm

La CI fue conectada al electrómetro con una tensión de -300 V. El fantoma fue colocado en forma perpendicular al eje y la CI dentro del fantoma fue colocada en forma

perpendicular al haz de radiación. El movimiento vertical realizado en forma manual, fue hecho según las profundidades utilizadas. Se tomaron 5 lecturas para cada medida.

Se utilizó el programa *EXCEL* para graficar los datos obtenidos directamente por las medidas realizadas y se utilizó el programa *Table Curve 2D for Win32* para afinar estos datos y poder realizar la construcción de tablas y gráficos del *PDD*.

### 3.3.3 Perfiles

Para la obtención de los valores de los perfiles para los diferentes colimadores, la CI fue localizada en el centro del campo. Las lecturas obtenidas fueron normalizadas con la lectura máxima obtenida.

Según una revisión bibliográfica [4, 20, 3] el comportamiento de los perfiles de dosis se muestran independientes de las profundidades de medida. Por ello en este trabajo se realizaron medidas solo a dos profundidades.

Los parámetros para la obtención de los perfiles fueron:

- SSD: 100 cm
- Tiempo: 50 UM
- Campo(conos): 6,9,12,15,18,21,24,27,30,33,36,39,42 mm
- Lectura en nC
- Distancia al eje central en milímetros (mm) para los perfiles (eje x):
  - Distancia al eje central (mm) para Cono de 42 mm:  
0, 5, 10, 15, 18, 19, 20, 21, 22, 24, 26, 28, 30, 35.
  - Distancia al eje central (mm) para Cono de 39 mm:  
0, 5, 10, 15, 18, 19, 20, 21, 22, 24, 26, 30, 35.
  - Distancia al eje central (mm) para Cono de 36 mm:  
0, 5, 10, 12, 13, 14, 15, 16, 17, 18, 19, 20, 22, 25, 30.
  - Distancia al eje central (mm) para Cono de 33 mm:  
0, 5, 10, 11, 12, 13, 14, 15, 16, 17, 18, 19, 20, 21, 25.
  - Distancia al eje central (mm) para Cono de 30 mm:  
0, 5, 10, 11, 12, 13, 14, 15, 16, 17, 19, 21, 25.
  - Distancia al eje central (mm) para Cono de 27 mm:  
0, 5, 8, 9, 10, 11, 12, 13, 14, 15, 18, 20, 25.
  - Distancia al eje central (mm) para Cono de 24 mm:  
0, 3, 7, 8, 9, 10, 11, 12, 13, 14, 16, 19, 22.

- Distancia al eje central (mm) para Cono de 21 mm:  
0, 3, 6, 7, 8, 9, 10, 11, 12, 15, 18, 21.
  - Distancia al eje central (mm) para Cono de 18 mm:  
0, 3, 5, 6, 7, 8, 9, 10, 11, 13, 16.
  - Distancia al eje central (mm) para Cono de 15 mm:  
0, 2, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 10, 13, 16.
  - Distancia al eje central (mm) para Cono de 12 mm:  
0, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 12.
  - Distancia al eje central (mm) para Cono de 9 mm:  
0, 1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 9, 11, 13.
  - Distancia al eje central (mm) para Cono de 6 mm:  
0, 1, 1.5, 2, 2.5, 3, 4, 5, 6, 8
- Profundidad respecto a la superficie (eje z):
    - 2.5 cm
    - 8.8 cm

Se escogió estas profundidades ya que para este tipo de estudio (radiocirugía) la mayoría de los tumores de la cabeza se encuentran próximos en este rango de profundidad.

### **3.3.4 Calibración de la unidad de tratamiento en términos de tasa de dosis absorbida.**

La delimitación de la tasa de dosis absorbida se realizó mediante el Protocolo TRS-398 [1]. Apéndice 4.

## **3.4 Determinación de los Parámetros Dosimétricos por Método de MC**

### **3.4.1 Arreglos para la utilización del programa de simulación con MC**

Para la realización de la simulación se utilizó una computadora personal, Intel, Core Duo, con CPU de 2.4 GHz y 1.00 GB de memoria RAM; y un sistema de Windows XP Professional versión 2002.

En este estudio se empleó el código de MC con PENELOPE, versión 2006; para toda la simulación del transporte de radiación dentro del maniquí.

El paquete de PENELOPE está completamente implementado en lenguaje FORTRAN 77, por ello para poder usar el código PENELOPE, este se tuvo que instalar en una carpeta de la PC y se procedió a compilar mediante el Lenguaje de Programación Científico Fortran 77, obteniéndose archivos ejecutables, las cuales son:

(i) MATERIAL.EXE, la cual sirve para elaborar los ficheros de las secciones eficaces de cualquier material.

(ii) PENMAIN.EXE, se utiliza para simular los procesos del transporte de las partículas, tal como el acelerador lineal.

Para correr el programa de simulación se ingresa los datos de la geometría del cabezal del Linac, a través del archivo PENMAIN.GEO y usando los materiales que lo forman mediante MATERIAL.EXE se crea el archivo PENMAIN.MAT, el cual contiene las secciones eficaces. Para controlar las diversas variables de la simulación, tales como, los parámetros físicos, se utiliza el archivo PENMAIN.IN.

En resumen, se puede decir que para correr una aplicación en PENELOPE se requiere de cuatro archivos, tales como:

- PENMAIN.EXE
- PENMAIN.GEO
- PENMAIN.MAT
- PENMAIN.IN

Luego, se procedió a simular el LINAC adaptado para radiocirugía, utilizando para toda la simulación el cono de 2.4 mm, mediante Monte Carlo a través del código Penelope, la cual permitió calcular la curva de *PDD* y los perfiles a dos profundidades específicas de 2.5 cm y 8.8 cm.

El sistema PENÉLOPE también incluye dos programas de soporte para la visualización y la comprobación de los cuerpos creados en dos y tres dimensiones, el GVIEW2D en 2-D, y para poder verlo en 3-D se utilizó GVIEW3D [26].

Para la observación de las derivaciones de la simulación se utilizará el programa GNUPLOT.

### **3.4.2 Construcción de la geometría con PENÉLOPE**

La construcción de la geometría se da con base a un conjunto de cuerpos homogéneos, definidos cada uno por el material que lo compone y las superficies que lo limitan.

Se utiliza la Configuración del Acelerador otorgadas por la Siemens Medical Systems and Oncology Care Systems, se crea el archivo de la geometría del programa.

Según los datos con los que se cuenta, ésta geometría está conformada por diferentes ecuaciones cuadráticas, las cuales definen planos, esferas, cilindros, conos, entre otros.

La geometría creada corresponde al sistema de dosimetría para radiocirugía: (i) cabezal del acelerador MEVATRON KD2 con energía de fotones de 6 MV, (ii) cono empleado para radiocirugía, diámetro de 2.4 cm y (iii) el fantoma. (Figura15).

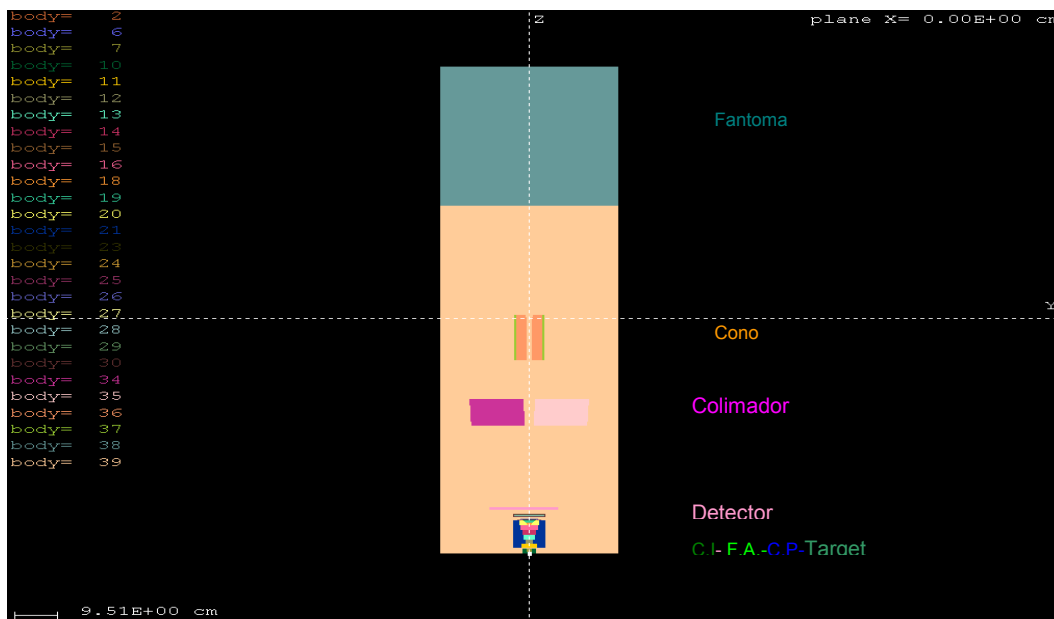


Figura 15. Geometría del LINAC Mevatron KD2 adaptado para radiocirugía, para la realización de la Simulación de MC en PENELOPE. (C.I: cámara de ionización; F.A: filtro aplanador; C.P.: colimador primario.)



### 3.4.2.1 Construcción del cabezal del acelerador

Para la construcción de la geometría del cabezal del Linac en modo fotones, se utilizó datos de la Configuración del Acelerador otorgadas por la Siemens Medical Systems and Oncology Care Systems a través de medidas propias del cabezal Siemens/Mevatrón KD2.

Tal que el orden de las superficies que se dieron en nuestro archivo de geometría, indican la creación de los siguientes partes del cabezal: (i) target, (ii) Colimador primario, (iii) Filtro aplanador, (iv) Cámara de ionización, (v) Detector, (vi) Colimador secundario. El retículo y el espejo han sido omitidos en la simulación, ya que debido al material que tienen produce atenuación insignificante para los fines de este estudio y sólo incrementaría el tiempo computacional.

A continuación se detalla la construcción de cada uno de los componentes:

### 3.4.2.2 Target

El *Target* sirve como blanco para la colisión de electrones, provenientes de la guía de onda, y sirve como generador de fotones.

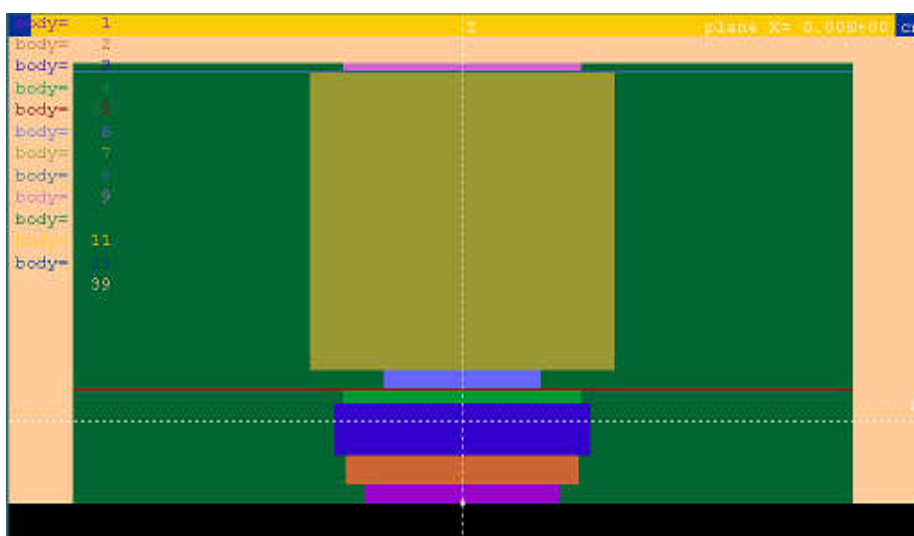
El *target* para el MEVATRON KD2, está conformado por diferentes materiales, cada uno de ellos con un espesor determinado según la Configuración del Acelerador. Tabla 2. Ver Figura16.

**TABLA 2.** Materiales que componen el Target del *Linac Mevatron KD2*

Componente del LINAC	Material	
Target	Aire	
	Oro	
	Agua (Manual de Penélope)	
	Grafito	
	SST303	Carbono (0.1%)
		Manganeso (2%)
		Fosforo (0.045%)
		Asufre (0.03%)
		Silicio (1%)
		Cromo (18%)
		Niquel (9%)
Hierro (69.825%)		

Para la creación de la geometría del *Target* se utilizaron cuerpos y módulos, los cuales están compuestos por la unión de diferentes planos y cilindros.

Con los datos de la Tabla 2, se elaboró la geometría y PENELOPE creó el archivo que permite obtener la gráfica en 2D del Target (Figura 16).



*Figura 16.* Geometría del Target.

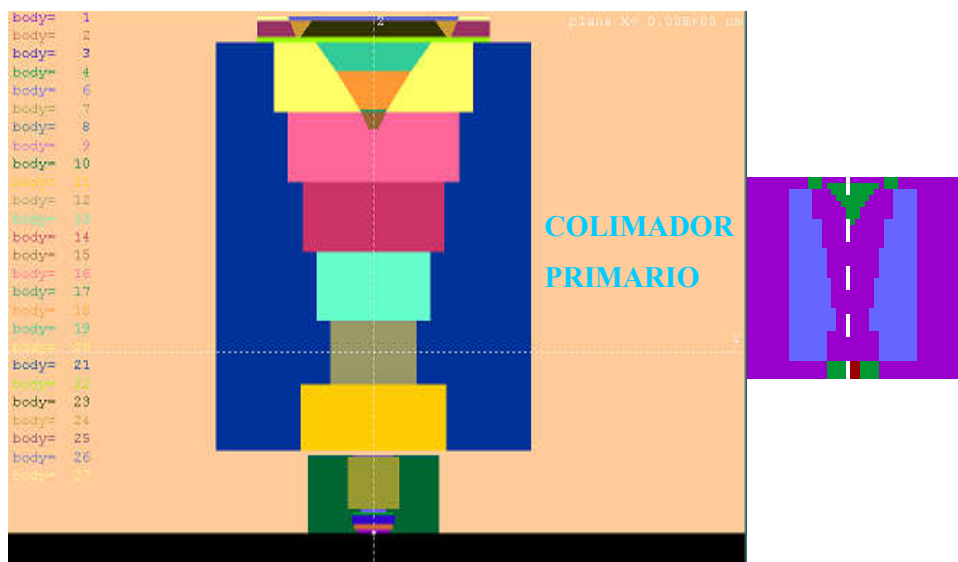
### 3.4.2.3 Colimador primario

El colimador primario es el responsable de delimitar, conformar y dirigir el haz útil de fotones provenientes del Blanco. El colimador primario para el MEVATRON KD2, está conformado por dos materiales: aire y tungsteno (Tabla 3.), cada uno de ellos con un espesor determinado según la Configuración del Acelerador. Para la creación de la geometría del colimador primario se utilizaron cuerpos y módulos, los cuales están compuestos por la unión de diferentes planos, cilindros y conos.

**TABLA 3.** Materiales que componen el Colimador Primario del *Linac Mevatron KD2*

Componente del LINAC	Material
Colimadores Primarios	Aire
	Tungsteno

A partir de los datos brindados en la Tabla 3 y siguiendo la nomenclatura para la construcción de geometrías cuadráticas se prepara un archivo con extensión .GEO y luego, se grafica usando el GVIEW2D en 2-D. (Figura 17).



*Figura 17.* Geometría del Colimador Primario. Lado derecho: visualización según los cuerpos que lo conforman. Lado izquierdo: visualización según los materiales que lo conforman. Celeste: Tungsteno; Morado: aire.

### 3.4.2.4 Filtro aplanador

Como los aceleradores lineales originan electrones con energía en el rango de los MeV, el haz de rayos X se encuentra encaminado hacia delante tomando el aspecto de un “lóbulo”. Para que tal haz sea igual mediante el campo de tratamiento, se introduce un filtro aplanador, así los perfiles de dosis son uniformes y prácticamente planos.

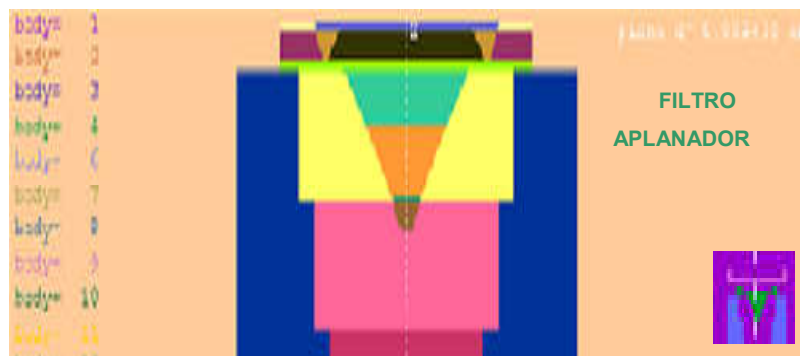
El filtro aplanador para el MEVATRON KD2, está conformado por un material denominado SST303, el cual está compuesto de diferentes materiales (Tabla 4.), con un determinado espesor cada uno; según la Configuración del Acelerador.

**TABLA 4.** Materiales que componen el filtro aplanador del Linac Mevatron KD2

Componente del LINAC	Material	
Filtro Aplanador	SST303	Carbono (0.1%)
		Manganeso (2%)
		Fosforo (0.045%)
		Azufre (0.03%)
		Silicio (1%)
		Cromo (18%)
		Niquel (9%)
		Hierro (69.825%)

Para la creación de la geometría del filtro aplanador se utilizaron cuerpos y módulos, los cuales están compuestos por la unión de diferentes conos, planos y cilindros.

Tomando en cuenta los datos de la Tabla 4, se elaboró la geometría y PENELOPE creó el archivo que permite obtener la gráfica en 2D del filtro aplanador (Figura18).



*Figura 18.* Geometría del Filtro Aplanador. Lado izquierdo (imagen reducida) Verde: Filtro Aplanador

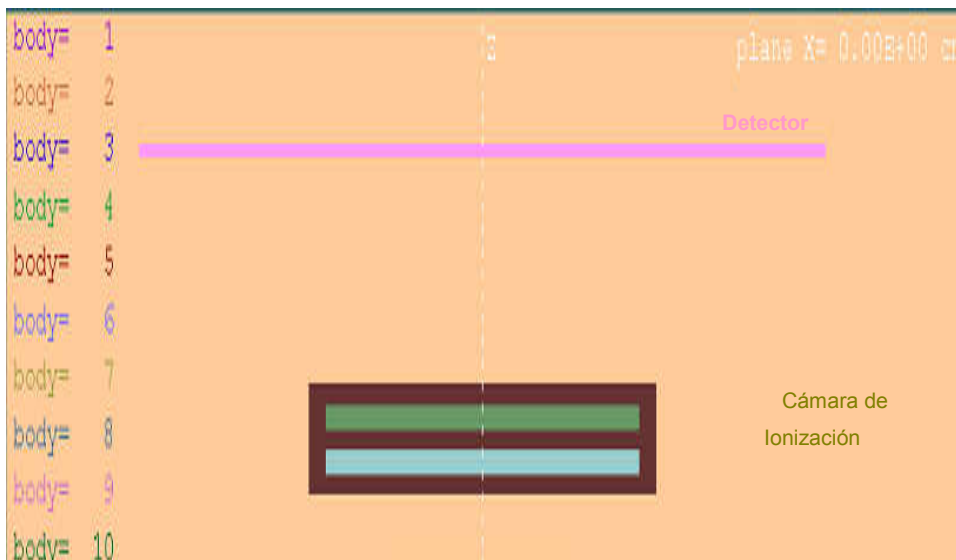
### 3.4.2.5 Cámara de ionización

El haz de fotones plano, proveniente del filtro aplanador incurre sobre las cámaras monitoras de dosis. La tarea de dichas cámaras de ionización es monitorear la tasa de dosis, la dosis integrada y la simetría del campo. La composición de las cámara de ionización para este *linac* está dado por materiales de aire y alumina (Tabla 5.) formado por un determinado espesor. Los coeficientes de atenuación son muy bajos y por lo tanto su participación es insignificante, pero igual se le considerara. Las superficies que lo limitan están formadas por planos y cilindros.

**TABLA 5.** Materiales que componen la CI del Linac Mevatron KD2

Componente del LINAC	Material
Cámara de ionización	Aire
	Alumina

Valorando los datos de la Tabla 5, se elaboró la geometría y PENELOPE creó el archivo que permite obtener la gráfica en 2D de la cámara de ionización y el detector (Figura19).



**Figura 19.** Geometría de La cámara de ionización y el detector.

### 3.4.2.6 Detector

El detector, así como la cámara de ionización tienen coeficiente de atenuación bajo debido al material que lo constituye, en este caso aire. Su espesor es obtenido también de las recomendaciones de Salvat *et al.* (Figura 19).

### 3.4.2.7 Colimador secundario

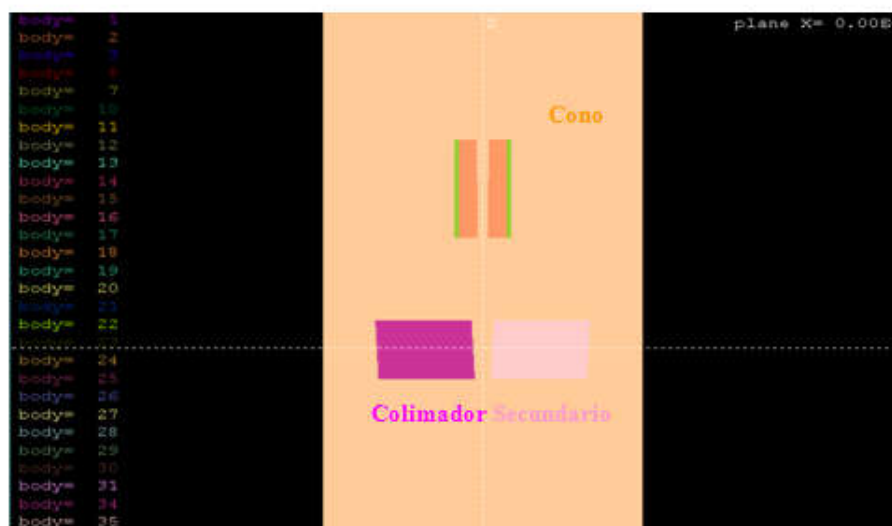
Después de pasar el haz de fotones por las cámaras monitoras, de nuevo es colimado por un colimador de rayos X móvil, que reside en dos pares de mandíbulas, que permiten una apertura de 0 x 0 cm<sup>2</sup> a 40 x 40 cm<sup>2</sup> planeado a un trayecto estándar de 100 cm desde la fuente de rayos X.

El colimador secundario básicamente está compuesto de aire y tungsteno (Tabla 6). Su espesor podemos obtenerlo de la referencia de la Configuración del acelerador.

Considerando los datos de la Tabla 6, se elaboró la geometría y PENELOPE creó el archivo que permite obtener la gráfica en 2D del colimador secundario (Figura 20).

**TABLA 6.** Materiales que componen el Colimador secundario del Linac Mevatron KD2

Componente del LINAC	Material
Colimador Secundario	Aire
	Tungsteno



*Figura 20. Geometría del Colimador Secundario y del Cono.*

### 3.4.2.8 Cono

Cono o colimador terciario es un componente que es considerado como parte de la técnica de colimación para tratamientos de radiocirugía. El diámetro del cono empleado en el tratamiento dependerá del tamaño de la lesión a tratar.

Los conos empleados para tratamiento de radiocirugía en el COL está formado por dos materiales: el plomo y el acero. (Tabla 7)

El cono empleado para los datos simulados de PDD y perfiles es del diámetro de 24 mm; mientras que para los Factores de Campo a ser medidas puntuales, se simularon además los conos con diámetro de 10 mm, 30 mm y 40 mm. Las medidas del cono fueron medidas directamente del mismo cono utilizado para las medidas experimentales de radiocirugía, y el espesor de cada material fue dado directamente por el fabricante.

Valorando los datos de la Tabla 7, se elaboró la geometría y PENELOPE creó el archivo que permite obtener la gráfica en 2D del cono (Figura 20).

**TABLA 7.** Materiales que componen el Cono de Radiocirugía del Linac Mevatron KD2

Componente del LINAC	Material	
Cono	Plomo	
	Acero	Hierro (98%)
		Carbono (2%)
Fantoma	Agua	

### 3.4.2.9 Fantoma

La función principal de este componente es simular al paciente, la cual fue dividido en voxels donde se pudo evaluar mediante la simulación de MC los parámetros dosimétricos tales, porcentaje de dosis en profundidad, factor de campo y otras. Las dimensiones del fantoma fueron de 40 x 40 x 40 cm<sup>3</sup>. . El material usado en el fantoma fue agua (Tabla 7).

A partir de estos datos, se grafica usando el GVIEW2D en 2-D, Figura. 21.

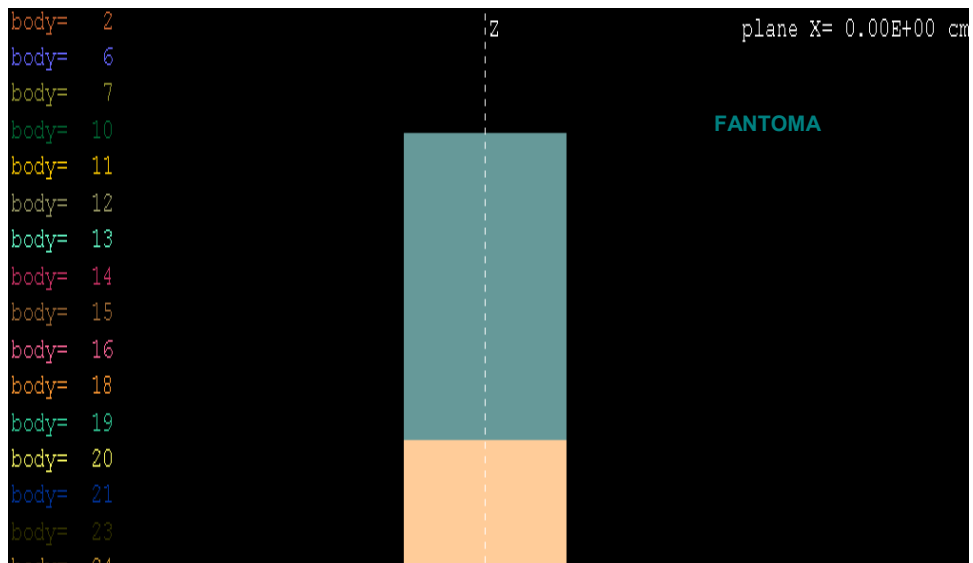


Figura 21. Geometría del fantoma

Teniendo los archivos de cada geometría, se juntaron se juntaron todos en el archivo PENMAIN.GEO, para obtener toda la geometría del acelerador lineal Siemens/Mevatrón KD2.

### 3.5 Control de Calidad de sistema de Planificación de Tratamiento (TPS)

Para lleva a cabo el Control de Calidad del Sistema de Planificación se procedió a diseñar un fantoma que simule la cabeza de un paciente. Se realizaron todo los procedimientos que se llevarían a cabo para entregar un tratamiento de radiocirugía, como son: la colocación del marco estereotáxico, adquisición de imágenes tomográficas, aplicación del Test de Winston Lutz, planificación del tratamiento, dosimetría en tiempo real.

