

UNIVERSIDAD CENTRAL DE VENEZUELA
FACULTAD DE CIENCIAS
ESCUELA DE FÍSICA



**CORRELACIÓN DOSIMÉTRICA ENTRE LOS CÁLCULOS DE UN
SISTEMA DE PLANIFICACIÓN DE TRATAMIENTO EN
RADIOTERAPIA Y MEDICIONES EN MEDIOS HOMOGÉNEOS
PARA HACES DE FOTONES**

Trabajo Especial de Grado presentado por
Carlos Díaz

ante la Facultad de Ciencias de la
Ilustre Universidad Central de Venezuela
como requisito parcial para optar al título
de: **Licenciado en Física**

Con la tutoría de: Prof. Arcadio Farías

Mayo-2014

Caracas-Venezuela

Escuela de Física

UNIVERSIDAD CENTRAL DE VENEZUELA
FACULTAD DE CIENCIAS
ESCUELA DE FÍSICA



**CORRELACIÓN DOSIMÉTRICA ENTRE LOS CÁLCULOS DE UN
SISTEMA DE PLANIFICACIÓN DE TRATAMIENTO EN
RADIOTERAPIA Y MEDICIONES EN MEDIOS HOMOGÉNEOS
PARA HACES DE FOTONES**

Trabajo Especial de Grado presentado por
Carlos Díaz
ante la Facultad de Ciencias de la
Ilustre Universidad Central de Venezuela
como requisito parcial para optar al título
de: **Licenciado en Física**
Con la tutoría de: Prof. Arcadio Farías

Mayo-2014
Caracas-Venezuela

Universidad Central de Venezuela
Facultad de Ciencias
Escuela de Física



Correlación Dosimétrica entre los Cálculos de un Sistema de Planificación de Tratamiento en Radioterapia y Mediciones en Medios Homogéneos para Haces de Fotones.

Trabajo Especial de Grado Presentado Ante la Ilustre
UNIVERSIDAD CENTRAL DE VENEZUELA
Por el Br. CARLOS ENRIQUE DIAZ
Para optar por el título de Licenciado en Física
Bajo la Tutoría del Lic. Arcadio Farías
Caracas, Mayo de 2014

Quienes suscriben, miembros del jurado que examinó el trabajo presentado por el Br. Carlos Díaz titulado: **Correlación Dosimétrica entre los Cálculos de un Sistema de Planificación de Tratamiento en Radioterapia y Mediciones en Medios Homogéneos para Haces de Fotones** para optar al título de Licenciada en Física, consideramos que dicho trabajo cumple con los requisitos exigidos por los reglamentos respectivos y por lo tanto lo declaramos APROBADO en nombre de la Universidad Central de Venezuela.

Lic. Arcadio Farias, Tutor

Fecha

MSc. Yulumari Zambrano

Fecha

Dr. Miguell Martín Landrove

Fecha

RESUMEN

Los sistemas de planificación de tratamientos (TPS) son utilizados en el diseño y cálculo de una parte significativa de los tratamientos de radioterapia. Estos equipos son componentes fundamentales dentro del proceso de tratamiento. Los errores tanto humanos como técnicos sobre estos equipos pueden llevar a comprometer la vida de los pacientes ya sea por sobredosificación o por subdosificación en la aplicación de las terapias con radiación ionizante.

Justificándonos en estos hechos, hemos realizado pruebas al TPS Precise PLAN del Departamento de Radioterapia del Hospital Universitario de Caracas para determinar qué tan exacto es en el cálculo de dosis. Para ello hemos comparado las dosis calculadas obtenidas con el TPS con las dosis reales medidas, con una cámara de ionización, en el interior de un fantoma de agua. Las diferencias entre ambos valores serán analizados utilizando los valores de tolerancia recomendados por la Agencia Internacional de Energía Atómica IAEA en su documento TRS 430 según tipo de región (ubicación con respecto al haz) y geometría (conformación del haz) utilizados en cada caso.

De esta forma se podrá determinar qué tan exacto es el TPS en la planificación de los tratamientos y se tendrán valores de referencia para comparar con los futuros resultados de otras pruebas para el control de calidad en el funcionamiento de dicho software.

INDICE GENERAL

INTRODUCCION.....	1
Objetivos de la Investigación.....	3
Objetivo General.....	3
Objetivos específicos.....	3
CAPITULO I.....	4
Fundamentos Teóricos.....	4
1.1. Radiación.....	4
1.2. Clasificación de las radiaciones ionizantes.....	4
1.3. Radioterapia con fotones y electrones.....	5
1.4. Interacción de los fotones con la materia.....	6
1.4.1. Efecto Fotoeléctrico.....	7
1.4.2. Efecto Compton.....	10
1.4.3. Producción de Pares.....	11
1.5. Interacción de los electrones con la materia.....	11
1.5.1. Colisiones blandas (b mucho mayor que el radio atómico)	12
1.5.2. Colisiones duras (b comparable al radio atómico).....	12
1.5.3. Perdidas Radiativas (b menor que el radio atómico).....	13
1.5.4. Rango de los electrones.....	13
1.6. Funciones Dosimétricas.....	13
1.6.1. Porcentaje de Dosis en Profundidad (PDD).....	15
1.6.2. Ley del Inverso al Cuadrado (I).....	17

1.6.3. Razón Tejido Aire (<i>TAR</i>).....	18
1.6.4. Razón tejido-dispersión (<i>SAR</i>).....	21
1.6.5. Relación entre la Razón Tejido-Aire (<i>TAR</i>) y el Porcentaje de Dosis en profundidad (<i>PDD</i>).....	22
1.6.6. Razón Tejido-Fantoma (<i>TPR</i>).....	24
1.6.7. Razón Tejido-Máximo (<i>TMR</i>).....	24
1.6.8. Relación entre la razón Tejido-Máximo (<i>TMR</i>) y el Porcentaje de Dosis en Profundidad (<i>PDD</i>).....	25
1.6.9. Factor de colimador (<i>Sc</i>).....	27
1.6.10. Factor de dispersión (<i>SF</i>).....	27
1.6.11. Factor de Dosis Relativa (<i>RDF</i>).....	28
1.7. Calculo de Unidades Monitor.....	30
1.7.1. Técnica de tratamiento <i>SSD</i>	30
1.7.2. Técnica de Tratamiento <i>SAD</i>	32
1.7.3. Método de Clarkson.....	35
1.8. Especificación de un campo de radiación.....	36
1.8.1. Porcentaje de Dosis en Profundidad (<i>PDD</i>).....	37
1.8.2. Región de build-up o reconstrucción de dosis.....	39
1.8.3. Razón Fuera del Eje y Perfiles del Campo de Radiación.....	40
1.8.4. Planitud del Campo de Radiación.....	44
1.8.5. Simetría del Campo de Radiación.....	45
1.9. Descripción del Campo de Radiación.....	46
1.9.1. Número de Partículas y Energía Radiante.....	46
1.9.2. Flujo y Flujo Energético.....	47

1.9.3.	Fluencia y Fluencia Energética.....	47
1.9.4.	Tasa de Fluencia y Tasa de Fluencia Energética.....	48
1.10.	Atenuación de un campo de fotones.....	49
1.11.	Coeficientes de interacción.....	50
1.11.1.	Sección eficaz.....	50
1.11.2.	Coeficiente de Másico Atenuación.....	51
1.11.3.	Coeficiente Másico de Transferencia de Energía.....	52
1.11.4.	Poder de Frenado Másico.....	53
1.11.5.	Transferencia Lineal de Energía.....	53
1.11.6.	Energía Mínima para Crear un Par Iónico en un Gas.....	53
1.12.	Magnitudes Dosimétricas.....	54
1.12.1.	Dosis Absorbida.....	54
1.12.2.	Kerma (<i>kinetic energy released per unit mass</i>).....	55
1.12.3.	Relación entre el Kerma y la Dosis Absorbida.....	56
1.12.4.	Equilibrio Electrónico.....	57
1.12.5.	Exposición.....	59
1.12.6.	Relación entre Dosis Absorbida y exposición.....	59
1.12.7.	Factor <i>f_{med}</i>	62
1.13.	Teoría de Cavidades de Bragg-Gray.....	63
1.14.	Calibración de un campo de Fotones.....	66
1.14.1.	Corrección de la señal del dosímetro por las magnitudes de influencia.....	66
1.14.1.1.	Factor de Corrección por Efecto de la Presión y Temperatura.....	67
1.14.1.2.	Factor de corrección por efecto de la polaridad de la cámara.....	67
1.14.1.3.	Factor de corrección por la recombinación.....	68

1.14.2. Determinación de la dosis absorbida usando una cámara de ionización calibrada.....	69
1.14.2.1. Protocolo basado en el coeficiente de calibración de dosis absorbida en agua.....	69
1.14.3. Especificaciones de la calidad del campo de megavoltaje.....	72
1.14.4. Calibración de un campo de fotones de megavoltaje basados en el coeficiente de calibración $N_{D,w,Co}$	74
CAPITULO II.....	74
Métodos y Materiales.....	74
2.1. Materiales.....	74
2.2. Procedimiento para la recolección de datos.....	75
2.2.1. Control de calidad del haz de radiación del acelerador lineal.....	75
2.2.2. Descripción de pruebas realizadas al sistema de planificación.....	78
2.2.3. Tolerancia en el cálculo de la dosis.....	79
2.2.4. Procedimiento para la realización de las pruebas dosimétricas en un maniquí de agua.....	81
2.2.4.1. Dosis absoluta sobre el eje central en medios homogéneos.....	81
2.2.4.2. Dosis absoluta en medios homogéneos al variar la distancia fuente superficie.....	82
2.2.4.3. Dosis absoluta en puntos fuera del eje dentro de la región interna en medios homogéneos.....	83
2.2.4.4. Pruebas realizadas a la cuña motorizada sobre el eje central en medios homogéneos.....	83

CAPITULO III.....85

Resultados y Discusión.....85

3.1. Calibración del acelerador lineal.....	85
3.2. Dosis absoluta sobre el eje central en medios Homogéneos a SSD nominal.....	87
3.2.1. Campos cuadrados.....	87
3.2.2. Campos Rectangulares.....	89
3.2.3. Campos Asimétricos.....	92
3.2.4. Campos con Cuña de 60°.....	95
3.3. Dosis absoluta en medios homogéneos al variar la distancia fuente superficie.....	97
3.3.1. Distancia fuente superficie (SSD) de 90cm.....	97
3.3.2. Distancia fuente superficie (SSD) de 90cm con cuña de 60°.....	99
3.3.3. Distancia fuente superficie (SSD) de 110cm.....	100
3.3.4. Distancia fuente superficie (SSD) de 110cm con cuña de 60°.....	103
3.4. Dosis absoluta en puntos fuera del eje dentro de la región interna en medios homogéneos.....	105
3.4.1. Primera configuración a una profundidad de 5cm.....	105
3.4.2. Segunda configuración a una profundidad de 5cm.....	106
3.4.3. Tercera configuración a una profundidad de 5cm.....	107
3.4.4. Cuarta configuración a una profundidad de 5cm.....	107
3.4.5. Primera configuración a una profundidad de 5cm y cuña de 60°.....	108
3.4.6. Segunda configuración a una profundidad de 5cm y cuña de 60°.....	109
3.4.7. Tercera configuración a una profundidad de 5cm y cuña de 60°.....	109
3.4.8. Cuarta configuración a una profundidad de 5cm y cuña de 60°.....	110

3.4.9. Primera configuración para la profundidad de 10cm.....	111
3.4.10. Segunda configuración para la profundidad de 10cm.....	111
3.4.11. Tercera configuración para la profundidad de 10cm.....	112
3.4.12. Cuarta configuración para la profundidad de 10cm.....	113
3.4.13. Primera configuración para la profundidad de 10cm con cuña de 60°.....	114
3.4.14. Segunda configuración para la profundidad de 10cm con cuña de 60°.....	114
3.4.15. Tercera configuración para la profundidad de 10cm con cuña de 60°.....	115
3.4.16. Cuarta configuración para la profundidad de 10cm con cuña de 60°.....	116
3.4.17. Primera configuración para la profundidad de 15cm.....	117
3.4.18. Segunda configuración para la profundidad de 15cm.....	118
3.4.19. Tercera configuración para la profundidad de 15cm.....	119
3.4.20. Cuarta configuración para la profundidad de 15cm.....	119
3.4.21. Primera configuración para la profundidad de 15cm con cuña de 60°.....	120
3.4.22. Segunda configuración para la profundidad de 15cm con cuña de 60°.....	120
3.4.23. Tercera configuración para la profundidad de 15cm con cuña de 60°.....	121
3.4.24. Cuarta configuración para la profundidad de 15cm con cuña de 60°.....	122
3.5. Resumen de los errores obtenidos en el eje central para todas las profundidades..	123
3.6. Resumen de los errores obtenidos para puntos fuera del eje a todas las profundidades.....	124
3.7. Resumen de las máximas diferencias encontradas entre la dosis medida y calculada.....	125
CAPITULO IV.....	126

Conclusiones.....	126
Referencias Bibliográficas.....	128

INDICE DE FIGURAS

Figura 1.4.1-1: Interacción por el efecto fotoeléctrico.....	9
Figura 1.4.2-1: Interacción Compton.....	10
Figura 1.4.3-1: Producción de pares.....	11
Figura 1.6-1: Definición de las funciones dosimétricas.....	14
Figura 1.6.2-1: Divergencia de un campo de fotones originados por una fuente puntual S . A una distancia fa desde la fuente S el tamaño del campo es $A = a^2$, a una distancia fb el tamaño del campo es $B = b^2$	18
Figura 1.6.5-1: Relación entre el TAR y el PDD	23
Figura 1.6.8-1: Relación entre el TMR y el PDD	26
Figura 1.6.9-1: Geometría para el factor de colimador (Sc). En la parte (a) medida para un tamaño de campo A y en la parte (b) para un tamaño de campo de $10 \times 10\text{cm}^2$	27
Figura 1.6.11-1: Geometría para la medida del RDF . La dosis en el punto P a una profundidad de máxima dosis es medida con un tamaño de campo A en la parte (a) y con un campo de $10 \times 10\text{cm}^2$ en la parte (b).....	29
Figura 1.7.1-1: Calculo de UM para la técnica SSD	31
Figura 1.7.2-1: Cálculo de UM con la técnica SAD para el formalismo TAR	33
Figura 1.7.2-2: Calculo de UM de técnica SAD con el formalismo TPR	34
Figura 1.7.3-1: Método de Clarkson.....	35
Figura 1.9.3-1: Definicion de fluencia.....	48

Figura 1.9.4-1: Tabla resumen de las unidades radiometricas.....	49
Figura 1.12.4-1: Esquema del equilibrio electrónico.....	58
Figura 1.13-1: Cavidad de Bragg-Gray en un medio con electrones viajando.....	64
Figura 1.14.2.1-1: Diagrama esquemático de los pasos de los dos protocolos dosimétricos: en la derecha protocolo basado en kerma en aire en aire a la izquierda protocolo basado en dosis absorbida en agua.....	71
Figura 2.2.1-1: Control de calidad del haz de radiación del acelerador lineal.....	78
Figura 2.2.2-1: Regiones de interés para un campo de fotones.....	79
Figura 2.2.4.3-1: Medidas de puntos fuera del eje y posición de la cámara de ionización.....	83

INDICE DE GRAFICAS

Grafica 1.4.1 - 1: Pico fotoeléctrico o fotopico en la curva de probabilidad de interacción frente a energía del fotón incidente para el agua y el plomo.....	9
Gráfica 1.6.3-1: Variación del <i>TAR</i> con la profundidad para diferentes tamaños del campo para el cobalto-60.....	20
Gráfica 1.6.3-2: factor de retro-dispersión (<i>BSF</i>) del cobalto-60 como función del tamaño del campo.....	20
Gráfica 1.6.4-1: Relación entre el <i>SAR</i> y el <i>TAR</i> para un campo de cobalto-60.....	21
Gráfico 1.6.5-1: Variación del <i>BSF</i> con el tamaño del campo y diferentes energías del campo de radiación.....	23
Gráfico 1.6.7-1: Variación del <i>TMR</i> como función de la profundidad para diferentes tamaños de campo.....	25
Gráfico 1.6.11-1: Valores típicos del factor de dosis relativa <i>RDF</i> , factor de Colimador <i>CF</i> y factor de dispersión <i>SF</i> para un campo de fotones de cobalto-60 como una función del tamaño del campo <i>A</i> . Las tres funciones son normalizadas a uno para un campo de 10 * 10cm ²	29
Gráfico 1.8.1-1: PDD como una función de la profundidad para campos de megavoltaje.....	38
Gráfico 1.8.1-2: PDD como una función del tamaño del campo para un campo de fotones de 6Mev.....	39
Grafico 1.8.2-1: Dosis en la región de build-up.....	40
Grafico 1.8.3-1: Definición de la penumbra física.....	42
Grafico 1.8.3-2 Ejemplos de dos perfiles de campo para tamaños de campo de (10 * 10cm ² y 30 * 30cm ²) y un campo de fotones a varias profundidades en agua.....	42

Grafico 1.8.3-3: Perfil del campo a una profundidad de máxima de dosis para un campo de 6 MeV para tamaños de campo de $10 * 10\text{cm}^2$, $20 * 20\text{cm}^2$ y $35 * 35\text{cm}^2$ a una distancia de 100cm.....	43
Grafico 1.8.3-4: Perfiles del campo para un campo de fotones a d_m , 10cm, 20cm y 30cm.....	43
Grafico 1.8.4-1: Ilustración de la definición de planitud y simetría del campo de radiación.....	45
Grafica 1.12.3-1: Grafico que relaciona la Dosis Absorbida y el Kerma.....	57
Grafica 1.12.7-1: Factor f_{med} como una función de la energía para diferentes materiales.....	63

INDICE DE TABLAS

Tabla 1.3-1 Longitud y distancia características de penetración de diversos tipos de radiación.....	6
Tabla 2.2.1-1: Valores del TPR _{20,10} para la cámara de ionización utilizada para tomar las medidas.....	76
Tabla 2.2.3-1: Tolerancias para las distintas situaciones (TRS430).....	80
Tabla 2.2.4.1-1: Pruebas realizadas para medir y calcular la dosis sobre el eje central en medios homogéneos.....	81
Tabla 2.2.4.2-1: Pruebas realizadas para medir y calcular la dosis sobre el eje central en medios homogéneos para distancia fuente superficie diferente a 100cm.....	82
Tabla 2.2.4.3-1: Pruebas realizadas para medir y calcular la dosis fuera del eje central en medios homogéneos.....	83
Tabla 2.2.4.4-1: Pruebas realizadas a la cuña motorizada.....	84
Tabla 3.1: Medidas para calibración del haz de radiación a profundidades de 10cm y 20cm con energía de fotones 6MV.....	85
Tabla 3.2: valores del K _{Q,Q₀} para los diferentes TPR _{20,10} para la cámara de ionización utilizada.....	85
Tabla 3.3: Medidas para la obtención de las magnitudes de influencia.....	86
Tabla 3.4: Valores de la constantes a_i para el cálculo de K_{SAT}	86
Tabla 3.5: Medidas para la obtención de la dosis a 10cm.....	86
Tabla 3.6: Obtención de la dosis en d_{max}	87
Tabla 3.2.1-1: Valores de dosis medidos para campos cuadrados a 5cm de profundidad.....	87
Tabla 3.2.1-2: Comparación entre los valores medidos y calculados.....	88

Tabla 3.2.1-3: Valores de dosis medidos para campos cuadrados a 10cm de profundidad.....	88
Tabla 3.2.1-4: Comparación entre los valores medidos y calculados.....	88
Tabla 3.2.1-5: Valores de dosis medidos para campos cuadrados a 15cm de profundidad.....	89
Tabla 3.2.1-6: Comparación entre los valores medidos y calculados.....	89
Tabla 3.2.2-1: Valores de dosis medidos para campos rectangulares a 5cm de profundidad.....	90
Tabla 3.2.2-2: Comparación entre los valores medidos y calculados.....	90
Tabla 3.2.2-3: Valores de dosis medidos para campos rectangulares a 10cm de profundidad.....	91
Tabla 3.2.2-4: Comparación entre los valores medidos y calculados.....	91
Tabla 3.2.2-5: Valores de dosis medidos para campos rectangulares a 15cm de profundidad.....	91
Tabla 3.2.2-6: Comparación entre los valores medidos y calculados.....	92
Tabla 3.2.3-1: Valores de dosis medidos para campos asimétricos a 5cm de profundidad.....	92
Tabla 3.2.3-2: Comparación entre los valores medidos y calculados.....	93
Tabla 3.2.3-3: Valores de dosis medidos para campos asimétricos a 10cm de profundidad.....	93
Tabla 3.2.3-4: Comparación entre los valores medidos y calculados.....	93
Tabla 3.2.3-5: Valores de dosis medidos para campos asimétricos a 15cm de profundidad.....	94
Tabla 3.2.3-6: Comparación entre los valores medidos y calculados.....	94

Tabla 3.2.4-1: Valores de dosis medidos para campos con cuña de 60° a 5cm de profundidad.....	95
Tabla 3.2.4-2: Comparación entre los valores medidos y calculados.....	95
Tabla 3.2.4-3: Valores de dosis medidos para campos con cuña de 60° a 10cm de profundidad.....	95
Tabla 3.2.4-4: Comparación entre los valores medidos y calculados.....	96
Tabla 3.2.4-5: Valores de dosis medidos para campos con cuña de 60° a 15cm de profundidad.....	96
Tabla 3.2.4-6: Comparación entre los valores medidos y calculados.....	96
Tabla 3.3.1-1: Valores de dosis medidos para campos con SSD=90cm a 5cm de profundidad.....	97
Tabla 3.3.1.2: Comparación entre los valores medidos y calculados.....	97
Tabla 3.3.1-3: Valores de dosis medidos para campos con SSD=90cm a 10cm de profundidad.....	98
Tabla 3.3.1-4: Comparación entre los valores medidos y calculados.....	98
Tabla 3.3.1-5: Valores de dosis medidos para campos con SSD=90cm a 15cm de profundidad.....	98
Tabla 3.3.1-6: Comparación entre los valores medidos y calculados.....	99
Tabla 3.3.2-1: Valores de dosis medidos para campos con SSD=90cm y cuña de 60° a 5cm de profundidad.....	99
Tabla 3.3.2-2: Comparación entre los valores medidos y calculados.....	99
Tabla 3.3.2-3: Valores de dosis medidos para campos con SSD=90cm y cuña de 60° a 10cm de profundidad.....	100
Tabla 3.3.2-4: Comparación entre los valores medidos y calculados.....	100

Tabla 3.3.2-5: Valores de dosis medidos para campos con SSD=90cm y cuña de 60° a 15cm de profundidad.....	100
Tabla 3.3.2-6: Comparación entre los valores medidos y calculados.....	101
Tabla 3.3.3-1: Valores de dosis medidos para campos con SSD=110cm a 5cm de profundidad.....	101
Tabla 3.3.3-2: Comparación entre los valores medidos y calculados.....	101
Tabla 3.3.3-3: Valores de dosis medidos para campos con SSD=110cm a 10cm de profundidad.....	102
Tabla 3.3.3-4: Comparación entre los valores medidos y calculados.....	102
Tabla 3.3.3-5: Valores de dosis medidos para campos con SSD=110cm a 15cm de profundidad.....	102
Tabla 3.3.3-6: Comparación entre los valores medidos y calculados.....	103
Tabla 3.3.4-1: Valores de dosis medidos para campos con SSD=110cm y cuña de 60° a 5cm de profundidad.....	103
Tabla 3.3.4-2: Comparación entre los valores medidos y calculados.....	103
Tabla 3.3.4-3: Valores de dosis medidos para campos con SSD=110cm y cuña de 60° a 10cm de profundidad.....	104
Tabla 3.3.4-4: Comparación entre los valores medidos y calculados.....	104
Tabla 3.3.4-5: Valores de dosis medidos para campos con SSD=110cm y cuña de 60° a 15cm de profundidad.....	104
Tabla 3.3.4-6: Comparación entre los valores medidos y calculados.....	105
Tabla 3.4.1-1: Valores de dosis medidos para campos cuadrados a 5cm de profundidad en la primera configuración.....	105
Tabla 3.4.1-2: Comparación entre los valores medidos y calculados.....	105