#### 3.5.1 Equipos para Control de Calidad del Sistema de Planificación

- Fantoma: Melón 22 x 18 cm<sup>2</sup>
- Billas de plomo 2 x 2 mm<sup>2</sup>
- Algodón
- Marco estereotáxico.
- Accesorios de radiocirugía: Portaconos, conos de 15 mm y 30 mm.
- Fantoma del Test de Winston – Lutz.

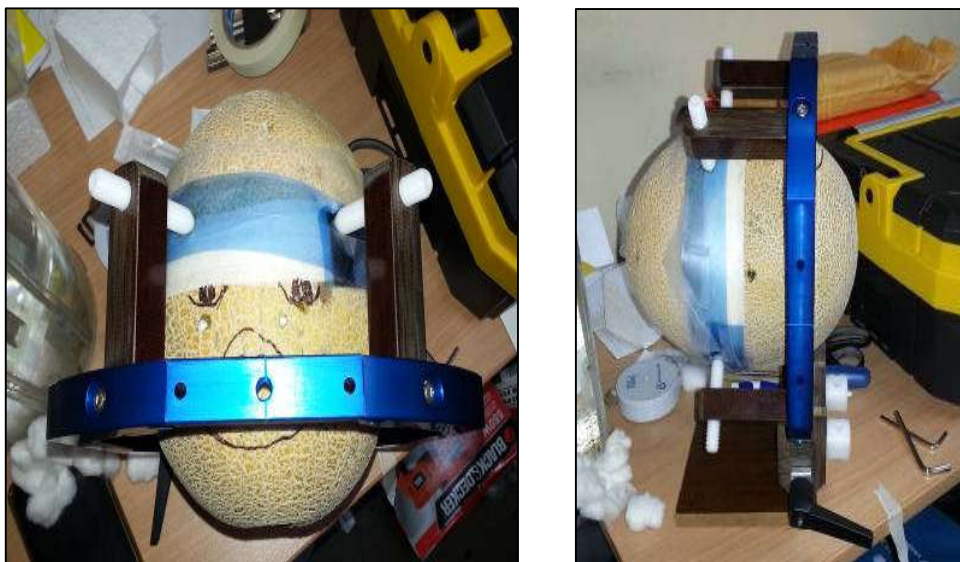


- Micro Cámara de ionización “Pin Point Chamber PTW 310014 for Radiosurgery”.  
Diámetro: 3.7 mm. Caperuza: 9.7 mm. Volumen de colección 0.015 cm<sup>3</sup>
- Linac: MEVATRON KD2.
- Electrómetro: Standard Imaging Modelo CDX-200B Serie B091953.
- Tomógrafo: Siemens Somaton Emotion 6.
- Sistema de Planificación: BlueFrame SRS – FiMe ©
- Películas oncológicas: Carestream, Oncology EC Film 35 x 43 cm<sup>2</sup>.
- Computadora: Procesador Intel Core 2 Duo, de 2.4 GHz. Fabricante del Sistema: PCCHIPS modelo P17G. Memoria 3 GB de RAM.

### 3.5.2 Diseño del Fantoma

Se utilizó un melón para simular la cabeza de un paciente (Fig. 22), se hicieron perforaciones al melón y se introdujeron marcadores radiopacos por cada orificio, estos marcadores van a simular las lesiones a tratar; con lo que se consigue tener 10 “lesiones”, para sellar el orificio se utilizó algodón.

Se colocó el melón en el marco estereotáxico, en el cual se introdujo la cámara de ionización para realizar la “dosimetría *in vivo*”.



*Figura 22.* Diseño del Fantoma para Control de Calidad del TPS y colocación del marco estereotáxico.

### 3.5.3 Adquisición de Imágenes Tomográficas

Para realizar la adquisición de las imágenes tomográficas, primero se procedió a colocar los tres fidusiales respectivos para este tipo de estudio, uno en posición anterior y los otros dos en la posición lateral derecha e izquierda.

El fantoma fue llevado al tomógrafo y se hicieron la adquisición de imágenes, según el protocolo de radiocirugía, el cual involucra, reconstrucción en cortes axiales, cortes de 1mm de espesor y un campo de visión (FOV) de 320 mm.

Se puede observar en la Fig. 23, la adquisición de las imágenes, las cuales deben incluir los nueve puntos correspondientes a los fidusiales colocados.

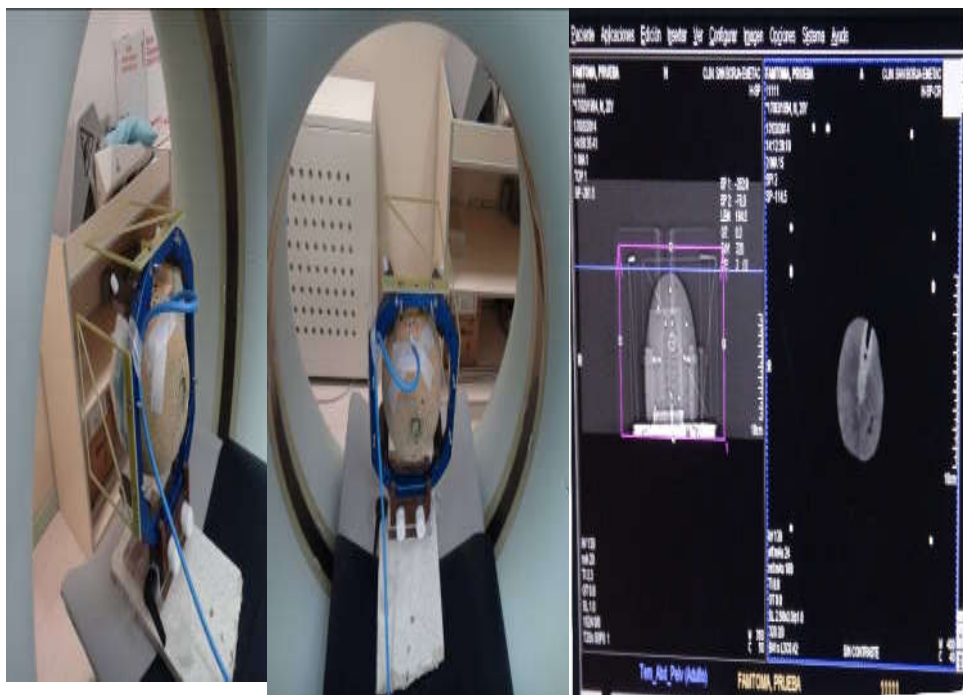
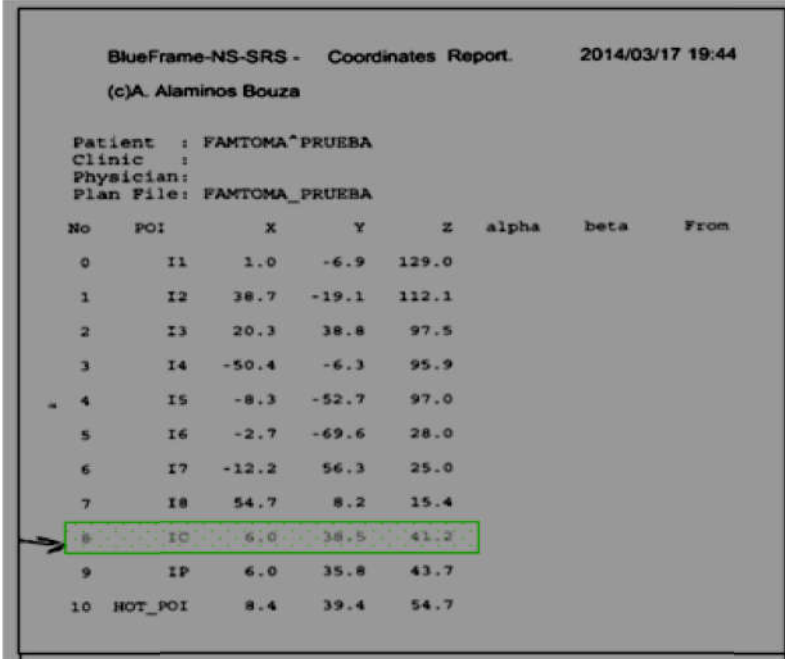


Figura 23. Adquisición de Imágenes Tomográficas del fantoma con los fidusiales colocados, según protocolo de radiocirugía.

### 3.5.4 Planificación

Se introducen las imágenes al sistema de planificación. De todos los posibles *target* se va a utilizar el punto donde se encuentra localizada la cámara de ionización, que corresponde al punto N° 8 en la figura. 24.



BlueFrame-NS-SRS - Coordinates Report. 2014/03/17 19:44  
(c)A. Alaminos Bouza

Patient : FANTOMA^PRUEBA  
Clinic :  
Physician:  
Plan File: FANTOMA\_PRUEBA

No	POI	X	Y	Z	alpha	beta	From
0	I1	1.0	-6.9	129.0			
1	I2	38.7	-19.1	112.1			
2	I3	20.3	38.8	97.5			
3	I4	-50.4	-6.3	95.9			
4	I5	-8.3	-52.7	97.0			
5	I6	-2.7	-69.6	28.0			
6	I7	-12.2	56.3	25.0			
7	I8	54.7	8.2	15.4			
8	I9	6.0	38.5	41.2			
9	IP	6.0	35.8	43.7			
10	HOT_POI	8.4	39.4	54.7			

Figura 24. Puntos que simulan 10 lesiones diferentes en un paciente. Punto 8 utilizado para control de calidad del TPS.

Se realiza la planificación para ese punto, entregando a dicho punto 12 Gy (*target dose*) en 4 arcos de tratamiento, para la curva de isodosis del 80% (*target percent selected*) con cono promedio de diámetro de 30 mm, cada arco de tratamiento tiene un desplazamiento de 120°. (Figura 25).

```

***** BlueFrame SRS - FiMe (c)A.Alaminos Bouza *****
***** RADIOSURGERY PROTOCOL *****

Registered user: Meipa SAC. Lima. Peru

Patient Name      :FANTOMA^PRUEBA
Physician        :
Plan File        :FANTOMA_PRUEBA
Clinic          :

Target Percent Selected: 80.0
Target Dose      [cGy]: 1200.0
Equipment        :                               1.000 cGy/MU (16/4/2013)

Target   X       Y       Z   COUCH  GANTRY  ARC    COLLIM  WEIGHT  MU
IC       6.0    38.5    41.2  40.0   30.0  120.0   30.0    1.00   502.3
IC       6.0    38.5    41.2  80.0   30.0  120.0   30.0    1.00   502.3
IC       6.0    38.5    41.2  340.0  210.0  120.0   30.0    1.00   502.3
IC       6.0    38.5    41.2  300.0  210.0  120.0   30.0    1.00   502.3

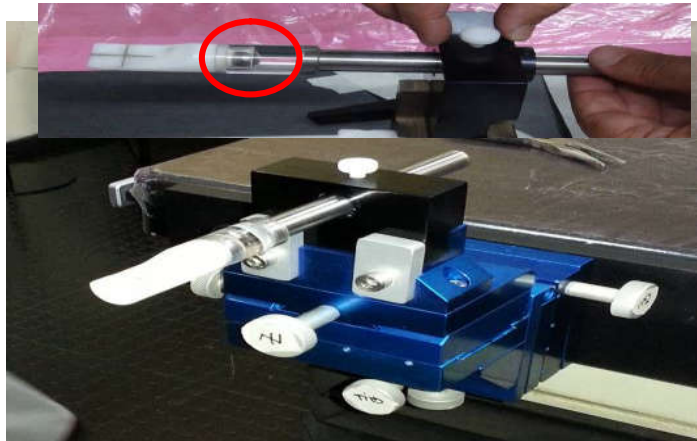
```

*Figura 25.* Planificación del tratamiento. Dosis entrega de 12 Gy al 80% al isocentro (punto 8).

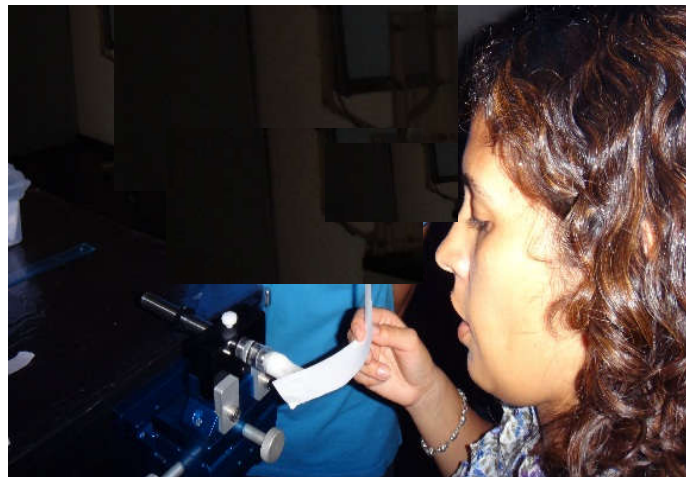
Con la planificación ya lista, se procedió a realizar el control de calidad anterior al tratamiento aplicando el Test de Winston – Lutz.

### **3.5.5 Control de Calidad para Tratamiento de Radiocirugía. Test de Winston – Lutz.**

Se inicia uniendo el colimador utilizado para radiocirugía al cabezal del gantry. Se localiza la esfera metálica del fantoma de Winston – Lutz (Figura 26) lo más cerca posible del isocentro, alineando las marcas en el espectro con los láseres de la sala de tratamiento (Figura 27).



*Figura 26.* Fantoma de Winston – Lutz.



*Figura 27.* Alineación del Fantoma de Winston – Lutz con los láseres de la sala de tratamiento.

El haz colimado (Figura 28) se utiliza para exponer la película de prueba radiográfica montada perpendicular a la dirección del haz en un soporte detrás de la esfera metálica.

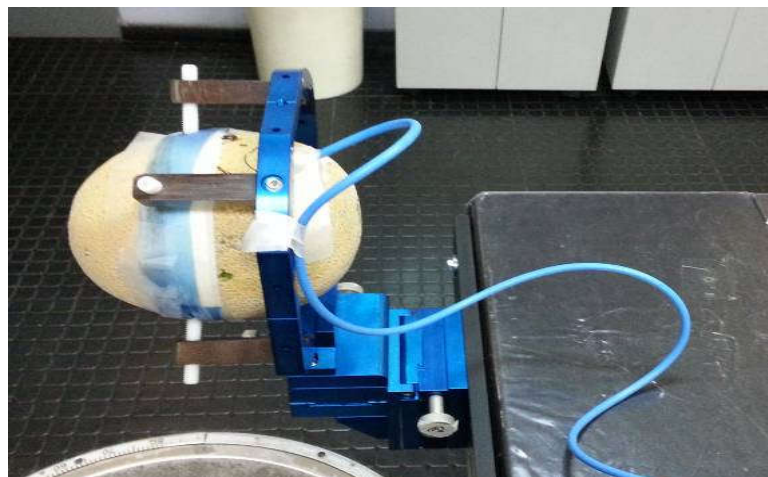
La diferencia entre el centro de la esfera de sombra y el centro de campo revela el movimiento isocentro (que debe estar dentro de  $\pm 1$  mm para los tratamientos de estereotaxia). Las mediciones se deben repetir en los ángulos cardinales:  $0^\circ$ ,  $90^\circ$ ,  $180^\circ$  y  $270^\circ$ , lo que requiere el cambio de la posición de la película para cada configuración.



*Figura 28.* Haz colimado para el Test de Winston –Lutz.

### **3.5.6 Control de Calidad del Sistema de Planificación de Tratamiento**

Se procede a colocar el fantoma sobre la camilla de tratamiento, este se encuentra con la cámara de ionización colocada en el punto isocentro, y esta unidad conectada al electrómetro (Figura 29). Se adhiere las tres plantillas de localización en la vista lateral y anterior del fantoma (Figura 30).



*Figura 29.* Fantoma posicionado en la camilla de tratamiento



Figura 30. Plantillas de localización.

Se localizan las coordenadas del Isocentro (ISO) según la planificación del tratamiento realizada. Se ajustan las medidas exactas con los indicadores X, Y, Z.

Se tomaron verificadoras en los ángulos de  $0^\circ$ ,  $90^\circ$ ,  $180^\circ$  y  $270^\circ$  para ver la posición del ISO y se verificó la posición de acuerdo a lo planificado.

Se realizó la entrega del tratamiento con cada uno de los arcos según lo planificado y se anota las medidas dadas por el electrómetro en unidades de carga como si se hiciera una "dosimetría *in vivo*".

## IV RESULTADOS

Antes de realizar las medidas dosimétricas experimentales para el sistema de radiocirugía, se evaluaron los diferentes parámetros de seguridad, mecánicos y dosimétricos; de tal manera que estos cumplieran con los niveles de tolerancia respectivos.

### 4.1 Resultados Obtenidos con Método Experimental

Las medidas de los datos dosimétricos obtenidos experimentalmente para radiocirugía fueron procesadas con el programa *EXCEL* y se utilizó el programa *Table Curve 2D for Win32* para analizar y afinar los datos obtenidos y poder realizar la construcción de tablas y gráficos. Así también estos fueron confrontados con los logrados con el programa de simulación de Monte Carlo (PENELOPE) con el propósito de identificar posibles incertidumbres en esta técnica de dosimetría que se realizó.

#### 4.1.1 Factor de Campo

##### 4.1.1.1 Factor de Campo Medidos

Para el análisis de repetitividad se realizaron 5 medidas por cada lectura, presentando una incertidumbre estándar relativa de 0,2 hasta 1,26 %. La incertidumbre crece con la disminución del tamaño de campo.

Se consideró un  $PDD(10 \times 10 \text{ cm}^2, 5 \text{ cm}) = 86.3\%$  y una lectura para estas condiciones de  $D(10 \times 10 \text{ cm}^2, 5 \text{ cm}) = 0.21275 \text{ nC}$ .

El programa *Table Curve 2D for Win32* se utilizó para analizar y afinar los datos obtenidos experimentalmente para el Factor de Campo (*OF*).

Al realizar la comparación entre estos dos valores se puede observar que la variación porcentual, entre los valores obtenidos experimentalmente y los obtenidos por medio del programa *Table Curve 2D for Win32* son mínimos, ver la gráfica de la figura 31 y la Tabla 10.



**TABLA 8.** Factores de Campo Medidos y Ajustados con el Programa *TableCurve 2D FOR WIN 32*

<b>Col[mm]</b>	<b>D(5 cm)[nC]</b>	<b>PDD(5 cm)</b>	<b>OF med</b>	<b>OF ajust</b>	<b>Dif[%]</b>
6	0.1162±0.003	79.24	0.5948±0.003	0.5948±0.003	-0.007
9	0.1322±0.003	79.89	0.6712±0.003	0.6716±0.003	0.053
12	0.1438±0.003	79.8	0.7310±0.003	0.7301±0.003	-0.118
15	0.1564±0.003	80.62	0.7869±0.003	0.7897±0.003	0.352
18	0.1659±0.003	80.99	0.8309±0.003	0.8304±0.003	-0.062
21	0.1747±0.003	81.49	0.8696±0.003	0.8686±0.003	-0.117
24	0.1796±0.003	81.92	0.8893±0.003	0.8892±0.003	-0.013
27	0.184±0.003	82.19	0.9081±0.003	0.9086±0.003	0.054
30	0.1872±0.003	82.59	0.9194±0.003	0.9192±0.003	-0.025
33	0.1898±0.003	82.78	0.9301±0.003	0.9302±0.003	0.015
36	0.1922±0.003	83.02	0.9391±0.003	0.9389±0.003	-0.021
39	0.1945±0.003	83.27	0.9475±0.003	0.9480±0.003	0.054
42	0.1968±0.003	83.52	0.9558±0.003	0.9554±0.003	-0.044

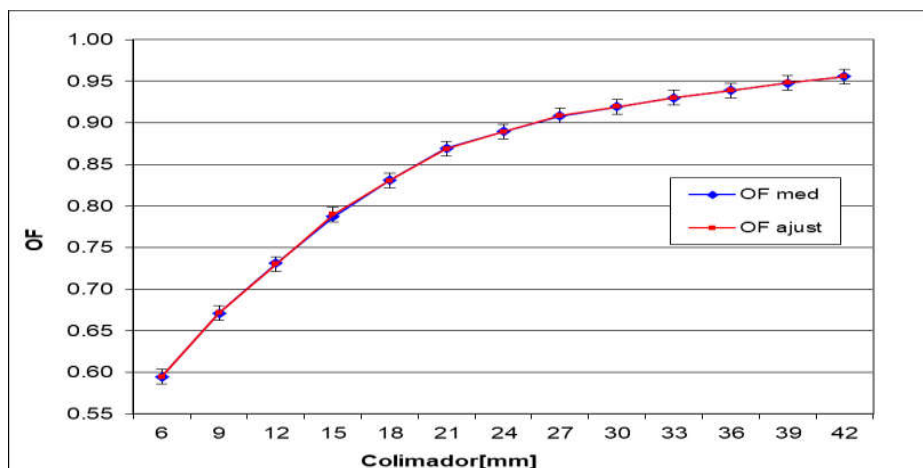


Figura 31. Factores de campo medidos versus los ajustados con Programa Table

Curve 2D for Win32

#### 4.1.1.2 Factores de Campo Medidos y con Corrección según TRS N°483

Se utilizó el valor de corrección para factor de campo pequeño, para el modelo de nuestro dosímetro (CI) utilizado en el trabajo según el TRS 483 (Tabla 11). Al no tenerse en la bibliografía un factor de corrección para campos menores de 10 mm, se consideró los colimadores a partir de 12 mm. Obteniendo los resultados de la tabla 11 y de la figura 32.

TABLA 9. Factores de Campo Medidos y Corregidos según TRS N°483

Col[mm]	OF Medido	OF Medido cc	Dif[%]
12	0.7301±0.003	0.7600±0.003	4.1000
15	0.7897±0.003	0.8079±0.003	2.3000
18	0.8304±0.003	0.8425±0.003	1.4600
21	0.8686±0.003	0.8764±0.003	0.9000
24	0.8892±0.003	0.8936±0.003	0.5000
27	0.9086±0.003	0.9115±0.003	0.3200
30	0.9192±0.003	0.9210±0.003	0.2000
33	0.9302±0.003	0.9315±0.003	0.1400
36	0.9389±0.003	0.9397±0.003	0.0800
39	0.9480±0.003	0.9482±0.003	0.0200
42	0.9554±0.003	0.9554±0.003	0.0000

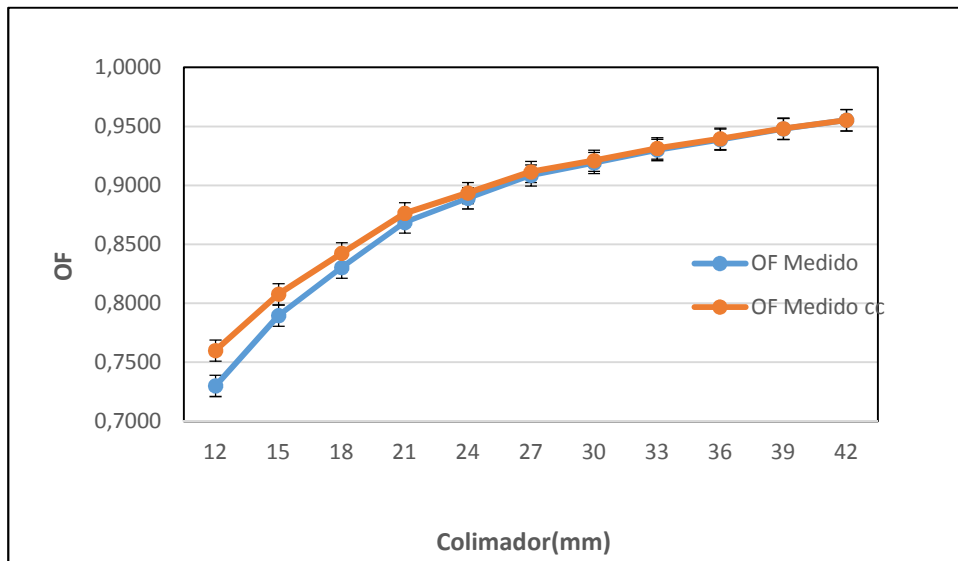


Figura 32. Factores de campo con corrección según Protocolo TRS N° 483.

#### 4.1.2 Porcentaje de Dosis Profundidad (PDD)

En la figura 33, se presentan los valores medidos de los *PDD*, conseguidos con CI, para fotones de 6 MV, a un SSD = 100 cm, para los 13 colimadores utilizados para radiocirugía. Tabla 12.

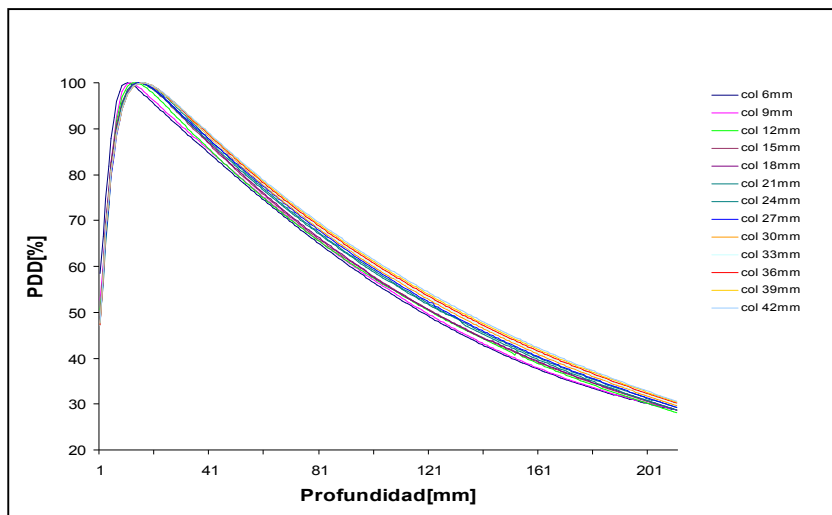


Figura 33. PDD medido experimentalmente para cada uno de los colimadores de radiocirugía, para el linac Siemens MEVATRON KD2.

**TABLA 10.** Porcentajes de Dosis en Profundidad Medidos con Microcámara.

<b>Prof [mm]</b>	<b>col 6mm</b>	<b>col 9mm</b>	<b>col 12mm</b>	<b>col 15m m</b>	<b>col 18mm</b>	<b>col 21mm</b>	<b>col 24mm</b>	<b>col 27mm</b>	<b>col 30mm</b>	<b>col 33mm</b>	<b>col 36mm</b>	<b>col 39mm</b>	<b>col 42mm</b>
0	92,47	88,25	87,68	87,27	86,62	85,26	85,74	84,41	85,35	85,23	85,23	85,26	85,31
1	95,85	92,65	91,76	90,87	90,29	89,66	89,47	88,44	89,10	88,99	88,98	89,00	89,03
2	98,06	95,86	94,75	93,63	93,14	92,98	92,40	91,68	92,06	91,97	91,95	91,95	91,98
3	99,33	97,99	96,85	95,72	95,32	95,43	94,68	94,22	94,37	94,30	94,28	94,27	94,29
4	99,90	99,26	98,28	97,28	96,96	97,19	96,42	96,17	96,16	96,09	96,07	96,06	96,07
5	100,00	99,86	99,20	98,40	98,16	98,41	97,72	97,63	97,50	97,45	97,43	97,41	97,42
6	99,80	100,00	99,73	99,17	99,00	99,21	98,67	98,67	98,49	98,45	98,44	98,42	98,42
7	99,43	99,84	99,98	99,66	99,55	99,70	99,32	99,38	99,19	99,16	99,15	99,13	99,13
8	98,97	99,50	100,00	99,92	99,87	99,94	99,73	99,80	99,64	99,63	99,62	99,60	99,60
9	98,46	99,06	99,86	100,00	100,00	100,00	99,94	99,99	99,90	99,89	99,89	99,88	99,88
10	97,92	98,56	99,60	99,93	99,98	99,91	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00
11	97,38	98,03	99,24	99,74	99,83	99,71	99,93	99,87	99,96	99,97	99,98	99,99	99,99
12	96,83	97,49	98,82	99,46	99,58	99,42	99,75	99,62	99,82	99,84	99,85	99,87	99,87
13	96,28	96,94	98,34	99,10	99,26	99,06	99,48	99,28	99,59	99,61	99,63	99,66	99,67
14	95,73	96,40	97,82	98,68	98,86	98,65	99,15	98,88	99,29	99,32	99,35	99,38	99,39
15	95,19	95,85	97,28	98,22	98,42	98,20	98,75	98,43	98,93	98,96	99,00	99,04	99,06
16	94,64	95,30	96,71	97,72	97,94	97,72	98,32	97,93	98,52	98,56	98,61	98,65	98,68
17	94,09	94,76	96,12	97,18	97,42	97,21	97,84	97,42	98,07	98,12	98,17	98,23	98,26
18	93,55	94,21	95,53	96,63	96,88	96,68	97,34	96,88	97,59	97,65	97,71	97,78	97,81
19	93,00	93,67	94,92	96,05	96,32	96,14	96,81	96,32	97,09	97,16	97,22	97,30	97,34
20	92,46	93,12	94,31	95,47	95,74	95,58	96,27	95,76	96,57	96,64	96,72	96,80	96,85
21	91,92	92,58	93,70	94,87	95,15	95,02	95,71	95,20	96,04	96,11	96,20	96,28	96,34
22	91,37	92,04	93,09	94,27	94,56	94,45	95,14	94,63	95,49	95,57	95,66	95,76	95,83

23	90,83	91,50	92,47	93,66	93,95	93,88	94,57	94,06	94,93	95,02	95,12	95,22	95,30
24	90,29	90,96	91,86	93,05	93,35	93,30	93,98	93,49	94,37	94,46	94,57	94,68	94,77
25	89,76	90,42	91,25	92,43	92,74	92,72	93,40	92,93	93,80	93,90	94,01	94,13	94,23
26	89,22	89,88	90,64	91,82	92,13	92,14	92,81	92,36	93,22	93,33	93,45	93,58	93,68
27	88,68	89,34	90,04	91,21	91,51	91,56	92,21	91,80	92,65	92,76	92,89	93,03	93,14
28	88,14	88,81	89,43	90,59	90,90	90,98	91,62	91,25	92,08	92,19	92,33	92,47	92,59
29	87,61	88,27	88,83	89,98	90,30	90,40	91,03	90,69	91,50	91,62	91,77	91,91	92,04
30	87,08	87,74	88,24	89,38	89,69	89,82	90,44	90,14	90,92	91,05	91,20	91,36	91,50
31	86,55	87,21	87,65	88,77	89,08	89,25	89,85	89,59	90,35	90,49	90,64	90,80	90,95
32	86,01	86,68	87,06	88,17	88,48	88,68	89,27	89,05	89,78	89,92	90,08	90,25	90,40
33	85,48	86,15	86,48	87,57	87,88	88,10	88,68	88,51	89,21	89,35	89,52	89,70	89,86
34	84,96	85,62	85,90	86,97	87,29	87,54	88,10	87,97	88,64	88,79	88,97	89,15	89,32
35	84,43	85,09	85,32	86,38	86,70	86,97	87,52	87,43	88,07	88,23	88,41	88,60	88,78
36	83,90	84,56	84,75	85,79	86,11	86,41	86,95	86,90	87,51	87,67	87,86	88,06	88,24
37	83,38	84,04	84,18	85,21	85,52	85,85	86,38	86,36	86,95	87,12	87,31	87,51	87,71
38	82,86	83,52	83,62	84,63	84,94	85,29	85,81	85,84	86,40	86,56	86,76	86,97	87,17
39	82,34	82,99	83,06	84,05	84,37	84,74	85,24	85,31	85,84	86,01	86,22	86,43	86,64
40	1,82	82,47	82,51	83,48	83,79	84,19	84,68	84,78	85,29	85,47	85,68	85,90	86,11
41	81,30	81,95	81,96	82,91	83,22	83,64	84,12	84,26	84,74	84,93	85,14	85,37	85,59
42	80,78	81,44	81,41	82,35	82,66	83,10	83,57	83,74	84,20	84,39	84,61	84,84	85,07
43	80,27	80,92	80,87	81,79	82,10	82,56	83,01	83,22	83,66	83,85	84,08	84,31	84,55
44	79,76	80,41	80,33	81,23	81,54	82,02	82,47	82,70	83,12	83,32	83,55	83,79	84,03
45	79,24	79,89	79,80	80,68	80,99	81,49	81,92	82,19	82,59	82,78	83,02	83,27	83,52
46	78,74	79,38	79,27	80,13	80,44	80,96	81,38	81,68	82,05	82,26	82,50	82,75	83,01
47	78,23	78,87	78,74	79,58	79,89	80,43	80,84	81,16	81,53	81,73	81,98	82,24	82,50
48	77,72	78,37	78,22	79,04	79,35	79,91	80,31	80,66	81,00	81,21	81,47	81,73	82,00
49	77,22	77,86	77,70	78,51	78,81	79,38	79,78	80,15	80,48	80,70	80,96	81,22	81,50
50	76,71	77,36	77,18	77,97	78,28	78,87	79,26	79,64	79,96	80,18	80,45	80,72	81,00
51	76,21	76,86	76,67	77,44	77,75	78,35	78,73	79,14	79,45	79,67	79,94	80,22	80,50
52	75,71	76,36	76,16	76,92	77,22	77,84	78,21	78,64	78,94	79,16	79,44	79,72	80,01
53	75,22	75,86	75,66	76,40	76,70	77,33	77,70	78,14	78,43	78,66	78,94	79,22	79,52

54	74,72	75,36	75,16	75,88	76,18	76,83	77,19	77,64	77,93	78,16	78,44	78,73	79,03
55	74,23	74,87	74,66	75,37	75,66	76,33	76,68	77,15	77,43	77,66	77,95	78,24	78,55
56	73,74	74,37	74,17	74,86	75,15	75,83	76,17	76,65	76,93	77,17	77,46	77,75	78,07
57	73,25	73,88	73,67	74,35	74,65	75,33	75,67	76,16	76,43	76,68	76,97	77,27	77,59
58	72,76	73,39	73,19	73,85	74,14	74,84	75,17	75,67	75,94	76,19	76,49	76,79	77,11
59	72,28	72,91	72,70	73,35	73,64	74,35	74,68	75,19	75,45	75,70	76,00	76,31	76,64
60	71,80	72,42	72,22	72,85	73,14	73,87	74,19	74,70	74,97	75,22	75,53	75,84	76,17
61	71,31	71,94	71,75	72,36	72,65	73,38	73,70	74,22	74,49	74,74	75,05	75,37	75,70
62	70,84	71,46	71,27	71,87	72,16	72,90	73,21	73,74	74,01	74,27	74,58	74,90	75,24
63	70,36	70,98	70,80	71,39	71,68	72,43	72,73	73,26	73,53	73,79	74,11	74,43	74,78
64	69,89	70,50	70,33	70,91	71,19	71,95	72,25	72,79	73,06	73,32	73,64	73,97	74,32
65	69,41	70,03	69,87	70,43	70,71	71,48	71,78	72,32	72,59	72,86	73,18	73,51	73,86
66	68,94	69,56	69,41	69,95	70,24	71,02	71,31	71,85	72,12	72,39	72,72	73,05	73,41
67	68,48	69,09	68,95	69,48	69,77	70,55	70,84	71,38	71,66	71,93	72,26	72,59	72,96
68	68,01	68,62	68,50	69,01	69,30	70,09	70,37	70,92	71,20	71,48	71,81	72,14	72,51
69	67,55	68,16	68,04	68,55	68,83	69,63	69,91	70,45	70,74	71,02	71,35	71,69	72,06
70	67,09	67,69	67,60	68,09	68,37	69,18	69,45	69,99	70,29	70,57	70,90	71,25	71,62
71	66,63	67,23	67,15	67,63	67,91	68,72	69,00	69,54	69,84	70,12	70,46	70,80	71,18
72	66,17	66,77	66,71	67,18	67,46	68,27	68,54	69,08	69,39	69,67	70,01	70,36	70,74
73	65,72	66,32	66,27	66,73	67,00	67,83	68,09	68,63	68,94	69,23	69,57	69,92	70,31
74	65,27	65,86	65,83	66,28	66,56	67,38	67,65	68,18	68,50	68,79	69,14	69,49	69,87
75	64,82	65,41	65,40	65,84	66,11	66,94	67,20	67,73	68,06	68,35	68,70	69,06	69,44
76	64,37	64,96	64,97	65,40	65,67	66,50	66,76	67,29	67,62	67,92	68,27	68,63	69,02
77	63,93	64,52	64,54	64,96	65,23	66,07	66,33	66,85	67,19	67,49	67,84	68,20	68,59
78	63,49	64,07	64,11	64,52	64,79	65,63	65,89	66,41	66,76	67,06	67,41	67,77	68,17
79	63,05	63,63	63,69	64,09	64,36	65,20	65,46	65,98	66,33	66,63	66,99	67,35	67,75
80	62,61	63,19	63,27	63,66	63,93	64,78	65,03	65,54	65,91	66,21	66,57	66,93	67,33
81	62,17	62,75	62,86	63,24	63,50	64,35	64,61	65,11	65,48	65,79	66,15	66,51	66,92
82	61,74	62,32	62,44	62,82	63,08	63,93	64,18	64,69	65,06	65,37	65,73	66,10	66,50
83	61,31	61,89	62,03	62,40	62,66	3,51	63,77	64,26	64,64	64,95	65,32	65,69	66,09
84	60,89	61,46	61,62	61,98	62,24	63,10	63,35	63,84	64,23	64,54	64,90	65,28	65,69

85	60,46	61,03	61,22	61,57	61,83	62,68	62,93	63,42	63,82	64,13	64,50	64,87	65,28
86	60,04	60,60	60,82	61,16	61,42	62,27	62,52	63,00	63,41	63,72	64,09	64,47	64,88
87	59,62	60,18	60,42	60,75	61,01	61,86	62,12	62,59	63,00	63,32	63,69	64,06	64,48
88	59,21	59,76	60,02	60,35	60,60	61,46	61,71	62,18	62,60	62,92	63,29	63,66	64,08
89	58,79	59,35	59,62	59,95	60,20	61,06	61,31	61,77	62,20	62,52	62,89	63,27	63,68
90	58,38	58,93	59,23	59,55	59,80	60,66	60,91	61,36	61,80	62,12	62,49	62,87	63,29
91	57,97	58,52	58,84	59,15	59,41	60,26	60,51	60,96	61,40	61,73	62,10	62,48	62,90
92	57,57	58,11	58,45	58,76	59,01	59,86	60,12	60,56	61,01	61,33	61,71	62,09	62,51
93	57,16	57,70	58,07	58,37	58,23	59,47	59,72	60,16	60,62	60,94	61,32	61,70	62,12
94	56,76	57,30	57,69	57,99	57,85	59,08	59,34	59,77	60,23	60,56	60,93	61,32	61,74
95	56,37	56,90	57,31	57,60	57,47	58,70	58,95	59,38	59,85	60,17	60,55	60,93	61,36
96	55,97	56,50	56,93	57,22	57,09	58,31	58,57	58,99	59,46	59,79	60,17	60,55	60,98
97	55,58	56,10	56,56	56,84	56,71	57,93	58,18	58,60	59,08	59,41	59,79	60,18	60,60
98	55,19	55,71	56,19	56,47	56,33	57,55	57,81	58,22	58,70	59,03	59,41	59,80	60,23
99	54,80	55,32	55,82	56,09	55,96	57,17	57,43	57,84	58,33	58,66	59,04	59,43	59,85
100	54,42	54,93	55,45	55,72	55,59	56,80	57,06	57,46	57,95	58,29	58,67	59,06	59,48
101	54,03	54,55	55,09	55,36	55,23	56,43	56,69	57,08	57,58	57,92	58,30	58,69	59,12
102	53,66	54,16	54,73	54,99	54,86	56,06	56,32	56,71	57,21	57,55	57,93	58,32	58,75
103	53,28	53,78	54,37	54,63	54,50	55,69	55,95	56,34	56,85	57,19	57,56	57,96	58,39
104	52,91	53,41	54,01	54,27	54,15	55,33	55,59	55,97	56,49	56,82	57,20	57,59	58,02
105	52,54	53,03	53,66	53,91	53,79	54,97	55,23	55,60	56,12	56,46	56,84	57,23	57,66
106	52,17	52,66	53,31	53,56	53,44	54,61	54,87	55,24	55,76	56,10	56,48	56,88	57,31
107	51,80	52,29	52,96	53,21	53,09	54,25	54,51	54,88	55,41	55,75	56,13	56,52	56,95
108	51,44	51,92	52,61	52,86	52,74	53,90	54,16	54,52	55,05	55,40	55,77	56,17	56,60
109	51,08	51,56	52,26	52,51	52,39	53,55	53,81	54,17	54,70	55,04	55,42	55,82	56,25
110	50,72	51,20	51,92	52,17	52,05	53,20	53,46	53,82	54,35	54,70	55,07	55,47	55,90
111	50,37	50,84	51,58	51,83	51,71	52,86	53,12	53,47	54,01	54,35	54,73	55,12	55,55
112	50,02	50,49	51,24	51,49	51,37	52,51	52,77	53,12	53,66	54,00	54,38	54,78	55,21
113	49,67	50,13	50,91	51,15	51,04	52,17	52,43	52,78	53,32	53,66	54,04	54,43	54,86
114	49,32	49,78	50,58	50,82	50,70	51,84	52,09	52,44	52,98	53,32	53,70	54,09	54,52
115	48,98	49,44	50,24	50,49	50,37	51,50	51,75	52,11	52,64	52,98	53,36	53,75	54,18

116	48,64	49,09	49,92	50,16	50,04	51,17	51,42	52,02	52,30	52,65	53,03	53,42	53,85
117	48,30	48,75	49,59	49,83	49,72	50,85	51,09	51,38	51,97	52,32	52,69	53,08	53,51
118	47,97	48,41	49,26	49,51	49,39	50,53	50,76	51,06	51,64	51,98	52,36	52,75	53,18
119	47,64	48,07	48,94	49,18	49,07	50,22	50,43	50,73	51,31	51,66	52,03	52,42	52,85
120	47,31	47,74	48,62	48,86	48,75	49,91	50,11	50,41	50,98	51,33	51,70	52,09	52,52
121	46,98	47,41	48,30	48,55	48,44	49,63	49,78	50,08	50,65	51,00	51,38	51,77	52,19
122	46,66	47,08	47,99	48,23	48,12	49,41	49,46	49,76	50,33	50,68	51,05	51,44	51,87
123	46,33	46,76	47,68	47,92	47,81	49,33	49,14	49,44	50,01	50,36	50,73	51,12	51,54
124	46,02	46,43	47,36	47,61	47,50	48,92	48,83	49,12	49,69	50,04	50,41	50,80	51,22
125	45,70	46,11	47,05	47,30	47,19	48,70	48,51	48,80	49,37	49,72	50,09	50,48	50,90
126	45,39	45,80	46,75	46,99	46,89	48,16	48,20	48,49	49,06	49,41	49,78	50,17	50,58
127	45,08	45,48	46,44	46,69	46,59	47,71	47,89	48,18	48,75	49,10	49,46	49,85	50,27
128	44,77	45,17	46,14	46,39	46,29	47,13	47,58	47,87	48,44	48,79	49,15	49,54	49,96
129	44,47	44,86	45,84	46,09	45,99	46,85	47,28	47,56	48,13	48,48	48,84	49,23	49,64
130	44,17	44,56	45,54	45,79	45,69	46,55	46,97	47,25	47,82	48,17	48,54	48,92	49,33
131	43,87	44,25	45,24	45,50	45,40	46,26	46,67	46,95	47,52	47,87	48,23	48,61	49,03
132	43,57	43,95	44,95	45,20	45,10	45,97	46,37	46,64	47,21	47,56	47,93	48,31	48,72
133	43,28	43,65	44,65	44,91	44,81	45,67	46,07	46,34	46,91	47,26	47,62	48,01	48,41
134	42,99	43,36	44,36	44,62	44,53	45,38	45,78	46,05	46,61	46,97	47,32	47,70	48,11
135	42,70	43,07	44,07	44,34	44,24	45,09	45,48	45,75	46,32	46,67	47,03	47,41	47,81
136	42,41	42,78	43,78	44,05	43,96	44,80	45,19	45,46	46,02	46,37	46,73	47,11	47,51
137	42,13	42,49	43,50	43,77	43,67	44,51	44,90	45,17	45,73	46,08	46,44	46,81	47,21
138	41,85	42,21	43,21	43,49	43,67	44,22	44,62	44,88	45,44	45,79	46,14	46,52	46,92
139	41,57	41,92	42,93	43,21	43,39	43,94	44,33	44,59	45,15	45,50	45,85	46,23	46,63
140	41,30	41,64	42,64	42,94	43,12	43,65	44,05	44,30	44,86	45,21	45,56	45,94	46,33
141	41,03	41,37	42,36	42,66	42,84	43,37	43,77	44,02	44,58	44,93	45,28	45,65	46,04
142	40,76	41,09	42,08	42,39	42,57	43,09	43,49	43,74	44,29	44,64	44,99	45,36	45,75
143	40,49	40,82	41,79	42,12	42,30	42,81	43,21	43,46	44,01	44,36	44,71	45,08	45,47
144	40,23	40,55	41,50	41,85	42,03	42,53	42,93	43,18	43,73	44,08	44,43	44,79	45,18
145	39,97	40,29	41,18	41,59	41,76	42,26	42,66	42,91	43,45	43,80	44,15	44,51	44,90
146	39,71	40,03	40,70	41,32	41,49	41,98	42,39	42,63	43,18	43,53	43,87	44,23	44,62



147	39,45	39,77	41,44	41,06	41,23	41,71	42,12	42,36	42,90	43,25	43,59	43,95	44,34
148	39,20	39,51	40,68	40,80	40,97	41,44	41,85	42,09	42,63	42,98	43,32	43,68	44,06
149	38,95	39,25	40,35	40,54	40,71	41,17	41,58	41,82	42,36	42,71	43,04	43,40	43,78
150	38,70	39,00	40,06	40,28	40,45	40,91	41,32	41,56	42,09	42,44	42,77	43,13	43,51
151	38,46	38,75	39,79	40,03	40,19	40,64	41,05	41,29	41,82	42,17	42,50	42,86	43,23
152	38,21	38,50	39,52	39,77	39,94	40,38	40,79	41,03	41,56	41,91	42,23	42,59	42,96
153	37,97	38,26	39,26	39,52	39,68	40,12	40,53	40,77	41,29	41,64	41,97	42,32	42,69
154	37,74	38,01	39,00	39,27	39,43	39,86	40,28	40,51	41,03	41,38	41,70	42,06	42,42
155	37,50	37,77	38,75	39,03	39,18	39,60	40,02	40,25	40,77	41,12	41,44	41,79	42,15
156	37,27	37,54	38,49	38,78	38,94	39,35	39,77	40,00	40,51	40,86	41,18	41,53	41,89
157	37,04	37,30	38,24	38,54	38,69	39,09	39,51	39,74	40,25	40,60	40,92	41,27	41,62
158	36,81	37,07	38,00	38,29	38,45	38,84	39,26	39,49	40,00	40,35	40,66	41,01	41,36
159	36,59	36,84	37,75	38,05	38,21	38,59	39,02	39,24	39,75	40,09	40,41	40,75	41,10
160	36,36	36,61	37,51	37,82	37,97	38,34	38,77	38,99	39,49	39,84	40,15	40,49	40,84
161	36,14	36,39	37,26	37,58	37,73	38,09	38,52	38,74	39,24	39,59	39,90	40,24	40,58
162	35,93	36,17	37,02	37,34	37,49	37,85	38,28	38,50	38,99	39,34	39,65	39,98	40,33
163	35,71	35,95	36,79	37,11	37,26	37,61	38,04	38,25	38,75	39,09	39,40	39,73	40,07
164	35,50	35,73	36,55	36,88	37,02	37,36	37,80	38,01	38,50	38,84	39,15	39,48	39,82
165	35,29	35,51	36,31	36,65	36,79	37,12	37,56	37,77	38,26	38,60	38,90	39,23	39,57
166	35,08	35,30	36,08	36,42	36,56	36,88	37,32	37,53	38,02	38,36	38,66	38,99	39,32
167	34,88	35,09	35,85	36,19	36,33	36,65	37,09	37,29	37,77	38,12	38,41	38,74	39,07
168	34,67	34,88	35,62	35,97	36,11	36,41	36,85	37,06	37,54	37,88	38,17	38,50	38,82
169	34,47	34,68	35,39	35,74	35,88	36,18	36,62	36,82	37,30	37,64	37,93	38,25	38,58
170	34,27	34,47	35,16	35,52	35,66	35,94	36,39	36,59	37,06	37,40	37,69	38,01	38,33
171	34,08	34,27	34,94	35,30	35,44	35,71	36,16	36,36	36,83	37,17	37,45	37,77	38,09
172	33,88	34,08	34,71	35,08	35,22	35,48	35,93	36,13	36,59	36,93	37,22	37,53	37,85
173	33,69	33,88	34,49	34,87	35,00	35,26	35,71	35,90	36,36	36,70	36,98	37,30	37,61
174	33,50	33,69	34,27	34,65	34,78	35,03	35,48	35,67	36,13	36,47	36,75	37,06	37,37
175	33,32	33,49	34,05	34,44	34,56	34,81	35,26	35,45	35,91	36,24	36,52	36,83	37,13
176	33,13	33,30	33,83	34,22	34,35	34,58	35,04	35,22	35,68	36,01	36,29	36,60	36,90
177	32,95	33,12	33,62	34,01	34,14	34,36	34,82	35,00	35,45	35,79	36,06	36,36	36,66

178	32,77	32,93	33,40	33,80	33,93	34,14	34,60	34,78	35,23	35,56	35,83	36,13	36,43
179	32,59	32,75	33,19	33,60	33,72	33,92	34,38	34,56	35,01	35,34	35,61	35,91	36,20
180	32,42	32,57	32,98	33,39	33,51	33,71	34,17	34,34	34,79	35,12	35,38	35,68	35,97
181	32,24	32,39	32,77	33,19	33,31	33,49	33,95	34,13	34,57	34,90	35,16	35,45	35,74
182	32,07	32,22	32,56	32,98	33,10	33,28	33,74	33,91	34,35	34,68	34,94	35,23	35,51
183	31,90	32,04	32,35	32,78	32,90	33,06	33,53	33,70	34,13	34,46	34,72	35,01	35,28
184	31,74	31,87	32,15	32,58	32,70	32,85	33,32	33,48	33,92	34,24	34,50	34,79	35,06
185	31,57	31,70	31,94	32,38	32,50	32,64	33,11	33,27	33,70	34,03	34,28	34,57	34,84
186	31,41	31,53	31,74	32,18	32,30	32,43	32,91	33,06	33,49	33,81	34,06	34,35	34,61
187	31,25	31,37	31,54	31,99	32,10	32,23	32,70	32,86	33,28	33,60	33,85	34,13	34,39
188	31,09	31,21	31,34	31,79	31,90	32,02	32,50	32,65	33,07	33,39	33,63	33,91	34,17
189	30,93	31,05	31,14	31,60	31,71	31,82	32,30	32,44	32,86	33,18	33,42	33,70	33,96
190	30,78	30,89	30,94	31,41	31,52	31,61	32,09	32,24	32,65	32,97	33,21	33,49	33,74
191	30,63	30,73	30,74	31,22	31,32	31,41	31,89	32,03	32,45	32,77	33,00	33,27	33,52
192	30,48	30,58	30,55	31,03	31,13	31,21	31,70	31,83	32,24	32,56	32,79	33,06	33,31
193	30,33	30,42	30,36	30,84	30,94	31,01	31,50	31,63	32,04	32,36	32,59	32,85	33,10
194	30,18	30,27	30,16	30,66	30,76	30,82	31,30	31,43	31,84	32,16	32,38	32,65	32,88
195	30,04	30,12	29,97	30,47	30,57	30,62	31,11	31,23	31,64	31,95	32,18	32,44	32,67
196	29,89	29,98	29,78	30,29	30,39	30,43	30,92	31,04	31,44	31,75	31,97	32,23	32,46
197	29,75	29,83	29,59	30,11	30,20	30,23	30,73	30,84	31,24	31,56	31,77	32,03	32,26
198	29,62	29,69	29,41	29,92	30,02	30,04	30,54	30,65	31,04	31,36	31,57	31,83	32,05
199	29,48	29,55	29,22	29,74	29,84	29,85	30,35	30,45	30,85	31,16	31,37	31,62	31,84
200	29,34	29,41	29,04	29,57	29,66	29,66	30,16	30,26	30,65	30,97	31,17	31,42	31,64
201	29,21	29,27	28,85	29,39	29,48	29,47	29,97	30,07	30,46	30,77	30,98	31,22	31,44
202	29,08	29,14	28,67	29,21	29,30	29,29	29,79	29,88	30,27	30,58	30,78	31,03	31,23
203	28,95	29,00	28,49	29,04	29,13	29,10	29,60	29,69	30,08	30,39	30,59	30,83	31,03
204	28,82	28,87	28,31	28,87	28,95	28,92	29,42	29,50	29,89	30,20	30,40	30,63	30,83
205	28,70	28,74	28,13	28,70	28,78	28,73	29,24	29,32	29,70	30,01	30,20	30,44	30,64
206	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
207	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
208	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00

209	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
210	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00

### 4.1.3 Perfiles

#### 4.1.3.1 Perfiles obtenidos Experimentalmente

Las medidas directas realizadas para los perfiles, cada uno a su respectiva profundidad se pueden apreciar en la Tabla 13, y las gráficas para cada profundidad realizada en la figura 34 y 35.

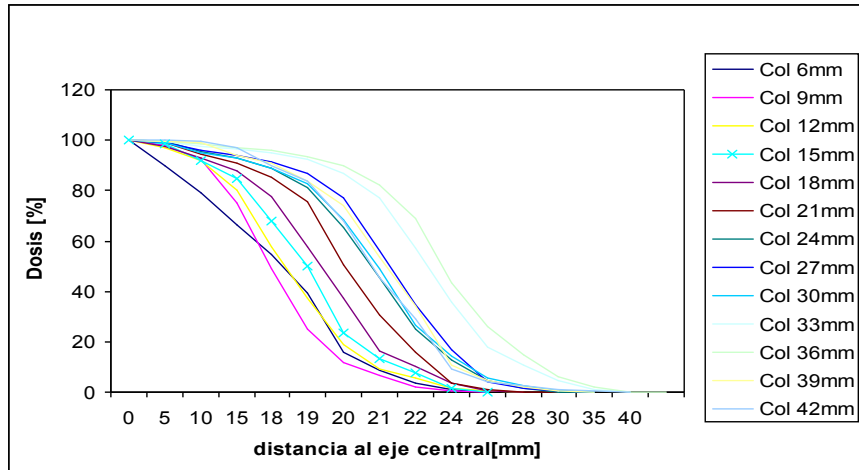


Figura 34. Perfil Medido a 2.5 cm de profundidad.