Tabla 3.4.2-1: Valores de dosis medidos para campos cuadrados a 5cm de profundidad en la segunda configuración.....	106
Tabla 3.4.2-2: Comparación entre los valores medidos y calculados.....	106
Tabla 3.4.3-1: Valores de dosis medidos para campos cuadrados a 5cm de profundidad en la tercera configuración.....	107
Tabla 3.4.3-2: Comparación entre los valores medidos y calculados.....	107
Tabla 3.4.4-1: Valores de dosis medidos para campos cuadrados a 5cm de profundidad en la cuarta configuración.....	107
Tabla 3.4.4-2: Comparación entre los valores medidos y calculados.....	108
Tabla 3.4.5-1: Valores de dosis medidos para campos cuadrados con cuña de 60° a 5cm de profundidad en la primera configuración.....	108
Tabla 3.4.5-2: Comparación entre los valores medidos y calculados.....	108
Tabla 3.4.6-1: Valores de dosis medidos para campos cuadrados con cuña de 60° a 5cm de profundidad en la segunda configuración.....	109
Tabla 3.4.6-2: Comparación entre los valores medidos y calculados.....	109
Tabla 3.4.7-1: Valores de dosis medidos para campos cuadrados con cuña de 60° a 5cm de profundidad en la tercera configuración.....	109
Tabla 3.4.7-2: Comparación entre los valores medidos y calculados.....	110
Tabla 3.4.8-1: Valores de dosis medidos para campos cuadrados con cuña de 60° a 5cm de profundidad en la cuarta configuración.....	110
Tabla 3.4.8-2: Comparación entre los valores medidos y calculados.....	110
Tabla 3.4.9-1: Valores de dosis medidos para campos cuadrados a 10cm de profundidad en la primera configuración.....	111
Tabla 3.4.9-2: Comparación entre los valores medidos y calculados.....	111

Tabla 3.4.10-1: Valores de dosis medidos para campos cuadrados a 10cm de profundidad en la segunda configuración.....	111
Tabla 3.4.10-2: Comparación entre los valores medidos y calculados.....	112
Tabla 3.4.11-1: Valores de dosis medidos para campos cuadrados a 10cm de profundidad en la tercera configuración.....	112
Tabla 3.4.11-2: Comparación entre los valores medidos y calculados.....	112
Tabla 3.4.12-1: Valores de dosis medidos para campos cuadrados a 10cm de profundidad en la cuarta configuración.....	113
Tabla 3.4.12-2: Comparación entre los valores medidos y calculados.....	113
Tabla 3.4.13-1: Valores de dosis medidos para campos cuadrados con cuña de 60° a 10cm de profundidad en la primera configuración.....	114
Tabla 3.4.13-2: Comparación entre los valores medidos y calculados.....	114
Tabla 3.4.14-1: Valores de dosis medidos para campos cuadrados con cuña de 60° a 10cm de profundidad en la segunda configuración.....	114
Tabla 3.4.14-2: Comparación entre los valores medidos y calculados.....	115
Tabla 3.4.15-1: Valores de dosis medidos para campos cuadrados con cuña de 60° a 10cm de profundidad en la tercera configuración.....	115
Tabla 3.4.15-2: Comparación entre los valores medidos y calculados.....	115
Tabla 3.4.16-1: Valores de dosis medidos para campos cuadrados con cuña de 60° a 10cm de profundidad en la cuarta configuración.....	116
Tabla 3.4.16-2: Comparación entre los valores medidos y calculados.....	116
Tabla 3.4.17-1: Valores de dosis medidos para campos cuadrados a 15cm de profundidad en la primera configuración.....	117
Tabla 3.4.17-2: Comparación entre los valores medidos y calculados.....	117

Tabla 3.4.18-1: Valores de dosis medidos para campos cuadrados a 15cm de profundidad en la segunda configuración.....	117
Tabla 3.4.18-2: Comparación entre los valores medidos y calculados.....	118
Tabla 3.4.19-1: Valores de dosis medidos para campos cuadrados a 15cm de profundidad en la tercera configuración.....	118
Tabla 3.4.19-2: Comparación entre los valores medidos y calculados.....	118
Tabla 3.4.20-1: Valores de dosis medidos para campos cuadrados a 15cm de profundidad en la cuarta configuración.....	119
Tabla 3.4.20-2: Comparación entre los valores medidos y calculados.....	119
Tabla 3.4.21-1: Valores de dosis medidos para campos cuadrados con cuña de 60° a 15cm de profundidad en la primera configuración.....	120
Tabla 3.4.21-2: Comparación entre los valores medidos y calculados.....	120
Tabla 3.4.22-1: Valores de dosis medidos para campos cuadrados con cuña de 60° a 15cm de profundidad en la segunda configuración.....	120
Tabla 3.4.22-2: Comparación entre los valores medidos y calculados.....	121
Tabla 3.4.23-1: Valores de dosis medidos para campos cuadrados con cuña de 60° a 15cm de profundidad en la tercera configuración.....	121
Tabla 3.4.23-2: Comparación entre los valores medidos y calculados.....	121
Tabla 3.4.24-1: Valores de dosis medidos para campos cuadrados con cuña de 60° a 15cm de profundidad en la cuarta configuración.....	122
Tabla 3.4.24-2: Comparación entre los valores medidos y calculados.....	122
Tabla 3.6-1: Resumen de los errores obtenidos para puntos en el eje a todas las profundidades.....	123

Tabla 3.6-1: Resumen de los errores obtenidos para puntos fuera del eje a todas las profundidades.....125

Tabla 3.7-1 Resumen de las máximas diferencias encontradas entre la dosis medida y calculada.....125

INTRODUCCION

El cáncer es una de las tres principales causas de muerte en occidente, junto con las enfermedades cardiovasculares y los accidentes de tráfico. Más del noventa por ciento de las defunciones en el mundo desarrollado se deben a estos tres factores.

El éxito en el tratamiento de un cáncer consiste en combinar adecuadamente las tres principales técnicas terapéuticas: cirugía, quimioterapia y radioterapia. Con ellas es posible curar o, al menos, paliar los efectos de la enfermedad, una vez que ésta se ha desarrollado. La radioterapia consiste en exponer al paciente a un campo de radiación, de tal forma que, al interactuar las partículas emitidas con el medio, se produzca la muerte de las células tumorales.

Antes de que a un paciente se le dé un tratamiento de radioterapia tiene que pasar por diversas etapas y una de las más importantes es la planificación y los cálculos de dosis antes del tratamiento. Por ello se utilizan sistemas computarizados para la planificación de los tratamientos (TPS), con los cuales se diseñan y calculan una parte significativa de los tratamientos de pacientes. Los mismos incluyen: el cálculo de las distribuciones relativas de dosis para cada equipo, energía y modalidad de tratamiento; la suma de las dosis relativas provenientes de los diferentes haces; el cálculo de las unidades monitor (tiempo) para una determinada dosis prescrita, siempre y cuando hayan sido introducidos correctamente los datos de calibración en el sistema de planificación; los datos de salida, que deben ser claros y precisos e incluir la distribución de isodosis en forma gráfica.

Un error en la fase de planificación del tratamiento comprometería la vida del paciente, es por ello que requiere de alta especialización profesional y de un equipo tecnológico en óptimas condiciones. Diversos organismos internacionales, como el OIEA y el ESTRO, recomiendan que los TPS pasen por un riguroso proceso de control que incluya pruebas de aceptación y puesta en servicio y que se establezca e implemente un programa de control de calidad.

En este ámbito el presente trabajo se centra en la realización de una serie de ejercicios de comparación entre medidas experimentales y medidas calculadas por un TPS como parte de la tarea de garantía de calidad del mismo.

Este trabajo está dividido en cuatro capítulos. El primer capítulo enmarca todos los fundamentos teóricos necesarios para el entendimiento del tema propuesto, se señala la interacción de la radiación con la materia, las funciones dosimétricas, las especificaciones del campo y la descripción de un campo de radiación (radiometría, coeficientes de interacción y magnitudes dosimétricas). En el segundo capítulo se menciona el material utilizado y la metodología de las pruebas a realizarse. En el capítulo tres se muestran los datos obtenidos haciendo las discusiones pertinentes de los mismos. El capítulo cuatro señala las conclusiones del presente trabajo.

OBJETIVOS DE LA INVESTIGACION

Objetivo General:

Correlacionar la dosimetría entre un sistema de planificación de tratamientos en radioterapia y las medidas en medios homogéneos para haces de fotones.

Objetivos específicos

- Calibración de un acelerador lineal de partículas de uso clínico.
- Medición de dosis absorbida en el eje central del haz radiación.
- Medición de dosis absorbida fuera del eje central del haz de radiación.
- Medición de dosis absorbida a diferentes distancia de la distancia fuente superficie comúnmente usada.
- Medición de dosis absorbida con cuñas.
- Reconocer y evaluar el algoritmo de cálculo del sistema de planificación Precise PLAN.
- Establecer niveles máximos de errores permitidos entre las correlaciones.

CAPITULO I

Fundamentos Teóricos

1.1 Radiación:

En física, la palabra radiación es un término que designa la propagación de energía en forma de ondas electromagnéticas o partículas subatómicas a través del vacío o de un medio fluido. El espectro electromagnético está constituido por el conjunto de ondas electromagnéticas.

El espectro electromagnético se divide, según su frecuencia o energía en:

- Radiación Ionizante.
- Radiación no Ionizante.

Radiación Ionizante: Son aquellas partículas o fotones procedentes de los átomos, desde su núcleo o desde su corteza electrónica o por pérdidas radiativas, con la energía suficiente para ionizar la materia, desplazando los electrones de sus órbitas.

Las radiaciones ionizantes, ya sean electromagnéticas o corpusculares, poseen una energía suficiente tal que al interactuar con un medio le transfieren energía suficiente para separar un electrón del átomo. Por tanto produce la formación de un par de iones, el negativo (el electrón libre) y el positivo (el átomo sin al menos uno de sus electrones).

1.2 Clasificación de las radiaciones ionizantes:

- a) Según sean fotones o partículas
 - Radiación electromagnética: está formada por fotones con energía suficiente como para ionizar la materia (es decir, superior a unas decenas de electronvoltios). Según su origen y su energía se le clasifica en rayos ultravioleta, rayos X y rayos gamma.

- Radiación corpuscular: incluye a las partículas alfa (núcleos de Helio), beta (electrones y positrones de alta energía), protones, neutrones y otras partículas que sólo se producen por los rayos cósmicos o en aceleradores de muy alta energía, como los piones o los muones.

b) Según la ionización producida

- Radiación directamente ionizante: suele comprender a las radiaciones corpusculares formadas por partículas cargadas que interactúan de forma directa con los electrones y el núcleo de los átomos de moléculas blanco a través de interacciones coulombianas cediendo paulatinamente su energía.
- Radiación indirectamente ionizante: está formada por las partículas no cargadas como los fotones o neutrones, que al atravesar la materia interactúan con ella produciendo partículas cargadas siendo éstas las que ionizan a otros átomos. En el caso de estas radiaciones, la cesión de energía al medio es un proceso en dos etapas: los fotones (o neutrones) ceden su energía a las partículas cargadas, que son puestas en movimiento, y son quienes en última instancia ceden la energía al medio. Este proceso de cesión de la energía en dos etapas en el caso de las radiaciones ionizantes se irá clarificando al desarrollar las magnitudes dosimétricas para caracterizar los haces de radiación y sus efectos en un medio absorbente: fluencia, dosis absorbida y kerma.