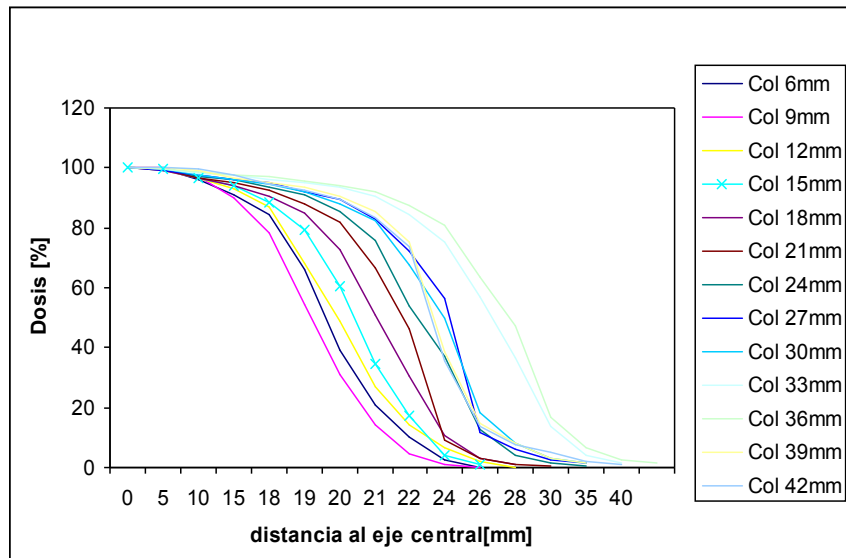


Figura 35. Perfil Medido a 8.8 cm de profundidad.

**TABLA 11.** Perfiles Medidos con Microcámara

Colimador 6 mm		
CAX[mm]	D=2,5 cm	D=8,8 cm
0	100,00	100,00
1	90,10	99,55
1,5	79,28	96,09
2	66,34	91,16
2,5	54,53	84,23
3	39,32	66,00
4	15,91	39,15
5	8,63	20,81
6	3,75	10,07
8	0,78	2,68
10	0,00	0,00

Colimador 9 mm		
CAX[mm]	D=2,5 cm	D=8,8 cm
0	100,00	100,00
1	98,22	100,00
2	92,61	97,33
3	75,26	89,84
4	48,91	78,34
5	24,91	54,55
6	11,86	30,84
7	6,82	14,26
9	1,95	4,55
11	0,29	1,16
13	0	0,00

Colimador 12 mm		
CAX[mm]	D=2,5 cm	D=8,8 cm

0	100,00	100,00
2	96,91	99,21
3	91,75	96,82
4	80,21	92,85
5	57,78	86,81
6	37,37	67,91
7	18,81	48,77
8	9,38	27,01
9	5,77	14,14
10	1,55	6,43
12	0,72	1,99
16	0,00	0,08

Colimador 15 mm		
CAX[mm]	D=2,5 cm	D=8,8 cm
0	100,00	100,00
2	98,44	99,78
4	92,00	96,86
5	84,89	93,94
6	67,82	88,25
7	50,27	79,12
8	23,65	60,55
9	13,12	34,51
10	7,41	17,44
13-	1,56	4,04
16	0,05	0,97

Colimador 18 mm		
CAX[mm]	D=2,5 cm	D=8,8 cm
0	100,00	100,00

3	97,74	99,28
5	92,99	96,84
6	87,77	94,18
7	77,85	90,66
8	57,53	84,99
9	37,11	72,84
10	16,23	50,93
11	9,97	30,53
13	3,53	10,70
16	0,66	2,87
19	0,00	0,86

Colimador 21 mm		
CAX[mm]	D=2,5 cm	D=8,8 cm
0	100,00	100,00
3	98,90	99,44
6	94,53	96,72
7	90,90	95,25
8	85,21	92,67
9	75,47	88,20
10	50,62	81,63
11	30,41	66,55
12	16,08	46,37
15	3,81	9,08
18	0,78	2,93
21	0,14	1,12
24	0,00	0,42

Colimador 24 mm		
CAX[mm]	D=2,5 cm	D=8,8 cm

0	100,00	100,00
3	99,55	99,52
7	95,32	97,25
8	93,05	95,95
9	88,83	93,48
10	81,21	90,87
11	65,55	85,45
12	45,57	75,91
13	24,97	54,08
14	12,57	36,99
16	4,54	12,63
19	1,32	4,12
22	0,23	1,65
25	0,00	0,69

Colimador 27 mm		
CAX[mm]	D=2,5 cm	D=8,8 cm
0	100,00	100,00
5	98,96	99,32
8	95,94	97,63
9	94,19	96,35
10	91,26	94,93
11	86,75	92,22
12	77,33	89,38
13	56,38	83,10
14	34,57	72,41
15	16,85	56,25
18	3,88	11,70
20	1,76	5,88
23	0,36	2,57
26	0,00	1,28

Colimador 30 mm		
CAX[mm]	D=2,5 cm	D=8,8 cm
0	100,00	100,00
5	99,24	99,80
10	95,12	97,45
11	92,92	95,85
12	88,98	94,64
13	82,71	91,96
14	68,29	87,88
15	48,90	82,59
16	26,78	67,45
17	14,11	49,83
19	5,42	18,29
21	2,64	8,24
25	0,27	2,88
28	0,00	1,54

Colimador 33 mm		
CAX[mm]	D=2,5 cm	D=8,8 cm
0	100,00	100,00
5	99,69	99,67
10	97,50	97,94
11	96,56	97,41
12	94,77	96,35
13	92,23	95,22
14	86,73	93,36
15	77,03	90,50
16	57,19	84,20
17	35,66	75,10
18	17,83	57,10



19	10,77	36,59
21	4,74	13,75
25	0,89	4,25
30	0,00	1,53

Colimador 36 mm		
CAX[mm]	D=2,5 cm	D=8,8 cm
0	100,00	100,00
5	99,78	99,87
10	98,57	98,75
12	96,79	97,70
13	95,81	97,11
14	93,54	95,72
15	89,71	94,21
16	82,27	91,97
17	69,18	87,43
18	43,34	80,72
19	26,01	63,68
20	14,79	47,30
22	6,15	16,91
25	1,92	6,38
30	0,22	2,30
33	0,00	1,51

Colimador 39 mm		
CAX[mm]	D=2,5 cm	D=8,8 cm
0	100,00	100,00
5	99,82	99,93
10	99,07	99,35
15	93,82	96,47

16	90,89	95,09
17	83,87	93,66
18	74,04	90,58
19	53,64	85,55
20	34,27	75,47
22	10,76	38,59
24	4,53	14,85
26	2,27	7,98
30	0,58	3,01
35	0,00	1,64

Colimador 42 mm		
CAX[mm]	D=2,5 cm	D=8,8 cm
0	100,00	100,00
5	100,00	99,94
10	99,47	99,42
15	97,12	97,66
18	89,98	94,81
19	83,69	92,73
20	67,69	89,62
21	45,61	83,32
22	28,90	73,78
24	9,26	35,76
26	4,34	13,82
28	2,35	7,53
30	1,15	4,93
35	0,31	2,21
40	0,00	1,23

#### 4.1.3.2 Perfiles Ajustados con “Table Curve 2D FOR WIN32”

Se utilizó también, el programa *Table Curve 2D for Win32* para analizar y afinar los datos obtenidos para los perfiles medidos. Los resultados obtenidos para cada uno de los colimadores utilizados en radiocirugía, pueden ser apreciados en la Tabla 14., para una profundidad de 2.5 cm y para una profundidad de 8.8 cm. Así como las gráficas de los mismos en la figura 36 y figura 37, respectivamente.

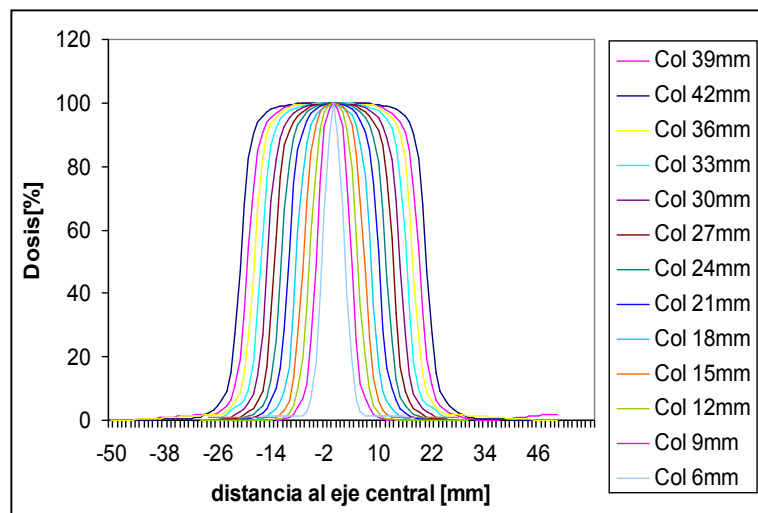


Figura 36. Perfil ajustado con programa *Table Curve 2D for Win 32* para la profundidad de 2.5 cm

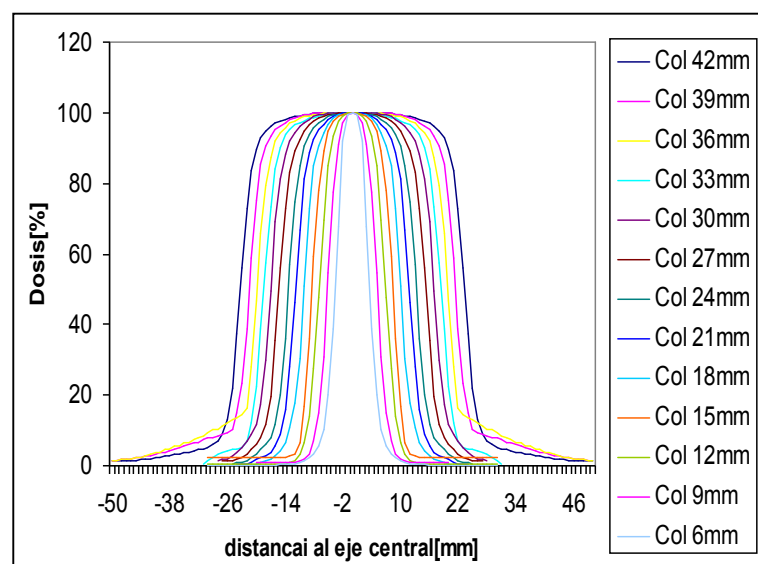


Figura 37. Perfil ajustado con programa *Table Curve 2D for Win 32* para la profundidad de 8.8 cm

**TABLA 12.** Perfiles Ajustados con *Table Curve* para las dos Profundidades de tratamiento

<b>PROFUNDIDAD 2.5 cm</b>													
	<b>Distancia al eje central [mm]</b>												
<b>Dosis [%]</b>	<b>Col 6m</b>	<b>Col 9m</b>	<b>Col 12mm</b>	<b>Col 15mm</b>	<b>Col 18mm</b>	<b>Col 21mm</b>	<b>Col 24mm</b>	<b>Col 27mm</b>	<b>Col 30mm</b>	<b>Col 33mm</b>	<b>Col 36mm</b>	<b>Col 39mm</b>	<b>Col 42mm</b>
100	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
95	0,82	1,72	2,33	3,37	4,34	5,71	7,45	8,85	10,25	12,12	13,34	14,94	16,94
90	1,04	2,22	2,91	4,52	5,69	7,33	8,83	10,33	11,81	13,49	14,80	16,21	18,07
85	1,25	2,54	3,42	5,13	6,39	8,13	9,51	11,11	12,61	14,17	15,70	16,89	18,68
80	1,46	2,79	3,87	5,53	6,85	8,62	9,98	11,64	13,16	14,64	16,30	17,39	19,14
75	1,66	3,01	4,26	5,82	7,19	8,97	10,36	12,05	13,58	15,02	16,70	17,79	19,51
70	1,85	3,21	4,61	6,06	7,47	9,25	10,69	12,39	13,93	15,34	16,97	18,13	19,84
65	2,04	3,41	4,91	6,26	7,71	9,48	11,00	12,68	14,23	15,64	17,18	18,44	20,13
60	2,23	3,59	5,17	6,45	7,93	9,69	11,29	12,93	14,49	15,91	17,35	18,71	20,41
55	2,42	3,78	5,40	6,63	8,14	9,88	11,56	13,15	14,73	16,16	17,53	18,97	20,66
50	2,61	3,96	5,61	6,81	8,35	10,07	11,83	13,36	14,96	16,39	17,72	19,22	20,90
45	2,79	4,14	5,79	7,00	8,55	10,27	12,07	13,56	15,17	16,61	17,92	19,46	21,14
40	2,98	4,34	5,96	7,19	8,76	10,47	12,30	13,76	15,39	16,82	18,15	19,70	21,37
35	3,17	4,54	6,13	7,41	8,99	10,70	12,52	13,96	15,60	17,02	18,42	19,96	21,61
30	3,38	4,75	6,31	7,66	9,23	10,96	12,75	14,17	15,84	17,24	18,72	20,23	21,86
25	3,61	5,00	6,52	7,95	9,51	11,26	12,99	14,42	16,10	17,48	19,07	20,54	22,15
20	3,88	5,28	6,78	8,31	9,84	11,64	13,29	14,72	16,43	17,81	19,49	20,91	22,49
15	4,22	5,66	7,15	8,78	10,28	12,16	13,71	15,13	16,87	18,31	20,02	21,39	22,96
10	4,71	6,27	7,71	9,47	10,96	12,94	14,40	15,81	17,60	19,17	20,81	22,14	23,73
5	5,60	7,68	8,79	10,73	12,32	14,41	15,79	17,33	19,21	20,87	22,37	23,74	25,50
1	7,71	9,51	11,56	13,84	15,83	17,60	19,79	21,79	23,78	24,73	27,34	28,45	31,78

PROFUNDIDAD 8.8 cm													
	Distancia al eje central [mm]												
Dosis	Col	Col	Col	Col	Col	Col	Col	Col	Col	Col	Col	Col	Col
[%]	6mm	9mm	12mm	15mm	18mm	21mm	24mm	27mm	30mm	33mm	36mm	39mm	42mm
100	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
95	1,77	2,38	3,45	4,95	5,68	7,29	8,52	9,96	11,97	13,21	14,70	16,24	17,86
90	2,09	2,95	4,57	5,76	7,16	8,65	10,29	11,71	13,51	14,99	16,33	18,07	19,80
85	2,36	3,44	5,20	6,41	8,00	9,46	11,11	12,69	14,41	15,90	17,25	19,02	20,80
80	2,60	3,86	5,61	6,94	8,51	10,03	11,62	13,35	15,04	16,50	17,89	19,63	21,44
75	2,82	4,23	5,91	7,37	8,87	10,47	11,99	13,84	15,53	16,96	18,38	20,07	21,90
70	3,01	4,54	6,16	7,70	9,15	10,82	12,29	14,22	15,91	17,32	18,76	20,42	22,27
65	3,18	4,80	6,38	7,95	9,40	11,12	12,56	14,53	16,24	17,63	19,08	20,71	22,57
60	3,34	5,02	6,57	8,14	9,62	11,39	12,80	14,80	16,52	17,90	19,35	20,97	22,84
55	7,27	5,19	6,76	8,26	9,83	11,62	13,03	15,05	16,77	18,14	19,60	21,22	23,08
50	3,62	5,34	6,94	8,35	10,04	11,84	13,25	15,28	17,00	18,37	19,83	21,45	23,31
45	3,76	5,46	7,13	8,42	10,26	12,06	13,49	15,50	17,23	18,60	20,06	21,68	23,54
40	3,91	5,57	7,33	8,49	10,49	12,27	13,73	15,72	17,46	18,82	20,28	21,93	23,78
35	4,08	5,69	7,54	8,59	10,74	12,50	14,00	15,95	17,71	19,07	20,53	22,19	24,04
30	4,29	5,83	7,78	8,73	11,03	12,75	14,30	16,21	17,99	19,35	20,81	22,49	24,33
25	4,56	6,02	8,05	8,96	11,37	13,05	14,65	16,52	18,32	19,68	21,15	22,84	24,68
20	4,91	6,32	8,39	9,34	11,79	13,43	15,10	16,91	18,76	20,12	21,60	23,31	25,13
15	5,39	6,78	8,82	9,95	12,34	13,95	15,72	17,47	19,39	20,76	22,26	23,98	25,80
10	6,10	7,54	9,43	10,95	13,14	14,78	16,70	18,40	20,46	21,86	23,42	25,13	26,97
5	7,27	8,97	10,51	12,74	14,62	16,48	18,71	20,51	22,86	24,39	26,16	27,89	29,87
1	9,30	11,7 1	13,05	16,00	18,54	21,36	23,43	26,86	29,41	31,78	34,85	37,54	41,64

#### **4.1.4 Tasa de Dosis Absorbida**

El protocolo TRS-398 proporciona los valores de cada uno de los parámetros mencionados en la ecuación (8) para el cómputo de la tasa de dosis absorbida. Además, para facilitar la dosimetría del haz de fotones, la OIEA ha desarrollado para este código una hoja de cálculo en Excel, la misma que fue esgrimida para conseguir el cómputo de la tasa de dosis absorbida. [Apéndice 4]

#### **4.2 Resultados Obtenidos con la Simulación de MC con el Código PENELOPE**

Se realizaron  $1.002 \times 10^8$  interacciones, en un lapso de 3 semanas. Para la ejecución de la simulación se utilizó una computadora personal, Intel, Core Duo, con CPU de 2.4 GHz y 1.00 GB de memoria RAM; y un sistema de Windows XP Professional versión 2002, perteneciente a la unidad de Física Médica del Centro de Radioterapia de Lima.

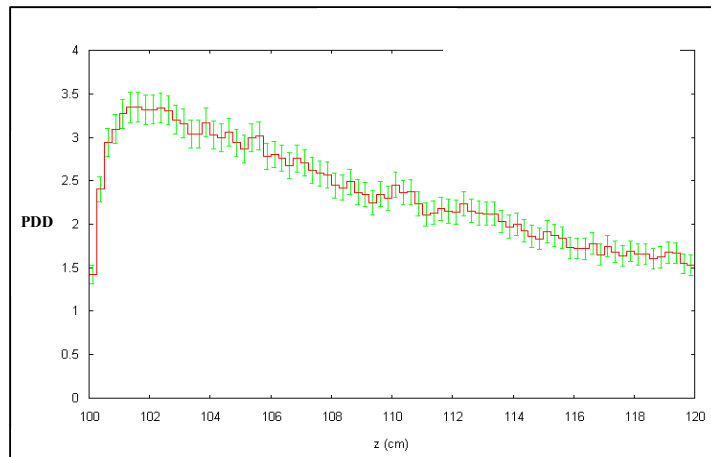
La cantidad de interacciones que se llegaron a simular permitieron obtener distribuciones de dosis en profundidad (*PDD*) y perfiles para las profundidades de interés de este estudio, las cuales se aproximan a los datos obtenidos experimentalmente, obteniéndose de ellos una diferencia porcentual máxima del 2.5%.

Para los OF calculados usando PENELOPE se obtuvieron con resoluciones (tamaños de vóxel) de 0.1 cm, 0.2cm y 0.5 cm. El OF para un tamaño de campo dado se calculó de la misma manera que se describe para las medidas experimentales.

##### **4.2.1 Porcentaje de Dosis en profundidad**

###### **4.2.1.1. Porcentaje de Dosis en Profundidad Obtenidos con PENELOPE**

Las resultas de la distribución de dosis en profundidad fueron obtenidos en forma directa al finalizar la simulación (Figura 38).



**Figura 38.** PDD para colimador de 24mm, obtenidos en forma directa por PENELOPE, sin normalizar, para fotones de 6MV del Linac Mevatron KD2.

Dichos valores se hallan en la Tabla 15, se puede ver que el eje z, correspondiente a la profundidad en centímetros, inicia en 100, ya que es la distancia fuente-superficie (SSD=100 cm) donde fue colocado el fantoma de agua. Para poder ser reproducido en la misma forma visual que los datos experimentales, iniciamos con  $Z = 0$  cm. Estos valores pueden ser visualizados en la figura 39.

**TABLA 13.** Porcentaje de Dosis en Profundidad obtenidos con PENÉLOPE

<b>z(cm) Fantoma</b>	<b>z(cm) G- MC</b>	<b>Dosis (ev*cm2/g)</b>	<b>3σ</b>	<b>Normalizado</b>	<b>PDD</b>
0,125	100,125	1,959E+00	1,080E-01	0,585	58,513
0,375	100,375	2,404E+00	1,436E-01	0,718	71,802
0,625	100,625	2,945E+00	1,589E-01	0,880	87,968
0,875	100,875	3,096E+00	1,647E-01	0,925	92,474
1,125	101,125	3,270E+00	1,680E-01	0,977	97,669
1,375	101,375	3,343E+00	1,722E-01	0,999	99,860
1,500	101,500	3,348E+00	1,712E-01	1,000	100,008
1,875	101,875	3,314E+00	1,684E-01	0,990	98,986
2,125	102,125	3,320E+00	1,687E-01	0,992	99,174
2,375	102,375	3,337E+00	1,693E-01	0,997	99,678

2,625	102,625	3,309E+00	1,674E-01	0,988	98,820
2,875	102,875	3,201E+00	1,645E-01	0,956	95,619
3,125	103,125	3,160E+00	1,646E-01	0,944	94,390
3,375	103,375	3,041E+00	1,619E-01	0,908	90,830
3,625	103,625	3,035E+00	1,607E-01	0,906	90,647
3,875	103,875	3,102E+00	1,655E-01	0,927	92,656
4,125	104,125	3,028E+00	1,620E-01	0,904	90,432
4,375	104,375	2,994E+00	1,594E-01	0,894	89,439
4,625	104,625	3,062E+00	1,625E-01	0,915	91,457
4,875	104,875	2,938E+00	1,577E-01	0,878	87,769
5,125	105,125	2,865E+00	1,579E-01	0,856	85,568
5,375	105,375	2,797E+00	1,610E-01	0,835	83,537
5,625	105,625	2,712E+00	1,625E-01	0,810	80,993
5,875	105,875	2,676E+00	1,540E-01	0,799	79,915
6,125	106,125	2,625E+00	1,530E-01	0,784	78,406
6,375	106,375	2,570E+00	1,529E-01	0,768	76,752
6,625	106,625	2,676E+00	1,526E-01	0,799	79,915
6,875	106,875	2,448E+00	1,543E-01	0,731	73,128
7,125	107,125	2,420E+00	1,514E-01	0,723	72,276
7,375	107,375	2,488E+00	1,505E-01	0,743	74,316
7,625	107,625	2,368E+00	1,464E-01	0,707	70,726
7,875	107,875	2,369E+00	1,487E-01	0,708	70,751
8,125	108,125	2,348E+00	1,444E-01	0,701	70,127
8,375	108,375	2,353E+00	1,445E-01	0,703	70,276
8,625	108,625	2,334E+00	1,461E-01	0,697	69,726
8,875	108,875	2,341E+00	1,408E-01	0,699	69,915
9,125	109,125	2,246E+00	1,413E-01	0,671	67,084
9,375	109,375	2,206E+00	1,382E-01	0,659	65,889
9,625	109,625	2,146E+00	1,431E-01	0,641	64,109
9,875	109,875	2,125E+00	1,405E-01	0,635	63,463
10,125	110,125	2,034E+00	1,460E-01	0,608	60,764
10,375	110,375	2,010E+00	1,413E-01	0,600	60,025



10,625	110,625	2,066E+00	1,436E-01	0,617	61,711
10,875	110,875	2,014E+00	1,388E-01	0,602	60,167
11,125	111,125	1,976E+00	1,339E-01	0,590	59,024
11,375	111,375	1,976E+00	1,343E-01	0,590	59,010
11,625	111,625	1,981E+00	1,381E-01	0,592	59,166
11,875	111,875	1,926E+00	1,362E-01	0,575	57,540
12,125	112,125	1,911E+00	1,384E-01	0,571	57,087
12,375	112,375	1,885E+00	1,386E-01	0,563	56,292
12,625	112,625	1,842E+00	1,381E-01	0,550	55,023
12,875	112,875	1,764E+00	1,356E-01	0,527	52,694
13,125	113,125	1,767E+00	1,360E-01	0,528	52,773
13,375	113,375	1,780E+00	1,348E-01	0,532	53,163
13,625	113,625	1,707E+00	1,303E-01	0,510	51,000
13,875	113,875	1,677E+00	1,309E-01	0,501	50,098
14,125	114,125	1,696E+00	1,316E-01	0,507	50,664
14,375	114,375	1,657E+00	1,275E-01	0,495	49,488
14,625	114,625	1,619E+00	1,281E-01	0,484	48,367
14,875	114,875	1,612E+00	1,224E-01	0,482	48,152
15,125	115,125	1,582E+00	1,269E-01	0,472	47,249
15,375	115,375	1,544E+00	1,272E-01	0,461	46,129
15,625	115,625	1,517E+00	1,250E-01	0,453	45,306
15,875	115,875	1,499E+00	1,223E-01	0,448	44,760
16,125	116,125	1,468E+00	1,209E-01	0,438	43,834
16,375	116,375	1,452E+00	1,208E-01	0,434	43,380
16,625	116,625	1,427E+00	1,248E-01	0,426	42,610
16,875	116,875	1,423E+00	1,229E-01	0,425	42,504
17,125	117,125	1,360E+00	1,243E-01	0,406	40,619
17,375	117,375	1,358E+00	1,187E-01	0,406	40,557
17,625	117,625	1,328E+00	1,180E-01	0,397	39,656
17,875	117,875	1,278E+00	1,212E-01	0,382	38,177
18,125	118,125	1,293E+00	1,218E-01	0,386	38,628
18,375	118,375	1,282E+00	1,189E-01	0,383	38,302

18,625	118,625	1,265E+00	1,170E-01	0,378	37,792
18,875	118,875	1,231E+00	1,192E-01	0,368	36,772
19,125	119,125	1,192E+00	1,211E-01	0,356	35,610
19,375	119,375	1,140E+00	1,179E-01	0,340	34,040
19,625	119,625	1,120E+00	1,142E-01	0,335	33,452
19,875	119,875	1,093E+00	1,151E-01	0,326	32,649

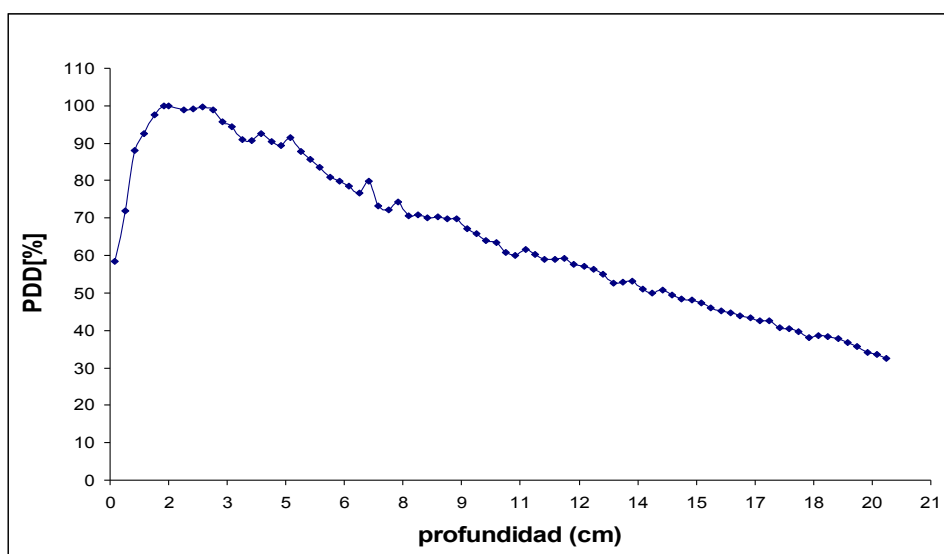


Figura 39. PDD obtenidos con PENELOPE para fotones de 6MV del linac Mevatron KD2, para un colimador de 24mm (medidas normalizadas)

#### 4.2.1.2 Porcentaje de dosis en Profundidad Ajustados con *Table Curve 2D FOR WIN32*

Los datos obtenidos con la simulación fueron procesados de tal forma al introducirlos al programa *TABLE CURVE 2D FOR WIN32*, éste ajusto los valores con la mejor precisión, según lo demuestran los datos de la Tabla 16, y la figura 40.

**TABLA 14.** Resultados del PDD con *Table Curve*

Ecuación:	$y=a+b(d+e)(1-\exp(-(x-c)/d))\exp(-(x-c)/e)/(\exp(-(d(\ln(d+e)-\ln(d)))/e)e)$			
Donde:	a=-48.12487	b=147.75925	c=-0.23106457	
		d=0.41054711	e=-32.189917	
	<b>X Value</b>	<b>90% Confidence</b>	<b>Weights</b>	
	0,125	59,825	1	
	0,375	77,973	1	
	0,625	88,803	1	
	0,875	94,425	1	
	1,125	98,000	1	
	1,375	99,394	1	
	<b>1,500</b>	<b>99,995</b>	1	
	1,875	99,207	1	
	2,125	98,464	1	
	2,375	97,545	1	
	2,625	96,533	1	
	2,875	95,476	1	
	3,125	94,399	1	
	3,375	93,015	1	
	3,625	91,230	1	
	3,875	90,150	1	
	4,125	88,575	1	
	4,375	87,275	1	
	4,625	85,675	1	
	4,875	84,390	1	
	5,125	83,051	1	
	5,375	81,815	1	
	5,625	80,386	1	
	5,875	79,066	1	
	6,125	78,053	1	

	6,375	76,748	1	
	6,625	75,451	1	
	6,875	73,762	1	
	7,125	72,780	1	
	7,375	72,006	1	
	7,625	70,722	1	
	7,875	69,088	1	
	8,125	68,293	1	
	8,375	67,450	1	
	8,625	66,048	1	
	8,875	65,018	1	
	9,125	64,196	1	
	9,375	63,080	1	
	9,625	62,137	1	
	9,875	61,047	1	
	10,125	59,577	1	
	10,375	58,689	1	
	10,625	57,809	1	
	10,875	56,935	1	
	11,125	55,681	1	
	11,375	54,790	1	
	11,625	54,354	1	
	11,875	53,507	1	
	12,125	52,467	1	
	12,375	51,833	1	
	12,625	50,557	1	
	12,875	49,845	1	
	13,125	49,270	1	
	13,375	48,561	1	
	13,625	47,759	1	
	13,875	46,763	1	
	14,125	46,174	1	

	14,375	45,390	1	
	14,625	44,612	1	
	14,875	44,148	1	
	15,125	43,075	1	
	15,375	42,532	1	
	15,625	42,056	1	
	15,875	41,413	1	
	16,125	40,707	1	
	16,375	40,135	1	
	16,625	39,460	1	
	16,875	38,879	1	
	17,125	38,159	1	
	17,375	37,375	1	
	17,625	36,714	1	
	17,875	36,034	1	
	18,125	35,634	1	
	18,375	35,444	1	
	18,625	34,858	1	
	18,875	34,276	1	
	19,125	33,503	1	
	19,375	33,150	1	
	19,625	32,563	1	
	19,875	32,060	1	

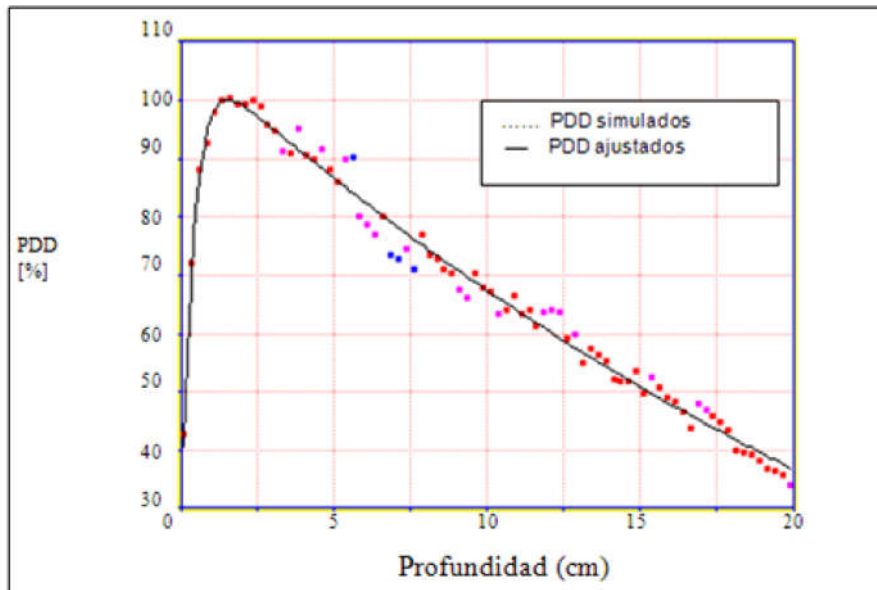


Figura 40. PDD simulado y ajustado con programa *Table Curve 2D for Win32*.

#### 4.2.2 Perfiles Obtenidos con PENELOPE

Los resultados dados por la simulación, de los perfiles a lo largo del eje X del colimador de 24 mm para las profundidades de 2.5 cm y 8.8 cm, son mostrados en la Tabla 17 y en la Tabla 18., respectivamente, así como la gráfica de estos valores pueden ser visualizados en la figura 41 y figura 42, respectivamente.

**TABLA 15.** Perfil Simulado a 2.5cm de Profundidad para Colimador 24 mm.

X(cm)	Y(cm)	Z(cm)	Dosis(ey/g)	3σ	NORMALIZADO
-2.47	-3.12E-02	1.02E+02	0.000	1.00E-35	0.0000
-2.41	-3.12E-02	1.02E+02	0.000	1.00E-35	0.0000
-2.34	-3.12E-02	1.02E+02	0.000	1.00E-35	0.0000
-2.28	3.12E-02	1.02E+02	0.022	6.60E-01	0.0270
-2.22	3.12E-02	1.02E+02	0.000	1.00E-35	0.0000
-2.16	3.12E-02	1.02E+02	0.000	1.00E-35	0.0000
-2.09	-3.12E-02	1.02E+02	0.000	1.00E-35	0.0000
-2.03	-3.12E-02	1.02E+02	0.000	1.00E-35	0.0000
-1.97	-3.12E-02	1.02E+02	0.000	1.00E-35	0.0000
-1.91	-3.12E-02	1.02E+02	0.000	1.00E-35	0.0000
-1.84	-3.12E-02	1.02E+02	0.000	1.00E-35	0.0000
-1.78	-3.12E-02	1.02E+02	0.000	1.00E-35	0.0000
-1.72	-3.12E-02	1.02E+02	0.045	1.30E-01	0.0551
-1.66	-3.12E-02	1.02E+02	0.063	1.00E-35	0.0772
-1.59	-3.12E-02	1.02E+02	0.095	1.00E-35	0.1164
-1.53	-3.12E-02	1.02E+02	0.098	1.00E-35	0.1204
-1.47	-3.12E-02	1.02E+02	0.101	1.00E-35	0.1241
-1.41	-3.12E-02	1.02E+02	0.152	1.30E+00	0.1863
-1.34	-3.12E-02	1.02E+02	0.203	4.10E-02	0.2489
-1.28	-3.12E-02	1.02E+02	0.255	4.00E-01	0.3121
-1.22	-3.12E-02	1.02E+02	0.354	5.60E-01	0.4338
-1.16	-3.12E-02	1.02E+02	0.487	6.70E-01	0.5967
-1.09	-3.13E-02	1.02E+02	0.539	8.30E-01	0.6607
-1.03	-3.12E-02	1.02E+02	0.650	6.90E-01	0.7964
-0.97	-3.12E-02	1.02E+02	0.655	1.00E+00	0.8022
-0.91	-3.12E-02	1.02E+02	0.687	7.20E-01	0.8425
-0.84	-3.12E-02	1.02E+02	0.726	5.70E-01	0.8893

-0.78	-3.12E-02	1.02E+02	0.772	1.20E+00	0.9465
-0.72	-3.12E-02	1.02E+02	0.806	1.40E+00	0.9877
-0.66	-3.12E-02	1.02E+02	0.744	1.50E+00	0.9112
-0.59	-3.12E-02	1.02E+02	0.786	9.70E-01	0.9632
-0.53	-3.12E-02	1.02E+02	0.792	1.10E+00	0.9706
-0.47	-3.12E-02	1.02E+02	0.786	9.60E-01	0.9635
-0.41	-3.12E-02	1.02E+02	0.775	9.60E-01	0.9504
-0.34	-3.12E-02	1.02E+02	0.799	1.50E+00	0.9792
-0.28	-3.12E-02	1.02E+02	0.754	8.60E-01	0.9246
-0.22	-3.12E-02	1.02E+02	0.769	9.90E-01	0.9419
-0.16	-3.12E-02	1.02E+02	0.814	2.00E+00	0.9975
-0.09	-3.12E-02	1.02E+02	0.786	9.30E-01	0.9634
-0.03	-3.12E-02	1.02E+02	0.770	4.00E-01	0.9430
0.00			0.816		1.0000
0.03	-3.12E-02	1.02E+02	0.770	2.00E+00	0.9430
0.09	-3.12E-02	1.02E+02	0.786	8.90E-01	0.9634
0.16	-3.12E-02	1.02E+02	0.814	1.50E+00	0.9972
0.22	-3.12E-02	1.02E+02	0.769	1.00E+00	0.9419
0.28	-3.12E-02	1.02E+02	0.754	1.90E+00	0.9246
0.30	-3.12E-02	1.02E+02	0.805	1.85E+00	0.9865
0.34	-3.12E-02	1.02E+02	0.799	2.20E-01	0.9792
0.41	-3.12E-02	1.02E+02	0.775	2.20E+00	0.9504
0.47	-3.12E-02	1.02E+02	0.786	1.10E+00	0.9635
0.53	-3.12E-02	1.02E+02	0.792	1.10E+00	0.9706
0.59	-3.12E-02	1.02E+02	0.786	6.20E-01	0.9632
0.66	-3.12E-02	1.02E+02	0.744	9.20E-01	0.9112
0.70	-3.12E-02	1.02E+02	0.804	9.20E-01	0.9853
0.72	-3.12E-02	1.02E+02	0.806	1.20E+00	0.9877
0.78	-3.12E-02	1.02E+02	0.772	9.10E-02	0.9465
0.80	-3.12E-02	1.02E+02	0.759		0.9305
0.84	-3.12E-02	1.02E+02	0.726	2.60E-01	0.8893
0.90			0.693		0.8492
0.91	-3.12E-02	1.02E+02	0.687	1.60E+00	0.8425
0.97	-3.12E-02	1.02E+02	0.655	3.60E-01	0.8022
1.00			0.650		0.7966



1.03	-3.12E-02	1.02E+02	0.623	3.60E-01	0.7635
1.09	-3.12E-02	1.02E+02	0.539	1.70E+00	0.6607
1.10			0.537		0.6582
1.16	-3.12E-02	1.02E+02	0.489	1.20E+00	0.5987
1.20			0.415		0.5081
1.22	-3.12E-02	1.02E+02	0.354	8.00E-01	0.4338
1.28	-3.12E-02	1.02E+02	0.255	5.40E-01	0.3121
1.30			0.211		0.2586
1.34	-3.12E-02	1.02E+02	0.154	6.90E-01	0.1887
1.41	-3.12E-02	1.02E+02	0.105	7.60E-01	0.1287
1.47	-3.12E-02	1.02E+02	0.063	8.80E-01	0.0771
1.53	-3.12E-02	1.02E+02	0.056	1.40E-01	0.0686
1.59	-3.12E-02	1.02E+02	0.036	2.90E-01	0.0438
1.60			0.036		0.0436
1.66	-3.12E-02	1.02E+02	0.033	1.90E-01	0.0404
1.72	-3.12E-02	1.02E+02	0.000	1.00E-35	0.0000
1.78	-3.12E-02	1.02E+02	0.000	1.00E-35	0.0000
1.84	-3.12E-02	1.02E+02	0.000	1.00E-35	0.0000
1.91	-3.12E-02	1.02E+02	0.000	1.00E-35	0.0000
1.97	-3.12E-02	1.02E+02	0.000	1.00E-35	0.0000
2.03	-3.12E-02	1.02E+02	0.000	1.00E-35	0.0000
2.09	-3.12E-02	1.02E+02	0.000	1.00E-35	0.0000
2.16	-3.12E-02	1.02E+02	0.000	1.00E-35	0.0000
2.22	-3.12E-02	1.02E+02	0.000	1.00E-35	0.0000
2.28	-3.12E-02	1.02E+02	0.000	1.00E-35	0.0000
2.34	-3.12E-02	1.02E+02	0.000	1.00E-35	0.0000
2.41	-3.12E-02	1.02E+02	0.000	1.00E-35	0.0000
2.47	-3.12E-02	1.02E+02	0.000	1.00E-35	0.0000

**TABLA 16.** Perfil Simulado a 8.8 cm de Profundidad para Colimador 24 mm.

X(cm)	Y(cm)	Z(cm)	Dosis(eV/g)	3 $\sigma$	Normalizado
-2,469	-0,031	108,625	0,000	0,000	0,000
-2,406	-0,031	108,625	0,000	0,000	0,000
-2,344	-0,031	108,625	0,000	0,710	0,000
-2,281	-0,031	108,625	0,000	0,000	0,000
-2,219	-0,031	108,625	0,012	0,022	0,012
-2,156	-0,031	108,625	0,000	0,000	0,000
-2,094	-0,031	108,625	0,000	0,000	0,000
-2,031	-0,031	108,625	0,000	0,000	0,000
-1,969	-0,031	108,625	0,000	0,000	0,000
-1,906	-0,031	108,625	0,076	0,000	0,076
-1,844	-0,031	108,625	0,000	0,000	0,000
-1,781	-0,031	108,625	0,000	0,000	0,000
-1,719	-0,031	108,625	0,000	0,000	0,000
-1,656	-0,031	108,625	0,106	0,750	0,106
-1,594	-0,031	108,625	0,130	0,180	0,130
-1,531	-0,031	108,625	0,174	0,000	0,174
-1,469	-0,031	108,625	0,210	0,340	0,210
-1,406	-0,031	108,625	0,339	0,860	0,339
-1,344	-0,031	108,625	0,447	0,000	0,447
-1,281	-0,031	108,625	0,592	0,000	0,592
-1,219	-0,031	108,625	0,722	0,630	0,722
-1,156	-0,031	108,625	0,827	0,830	0,827
-1,094	-0,031	108,625	0,875	0,860	0,875
-1,031	-0,031	108,625	0,889	0,710	0,889
-0,969	-0,031	108,625	0,909	0,880	0,909
-0,906	-0,031	108,625	0,932	1,200	0,932
-0,844	-0,031	108,625	0,955	0,950	0,955
-0,781	-0,031	108,625	0,948	1,000	0,948
-0,719	-0,031	108,625	0,980	0,770	0,980

-0,656	-0,031	108,625	0,985	0,270	0,985
-0,594	-0,031	108,625	0,977	0,730	0,977
-0,531	-0,031	108,625	0,991	1,700	0,991
-0,469	-0,031	108,625	0,989	0,400	0,989
-0,406	-0,031	108,625	0,992	0,160	0,992
-0,344	-0,031	108,625	0,999	0,580	0,999
-0,281	-0,031	108,625	0,992	0,140	0,992
-0,219	-0,031	108,625	0,995	0,950	0,995
-0,156	-0,031	108,625	1,001	2,100	1,001
-0,094	-0,031	108,625	1,020	0,014	1,020
-0,031	-0,031	108,625	1,009	0,000	1,009
<b>0,000</b>			1,000		1,000
0,031	-0,031	108,625	1,011	1,700	1,011
0,094	-0,031	108,625	1,016	0,540	1,016
0,156	-0,031	108,625	1,042	0,790	1,042
0,219	-0,031	108,625	1,006	0,570	1,006
0,281	-0,031	108,625	0,992	0,740	0,992
0,344	-0,031	108,625	1,000	0,940	1,000
0,406	-0,031	108,625	0,976	0,710	0,976
0,469	-0,031	108,625	0,987	0,380	0,987
0,531	-0,031	108,625	0,993	0,000	0,993
0,594	-0,031	108,625	0,985	0,400	0,985
0,656	-0,031	108,625	0,974	0,920	0,974
0,719	-0,031	108,625	0,976	1,300	0,976
0,781	-0,031	108,625	0,957	0,760	0,957
0,844	-0,031	108,625	0,957	0,540	0,957
0,906	-0,031	108,625	0,942	1,400	0,942
0,969	-0,031	108,625	0,921	0,530	0,921
1,031	-0,031	108,625	0,872	0,580	0,872
1,094	-0,031	108,625	0,907	0,000	0,907
1,156	-0,031	108,625	0,838	0,100	0,838
1,219	-0,031	108,625	0,721	0,590	0,721

1,281	-0,031	108,625	0,640	1,200	0,640
1,344	-0,031	108,625	0,469	0,000	0,469
1,406	-0,031	108,625	0,386	0,000	0,386
1,469	-0,031	108,625	0,227	0,130	0,227
1,531	-0,031	108,625	0,192	0,140	0,192
1,594	-0,031	108,625	0,100	0,000	0,100
1,656	-0,031	108,625	0,076	0,410	0,076
1,719	-0,031	108,625	0,072	0,700	0,072
1,781	-0,031	108,625	0,000	0,000	0,000
1,844	-0,031	108,625	0,047	0,850	0,047
1,906	-0,031	108,625	0,000	0,000	0,000
1,969	-0,031	108,625	0,011	0,200	0,011
2,031	-0,031	108,625	0,000	0,000	0,000
2,094	-0,031	108,625	0,000	0,000	0,000
2,156	-0,031	108,625	0,000	0,000	0,000
2,219	-0,031	108,625	0,012	0,000	0,012
2,281	-0,031	108,625	0,000	0,000	0,000
2,344	-0,031	108,625	0,000	0,000	0,000
2,406	-0,031	108,625	0,000	0,000	0,000
2,469	-0,031	108,625	0,000	0,000	0,000

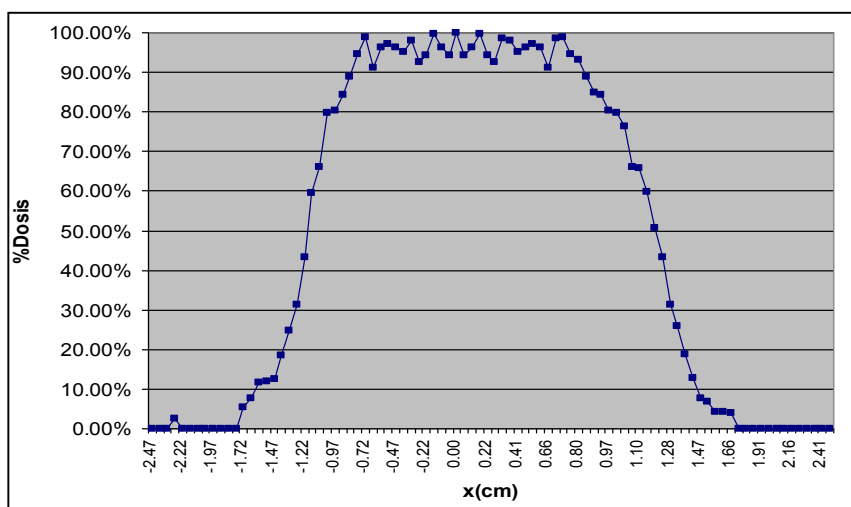


Figura 41. Perfil de dosis a la profundidad de 2,5 cm obtenidos con PENELOPE para fotones de 6 MV del linac Mevatron KD2, para el colimador de 2.4 cm.

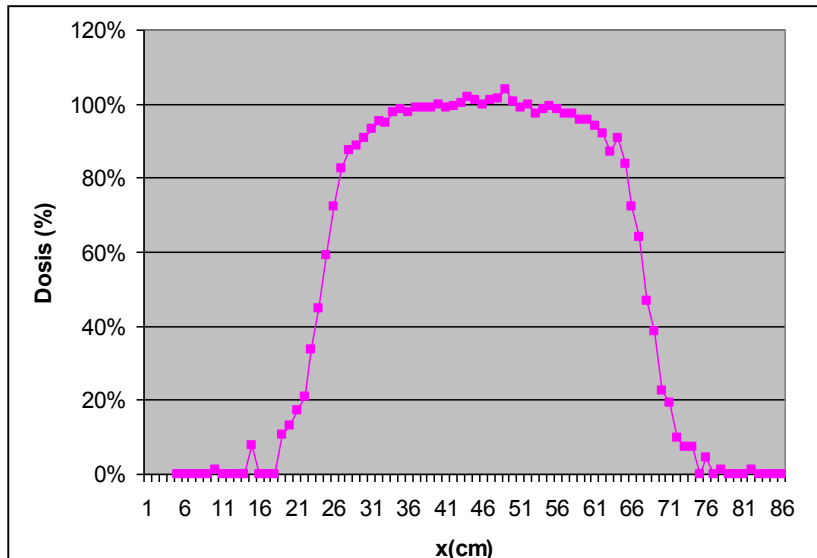


Figura 42. Perfil de dosis a la profundidad de 8,8 cm obtenidos con obtenidos con PENELOPE para fotones de 6 MV del linac Mevatron KD2, para el colimador de 2.4 cm.

Las distribuciones de dosis en 2 dimensiones dadas por el código PENELOPE para las profundidades de 2,5 cm y 8,8 cm respectivamente son visualizadas en la figura 43 y figura 44, respectivamente.

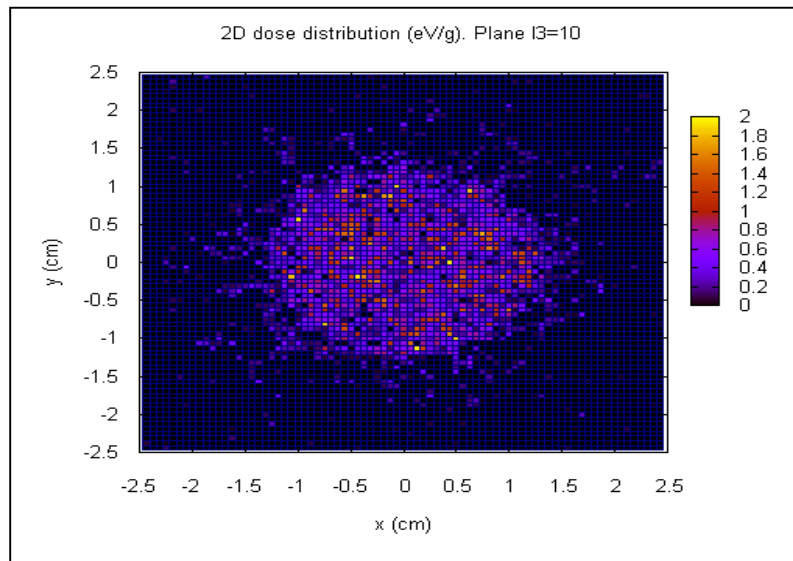


Figura 43. Distribución de Dosis dad por PENELOPE, vista en 2Dimensiones, para profundidad de 2.5 cm.

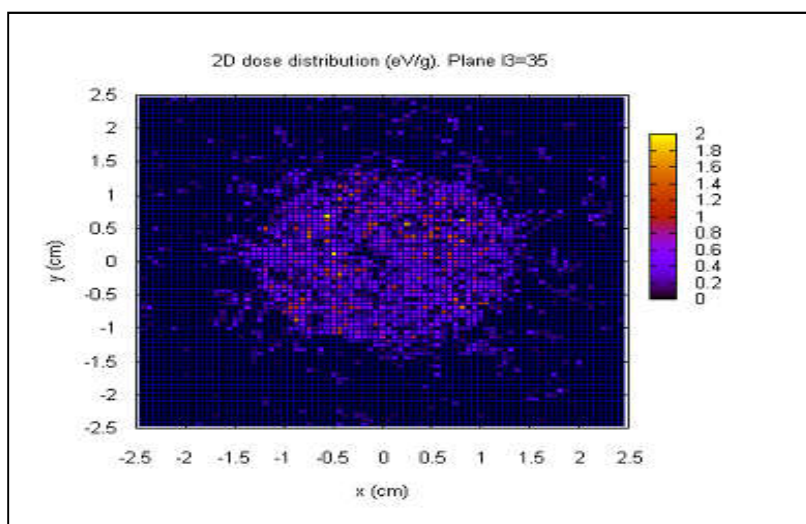


Figura 44. Distribución de Dosis dada por PENELOPE, vista en 2Dimensiones, para profundidad de 8.8 cm.

#### 4.2.3 Factores de Campo (OF) Simulados con PENELOPE

Para los OF calculados usando PENELOPE se obtuvieron con resoluciones (tamaños de vóxel) de 0.1 cm, 0.2 cm y 0.5 cm (Tabla 19). El OF para un tamaño de campo dado se calculó de la misma manera que se describe para las medidas experimentales.