1.3 Radioterapia con fotones y electrones:

Respecto a la penetración de los diversos tipos de radiación, se suele hablar de una distancia característica (alcance o rango) en el caso de las partículas cargadas, y en el caso de las partículas sin carga de una longitud característica de penetración (o recorrido libre medio: distancia promedio recorrida por la partícula antes de sufrir una interacción). Reproducimos a continuación una tabla tomada del libro de Knoll (2000) donde se explicitan algunos órdenes de magnitud de penetración en medios no gaseosos:

Radiación de partículas cargadas	Radiación sin carga
Partículas pesadas cargadas (distancia característica: 10^{-5} m)	Neutrones (longitud característica: 10^{-1} m)
Electrones rápidos (distancia característica: 10^{-3} m)	Fotones (longitud característica: 10^{-1} m)

Tabla 1.3-1 Longitud y distancia características de penetración de diversos tipos de radiación. Se consideran partículas pesadas cargadas las de masa igual o superior a la del protón. La denominación electrones rápidos incluye a los empleados en un acelerador lineal.

A nivel mundial, más del 90 % de la radioterapia se lleva a cabo con fotones y electrones. Las ventajas de las distribuciones de dosis de los fotones es que permiten irradiar en profundidad limitando el daño en los tejidos periféricos, hacen que sea el tipo de radiación más empleado. Los electrones permiten irradiar en superficie con una caída en la dosis por encima de una profundidad determinada, que depende de la energía del haz. Estos dos hechos, unidos al relativamente bajo costo económico de los aceleradores de electrones (que son también los que generan los fotones por *bremsstrahlung*) hacen que sea este tipo de radioterapia el que se haya impuesto. Con un acelerador de electrones se puede técnicamente tratar cualquier tumor que tenga indicación clínica de radioterapia. De todas las indicaciones clínicas de radioterapia que se tratan en unidades con aceleradores de electrones, aproximadamente el 90 % se tratan con fotones y el resto con electrones. Por tanto, los fotones (llamados también rayos X por su origen como radiación de frenado) son, con gran diferencia, el tipo de radiación más utilizado. A partir de ahora, al hablar de radioterapia, nos referiremos a la radioterapia con fotones, salvo que explícitamente se indique lo contrario.

1.4 Interacción de los fotones con la materia:

Al referirnos a los mecanismos de interacción de un haz de fotones con la materia, estamos ya considerándolos como partículas. En efecto, en radioterapia se analiza el problema de cómo se distribuye la dosis debida a un haz de radiación en un medio (el cuerpo humano, de densidades cercanas a las del agua), y para ello se estudian en primer lugar los efectos fotoeléctrico, Compton y de producción de pares. Un cuarto mecanismo de interacción de los fotones con la materia es la dispersión coherente o dispersión Rayleigh, mediante la cual el fotón sufre dispersión elástica al interactuar con el electrón. Como no hay transferencia energética al medio, su interés en radioterapia no es otro que el académico. A nivel celular, la

interacción de la radiación con la materia se traduce en rotura de puentes de hidrógeno, enlaces moleculares y formación de radicales libres en agua, con el consiguiente daño celular. Si la rotura afecta al núcleo de la célula (principalmente a su ADN), se podría producir la muerte celular.

Los fotones se hallan en el grupo de las radiaciones indirectamente ionizantes, mediante los tres tipos de interacción citados en el párrafo anterior transmiten su energía a los electrones y son éstos los que en última instancia ceden su energía al medio. Los electrones puestos en movimiento por un haz de fotones, y que depositan en el medio la energía transferida por aquél, reciben el nombre de electrones secundarios. La interacción de un haz de fotones con un medio es de tipo estocástico o probabilística. No es posible saber si un fotón va a interactuar o no, tan solo se puede conocer la probabilidad de interacción. Supongamos una lámina de material y un haz de N_0 fotones incidente. El número N de fotones que no han interactuado tras atravesar un espesor x de ese material sigue una ley exponencial decreciente:

$$N = N_0 e^{-\mu x} \quad (\text{Ec. 1.4-1})$$

Donde μ tiene dimensiones de inverso de longitud, y es representado por la suma de los coeficientes individuales para cada uno de estos procesos: dispersión coherente, efecto fotoeléctrico, efecto Compton y producción de pares:

$$\mu = \sigma_{coh} + \tau_{fotolec} + \sigma_{Compton} + \kappa_{pares} \quad (\text{Ec. 1.4-2})$$

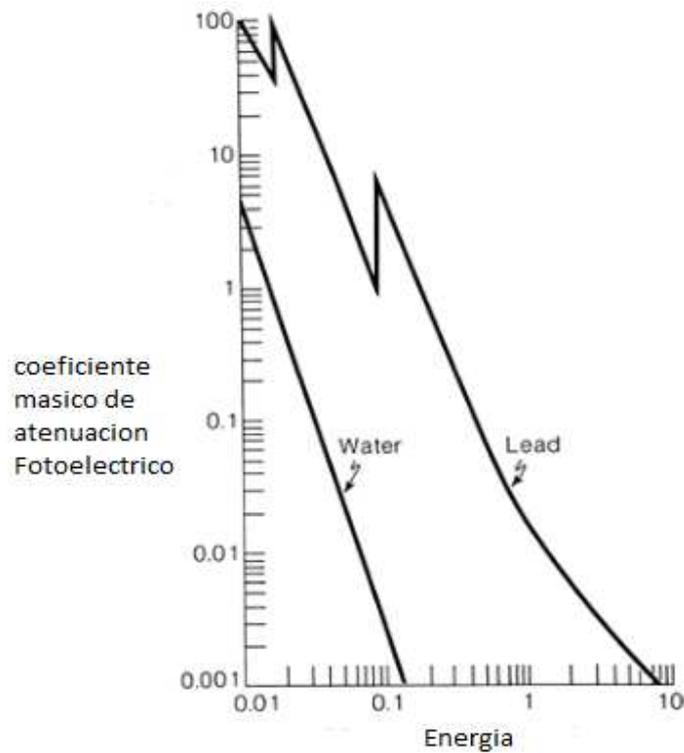
Suele definirse el coeficiente de atenuación másico como μ/ρ . Así, el coeficiente de atenuación másico es independiente de la densidad del medio.

1.4.1 Efecto Fotoeléctrico:

En el efecto fotoeléctrico, un fotón de alta energía interactúa con un electrón fuertemente ligado al núcleo, comunicándole toda su energía. El fotón, por tanto, desaparece, y el electrón, tras la interacción, tiene una energía cinética igual:

$$T = h\nu - E_b \quad (\text{Ec. 1.4.1-1})$$

Donde h es la constante de Planck, ν la frecuencia asociada al fotón, el producto $h\nu$ es la energía del fotón incidente y E_b la energía de ligadura del electrón en la capa electrónica en la que se hallaba, normalmente en las capas K, L, M y N. Para fotones de suficiente energía, la interacción es más probable para la capa electrónica más fuertemente ligada (capa K). Cuando la energía del fotón incidente es ligeramente superior a la del electrón ligado, la interacción tiene mayor probabilidad (pico fotoeléctrico o fotopico en la curva de probabilidad de interacción frente a energía del fotón incidente). La probabilidad decrece abruptamente si la energía del fotón es menor que la de enlace del electrón, pues no puede ionizar, y decrece más suavemente conforme va siendo cada vez mayor que la del electrón ligado. Frecuentemente la absorción fotoeléctrica suele ir acompañada de emisión de rayos X característicos al ocupar un electrón de las capas superiores la vacante generada. Con menor probabilidad, se produce emisión de electrones Auger (el exceso de energía en el átomo debido a la vacante se libera comunicándolo a un electrón de las capas exteriores, que deja de estar ligado). Mediante uno de estos dos procesos el átomo pierde el exceso de energía generado.



Grafica 1.4.1 - 1: Pico fotoeléctrico o fotopico en la curva de probabilidad de interacción frente a energía del fotón incidente para el agua y el plomo.

El efecto fotoeléctrico es mucho más probable en medios absorbentes de número atómico alto. De los tres mecanismos de interacción de los fotones con la materia (efecto fotoeléctrico, Compton y producción de pares) es el más probable para energías relativamente bajas.

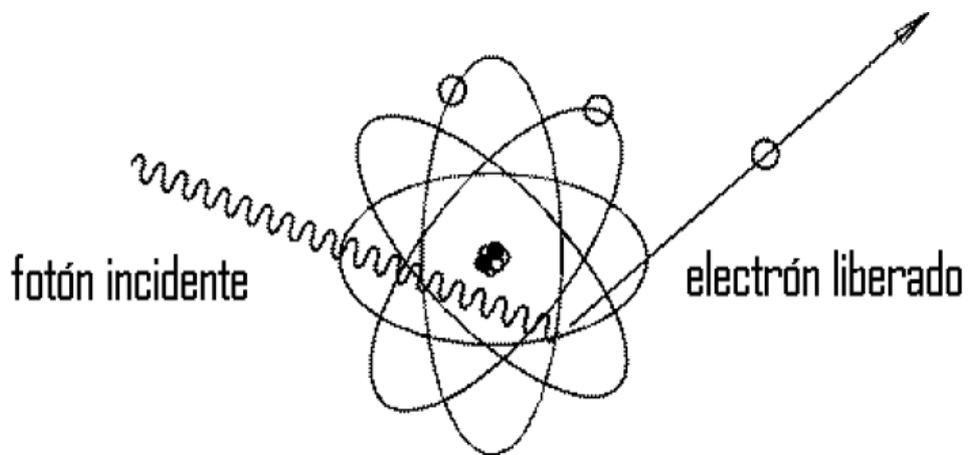


Figura 1.4.1-1: Interacción por el efecto fotoeléctrico.

1.4.2 Efecto Compton:

Mediante el efecto Compton, un fotón interactúa con un electrón libre, el término libre significa que la energía de ligadura del electrón es mucho menor que la energía del fotón. En este tipo de interacción el electrón recibe parte de la energía del fotón y sale dispersado con un ángulo φ respecto a la dirección de incidencia del fotón, y el fotón sufre una dispersión de ángulo θ .

La probabilidad de interacción Compton (por átomo) crece con el número de electrones por gramo disponibles y es independiente de Z . Aunque el número de electrones por gramo de los elementos decrece poco pero sistemáticamente con el número atómico, muchos materiales a excepción del hidrógeno pueden ser considerados a tener el mismo número de electrones por gramo, entonces el coeficiente másico de atenuación Compton es parecido en todos los materiales.

El efecto Compton predomina en medios de bajo Z (como es el caso del cuerpo humano) a las energías habituales en radioterapia (del orden de magnitud de pocos MeV).

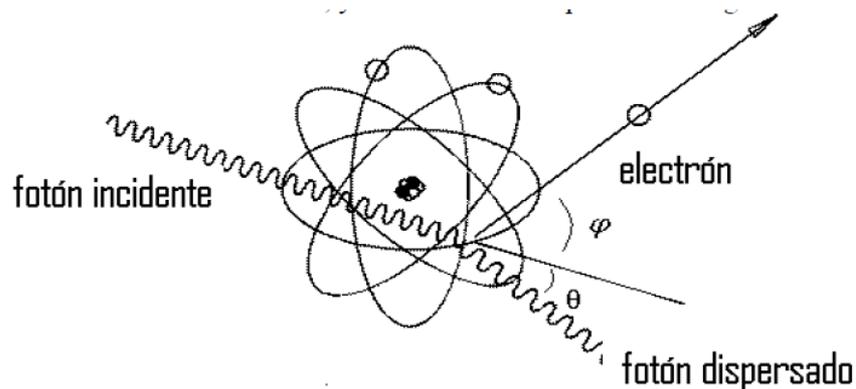


Figura 1.4.2-1: Interacción Compton.

1.4.3 Producción de Pares:

En el efecto de producción de pares, un fotón, en presencia del campo coulombiano de un núcleo pesado, desaparece, empleándose toda su energía en la generación de un par electrón-positrón. La presencia del núcleo es necesaria para la conservación del momento lineal.

Para que se produzca esta interacción, es necesario que la energía del fotón incidente sea superior a 1,022 MeV, esto es equivalente a la energía en reposo en conjunto del positrón y el electrón. El resto de la energía del fotón se invierte en energía cinética de las dos partículas generadas y del núcleo. Cuando el positrón pierde su energía cinética, vuelve a aniquilarse junto con un electrón del medio, dando lugar a dos fotones de 0,511 MeV (aniquilación de pares) que salen en direcciones opuestas. La producción de pares empieza a predominar frente a la interacción Compton para energías de los fotones incidentes muy altas. La probabilidad de este efecto crece con el cuadrado del número atómico Z del medio absorbente.

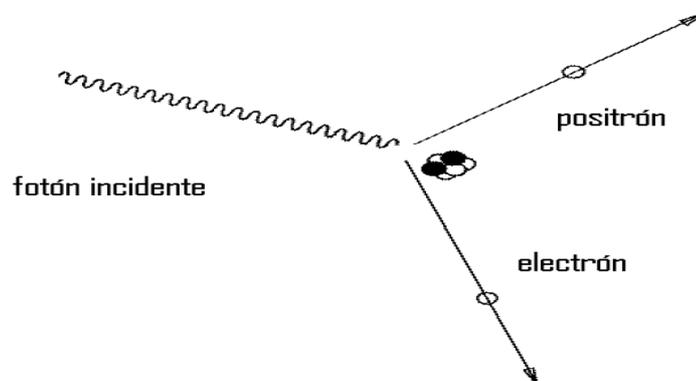


Figura 1.4.3-1: Producción de pares.

1.5 Interacción de los electrones con la materia:

Debido a que los fotones transfieren su energía a los electrones del medio absorbente, y son éstos los que ceden la energía mediante la interacción con los electrones del medio en última instancia, es preciso recordar brevemente los mecanismos de interacción de los electrones con la materia de mayor interés en radioterapia. Los electrones interactúan con los

otros electrones del medio, y con los núcleos atómicos, principalmente a través del campo electrostático. Debido a este tipo de interacción, que se produce de manera continuada, los electrones pierden su energía paulatinamente (un electrón de 1 MeV de energía puede interactúa 10^5 veces antes de perder toda su energía). Los electrones, al interactuar con otros electrones, producen ionizaciones y excitaciones. Al interactuar con el campo coulombiano de los núcleos atómicos, producen colisiones radiativas.

Podemos clasificar las interacciones de los electrones con la materia en tres tipos, en función del clásico parámetro de impacto b : colisiones suaves, colisiones duras e interacción con un núcleo (pérdidas radiativas, a veces también llamadas colisiones radiativas). Los electrones también pueden sufrir colisiones elásticas, llamadas así porque no se pierde energía. Por este motivo, no contribuyen a la energía absorbida en el medio aunque son parcialmente responsables de las numerosas deflexiones que siguen los electrones en sus trayectorias.

1.5.1 Colisiones blandas (b mucho mayor que el radio atómico) :

Cuando los electrones puestos en movimiento por los fotones pasan relativamente cerca de un átomo, interactúan con éste como un todo, de tal modo que se producen excitaciones en los niveles electrónicos y ocasionalmente también ionizaciones, si el electrón pasa a estar en estado libre. En este proceso, la fracción de energía perdida por el electrón incidente es habitualmente muy pequeña. En cualquier caso, éste es el tipo de interacción más probable, lo que hace que aproximadamente la mitad de la energía depositada por el electrón sea mediante colisiones blandas.

1.5.2 Colisiones duras (b comparable al radio atómico) :

En el caso de que el parámetro de impacto sea comparable al radio atómico, hay una mayor probabilidad de que el electrón incidente interactúe con un solo electrón del átomo. En estos casos la fracción de energía intercambiada suele ser grande, lo que conlleva la ionización del átomo y que el electrón liberado sea capaz, a su vez, de ionizar y excitar. En este caso, nos

referiremos al electrón liberado como rayo delta. Las colisiones duras son mucho menos probables que las blandas pero, debido al mayor intercambio de energía, resultan responsables de la pérdida de una fracción de energía del electrón incidente generalmente comparable a la perdida por colisiones blandas.

1.5.3 Pérdidas Radiativas (b menor que el radio atómico):

En el caso de que el parámetro de impacto sea mucho menor que el radio atómico, el electrón tiene mayor probabilidad de interactuar con el campo electrostático del núcleo atómico en lugar de con los electrones del medio. La mayor parte de este tipo de interacciones son elásticas, no hay transferencia de energía, pero su importancia radica en que son responsables de bruscos cambios en la trayectoria de los electrones. Aproximadamente el 2-3 % de estas interacciones son inelásticas. En estos casos, el electrón no sólo sufre deflexión, sino que pierde una parte significativa de su energía (o toda ella) generando a su vez fotones de frenado mediante el efecto cuántico llamado *bremsstrahlung* (radiación de frenado). Son las llamadas pérdidas por radiación o radiativas, que comienzan a ser importantes para electrones incidentes de energía igual o superior a 10 MeV. La importancia aumenta con el número atómico Z del medio absorbente. Los electrones provenientes de un acelerador lineal pierden su energía en el cuerpo humano fundamentalmente por colisiones duras y blandas.

1.5.4 Rango de los electrones:

Podemos definir el rango de los electrones de una energía determinada como el valor esperado de la longitud del camino que recorren antes de frenarse completamente.

1.6 Funciones Dosimétricas.

La dosis absorbida en un paciente o fantoma (maniquí) a lo largo del eje central de campo de radiación varía dependiendo de los siguientes parámetros:

- Energía del campo.
- Profundidad.

- Distancia desde la fuente.
- Sistema de colimación.

Un paso esencial en el cálculo de dosis es establecer la variación de la dosis en profundidad a lo largo del eje central del campo, para esto un número de cantidades dosimétricas han sido definidas, tales como:

- El porcentaje de dosis en profundidad (*PDD*).
- Razón tejido-aire (*TAR*).
- Razón tejido-fantoma (*TPR*).
- Razón tejido-máximo (*TMR*).

Estas cantidades son derivadas de medidas hechas en un fantoma de agua y en aire usando una pequeña cámara de ionización, como se puede observar en la figura 1.6-1:

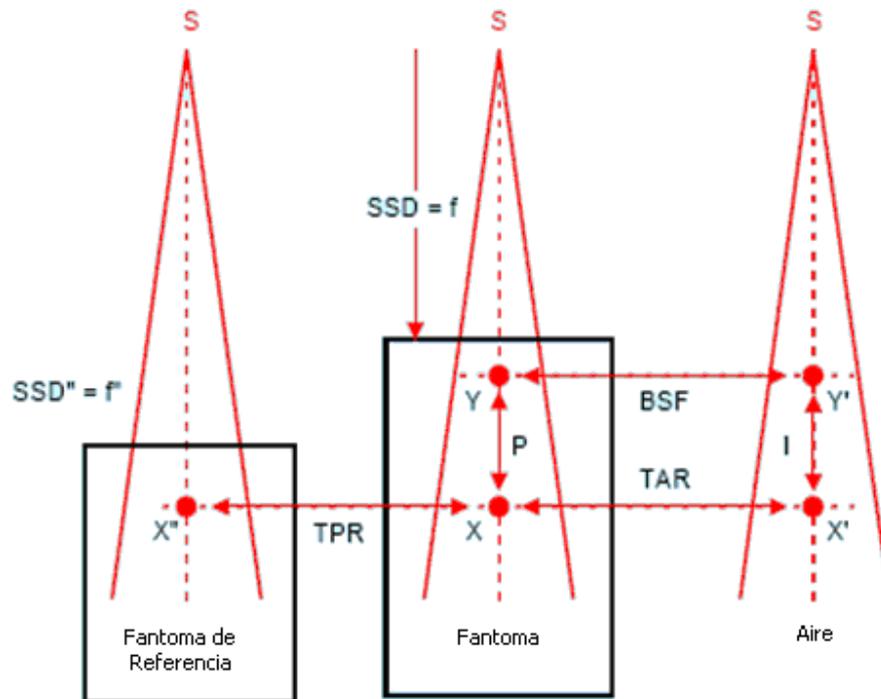


Figura 1.6-1: Definición de las funciones dosimétricas.

1.6.1 Porcentaje de Dosis en Profundidad (*PDD*):

Una forma de caracterizar la distribución de la dosis a lo largo del eje central es normalizarla con respecto a la dosis a una profundidad de referencia, el porcentaje de dosis en profundidad o *PDD* es el cociente, expresado en porcentaje, de la dosis a una profundidad del punto X y la dosis en el punto Y a una profundidad de referencia el cual se escoge habitualmente la profundidad del máximo de dosis d_m , ver figura 1.6-1:

$$PDD_{(d,A,f,h\nu)} = 100 \left(\frac{D_X}{D_Y} \right) \quad (\text{Ec. 1.6.1-1})$$

El porcentaje de dosis en profundidad es gobernado por dos componentes del campo de radiación: la primaria y la secundaria, el componente primario es el que viene directamente desde la fuente y no depende del tamaño del campo, el componente dispersión que depende del tamaño del campo y consiste de fotones dispersados principalmente de los tres colimadores: el primario, secundario y terciario, pero también del aire y del filtro aplanador.

Estos componentes del campo de radiación producen tres efectos: ley del inverso al cuadrado, atenuación exponencial y dispersión, las dos primeras para el componente primario y la última para el componente dispersión, esto es descrito en la siguiente ecuación:

$$PDD = 100 \left(\frac{f + d_m}{f + d} \right)^2 \text{EXP}[-\mu(d - d_m)] K_s \quad (\text{Ec. 1.6.1-2})$$

Donde K_s es la función que depende del tamaño del campo y toma en cuenta el cambio en la dosis debido a la radiación dispersa y μ es el coeficiente de atenuación lineal.

Si se desea obtener el porcentaje de dosis en profundidad (*PDD*) a una distancia fuente-superficie diferente a la normalmente usada, se debe hacer la razón del *PDD* a la nueva distancia y el *PDD* de la distancia ya conocida, si la *SSD* conocida es f_1 y la nueva distancia es f_2 y ayudándonos con la ecuación anterior, se tiene que:

$$PDD_{(f_2)} = PDD_{(f_1)} \left[\frac{(f_1 + d/f_2 + d)^2}{(f_1 + d_m/f_2 + d_m)^2} \right] \quad (\text{Ec. 1.6.1-3})$$

Donde el término entre corchetes es el llamado factor de Mayneord (M).

$$PDD_{(f_2)} = PDD_{(f_1)} \times M \quad (\text{Ec. 1.6.1-4})$$

El PDD depende de los siguientes parámetros:

- Profundidad en el fantoma (d).
- Tamaño del campo (A).
- Distancia fuente-superficie ($SSD=f$).
- Energía del campo ($h\nu$).

Para una profundidad d , una distancia fuente superficie f , un tamaño de campo A y una energía del campo $h\nu$ el porcentaje de dosis en profundidad varía de la siguiente manera:

- Para d , f y $h\nu$ constante, el PDD aumenta con el aumento de A porque incrementa la contribución de la radiación dispersa sobre el eje central.
- Para d , A y $h\nu$ constante, el PDD aumenta con el aumento de f porque decrece el efecto de d sobre la ley del inverso al cuadrado el cual gobierna el componente primario de campo.
- Para d , A y f constante, el PDD por debajo de d_m incrementa con la energía del campo.

1.6.2 Ley del Inverso al Cuadrado (I):

En la figura 1.6.2-1 se tiene una fuente puntual S y un campo cuadrado de lado a ($A=a^2$), a una distancia f_a desde la fuente. A una distancia f_b se obtiene un campo cuadrado de lado b ($B=b^2$) y los dos campos están geoméricamente relacionados por:

$$\operatorname{tag}\beta = \frac{(a/2)}{f_a} = \frac{(b/2)}{f_b} \quad (\text{Ec. 1.6.2-1})$$

$$a/b = f_a/f_b \quad (\text{Ec. 1.6.2-2})$$

Donde β es el ángulo entre el eje central y el bode geométrico del campo, ver figura 2.