**TABLA 17.** Factores de Campo Simulados para tres tamaños de Voxel

OF MC			
Col[mm]	VOXEL 0,1cmX0,1cmX0,1cm	VOXEL 0,2cmX0,2cmX0,2cm	VOXEL 0,5cmX0,5cmX0,5cm
12	0,76	0,763	0,77
15	0,805	0,807	0,81
18	0,835	0,840	0,85
21	0,87	0,878	0,895
24	0,89	0,898	0,915
27	0,905	0,913	0,93
30	0,915	0,923	0,94

33	0,925	0,933	0,95
36	0,94	0,945	0,955
39	0,95	0,953	0,96
42	0,96	0,963	0,97

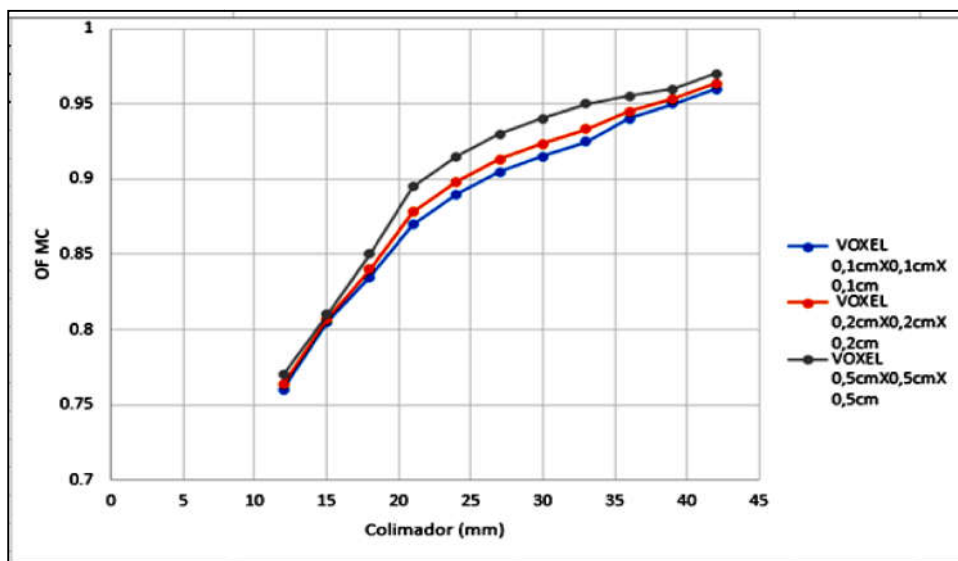


Figura 45. Factores de Campo Simulados con PENELOPE para diferentes tamaños de vóxel.

Los resultados de los cálculos OF con diferentes tamaños de vóxel se señalan en la figura 45, se puede ver que el tamaño del vóxel afecta el error estándar de cálculo, porque el número de partículas que interactúan en este vóxel disminuye al disminuir el tamaño del vóxel.

### 4.3 Control de Calidad (CC) del Sistema De Planificación de Tratamiento (TPS)

#### 4.3.1 Resultados de la Aplicación del Test de Winston-Lutz

Para cada ángulo cardinal de  $0^\circ$ ,  $90^\circ$ ,  $180^\circ$  y  $270^\circ$  que fue irradiada la película, se leyó el desplazamiento mediante escalas de orientación plantilla transparente. En la figura 46, se puede contemplar la discrepancia entre el centro de la esfera de sombra y el centro de campo revela el movimiento isocentro; los cuales para el ángulo de  $0^\circ$  se encuentran dentro de  $\pm 1$  mm, para el ángulo de  $90^\circ$  se encuentran dentro de  $\pm 0.98$  mm, para el ángulo de  $180^\circ$  se encuentran dentro de  $\pm 1$  mm y para el ángulo de  $270^\circ$  se encuentran dentro de  $\pm 0.98$  mm.

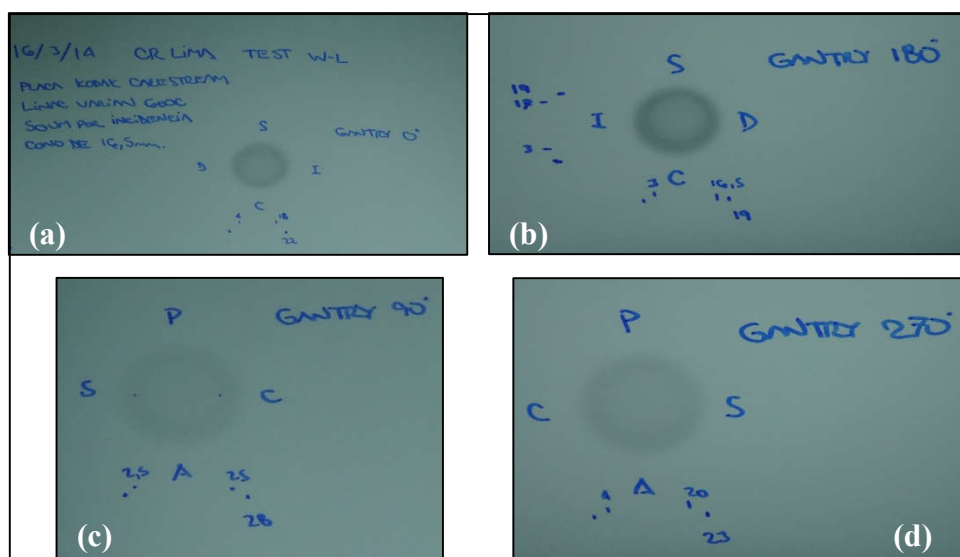


Figura 46. Evaluación del Test de Winston – Lutz. Placas con el haz colimado para los ángulos cardinales: (a) 0°, (b) 90°, (c) 180° y (d) 270°.

#### 4.3.2 “ Dosimetría In Vivo” – CC del TPS

Se planificó 1,200 cGy a la curva de isodosis del 80% y se obtuvo una lectura correspondiente a una dosis de 1,246.4 cGy.

Los datos obtenidos en el control de calidad realizado por el planificador, simulando una “dosimetría in vivo” se pueden apreciar en la Tabla 20.



**TABLA 18.** Cálculo para Obtener la Variación Porcentual con respecto a la Dosis Programada.

<b>Parámetros de Medición:</b>			<b>Parámetros de Planificación:</b>			
Tasa de Dosis:	240 cGy		Dosis Prescrita (cGy)	1200		
Factor de Calibración ND:	0.1013 GY/nC		Curva de Isodosis (%)	80		
			N° de Arcos de Tratamiento	4		
Arco de Tratamiento	Lectura (nC)			Lectura promedio (nC)	Desviación Estándar	Desviación Estándar promedio
	L1	L2	L3			
Arco 1	37.93	37.92	37.93	37.93	0.01	0.003
Arco 2	38.16	38.16	38.16	38.16	0.00	
Arco 3	38.9	38.91	38.91	38.91	0.01	
Arco 4	38.78	38.78	38.7	38.78	0.00	
Total de Lectura de Unidades de Carga (nC)	153,7733±0,003					
Convirtiendo a Dosis (Gy)	$0.1013 \frac{Gy}{nC} \cdot 1.5386nC = 15.52 \pm 0.1 Gy$					
Dosis Calculada (cGy)	$1558 \pm 0.1cGy$					
Dosis Calculada a curva de isodosis del 80%	$1558 \cdot \frac{80}{100} = 1246.4 \pm 0.1 cGy$					
Dosis entregada según lo planificado:	$1246.4 \pm 0.1 cGy$					
Variación Porcentual con respecto Dosis programada (%):	$\left( \frac{1246 - 1200}{1246 + 1200} \right) 100 = 1.8$					

## **V. DISCUSIÓN**

El propósito de este estudio fue señalar y cuantificar las dificultades en la dosimetría de campos pequeños, determinar una técnica de dosimetría alternativa y eficaz para los haces de radiocirugía. La presencia de desequilibrio electrónico lateral es el principal factor que contribuye a las dificultades de dosimetría para radiocirugía.

### **5.1 Convalidación de los Métodos**

Los datos obtenidos mediante simulación de MC, fueron comparados con los datos obtenidos en forma experimental; fue necesario calcular algunos valores por el método de interpolación, para poder llevar a cabo la comparación y utilizar la definición de variación porcentual.

Al observar los resultados dados por la simulación y comparándolos con los datos medidos experimentalmente, se encuentra una variación porcentual máxima 0.5% para los OF, del 2.5% para los PDD y 1.5% para los perfiles de dosis.

### **5.2 Aspectos Físicos - Dosimétricos**

La distribución de dosis en el paciente u objeto simulado, se da tanto en el eje Z, como en el eje X e Y. La combinación de los tres, suministra la información de dosis concentrada en 2 y 3 dimensiones.

#### **5.2.1. Porcentaje de Dosis en Profundidad (PDD)**

Durante la implementación del sistema de radiocirugía se realizaron medidas en profundidad, tal que se pudo observar que cuando el haz de radiación incide sobre el objeto simulado, la dosis absorbida varía con la profundidad, el tamaño de campo, el sistema de colimación del haz, la distancia fuentes superficie, la distancia fuente isocentro, y con la energía del haz.

De tal forma que se puede apreciar en las gráficas relacionadas al PDD y en concordancia con la bibliografía [3,4,14,17,30,31,32,33]:

- A mayor tamaño de campo y /o sistema de colimación, mayor dosis absorbida por el objetos simulado o paciente.
- A mayor profundidad, menos dosis absorbida por el objeto simulado o paciente [3,4,30,31,32]. Lo cual se explicará continuación.

### 5.2.1.1 Comparación de Curvas de Porcentaje de Dosis en Profundidad, Simuladas con las Experimentales

Una vez calculada las curvas de *PDD* obtenidas a través de: (i) medidas experimentales usando CI, ver Figura 32 y (ii) las simuladas por MC usando el Código Penelope 2006, ver Figura 38, se procedió a compararlas tal como se observa en la figura 46., para la energía de 6 MV, para el cono de radiocirugía de 2.4 cm de diámetro, cuyo resultado obtenido de la diferencia porcentual (DP) fue máxima del 2.% en la zona del Build-up, de 0.11% para la profundidad del  $D_{max}$  y obteniéndose un máximo del 2.55% a mayores profundidades. Tabla 21. En las curvas de distribución de dosis medidos y calculados, es notoria una variación a mayor profundidad, esto debido a que a mayor profundidad se cuenta con mayor cantidad de fotones secundarios, lo que implica que la incertidumbre es mayor a mayor profundidad y por lo tanto necesitaría de mayor tiempo computacional para obtener una incertidumbre menor.

**TABLA 19.** Comparación de los Datos Simulados y Datos Experimentales

X Value	Simulado	Experimental	DP(%)
0,125	59,82542	60,969	1,88%
0,375	77,973418	79,567	2,00%
0,625	88,803246	90,20386208	1,55%
0,875	94,425436	95,98331422	1,62%
1,125	97,99983	98,82821358	0,84%
1,375	99,393733	99,88983444	0,50%
1,5	99,994927	99,88120517	0,11%
1,875	99,2073	99,22913128	0,02%
2,125	98,464363	98,19783136	0,27%
2,375	97,544501	96,94534673	0,62%
2,625	96,533162	95,56940006	1,01%
2,875	95,476435	94,12833257	1,43%
3,125	94,399164	92,65810785	1,88%
3,375	93,014727	91,18008866	2,01%
3,625	91,230314	89,7073361	1,70%
3,875	90,149775	88,24750359	2,16%

4,125	88,575158	86,80516502	2,04%
4,375	87,2754	85,38289692	2,22%
4,625	85,67471	83,98213363	2,02%
4,875	84,389522	82,60357706	2,16%
5,125	83,050903	81,24750569	2,22%
5,375	81,814554	79,91393453	2,38%
5,625	80,386162	78,6027218	2,27%
5,875	79,065693	77,31363598	2,27%
6,125	77,8013102	76,04638768	2,31%
6,375	76,5748334	74,80066193	2,37%
6,625	75,451335	73,57612256	2,55%
6,875	73,762046	72,3724314	1,92%
7,125	72,780409	71,18924266	2,24%
7,375	71,7006366	70,02621704	2,39%
7,625	70,421858	68,88301266	2,23%
7,875	69,0880826	67,75929704	1,96%
8,125	68,2929214	66,65473697	2,46%
8,375	67,1504964	65,56900947	2,41%
8,625	66,048019	64,50179153	2,40%
8,875	65,018322	63,45277045	2,47%
9,125	63,95818	62,42163375	2,46%
9,375	62,80451	61,40807904	2,27%
9,625	61,72165	60,41180428	2,17%
9,875	60,70906	59,43251722	2,15%
10,125	59,576619	58,46992596	1,89%
10,375	58,689251	57,5237481	2,03%
10,625	57,808748	56,59370159	2,15%
10,875	56,935056	55,67951358	2,25%
11,125	55,68124	54,78091153	1,64%
11,375	54,7899	53,89763182	1,66%
11,625	54,354329	53,02941112	2,50%
11,875	53,3507362	52,17599472	2,25%

12,125	52,466947	51,3371282	2,20%
12,375	51,7833035	50,51256545	2,52%
12,625	50,5573	49,70206065	1,72%
12,875	49,84514	48,90537601	1,92%
13,125	49,269806	48,12227404	2,38%
13,375	48,4561401	47,35252498	2,33%
13,625	47,75925	46,59589935	2,50%
13,875	46,763305	45,85217518	1,99%
14,125	46,173518	45,12113075	2,33%
14,375	45,38984	44,40255158	2,22%
14,625	44,612226	43,69622345	2,10%
14,875	44,01484063	43,00193914	2,36%
15,125	43,074997	42,31949167	1,79%
15,375	42,5315291	41,64868082	2,12%
15,625	41,80561462	40,98930661	1,99%
15,875	41,2413465	40,34117559	2,23%
16,125	40,7071255	39,70409455	2,53%
16,375	40,0134787	39,1	2,34%
16,625	39,34604016	38,46233496	2,30%
16,875	38,7878899	37,85728915	2,46%
17,125	38,159391	37,26255875	2,41%
17,375	37,37545	36,67796928	1,90%
17,625	36,7137032	36,10334646	1,69%
17,875	36,034095	35,53852171	1,39%
18,125	35,6336596	34,98332665	1,86%
18,375	35,1444493	34,43759839	2,05%
18,625	34,2857744	33,90117424	1,13%
18,875	34,0276308	33,37389683	1,96%
19,125	33,5026144	32,85560895	1,97%
19,375	33,15036921	32,34615856	2,49%
19,625	32,563469	31,84539378	2,25%
19,875	32,0602876	31,35316769	2,26%

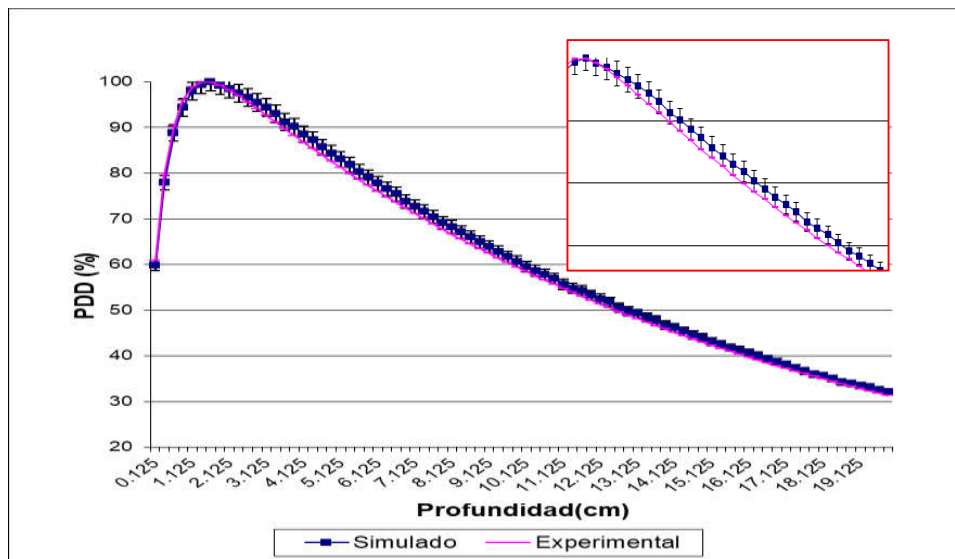


Figura 47. Porcentaje de dosis en profundidad: Datos Simulados vs. Datos Experimentales, para fotones de 6 MV del LINAC MEVATRON KD2, para un cono de radiocirugía de diámetro de 2.4 cm.

Heydarian *et al.* (1995) publicó, una comparación de técnicas dosimétricas en radiocirugía estereotáxica. En ello indica como la técnica de MC es viable para ser utilizado para el levantamiento de los datos dosimétricos para un sistema de radiocirugía. Él comparó los resultados de Dosis en Profundidad obtenidos mediante MC (*EGS4*) y mediante el método de CI (micro CI PTW), para diferentes tamaños de campos, entre ellos el de 2.4 cm<sup>2</sup>, encontrando que existe una gran concordancia entre ambos métodos, el cual va del orden de 0,5% de desviación estándar para la zona del *build-up*, donde el equilibrio electrónico se da. Para campos muy pequeños como es el campo de 0.5 x 0.5 cm<sup>2</sup> se demostró que el método de MC es viable para levantamiento dosimétrico mientras que no se puede decir lo mismo para el método de CI, la razón de ello es que el haz de radiación no cubre la totalidad del volumen sensible del detector (CI) y por lo tanto una mayor proporción de la CI se irradia a medida que aumenta la profundidad.

En otro estudio realizado por Ding *et al* (2005) utilizando el método experimental de *stereotactic field diode detector* (SFD); se puede observar también que los resultados logrados en este trabajo para el campo de 2.4 cm<sup>2</sup> coinciden con los datos de dosis en profundidad medidos y simulados con MC [32], Figura 48.

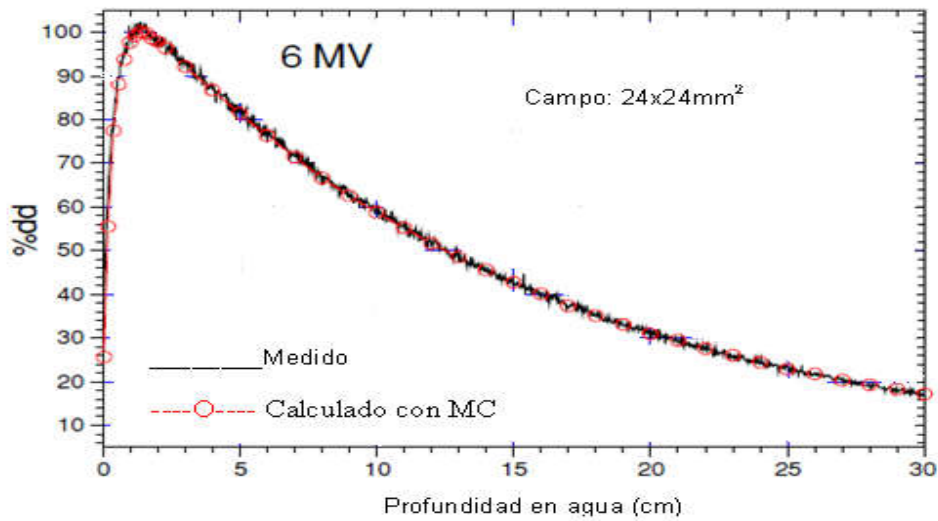


Figura 48. Datos de PDD obtenidos por Ding et al. [32], realizados por el método de MC (en símbolos) y por método SFD en línea continua.

Los resultados obtenidos nos llevan a obtener una desviación máxima de 0.5% en la zona del *build-up* y nos lleva a coincidir la profundidad del  $D_{max}$  como es el caso para la mayoría de LINACS en la energía de 6 MV, concordando así con lo observado por Heydarian *et al* y Ding *et al*, en sus estudios realizados. Como se pudo apreciar también al igual que los otros autores, a mayor profundidad sea ubicada la cámara de ionización, las medidas que se obtengan de ella tendrá mayor incertidumbre, ello debido a la producción de fotones secundarios, lo cual hace que el volumen sensible de la cámara se irradie más, por ende falseen la lectura.

### 5.2.2 Perfiles de Dosis

Las figuras 34, 35, 36 y 37, señalan la dosis complementaria que llegará al paciente, como lo sugiere la bibliografía [3,4,30] se aprecia una región central que abarca el 80% del tamaño del campo (o sistema de colimación respectivo); una región de penumbra en la que se puede concluir que a mayor tamaño de campo o sistema de colimación, mayor dosis fuera del eje central del campo; y una región umbral, la cual está fuera del área de radiación, apartado de los márgenes del campo geométrico, se ve que la dosis en esta región es baja.

Se puede apreciar solo algunas medidas puntuales en los datos experimentales en la región central del perfil de dosis, ello debido al tamaño del volumen sensible de la cámara de ionización.

Por otro lado se mantiene el hecho que a mayor profundidad, menor dosis, tal como se aprecia en las figuras 34, 35, 36 y 37.

### 5.2.2.1 Comparación de los Perfiles de Dosis Medidos con CI y Simulados con MC

La Tabla 22, Figura 49, muestran los datos experimentales y simulados para los Perfiles en el eje x, para el cono de 24 mm, a una profundidad de 8.8 cm del maniquí, con su respectiva desviación porcentual (DP%).

Mientras la Tabla 23, Figura 50, correspondiente a los datos experimentales y simulados para los Perfiles en el eje x, a una profundidad de 2.5 cm del maniquí, con su respectiva desviación porcentual.

**TABLA 20.** Comparación de Perfiles Medidos y Simulados. Profundidad de 8.8cm

X(cm)	Simulado	Experimental	DP(%)
-2.47	0.00%		
-2.41	0.00%		
-2.34	0.00%		
-2.28	2.70%		
-2.22	0.00%		
-2.16	0.00%		
-2.09	0.00%		
-2.03	0.00%		
-1.98	4.21%	1.00%	-3.210
-1.97	0.00%		
-1.91	0.00%		
-1.84	0.00%		
-1.78	0.00%		
-1.72	5.51%		
-1.66	7.72%		
-1.59	11.64%		
-1.58	11.74%	5.00%	-1.347



-1.53	12.04%		
-1.47	12.41%		
-1.44	15.27%	10.00%	-0.527
-1.41	18.63%		
-1.37	22.18%	15.00%	-0.479
-1.34	24.89%		
-1.33	26.40%	20.00%	-0.320
-1.30	29.42%	25.00%	-0.177
-1.28	31.21%		
-1.28	32.43%	30.00%	-0.081
-1.25	36.91%	35.00%	-0.054
-1.23	41.19%	40.00%	-0.030
-1.22	43.38%		
-1.21	45.51%	45.00%	-0.011
-1.18	49.87%	50.00%	0.003
-1.16	59.67%	55.00%	-0.085
-1.13	60.46%	60.00%	-0.008
-1.10	65.82%	65.00%	-0.013
-1.09	66.07%		
-1.07	68.37%	70.00%	0.023
-1.04	71.28%	75.00%	0.050
-1.03	79.64%		
-1.00	75.35%	80.00%	0.058
-0.97	80.22%		
-0.95	80.01%	85.00%	0.059
-0.91	84.25%		
-0.88	86.18%	90.00%	0.042
-0.84	88.93%		
-0.78	94.65%		
-0.75	96.71%	95.00%	-0.018
-0.72	98.77%		
-0.66	91.12%		

-0.59	96.32%		
-0.53	97.06%		
-0.47	96.35%		
-0.41	95.04%		
-0.34	97.92%		
-0.28	92.46%		
-0.22	94.19%		
-0.16	99.75%		
-0.09	96.34%		
-0.03	94.30%		
0.00	100.00%	100.00%	0.000
0.03	94.30%		
0.09	96.34%		
0.16	99.72%		
0.22	94.19%		
0.28	92.46%		
0.30	98.65%		
0.34	97.92%		
0.41	95.04%		
0.47	96.35%		
0.53	97.06%		
0.59	96.32%		
0.66	91.12%		
0.70	98.53%		
0.72	98.77%		
0.75	96.71%	95.00%	-0.018
0.78	94.65%		
0.80	93.05%		
0.84	88.93%		
0.88	86.18%	90.00%	0.042
0.90	84.92%		
0.91	84.25%		

0.95	80.01%	85.00%	0.059
0.97	80.22%		
1.00	75.35%	80.00%	0.058
1.00	79.64%		
1.03	76.35%		
1.04	71.28%	75.00%	0.050
1.07	68.37%	70.00%	0.023
1.09	66.07%		
1.10	65.82%	65.00%	-0.013
1.13	65.94%	60.00%	-0.099
1.16	59.67%	55.00%	-0.085
1.18	56.64%	50.00%	-0.133
1.20	50.81%		
1.21	47.10%	45.00%	-0.047
1.22	43.38%		
1.23	41.35%	40.00%	-0.034
1.25	37.30%	35.00%	-0.066
1.28	31.21%	30.00%	-0.040
1.30	25.86%	25.00%	-0.034
1.33	20.62%	20.00%	-0.031
1.34	18.87%		
1.37	16.30%	15.00%	-0.087
1.41	12.87%		
1.44	10.00%	10.00%	0.000
1.47	7.71%		
1.53	6.86%		
1.58	4.79%	5.00%	0.041
1.59	4.38%		
1.60	4.36%		
1.66	4.04%		
1.72	0.00%		
1.78	0.00%		

1.84	0.00%		
1.91	0.00%		
1.97	0.00%		
1.98		1.00%	
2.03	0.00%		
2.09	0.00%		
2.16	0.00%		
2.22	0.00%		
2.28	0.00%		
2.34	0.00%		
2.41	0.00%		
2.47	0.00%		

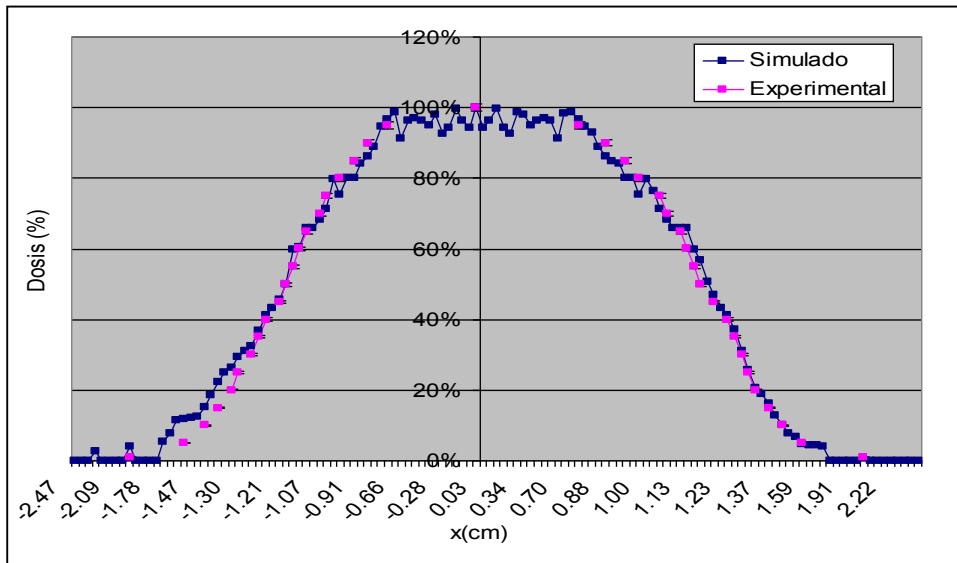


Figura 49. Perfil de dosis a profundidad de 8.8 cm. Cono de 24mm. Simulado vs. Experimental.