La fuente emite fotones y produce un número de electrones por unidad de área denotado por Φ_A a una distancia f_a y a una distancia f_b un número de electrones por unidad de área igual a Φ_B . Si no hay interacción de la radiación con la materia el número total de fotones N_t que cruzan el área A es igual al número de fotones que cruzan el área B , entonces:

$$N_t = \phi_A A = \phi_B B \quad (\text{Ec. 1.6.2-3})$$

Entonces, se tiene que:

$$\frac{\phi_A}{\phi_B} = \frac{B}{A} = \frac{b^2}{a^2} = \frac{f_b^2}{f_a^2} \quad (\text{Ec. 1.6.2-4})$$

Por esta razón se dice que la fluencia de fotones es inversamente proporcional al cuadrado de la distancia desde la fuente.

Como la dosis, la exposición y el kerma son directamente proporcionales a la fluencia en un punto, es razonable concluir que estas cantidades siguen la ley del inverso al cuadrado, de la figura 1.6.2-1 se puede ver que:

$$I_{(d,d_m,f)} = \frac{D_{x'}}{D_{y'}} = \frac{(f + d_m)^2}{(f + d)^2} \quad (\text{Ec. 1.6.2-5})$$

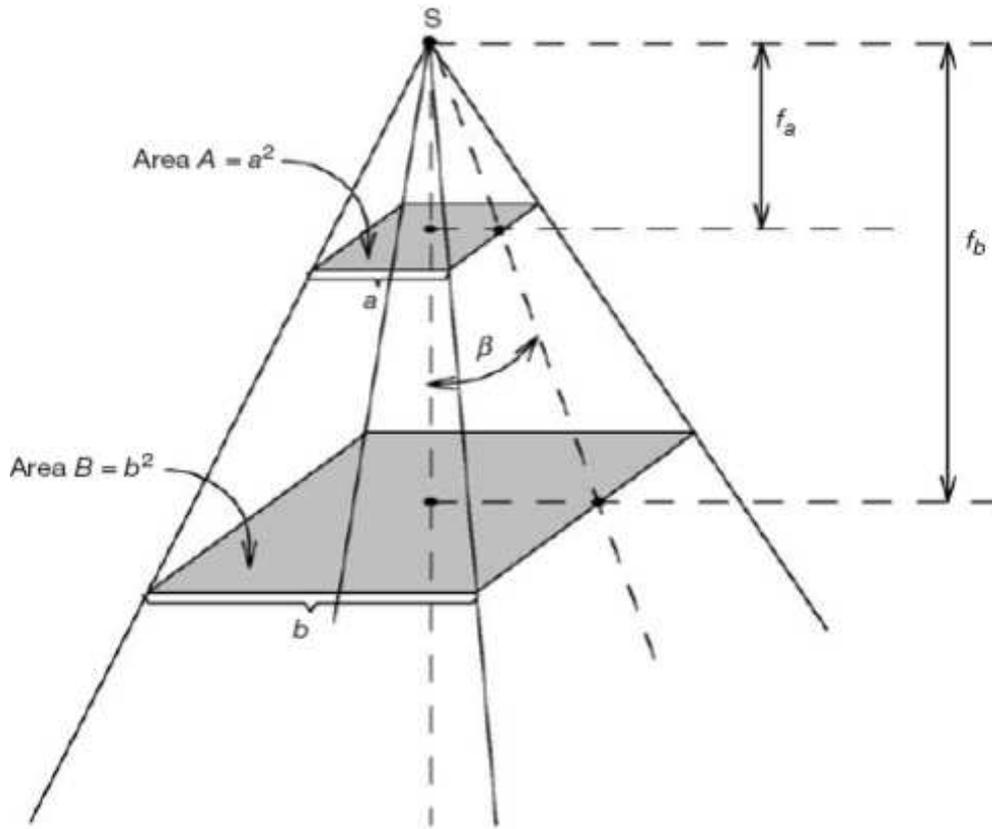


Figura 1.6.2-1: Divergencia de un campo de fotones originados por una fuente puntual S . A una distancia fa desde la fuente S el tamaño del campo es $A = a^2$, a una distancia fb el tamaño del campo es $B = b^2$.

1.6.3 Razón Tejido Aire (TAR):

En la terapia rotacional la fuente se mueve en círculo alrededor del eje central de rotación el cual se coloca normalmente en el centro del tumor, entonces la distancia fuente-superficie varía dependiendo del contorno del paciente, mientras la distancia fuente-eje permanece constante, la razón tejido-aire a sido introducido para eliminar la dependencia de la distancia fuente-superficie.

La razón tejido-aire es definido como la razón de la dosis (D_x) en un punto en un fantoma y la dosis en el aire en el mismo punto (D_x'), como se puede ver en la figura 1.6-1.

$$TAR_{(d,A_{f+d},hv)} = \frac{D_{X(\text{tejido})}}{D_{X'(\text{aire})}} \quad (\text{Ec. 1.6.3-1})$$

Donde el subíndice $f+d$ en A indica que el tamaño del campo es medido a una distancia $f + d$ desde la fuente hasta el punto X en el fantoma, es decir en el isocentro del acelerador lineal de partículas (LINAC).

Como la razón tejido-aire es la razón de dosis en el mismo punto en un fantoma y en el aire, la dependencia de la distancia desde la fuente es removida. El TAR representa modificaciones en la dosis debido a la atenuación y dispersión del campo en un fantoma comparado a la dosis en el aire en el mismo punto.

Para un tamaño de campo de $0 \times 0 \text{ cm}^2$ en el cual la contribución por dispersión es casi nula, la razón tejido-aire por debajo de d_m varía aproximadamente de manera exponencial con la profundidad, como lo describe la siguiente ecuación:

$$TAR_{(d,0,hv)} = EXP[-\mu(d - d_m)] \quad (\text{Ec.1.6.3-2})$$

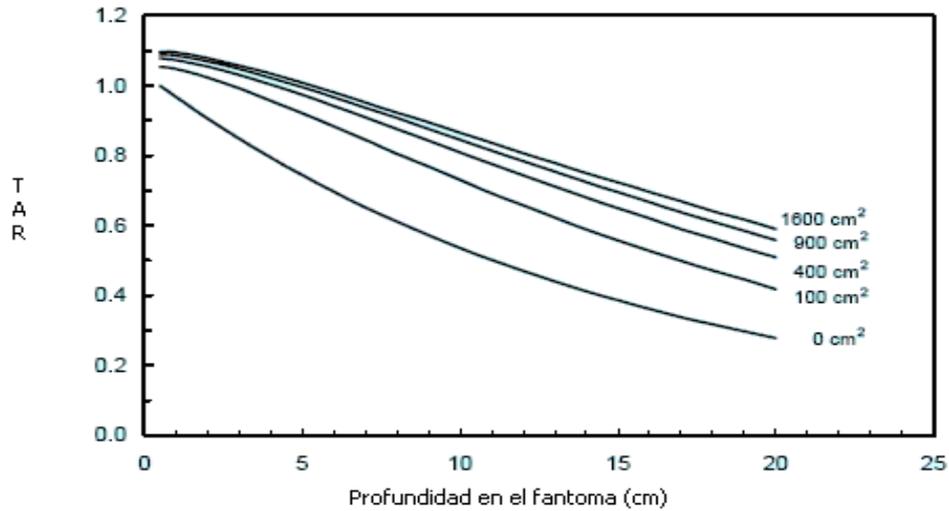
Con el incremento del tamaño del campo, esta función es más compleja debido a que el componente dispersión del campo empezara a contribuir, en la gráfica 1.6.3-1 se puede observar la variación del TAR con la profundidad para diferentes tamaños del campo.

Para cierta profundidad d , tamaño del campo a esa profundidad A_d y la cierta energía hv , el TAR varía de la siguiente manera:

- Para A_d y hv constantes, el TAR decrece con el incremento de d por debajo de d_m .
- Para d y hv constante, el TAR incrementa con el tamaño del campo (A_x).
- Para A_d y d constantes, el TAR incrementa con el aumento de la energía del campo de fotones.

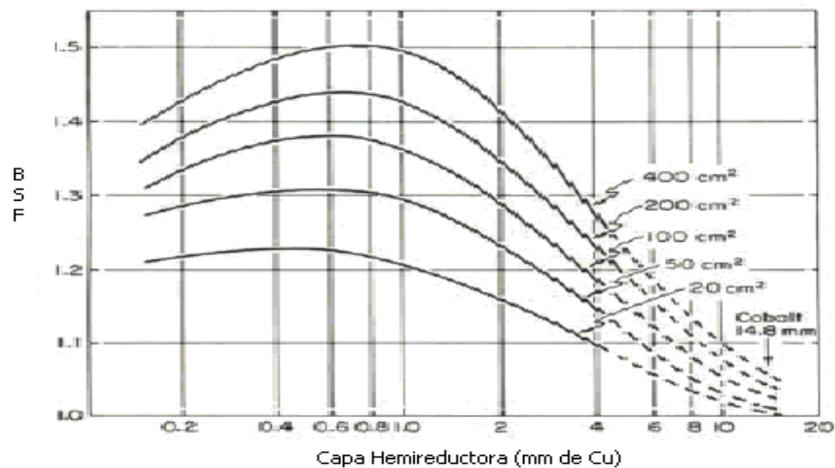
- Para $d=d_m$ el TAR es idéntico al el factor de retro-dispersión BSF :

$$TAR_{(d_m, A_{f+d_m}, h\nu)} = BSF_{(d_m, A_{f+d_m}, f, h\nu)} \quad (\text{Ec. 1.6.3-3})$$



Gráfica 1.6.3-1: Variación del TAR con la profundidad para diferentes tamaños del campo para el cobalto-60.

Igual que el TAR , el factor de retro-dispersión BSF también es independiente de la distancia fuente-superficie e incrementa con el tamaño del campo como se muestra en la gráfica 1.6.3-2.



Gráfica 1.6.3-2: factor de retro-dispersión (BSF) del cobalto-60 como función del tamaño del campo.

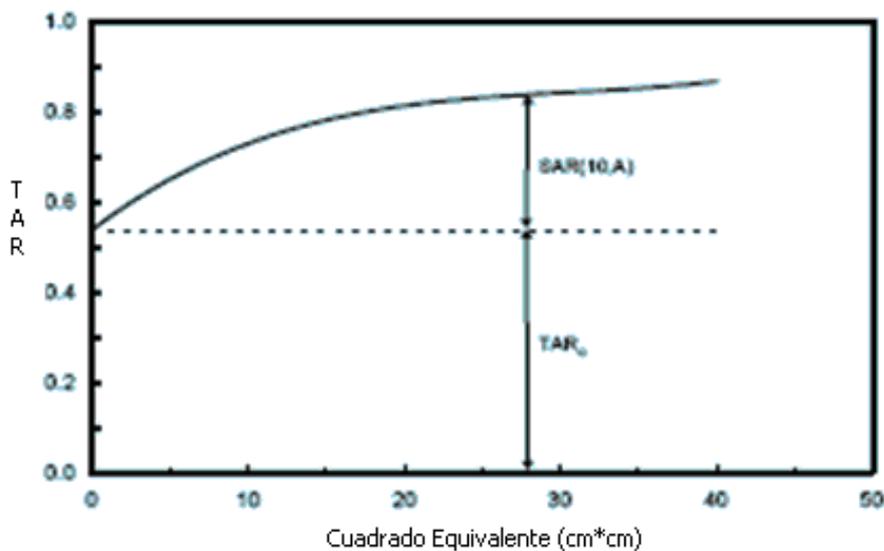
1.6.4 Razón tejido-dispersión (SAR)

Analizando el TAR se ve que la dosis en un punto en un fantoma puede ser dividida en dos componentes del campo de radiación: la primaria y la de dispersión. La medida en aire define la contribución del componente primario del campo de radiación mientras que las medidas en un fantoma definen la contribución de las dos componentes. Una forma de determinar la contribución del componente primario del campo de radiación es haciendo tender el tamaño del campo a cero y con esto este componente será muy pequeño o tiende a cero.