**TABLA 21.** Comparación de Perfiles Medidos y Simulados. Profundidad de 2.5cm

<b>X(cm)</b>	<b>Simulado</b>	<b>Experimental</b>	<b>DP(%)</b>
-2.469	0.00%		
-2.406	0.00%		
-2.344	0.00%	1.00%	1.000
-2.281	0.00%		
-2.219	1.23%		
-2.156	0.00%		
-2.094	0.00%		
-2.031	0.00%		
-1.969	0.00%		
-1.906	7.64%		
-1.871	8.42%	5.00%	-0.685
-1.844	0.00%		
-1.781	0.00%		
-1.719	0.00%		
-1.670	10.84%	10.00%	-0.084
-1.656	10.63%		
-1.594	12.99%		
-1.572	14.39%	15.00%	0.041
-1.531	17.38%		
-1.510	18.36%	20.00%	0.082
-1.469	21.00%		
-1.465	21.78%	25.00%	0.129
-1.430	29.06%	30.00%	0.031
-1.406	33.86%		
-1.400	35.10%	35.00%	-0.003
-1.373	39.85%	40.00%	0.004
-1.349	44.08%	45.00%	0.021
-1.344	44.74%		

-1.325	49.20%	50.00%	0.016
-1.303	54.13%	55.00%	0.016
-1.281	59.22%		
-1.280	59.26%	60.00%	0.012
-1.256	64.09%	65.00%	0.014
-1.229	69.82%	70.00%	0.003
-1.219	72.17%		
-1.199	75.48%	75.00%	-0.006
-1.162	81.99%	80.00%	-0.025
-1.156	82.72%		
-1.111	85.90%	85.00%	-0.011
-1.094	87.46%		
-1.031	88.93%		
-1.029	89.07%	90.00%	0.010
-0.969	90.86%		
-0.906	93.20%		
-0.852	94.74%	95.00%	0.003
-0.844	95.45%		
-0.781	94.79%-		
-0.719	97.95%		
-0.656	98.48%		
-0.594	97.66%		
-0.531	99.10%		
-0.469	98.87%		
-0.406	99.17%		
-0.344	99.92%		
-0.281	99.24%		
-0.219	99.49%		
-0.156	100.10%		
-0.094	102.05%		
-0.031	100.95%		
<b>0.000</b>	100.00%	100.00%	0.000

0.031	101.14%		
0.094	101.63%		
0.156	104.17%		
0.219	100.56%		
0.281	99.17%		
0.344	100.00%		
0.406	97.57%		
0.469	98.74%		
0.531	99.34%		
0.594	98.50%		
0.656	97.41%		
0.719	97.55%		
0.781	95.70%		
0.844	95.70%		
0.852	94.74%	95.00%	0.003
0.906	94.20%		
0.969	92.06%		
1.029	89.07%	90.00%	0.010
1.031	87.17%		
1.094	90.68%		
1.111	85.90%	85.00%	-0.011
1.156	83.78%		
1.162	81.99%	80.00%	-0.025
1.199	75.48%	75.00%	-0.006
1.219	72.14%		
1.229	69.82%	70.00%	0.003
1.256	64.09%	65.00%	0.014
1.280	59.26%	60.00%	0.012
1.281	63.95%		
1.303	54.13%	55.00%	0.016
1.325	49.20%	50.00%	0.016
1.344	46.93%		

1.349	44.08%	45.00%	0.021
1.373	39.85%	40.00%	0.004
1.400	35.10%	35.00%	-0.003
1.406	38.60%		
1.430	29.06%	30.00%	0.031
1.465	21.78%	25.00%	0.129
1.469	22.66%		
1.510	18.36%	20.00%	0.082
1.531	19.22%		
1.572	14.39%	15.00%	0.041
1.594	9.97%		
1.656	7.59%		
1.670	10.84%	10.00%	-0.084
1.719	7.24%		
1.781	0.00%		
1.844	4.69%		
1.871	8.42%	5.00%	-0.685
1.906	0.00%		
1.969	1.13%		
2.031	0.00%		
2.094	0.00%		
2.156	0.00%		
2.219	1.16%		
2.344	0.00%	1.00%	1.000
2.281	0.00%		
2.344	0.00%		
2.406	0.00%		
2.469	0.00%		



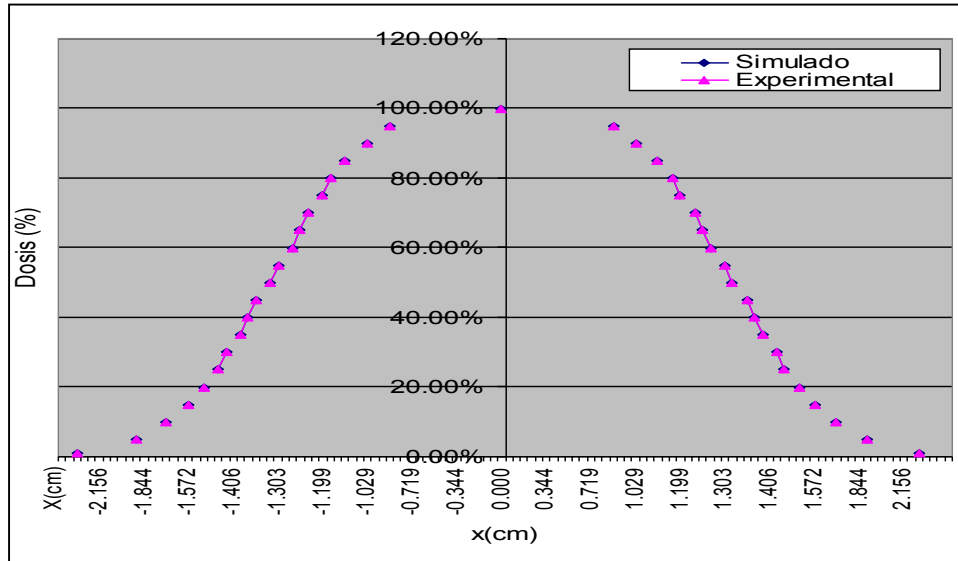


Figura 50. Perfil de dosis a profundidad de 2.5 cm. Cono 24 mm. Simulado vs. Experimental.

En las curvas de perfiles de dosis, en el eje x, medidos con cámara de ionización y calculados por simulación de MC para eventos simulados, se puede observar una desviación porcentual máxima en la región central de perfil de dosis máxima de 0.1% de variación para las profundidades correspondientes; es notoria una variación en la región de la penumbra, obteniéndose, una desviación porcentual máxima de 1% para la profundidad de 2.5 cm y de 3% para la profundidad de 8.8 cm, esto debido a que mayor profundidad va a ver mayor efecto de retrodispersión.

Esta variación notoria en la región de la penumbra es debido al tamaño “grande” del volumen sensible de la cámara de ionización, 3.7 cm de longitud activa y 0.015 cm<sup>3</sup> de volumen de colección, comparados con otros dosímetros como por ejemplo los diodos [33, 34, 35].

Ding *et al.*, demostró el efecto del tamaño del detector en la medida de perfiles de dosis para tamaños de campos muy pequeños [35]. También observó que aunque sólo hay una pequeña discrepancia en la medición del PDD tanto para detectores de CI como para el método SFD, existe mayor discrepancia en los perfiles de dosis entre estos métodos. Esto se debe principalmente al mayor volumen sensible de la cámara de ionización (3.6 mm de longitud activa), a pesar de que esta cámara, como lo indica, está diseñada para dosimetría de campo pequeño. Este resultado como lo menciona pone de

manifiesto que es muy importante que las mediciones deben ser realizadas con detectores convenientes a fin de obtener datos precisos.

Así también Ding *et al.*, demostró que existe un acuerdo excelente en los perfiles de distribuciones de dosis, a diferentes profundidades, Figura 51, entre el método de Monte Carlo, graficado en símbolos; y el método experimental de *stereotactic field diode detector* (SFD), graficado en línea continua; tanto para haces de fotones de 6 y 10 MV, con lo cual concluye que las técnicas de Monte Carlo pueden ser utilizadas para obtener resultados precisos para haces de radiocirugía [34].

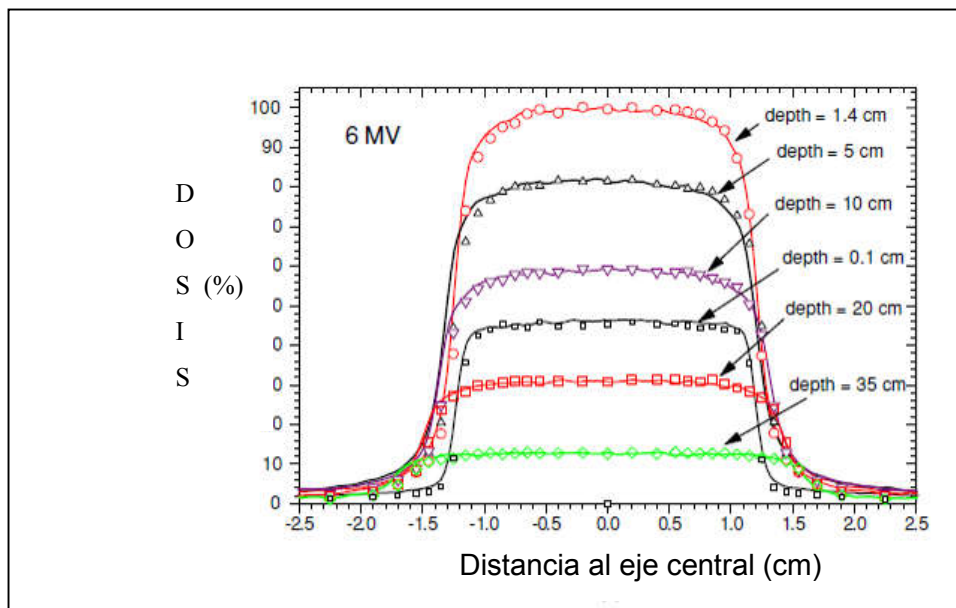


Figura 51. Datos de perfiles de dosis obtenidos por Ding et al. [35]. Datos por método de MC en símbolos, por método SFD en línea continua.

### 5.2.3 Factores de Campo

#### 5.2.3.1 Comparación de los FC Medidos con CI y los Simulados con MC

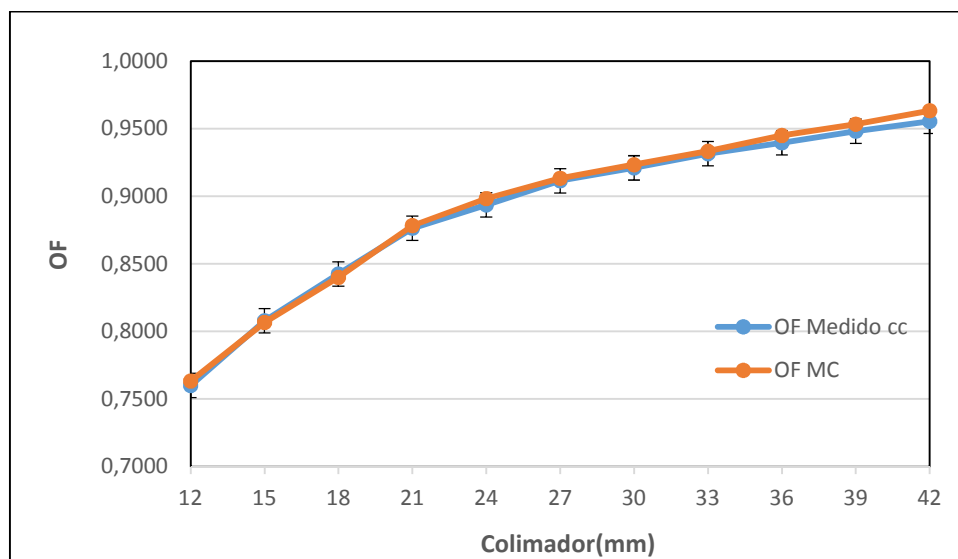
Se compararon los datos de factores de campo obtenidos con MC y los obtenidos experimentalmente.

Se empleó el OF obtenido con MC para el tamaño del vóxel  $0.2 \times 0.2 \times 0.2 \text{ cm}^3$  (Tabla 24); ello debido a que este tamaño de vóxel es el que mejor representa al tamaño del volumen sensible de la CI utilizada para las medidas experimentales ( $0.015 \text{ cm}^3$ ).

Se empleó para la comparación, los FC obtenidos experimentalmente que fueron corregidos con el factor respectivo para campos pequeños, como lo sugiere el TRS-483. Figura 52.

**TABLA 22.** Comparación de Datos de Factores de Campo Simulados con Monte Carlo con los Obtenidos Experimentalmente Aplicando el TRS 483

Col[mm]	OF Medido cc	OF MC	Dif[%]
12	0.7600±0.003	0.763	0.434
15	0.8079±0.003	0.807	-0.148
18	0.8425±0.003	0.840	-0.300
21	0.8764±0.003	0.878	0.218
24	0.8936±0.003	0.898	0.524
27	0.9115±0.003	0.913	0.199
30	0.9210±0.003	0.923	0.248
33	0.9315±0.003	0.933	0.196
36	0.9397±0.003	0.945	0.569
39	0.9482±0.003	0.953	0.542
42	0.9554±0.003	0.963	0.830



*Figura 52.* Factor de Campo Medido con corrección según protocolo TRS483 versus el simulado con MC.

Se logra observar en la figura 51 una variación porcentual máxima de 0.8% para los campos mayores, ello debido a sobreexposición del detector para campos más grandes. Además, tal como lo sugiere Haryanto *et. al* (2002) en los resultados del OF se debe considerar no solo el tipo de detector empleado sino también el material que es empleado en el vóxel utilizado en la simulación [34]. Tal como lo demuestra su trabajo en la figura 52 y figura 53 existe variación de resultados debido a estos dos aspectos.

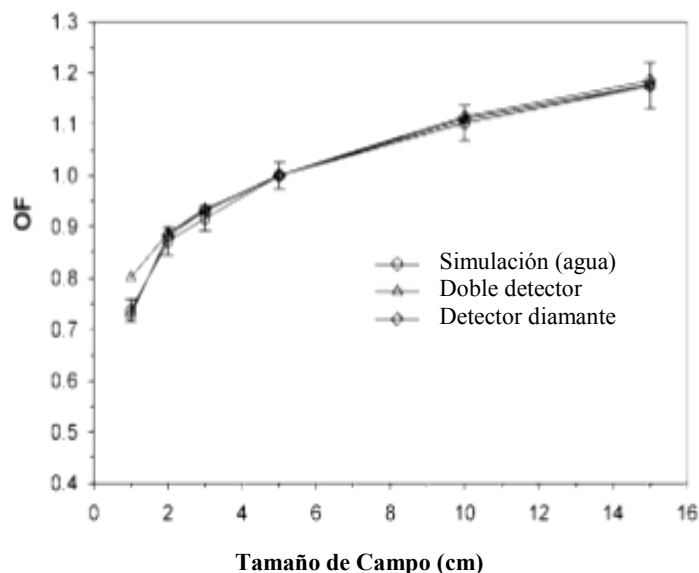


Figura 53. Comparación de los OF con detector de diamantes, diodos y simulados con MC con vóxel de 0.1 cm×0.1 cm×0.1cm. [34]

Como se puede apreciar en la figura 53 existe variación según el tipo de detector, notándose una mínima variación en los resultados de MC y del detector diamante.

Por ello en la figura 54 se compara y se demuestra la influencia del material empleado en el vóxel, en la figura material del vóxel en la simulación es carbono, y como se aprecia los OF simulados coinciden mejor con los OF del detector de diamantes que en el caso de la simulación con material de vóxel de agua.

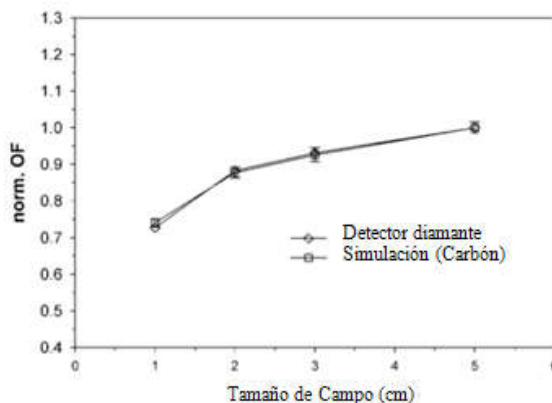


Figura 54. Comparación de los OF con detector de diamantes y el simulados con MC con vóxel de material de carbono. [34]

## **5.2.4 Aplicación del Test de Confiabilidad a los Datos Simulados y Medidos**

De igual forma, se aplicó un test de confiabilidad, a los datos medidos versus los simulados, sabiendo que los datos simulados cumplen con una función de distribución uniforme.

### **5.2.4.1 Test de Confiabilidad KOLMOGOROV-SMIRNOV**

El test de Kolmogorov-Smirnov (KS) es el más desarrollado en la práctica. Se fundamenta en la noción de cotejar la función de distribución acumulada de los datos contemplados con la de una distribución normal, calculando el máximo recorrido entre las dos curvas. Como en todo test de hipótesis, la hipótesis nula no se rechaza cuando el valor del estadístico despierta un cierto valor crítico obtenido de una tabla de probabilidad. Para la aplicación de este test en este estudio, se utilizó el paquete estadístico SPSS [[http://www.physics.csbsju.edu/stats/KS-test.n.plot\\_form.html](http://www.physics.csbsju.edu/stats/KS-test.n.plot_form.html)], que proporciona tanto la diferencia máxima,  $D$ , en valor absoluto entre la frecuencia acumulada de cada serie real y la generada, así como nos da también el nivel de significancia observado “ $P$ -valor”, que será representado como  $P$ , se denominará como  $C$  al valor crítico del estadístico KS para un nivel de significancia de 5% (error tipo I aceptado).

Se ubica en la tabla estadística el valor crítico  $D_{max}(a,n)$  con el grado de significancia  $a$ . Si el valor observado  $D_{max}$  es inferior o igual que el valor crítico  $D \leq C$ , entonces se admite la hipótesis nula de que no hay discrepancias significativas entre la distribución teórica y la distribución dada por los resultados muestrales, en otras palabras, que los valores originados continúan la distribución supuesta.

Además si el “ $p$  value” es mayor que el nivel de significancia, por lo tanto no existen bastantes aspectos en la muestra para rechazar la hipótesis nula.

La Tabla 25 muestra para cada serie de datos,  $D_{max}$ : diferencia máxima del test KS; nivel de significancia observado: “ $P$ -valor”;  $N$ : número de valores de la muestra; Media Exp, Media Sim: valor medio; DS: desviación estándar, para las series experimentales (Exp) y simuladas (Sim).

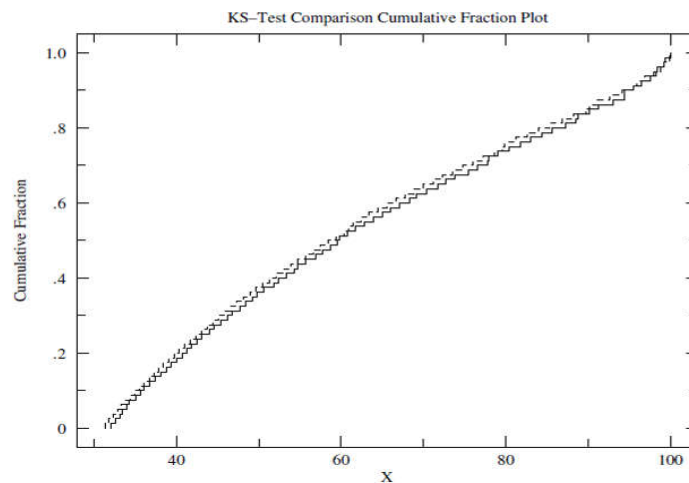
**TABLA 23.** Evaluación de la serie de Datos en estudio con el test de KOLMOGOROV-SMIRNOV

	<b>PDD</b>	<b>OF</b>	<b>Perfiles a 2.5 cm de profundidad</b>	<b>Perfiles a 8.8 cm de profundidad</b>
<b>Dmax</b>	0,025	0.0909	0,105	0,122
<b>P-valor</b>	1,00	1,00	0,973	0,902
<b>N</b>	80	11	38	41
<b>Media Exp</b>	61,790	0.8898	50,790	48,830
<b>Media Sim</b>	62,780	0.8924	51,710	49,840
<b>D.S. Exp</b>	21,400	0.0625	28,700	29,900
<b>D.S. Sim</b>	21,400	0.0643	28,500	27,500

En virtud de lo anterior, el valor contemplado Dmax es mayor que el valor crítico estadístico de Kolmogorov-Smirnov, por consiguiente no se rechaza la hipótesis nula, además se obtienen valores de P mayores que 0.05.

Las frecuencias contempladas y las teóricas medidas no difieren de manera significativa. Esto se puede observar en la gráfica de la función de fracción acumulativa.

Cabe mencionar que la función de la fracción acumulativa y la función de distribución empírica son dos nombres para la misma cosa: una pantalla gráfica de cómo se distribuyen los datos se puede apreciar en las Figura 55, Figura. 56, Figura 57 y Figura 58.



**Figura 55.** Distribución del PDD experimental y simulado.

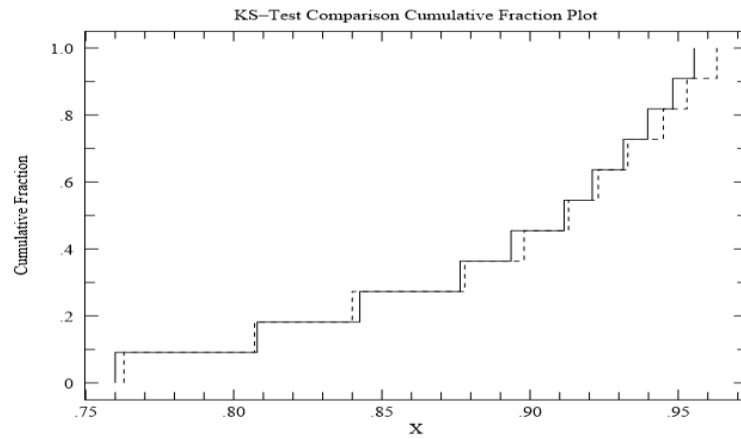


Figura 56. Distribución del OF experimental y simulado.

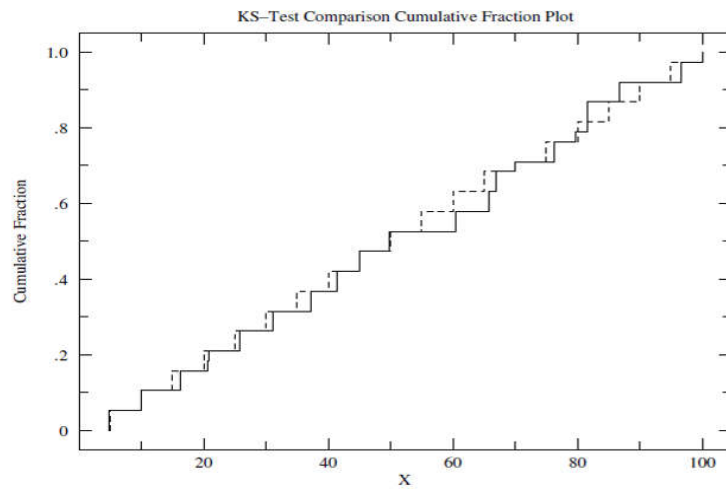


Figura 57. Perfiles de Dosis a 2.5 cm de profundidad experimental y simulado.

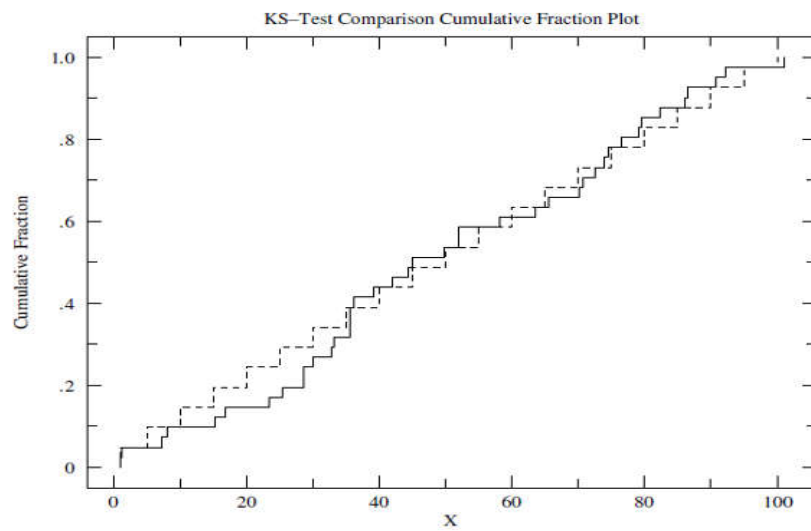


Figura 58. Perfiles de Dosis a 8.8 cm de profundidad experimental y simulado.

### 5.3 Aspectos Técnicos

La Radiocirugía representa una técnica médica de vanguardia, de indudable utilidad, que mejora en muchos casos el procedimiento de la radioterapia convencional, pero que puede verse frenada por la adquisición y el mantenimiento de la infraestructura del cálculo requerida. Por otro lado la saturación de pacientes beneficiarios que se está produciendo en los escasos centros que hasta ahora disfrutaban del procedimiento, está creando la necesidad de dispersión en lo que a centros ejecutores se refiere.

Para minimizar los costos de implementación de esta técnica, se ha constatado con este trabajo, que una posible solución sería la utilización de los aceleradores lineales, utilizados para radioterapia convencional, pero con la introducción de los accesorios de software y hardware necesarios.

Adaptando el porta colimador al *linac*, adquiriendo los colimadores con diversos diámetros. Evaluando los parámetros sugeridos por la Asociación Americana de Física Médica para la implementación de un sistema de radiocirugía con *linacs*, se verifica que estos cumplan con los niveles de tolerancia establecidos, de tal forma que se habilita el sistema para poder realizar las medidas dosimétricas respectivas, obteniendo una serie de datos que serán utilizados por el sistema de planificación de radiocirugía para poder realizar el tratamiento a los pacientes [35, 36].

### 5.4 Aspectos de Programación

Con este trabajo se ha demostrado, una vez más, como el método de Monte Carlo (MC), puede ser utilizado como medio de comprobación de cálculos teóricos o validación de soluciones obtenidos por otros métodos, como el descrito al inicio del trabajo.

Actualmente existen varios códigos para la simulación de la cascada foton –electrón. Los más considerablemente usados en dificultades de radioterapia son ITS, EGS4, MCNP y PENÉLOPE [37, 38, 39]. Este último muestra una sucesión de beneficios con relación a los otros, principalmente en la simulación de las cascadas de electrones, porque PENÉLOPE consiente la simulación minuciosa de los electrones. De igual forma, la energía de los electrones logra descender hasta el orden de los KeV, a diferencia de los otros códigos.

La simulación de la interacción de los fotones al salir del cabezal de un acelerador lineal, hasta llegar al maniquí, demanda mayor tiempo computacional que el simular electrones, debido a la mayor cantidad de materiales con los que tienen que interactuar los fotones hasta llegar al fantoma.



Considerando el hecho que los datos obtenidos por la simulación fueron el resultado de una cantidad de eventos, ( $1.002 \times 10^8$  interacciones en un periodo de 3 semanas), que no son suficientes para obtener curvas de distribución de dosis, con incertidumbres estadísticas pequeñas, tal como lo sugieren Nahum y Rogers, se puede decir que la variación entre los datos simulados y experimentales ha sido mínima, bajo las condiciones realizadas [40].

Hoy por hoy, gracias al empuje tecnológico en el mundo de la computación y las comunicaciones dentro del mundo de la informática, las técnicas de Monte Carlo, que siempre se habían reservado para investigaciones preliminares, pueden ocupar un sitio en el levantamiento de datos dosimétricos, como también la planificación de tratamientos en sí.