El componente primario del campo de radiación es definido por la condición para el cual el tamaño del campo tiende a cero; entonces la dosis por dispersión es la diferencia entre la dosis para un cierto tamaño de campo menos la dosis para un tamaño de campo cero:

$$SAR_{(d, A_{f+d}, h\nu)} = TAR_{(d, A_{f+d}, h\nu)} - TAR_{(0)} \quad (\text{Ec. 1.6.4-1})$$

Para una profundidad dada y cierta energía del campo $h\nu$ el componente dispersión incrementa con el incremento del tamaño del campo pero el componente primario no cambia, esto se puede ver en la gráfica 1.6.4-1.



Gráfica 1.6.4-1: Relación entre el SAR y el TAR para un campo de cobalto-60.

1.6.5 Relación entre la Razón Tejido-Aire (*TAR*) y el Porcentaje de Dosis en Profundidad (*PDD*).

De la definición del *TAR* y de la figura 1.6.5-1 tenemos:

$$TAR_{(d,A_{f+d},h\nu)} = \frac{D_X}{D_{X'}} = \frac{D_X}{D_Y} \frac{D_Y}{D_{Y'}} \frac{D_{Y'}}{D_{X'}} \quad (\text{Ec. 1.6.5-1})$$

Analizando cada término de la ecuación anterior encontramos que el primero es el *PDD* para una profundidad *d* y cierto tamaño de campo *A*, el segundo término el *BSF*, ya que la profundidad del punto *Y* es la profundidad del máximo de dosis *d_m*, y el tercero es la ley del inverso al cuadrado, como se observa en la siguiente ecuación:

$$TAR_{(d,A_{f+d},h\nu)} = \frac{PDD_{(d,A,f,h\nu)}}{100} BSF_{(d,A_{f+d_m},h\nu)} \left(\frac{f+d}{f+d_m} \right)^2 \quad (\text{Ec. 1.6.5-2})$$

Para convertir el *PDD* de una *SSD* a otra, asumiendo que la profundidad de dosis para *SSD1=f1* ha sido medida y para *SSD2=F2* es la que se va a averiguar, se tiene a través de la razón entre los *TAR* que:

$$PDD_{(f_2)} = \frac{TAR_2 BSF_1}{TAR_1 BSF_2} \times M \times PDD_{(f_1)} \quad (\text{Ec. 1.6.5-3})$$

La razón de los factores de retro-dispersión para alta energías de fotones se puede aproximar a la unidad, ya que el factor de retro-dispersión tiende a la unidad para estas altas energías, ver gráfico 1.6.5-1, quedando la ecuación anterior así:

$$PDD_{(f_2)} = \frac{TAR_2}{TAR_1} \times M \times PDD_{(f_1)} \quad (\text{Ec. 1.6.5-4})$$

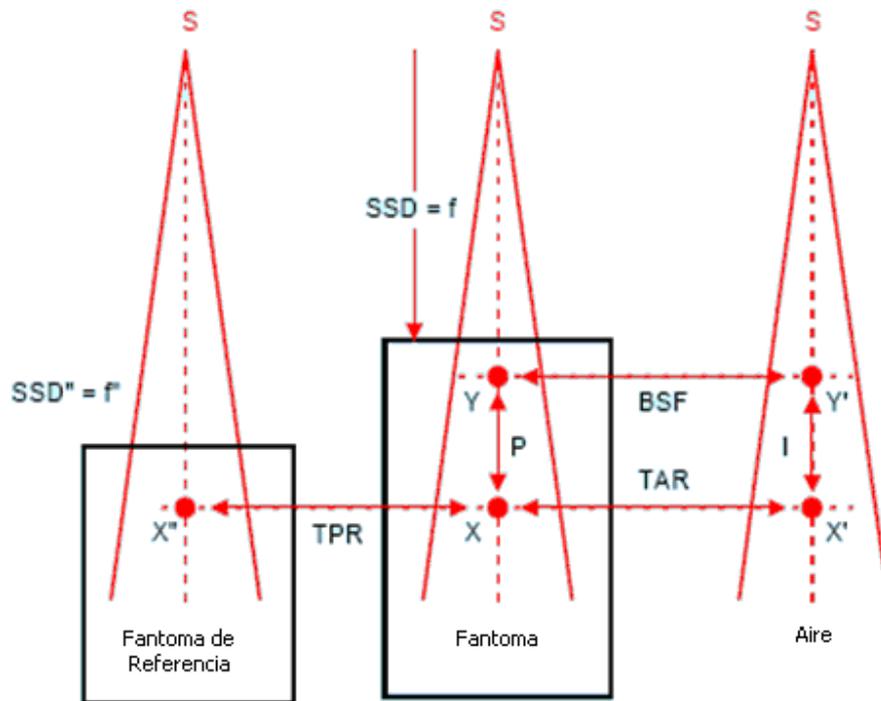


Figura 1.6.5-1: Relación entre el TAR y el PDD.

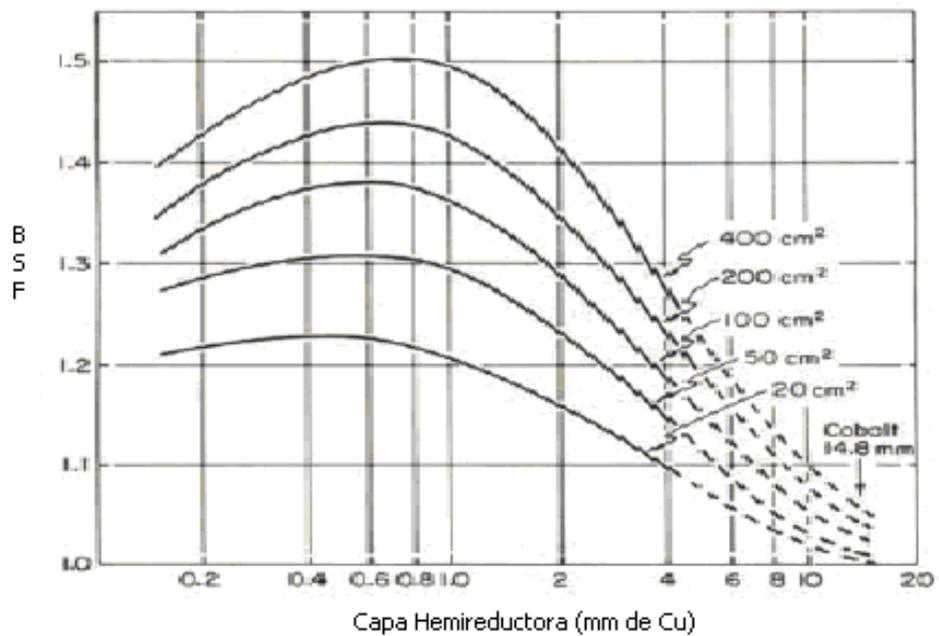


Gráfico 1.6.5-1: Variación del BSF con el tamaño del campo y diferentes energías del campo de radiación.

1.6.6 Razón Tejido-Fantoma (*TPR*).

Es introducido para vencer las limitaciones del *TAR*. Conserva las propiedades del *TAR* pero elimina las dificultades de las medidas en aire.

El *TPR* en un punto en un fantoma de agua irradiado por un campo de fotones es el total de la dosis absorbida dividido por la dosis en mismo punto a la misma distancia desde la fuente pero la superficie del fantoma movida de manera que este punto especifique la profundidad de referencia, ver figura 1.6.5-1.

$$TPR_{(d,A_{f+d},h\nu)} = \frac{D_X(d,A_{f+d})}{D_{X''}(d'',A_{f''+d})} \quad (\text{Ec. 1.6.6-1})$$

Donde D_X representa la dosis del punto X a una profundidad d y $D_{X''}$ es la dosis en el fantoma de referencia a una profundidad de Z_{ref} .

1.6.7 Razón Tejido-Máximo (*TMR*):

Un caso especial de *TPR* es definido cuando la profundidad de referencia es igual a la profundidad del máximo de dosis, entonces el *TPR* es llamado razón tejido-máximo *TMR*, el cual es muy útil para el cálculo de unidades monitor en el caso de la técnica de tratamiento distancia fuente-eje (*SAD*), esto es descrito mediante la siguiente relación:

$$TMR_{(d,A_{f+d},h\nu)} = \frac{D_X(d,A_{f+d})}{D_{X''}(d_m,A_{f+d_m})} \quad (\text{Ec. 1.6.7-1})$$

Para relacionar el *TAR* con el *TMR* partimos de la definición del *TMR* en la figura 1.6.5-1 y con esto obtenemos que:

$$TMR = \frac{D_X}{D_{X''}} = \frac{D_X}{D_{X'}} \frac{D_{X'}}{D_{X''}} = \frac{TAR}{BSF} \quad (\text{Ec. 1.6.7-2})$$

$$TMR_{(d,A_{f+d},hv)} = \frac{TAR_{(d,A_{f+d},hv)}}{BSF_{(d_m,A_{f+d_m},hv)}} \quad (\text{Ec.1.6.7-3})$$

El *TAR*, *TPR* y *TMR* dependen de tres parámetros profundidad, tamaño del campo y de la energía del fotón pero no dependen de la *SSD*. Al variar uno de estos parámetros el *TMR* varía de la siguiente manera:

- El rango del *TMR* va desde cero para *d* tendiendo a infinito a 1 para $d = d_m$ ($0 < TMR < 1$).
- Para *A* y *hv* constantes el *TMR* decrece con el incremento de la profundidad *d*.
- Para *d* y *hv* constantes el *TMR* incrementa con el aumento del tamaño del campo *A*.
- Para *d* y *A* constantes, el *TMR* incrementa con el aumento de la energía *hv*.

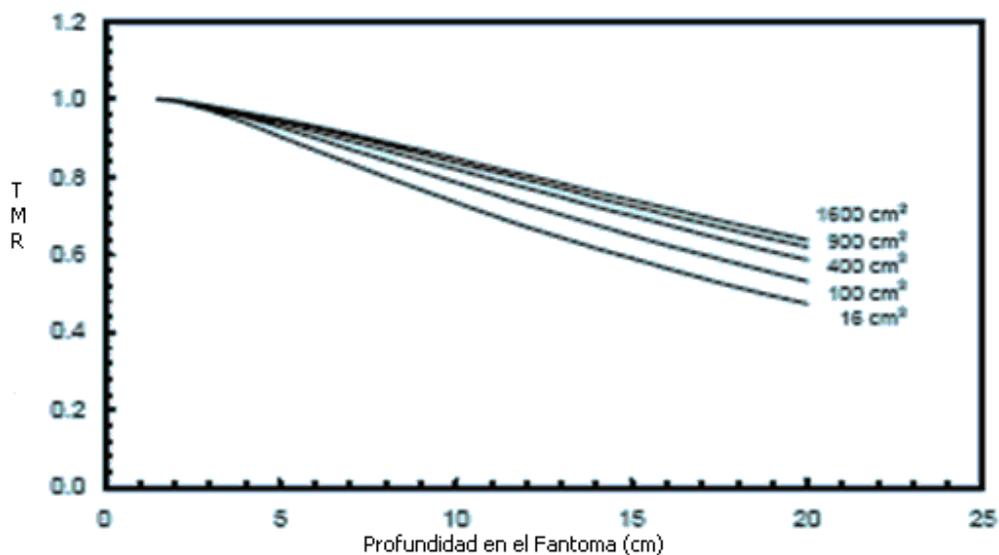


Gráfico 1.6.7-1: Variación del *TMR* como función de la profundidad para diferentes tamaños de campo.