Las máquinas con suficiente capacidad de computación como para obtener simulaciones de tratamiento en tiempos razonables, no están a disposición de centros hospitalarios. Además los esfuerzos en tareas de reducción de varianza a través de consideraciones físicas del problema han llegado a un límite que no puede rebasarse sin perder precisión. Sólo queda, por tanto, desarrollar técnicas de programación para obtener el máximo rendimiento del hardware disponible. La nueva vía se abre con la aparición de un sistema operativo sólido como *LINUX*, junto con la mejora en el hardware y el software para el traspaso de datos a través de la red [15, 17, 37, 38, 39] Esta nueva tecnología da paso a las llamadas técnicas de distribución, por medio de las cuales se consigue repartir el trabajo de simulación entre CPUs, no tan potentes, pero si más numerosas, que pueden conectarse a través de una red con excelentes prestaciones [41] De esta manera, los tiempos de simulación se reducirían a valores operativos que seducirían al físico médico a optar por un método de verificación preciso, tanto para el levantamiento de datos dosimétricos de un sistema de radioterapia y / o radiocirugía, así como también los casos de planificación más complejos que se pueden presentar en una centro radioterapéutico.

Por este motivo, en este trabajo, se puede decir, que la radiocirugía debe estar ligada a las técnicas de simulación de Monte Carlo.

### **5.5 Aspectos Médicos-Clínicos**

Las indicaciones de un tratamiento de radiocirugía se basan, como en otros casos radioterapéuticos, en una serie de factores relacionados con el paciente, con el comportamiento biológico de la lesión y con las características de la propia técnica. Para obtener los resultados más óptimos es imprescindible que la indicación sea adecuada para lo cual hay que evaluar y conocer el valor de otros tratamientos y una vez decidido,

realizar una planificación lo más conformada posible y con la dosis necesaria para que la “probabilidad de control tumoral” sea máxima con el menor “riesgo de complicaciones en el tejido sano”. La utilización de radiocirugía exclusiva o asociada con radioterapia convencional y / o fraccionada, requieren en muchos casos de consideraciones individualizadas.

En el futuro para brindar tratamientos de radiocirugía, se está viendo la incorporación de nuevas técnicas, entre lo que abarcaría el uso de aceleradores con: micromultilaminas, intensidad modulada; así como mejores guías recolocables para fijación corporal, entre otros.; lo cual marcaría un hito en el tratamiento de muchas más neoplasias en y fuera del sistema nervioso.

## VI CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

Seguidamente se muestran las conclusiones obtenidas a partir del desarrollo del presente trabajo:

1. De acuerdo al trabajo realizado se puede concluir que la metodología para efectuar un sistema de radiocirugía efectivo y seguro, utilizando simulación de Monte Carlo es viable.

Como se sabe, solo será necesario tener los accesorios de software y hardware adecuados para convertir un acelerador lineal de uso convencional de radioterapia en acelerador que brinde tratamientos de radiocirugía.

Evaluando y permaneciendo dentro de los niveles de tolerancia, los parámetros sugeridos por la AAPM y los de Canadian Association of Provincial Cancer Agencies, se puede implementar un sistema de radiocirugía apto para poder llevar a cabo el levantamiento de los datos dosimétricos, los cuales serán introducidos al sistema de planificación.

2. La principal desventaja en la adquisición de los datos dosimétricos en forma experimental con el uso de la cámara de ionización y los demás materiales que involucra ello, es que requiere el uso de la unidad de tratamiento (*LINAC*) para realizar la dosimetría de fotones y en consecuencia mucho tiempo en la determinación de la tasa de dosis absorbida, para todo colimador utilizado en radiocirugía, la cual, es requerida en la determinación del tiempo de tratamiento.

Debiendo considerar además las incertidumbres producidas por el dosímetro utilizado para las medidas, en este caso, cámara de ionización, el cual por el tamaño de su volumen de colección, podrá proporcionar una lectura no veraz, principalmente para campos pequeños de tratamiento.

Por la razón antes expuesta, se debe implementar un método alternativo para adquirir los datos dosimétricos necesarios para introducir en el software de planificación de radiocirugía, como se ha demostrado se puede utilizar confiablemente el método de MC, ya que no requieren el uso de la unidad de tratamiento.

3. Para el método de MC, se usó el código Penélope (versión 2006), el cual fue aplicado a la dosimetría de campos pequeños, cuyos resultados al ser convalidado con las medidas experimentales se obtuvo una diferencia porcentual máxima del 2%, para el PDD; 1.8% para los perfiles estudiados y 0.8% para los OF. A partir del cual se puede concluir que es un buen método para cualquier caso clínico.

La exactitud de los resultados mostrados por el método de MC, viene ligada al número de partículas simuladas en los cálculos, su valor puede determinarse a partir de la incertidumbre, cuyo valor es  $2\sigma$ . Cabe indicar que, para obtener la incertidumbre relativa porcentual del orden del 2%, se requiere simular del orden de  $10^8$  partículas y el tiempo requerido para correr esta cantidad de partículas con una PC de 2.4 GHz es de tres semanas.

Las máquinas con suficiente capacidad de computación como para obtener simulaciones de tratamiento en tiempos razonables, no están a disposición de centros hospitalarios. A partir del cual se concluye que para disminuir el tiempo de cálculo se debe dar paso a las llamadas técnicas de distribución, a través de los cuales se consigue repartir el trabajo de simulación entre CPUs, no tan potentes, pero si más numerosas, que pueden conectarse a través de una red con excelentes prestaciones. O usar una supercomputadora (Blue Gene/P de IBM), cuya velocidad actual es de unos 1.000 trillones de cálculos por segundo, o sea, 1 pentaflap. En comparación, esta nueva supercomputadora es cien mil veces más potente que una PC.

4. El levantamiento de los datos dosimétricos para la implementación del sistema de radiocirugía, involucra tiempo, costos y personal. La simulación de Monte Carlo es un método alternativo para obtener los mismos resultados con la menor demanda de tiempo, costos y personal.

Para obtener buenos resultados en la simulación de las curvas de *PDD*, *OF* y perfiles de dosis, se debe contar con datos precisos del cabezal del acelerador a simularse, las cuales deben ser proporcionados por los fabricantes, para que el comportamiento físico del haz sea similar al comportamiento real. En este caso, este hecho se verifica cuando todos los parámetros físicos del simulado con lo medido experimentalmente coinciden bastante bien dentro de una diferencia porcentual máxima del 2% del Linac. Por lo que se concluye que los datos proporcionados por el fabricante, realmente si pertenecen al Linac Siemens/Mevatrón KD2 usado en el presente trabajo.

5. Se pueden determinar medidas dosimétricas del resto de los colimadores usados para radiocirugía. Ya no será necesario realizar todas las medidas para cada uno de los colimadores con los que se trabaja en radiocirugía. La comparación entre los datos calculados experimentalmente y los simulados, de un solo colimador, determina si la simulación es viable para obtener los datos dosimétricos para el resto de colimadores.

6. En la actualidad las técnicas implicadas con tratamientos con radiocirugía ya se extienden a otros campos de la radioterapia, con el método de Monte Calo se logra determinar una dosis exacta y veraz en tratamientos de radiocirugía y /o radioterapia.

Así todos los métodos que impliquen campos pequeños necesitan ser calculados con mayor precisión. Cuánto más se avance en una tecnología capaz de conformar volúmenes más pequeños y poner en juego haces más estrechos, habrá mayor necesidad de contar con una herramienta fiable para la verificación de la dosimetría del sistema, para la cual la Simulación de Monte Carlo desempeña muy bien este rol.

## BIBLIOGRAFÍA

- [1] International Atomic Energy Agency, Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy: An International Code of Practice for Dosimetry Based on Standards of Absorbed Dose to Water, Technical Reports Series No. 398, IAEA, Vienna (2000).
- [2] R. Alfonso et al., "A new formalism for reference dosimetry of small and nonstandard fields," *Med. Phys.* 35, 5179–5186 (2008)
- [3] E. Podorska. "Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students. 2da Edition. Internacional Atomic Energy Agency, Vienna (2005)
- [4] F. Kahn. *The Physics of Radiation Therapy*, Third Edition by Williams & Wilkins. (2003).
- [5] S. Guzmán. "Características dosimétricas para campos pequenos, visando a implementação de um sistema postal de controle da qualidade na radiocirurgia". Tesis presentada a La Facultad de Filosofía y Ciencias y Letras de Ribeirão Preto da USP, como parte de las exigencias para obtener El Título de Doctor en Ciencias (2006).
- [6] G. X Ding, D. M. Duggan y C. W. Coffey. Commissioning stereotactic radiosurgery beams using both experimental and theoretical methods. Vanderbilt University Medical Center, Nashville, TN 37232-5671 USA (2006).
- [7] AIEA (AGENCIA INTERNACIONAL DE ENERGIA ATÓMICA), Aspectos físicos de la garantía de calidad en radioterapia: Protocolo de control de calidad, TEC DOC 1151, (2000).
- [8] IPEM report 103: Small field MV photon dosimetry M. M. Aspradakis\ J. P. Byrneb , H. Palmansc , J. Conwayd , A. P. Warrington6 , K. Rosserf , S. Duanec. E2-CN-182, Paper No INV0. IDOS, Vienna, 9-127 (2010).
- [9] H. Benmakhlouf, et al., Output correction factors for nine small field detectors in 6 MV radiation therapy photon beams: A PENELOPE Monte Carlo study. *Med. Phys.*, 41: 041711. doi:10.1118/1.4868695 (2014).
- [10] F. Doblado, P. Andreo y R. Capote. Reply to 'Comments on 'Ionization chamber dosimetry of small photon fields: a Monte Carlo study on stopping-power ratios for radiosurgery and IMRT beams'. *Published Physics in Medicine & Biology*. Institute of Physics and Engineering in Medicine, vol 48/21 (2003).
- [11] F, Crop et al. The influence of small field sizes, penumbra, spot size and measurement depth on perturbation factors for microionization chambers.

- Published Institute of Physics and Engineering in Medicine Physics in Medicine & Biology, Volume 54, Number 9 (2009).
- [12] C. McKerracher and D I Thwaites. Assessment of new small-field detectors against standard-field detectors for practical stereotactic beam data acquisition. *Physics in Medicine & Biology*. 44/9 (1999).
  - [13] R. Morin." Simulation in the Radiological Sciences", Boca Ratón, Florida, USA (1988).
  - [14] P. Andreo, "Monte Carlo techniques in medical radiation physics", *Phys. Med. Biol.* 36 (1991).
  - [15] D.W.O Rogers, B.A. Faddegon, G.X. Ding *et al.*, "A Monte Carlo code to simulate radiotherapy treatment units *Medical Physics* (1995); 22(5):503-524.
  - [16] L. Nuñez F. Sanchez-Doblado "Small field dosimetry in Radiosurgery". Dynard ISBN. (1999); 85: 409-412.
  - [17] M. Perucha, F. Sanchez-Doblado, A. Leal, *et al.* "Monte Carlo as a tool to evaluate radiosurgery dosimetric data and treatment planning. *Physica Medica*, (1999); Vol. XV, No. 3 p.188 (abstract).
  - [18] A. Papoulis. "Probability, Random Variables, and Stochastic Processes. McGraw-Hill, New York, (1965).
  - [19] A.F. Bielajew, "Howfar and Hownear: Geometry Modeling for Monte Carlo Particle Transport, Report PIRS-0341 (National Research Council of Canada Ottawa), (1995).
  - [20] F. H. Attix, C. R. Willian. *Radiation Dosimetry*. Vol. 2, Second edition, Academic Press, p. 803, Madison, USA, (1966).
  - [21] F. Salvat, J. Fernandez-Varea, J. Sempau. "PENLOPE-2006: A Code System for Monte Carlo Simulation of Electron and Photon Transport". OECD (2006).
  - [22] M.J. Berger. "Applicability of the condensed-random-walk Monte Carlo method at low energies in hight-Z materiales", *Radial. Phys. Chem.* 53,191-203 (1998).
  - [23] Rowshanfarzad P, Sabet M, O'Connor D, Greer P "Isocenter verification for linac-based stereotactic radiation therapy: review of principles and techniques", *Rev Fis Med* 2012;13(1):50-51
  - [24] P. L'ecuyer. "Efficient and portable combined random numbere generators", *Commun. ACM* 31, 742-749 (1988).
  - [25] F. James. "A review of pseudorandom number generators, *Comput. Phys. Commun.* 60, 329-344.

- [26] F. Salvat, J. Fernández-Varea. "Semiempirical cross sections for the simulation of the energy loss of electrons and positrons in matter", Nucl. Instrum. Meth. B 63, 255-269.
- [27] J.H. Hubbell, WM.J. , E.A. Veigele. *et al.* "Atomic for factors, incoherent scattering functions, and photon scattering cross sections", J. Phys. Chem. Ref. Data 4, 471-538. Erratum: *ibid.* 6 (1977) 615-616 (1975).
- [28] J. Baro. J. Roteta, J. Fernández-Varea and F. Salvat. "Analytical cross sections for Monte Carlo simulation of photon transport", Radiat. Phys. Chem. 44, 531-552 (1994).
- [29] D. Cullen, J. Chen, J. Hubbell. *et al.* "Tables and graphs of photons-interaction cross sections from 10eV to 100Gev derived from the LLNL evaluated photon data library (EPDL)", Report UCRL-50400 vol. 6, parts A and B. (Lawrence Livermore National Laboratory, Livermore, CA) (1989).
- [30] H.E. Johns, J.R. Cunningham. "The physics of radiology", Thomas, Springfield, Illinois, U.S.A (1984).
- [31] J.W. Boag, K.R. Kase, B.E. Bjarngard, F.H. Attix. "Ionization chambers". The Dosimetry of Ionizing Radiation Vol.2. Academic Press, New York (1987).
- [32] M. Heydarian, P. W. Hobany y A. H. Beddoez. A comparison of dosimetry techniques in stereotactic radiosurgery. University of Adelaide, Adelaide, (1995), Australia.
- [33] F. Haryanto, M. Fippel, W. Laub. *et al.* "Investigation of photon beam output factors for conformal radiation therapy – Monte Carlo simulations and measurements. Phys. Med. Biol. 47 (2002). N133-143.
- [34] J.P. Seuntjens, F. Verhaegen. Dependence of overall correction factor of a cylindrical ionization chamber on field size and depth in medium-energy X ray beams, Med. Phys. 23(1996) 1789-1796.
- [35] AAPM (AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICS IN MEDICINE), Comprehensive QA for radiation oncology: Report of AAPM Radiation Therapy committee Task Group 40, Med. Phys. 21, 581-618, (1994).
- [36] AAPM (AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICS IN MEDICINE), Comprehensive QA for radiation oncology: Report of AAPM Radiation Therapy committee Task Group 42, Med. Phys. 21, 581-618, (1994).
- [37] J.A, Halbeib, P. Kenset, A. Mehlhorn, G.D. Valdez, SM. Seltzer, MJ. Berger ITS VERSION 3.0: The Integrated TIGER Serie of coupled electron/photon Monte Carlo transport codes. Tech Rep SAND91-1634, Sandia National Laboratories (1992).



- [38] W. Nelson, H. Hirayama, D.W.O. Rogers. "The EGS4 Code System" Report SLAC-265 (Stanford Linear Accelerator Center, Stanford, CA) (1985).
- [39] JF. Briesmeister. MCNP A general Monte Carlo N-Particle transport Code. Los Alamos National Laboratory Report LA-12625-M.
- [40] A. E. Nahum y D.W.O. Rogers. Monte Carlo Transport of electrons and photons (1998).
- [41] A. Leal, F. Sanchez-Doblado, M. Perucha. *et al.* Parallel processing for full Monte Carlo time optimisation. *Physica Medica* (1999), XV (3), 187.







## APÉNDICE 3

### ACCEL1: PRIMERA PARTE DEL PROGRAMA PENMAIN

```
TITULO Cabezal de acelerador simple y fantoma de agua (step 1)
Nombre del archive del espacio de fase 'pm_psf_impdet_01.dat'.

>>>>>> Definición de la fuente.
SKPAR 1 [Partícula primaria: 1=electrón, 2=fotón, 3=positrón]
SENERG 6e6 [Energía inicial (solamente una Fuente monoenergética)]
SPOSIT 0.0 0.0 -20.0 [Coordenadas de la fuente]
SDIREC 0.0 0.0 [Ángulos de la dirección del eje del haz, en grados]
-

>>>>>> Datos de los materiales y parámetros de simulación.
NMAT 7 [Números de diferentes materiales, .1e.10]
SIMPAR 1 2.0e5 1.0e4 2.0e5 0.02 0.02 2e5 5e4 [M,EABS,C1,C2,WCC,WCR]
SIMPAR 2 2.0e5 1.0e4 2.0e5 0.02 0.02 2e5 5e4 [M,EABS,C1,C2,WCC,WCR]
SIMPAR 3 2.0e5 1.0e4 2.0e5 0.02 0.02 2e5 5e4 [M,EABS,C1,C2,WCC,WCR]
SIMPAR 4 2.0e5 1.0e4 2.0e5 0.02 0.02 2e5 5e4 [M,EABS,C1,C2,WCC,WCR]
SIMPAR 5 2.0e5 1.0e4 2.0e5 0.02 0.02 2e5 5e4 [M,EABS,C1,C2,WCC,WCR]
SIMPAR 6 2.0e5 1.0e4 2.0e5 0.02 0.02 2e5 5e4 [M,EABS,C1,C2,WCC,WCR]
SIMPAR 7 2.0e5 1.0e4 2.0e5 0.02 0.02 2e5 5e4 [M,EABS,C1,C2,WCC,WCR]
PFNAME siemens.mat [Definición del archivo de materiales, 20 caracteres]
-

>>>>>> Definición del archive de geometría
GEOMFN siemens.txt [Definición del archivo de geometría, 20 caracteres]
DSMAX 1 2.0e-2 [IB, Longitud del paso máximo en el cuerpo IB]
-

>>>>>> Interacción forzada.
IFORCE 1 1 4 15.0 0.1 5.0 [KB,KPAR,ICOL,FORCER,WLOW,WHIG]
IFORCE 1 1 5 15.0 0.1 5.0 [KB,KPAR,ICOL,FORCER,WLOW,WHIG]
-

>>>>>> Partículas Emergentes. Energía y distribuciones angulares.
NBE 1e4 6e6 100 [Intervalo de Energía and no. de depósito de energía]
NBTH 45 [No. De depósito para el ángulo polar THETA]
```

## ACCEL2: SEGUNDA PARTE DEL PROGRAMA PENMAIN

```
TITULO Cabezal de acelerador simple y fantoma de agua (step
2)
Se supone que el paf 'pm_paf_impdet_01.dat' tiene
que ser generado al correr PENMAIN con el archivo de
salida 'accell.in'
-
>>>>>>> Archivo de salida del espacio de fases
(paf).
IPSFN pm-paf-impdet-01.dat [Nombre del archivo de salida
paf, 20 caracteres]
IPSPLI 12 [División de números]
EPMAX 7.0e6 [Energía máxima de las
partículas en el paf]
-
>>>>>>> Datos de los materiales y parámetros de
simulación.
NMAT 7 [Números de diferentes
materiales, .1e.10]
SIMPAN 1 2.0e5 1.0e4 2.0e5 0.02 0.02 2e5 5e4
[M,EABS,C1,C2,WCC,WCR]
SIMPAN 2 2.0e5 1.0e4 2.0e5 0.02 0.02 2e5 5e4
[M,EABS,C1,C2,WCC,WCR]
SIMPAN 3 2.0e5 1.0e4 2.0e5 0.02 0.02 2e5 5e4
[M,EABS,C1,C2,WCC,WCR]
SIMPAN 4 2.0e5 1.0e4 2.0e5 0.02 0.02 2e5 5e4
[M,EABS,C1,C2,WCC,WCR]
SIMPAN 5 2.0e5 1.0e4 2.0e5 0.02 0.02 2e5 5e4
[M,EABS,C1,C2,WCC,WCR]
SIMPAN 6 2.0e5 1.0e4 2.0e5 0.02 0.02 2e5 5e4
[M,EABS,C1,C2,WCC,WCR]
SIMPAN 7 2.0e5 1.0e4 2.0e5 0.02 0.02 2e5 5e4
[M,EABS,C1,C2,WCC,WCR]
PFNAME siemens.mat [Definición del archivo de materiales,
20 caracteres]
-
>>>>>>> Definición del archivo de geometría.
GEOMFN siemens.txt [Archivo de definición de
```

## APENDICE 4

### Worksheet for the determination of the absorbed dose to water in a high-energy photon-beam

User: **YULIANA AYALA / LAURA MACCHUITI** Date: **26/06/2006**

#### 1. Radiation treatment unit and reference conditions for $D_{w,Q}$ determination

Accelerator: **SIEMENS KD2**

Nominal dose rate: **200.0** MU min<sup>-1</sup> Nominal Acc Potential: **6** MV

Reference phantom: **water** Beam quality,  $Q(TPR_{20,10})$ : **0.572**

Reference field size: **10 x 10** cm x cm Set up:  SSD  SAD

Reference depth  $x_{ref}$ : **5.0** g cm<sup>-2</sup> Reference distance: **100** cm

#### 2. Ionization chamber and electrometer

Ion. chamber model: **NE 2571 Farmer** Serial No.: **2168**

Chamber wall material: **graphite** thickness: **0.065** g cm<sup>-2</sup>

Waterproof sleeve material: **graphite** thickness: **0.065** g cm<sup>-2</sup>

Phantom window material: **graphite** thickness: **0.065** g cm<sup>-2</sup>

**Abs. dose-to-water calibration factor  $N_{D,w,Q_0} = 0.0398$   Gy/nC  Gy/rdg**

Calibration quality  $Q_0$ :  Co-60  photon beam Calibration depth: **10** g cm<sup>-2</sup>

If  $Q_0$  is photons, give  $TPR_{20,10}$ :

Reference conditions for calibration

$P_0$ : **101.3** kPa  $T_0$ : **20.0** °C Rel. humidity: **50** %

Polarizing potential  $V_p$ : **300** V

Calibration polarity:  +ve  -ve  corrected for polarity effect

User polarity:  +ve  -ve

Calibration laboratory: **IPEN** Date: **11/07/2008**

Electrometer model: **KEILEITH** Serial no.: **3561**

Calib. separately from chamber:  yes  no Range setting: **nC**

If yes Calibration laboratory: Date:

#### i. Dosimetry reading<sup>b</sup> and correction for influence quantities

Uncorrected dosimeter reading at  $V_p$  and user polarity: **22.4**  nC  rdg

Corresponding accelerator monitor units: **100** MU

Ratio of dosimeter reading and monitor units:  $M_s = 0.2240$   nC/MU  rdg/MU

(i)  $P$ : **99.7** kPa  $T$ : **22.0** °C Rel. humidity: **50** %

$$k_{T,P} = \frac{(273.2 + T) P_0}{(273.2 + T_0) P} = 1.023$$

(ii) Electrometer calibration factor  $k_{elec}$ :  nC/rdg  dimensionless

(iii) Polarity correction<sup>d</sup> rdg at +  $V_p$ :  $M_+ = 22.42$  rdg at -  $V_p$ :  $M_- = 22.24$

$$k_{pol} = \frac{|M_+| + |M_-|}{2M} = 1.004$$

(iv) Recombination correction (two-voltage method)

Polarizing voltages:  $V_1$  (normal) = **300** V  $V_2$  (reduced) = **150** V

Readings at each  $V$ :  $M_1 =$  **22.42**  $M_2 =$  **22.24**

Beam type:  pulsed  pulsed-scanned

Voltage ratio  $V_1/V_2 =$  **2.0000** Ratio of read.  $M_1/M_2 =$  **1.008**

$a_0 =$  2.3370  $a_1 =$  -3.6360  $a_2 =$  2.2990

$$k_s = a_0 + a_1 \left( \frac{M_1}{M_2} \right) + a_2 \left( \frac{M_1}{M_2} \right)^2 = \mathbf{1.008}^{6.9}$$

Corrected dosimeter reading at the voltage  $V_1$ :

$$M_Q = M_1 k_{TP} k_{dax} k_{pol} k_s = \mathbf{0.2320} \quad \text{[ ] nC / MU} \quad \text{[ ] rdg / MU}$$

#### 4. Absorbed dose rate to water at the reference depth, $z_{ref}$

Beam quality corr. factor for user quality  $Q$ :  $k_{Q,0_0} =$  **1.0012**

taken from  Table 6.III  Other, specify:

$$D_{w,0}(z_{ref}) = M_Q N_{D,w,0_0} k_{Q,0_0} = \mathbf{0.0092} \text{ Gy / MU}$$

#### 5. Absorbed dose rate to water at the depth of dose maximum, $z_{max}$

Depth of dose maximum:  $z_{max} =$  **1.60** g cm<sup>-2</sup>

(i) SSD set-up

Percentage depth-dose at  $z_{ref}$  for a 10 x 10 cm x cm field size

$$PDD(z_{ref}; 5.0 \text{ g cm}^{-2}) = \mathbf{92.40} \%$$

Absorbed-dose rate at  $z_{max}$ :

$$D_{w,0}(z_{max}) = 100 D_{w,0}(z_{ref}) / PDD(z_{ref}) = \mathbf{0.010003} \text{ Gy / MU}$$



## APENDICE 5

### VALIDACION DEL MELON COMO FANTOMA

Se realizaron medidas para validar el uso del melón como fantoma para nuestras medidas dosimétricas.

Para ello se analizaron las medidas obtenidas al irradiar el melón, bajos ciertos parámetros dosimétricos; y las medidas obtenidas al irradiar un fantoma de acrílico, utilizado comúnmente en los controles de calidad del acelerador lineal.

#### Parámetros de irradiación

Campo: 10 cm x 10 cm	Dosis administrada: 100 cGy
Profundidad: 8 cm	UM: 134
SSD: 100 cm	

	Tipos de Fantomas	
	Melón	Acrílico
Lectura 1 (nC)	9,79±0.015	10,06±0.010
Lectura 2 (nC)	9,76±0.015	10,04±0.010
Lectura 3 (nC)	9,76±0.015	10,04±0.010
Lectura 4 (nC)	9,76±0.015	10,04±0.010
Promedio (nC)	9,7675±0.015	10,045±0.010

Con las lecturas obtenidas se espera que la densidad del melón sea mayor que la del acrílico. Ya que mayor densidad de un material, menor será la lectura obtenida. Se sabe que la densidad del agua es 1 g/cm<sup>3</sup>, entretanto que la densidad del acrílico es 1.13 g/cm<sup>3</sup>.

La densidad del melón puede ser calculada, sabiendo que Densidad es igual a masa por volumen, mientras se considera que el volumen de un melón con forma elipsoide.

$$\text{Densidad} = m/V$$

$$\text{Donde } m = 2000 \text{ g}$$

$$V = \frac{4}{3} \pi \times a \times b \times c$$

Donde  $V$  es el volumen del elipsoide y  $a, b, c$  son los lados del elipsoide.

Para el caso del melón presentado, se tiene:

$$a = 22 \text{ cm}$$

$$b = 18 \text{ cm}$$

$$c = 14 \text{ cm}$$

Aplicando la fórmula de densidad, obtenemos que la densidad del melón es de

$$D_{\text{melón}} = 86,13 \text{ g/cm}^3$$

Los valores presentados pueden ser aprobados si se consideran que la diferencia porcentual de las lecturas obtenidas entre el melón y el acrílico son de 2.68 %.

Ahora considerando que los valores obtenidos en el control de calidad del Sistema de planificación (TPS) nos dio una desviación entre la dosis planificada y medida del 1.8 %, cabe concluir que ello es debido a la diferencia de densidades entre el melón y lo que considera el planificador que es agua en lo general.