1.6.8 Relación entre la razón Tejido-Máximo (*TMR*) y el Porcentaje de Dosis en Profundidad (*PDD*).

Con la ayuda de la figura 1.6.8-1 y partiendo de la definición de la razón tejido-máximo (*TMR*) tenemos:

$$TMR_{(d,A_{f+d},hv)} = \frac{D_X}{D_{X''}} = \frac{D_X}{D_Y} \frac{D_Y}{D_{Y'}} \frac{D_{Y'}}{D_{X'}} \frac{D_{X'}}{D_{X''}} \quad (\text{Ec. 1.6.8-1})$$

Analizando los términos de la relación anterior, tenemos:

$$TMR_{(d,A_{f+d},hv)} = \frac{PDD_{(d,A,f,hv)}}{100} \frac{BSF_{(d_m,A_{f+dm},hv)}}{BSF_{(d_m,A_{f+d},hv)}} \left(\frac{f+d}{f+d_m} \right)^2 \quad (\text{Ec. 1.6.8-2})$$

Analizando la relación anterior se ve que el tamaño del campo para los dos *BSF* tienen que ser evaluados en dos distancias $f+d$ y $f+dm$ desde la fuente. Pero para altas energías de fotones, cada *BSF* está cercano a la unidad (ver gráfico 1.6.5-2), pudiéndose reducir la ecuación anterior a una relación que solo envuelve la ley del inverso al cuadrado y el *PDD*.

$$TMR_{(d,A_{f+d},hv)} = \frac{PDD_{(d,A,f,hv)}}{100} \left(\frac{f+d}{f+d_m} \right)^2 \quad (\text{Ec. 1.6.8-3})$$

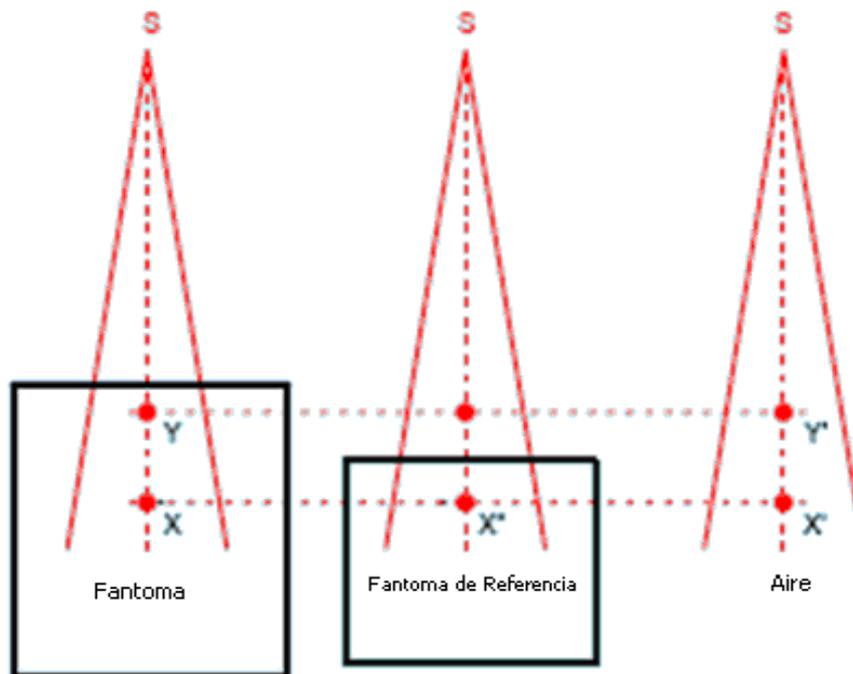


Figura 1.6.8-1: Relación entre el TMR y el PDD.

1.6.9 Factor de colimador (Sc):

Como se muestra en la figura 1.6.9-1 el factor de colimador (Sc) es un valor relativo normalizado a un campo de $10 \times 10 \text{cm}^2$ a la SSD nominal. Este factor relaciona la radiación dispersa producida desde adentro del LINAC y es medido con una pequeña cámara de ionización con su caperuza de equilibrio colocando su centro en una distancia de $SSD + d_m$.

$$CF_{(A,f,h\nu)} = Sc_{(A,f,h\nu)} = \frac{D'_{(A,f,h\nu)}}{D'_{(10 \times 10,f,h\nu)}} \quad (\text{Ec. 1.6.9-1})$$

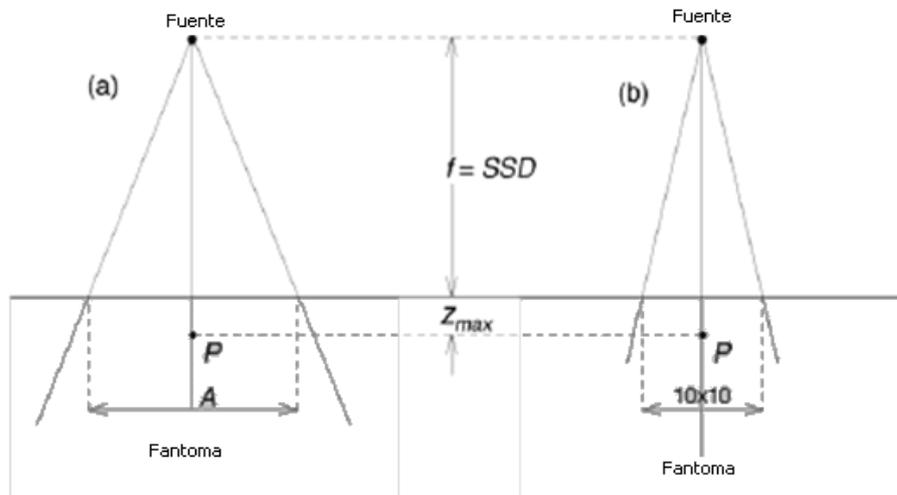


Figura 1.6.9-1: Geometría para el factor de colimador (Sc). En la parte (a) medida para un tamaño de campo A y en la parte (b) para un tamaño de campo de $10 \times 10 \text{cm}^2$

1.6.10 Factor de dispersión (SF):

El factor de dispersión para un tamaño de campo A es definido como:

$$SF_{(d_m,A,h\nu)} = Sp_{(d_m,A,h\nu)} = \frac{BSF_{(d_m,A_f+d_m,h\nu)}}{BSF_{(d_m,10 \times 10,h\nu)}} \quad (\text{Ec. 1.6.10-1})$$

Y representa la normalización del BSF a 1 para un tamaño de campo $10 \times 10 \text{cm}^2$.

El factor de dispersión SF también es conocido como factor de corrección de dispersión en el fantoma.

1.6.11 Factor de Dosis Relativa (*RDF*):

El *RDF* es definido como la razón de la dosis para cierto tamaño de campo y la dosis para un tamaño de campo de 10x10cm², es decir es el factor que toma en cuenta la contribución por radiación dispersa producida desde adentro del LINAC y producida por el fantoma, ver figura 1.6.11-1.

$$RDF_{(A,h\nu)} = \frac{D_{(d_m,A,f,h\nu)}}{D_{(d_m,10*10,f,h\nu)}} \quad (\text{Ec. 1.6.11-1})$$

De la definición del factor de colimación *CF* y el factor de dispersión *SF* el factor de dosis relativa *RDF* se puede escribir como:

$$RDF_{(d_m,A,f,h\nu)} = SF_{(A,h\nu)} CF_{(A,h\nu)} = \frac{BSF_{(A,h\nu)}}{BSF_{(10x10,h\nu)}} \frac{D'_{(A,h\nu)}}{D'_{(10x10,h\nu)}} \quad (\text{Ec. 1.6.11-2})$$

Esto indica que *RDF* contiene dos componentes: el de dispersión por el colimador y cabezal del LINAC y el de dispersión debido a la interacción de la radiación con el fantoma.

El *RDF* también es conocido como factor de corrección de la dispersión total *S_{c,p}* ó factor de campo. La geometría para la medida del factor de campo se muestra a continuación.

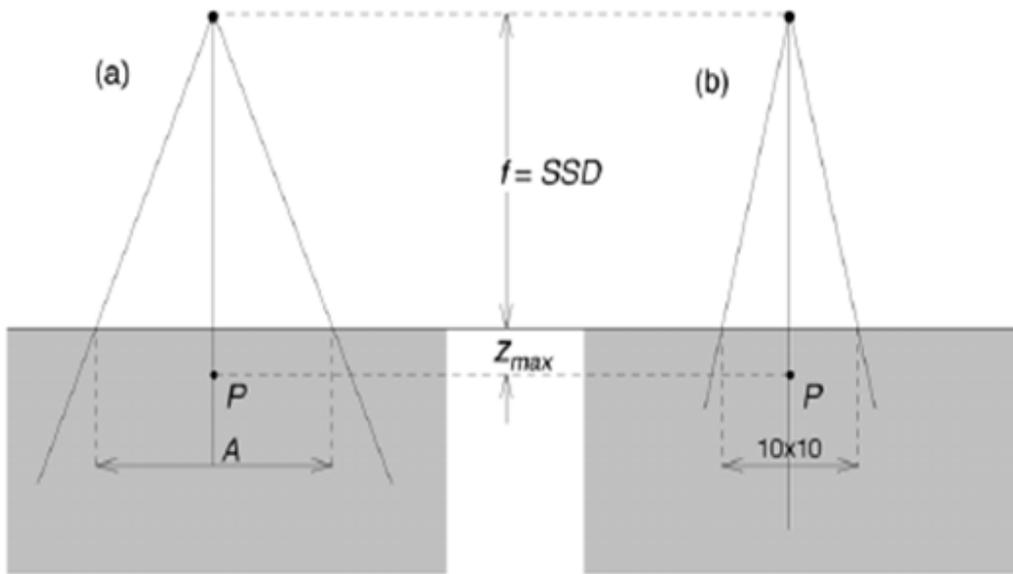


Figura 1.6.11-1: Geometría para la medida del RDF. La dosis en el punto P a una profundidad de máxima dosis es medida con un tamaño de campo A en la parte (a) y con un campo de 10×10 cm² en la parte (b).

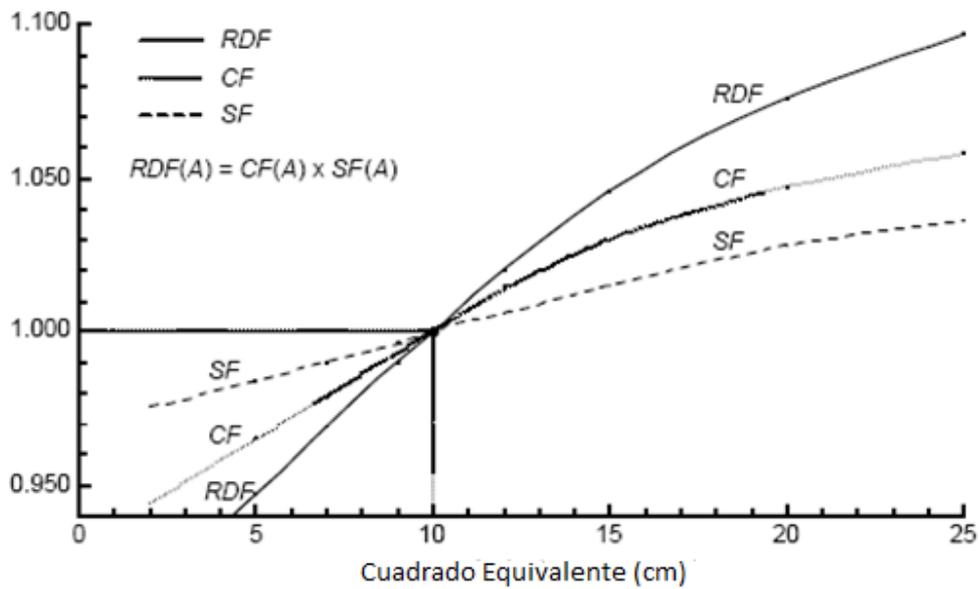


Gráfico 1.6.11-1: Valores típicos del factor de dosis relativa RDF , factor de Colimador CF y factor de dispersión SF para un campo de fotones de cobalto-60 como una función del tamaño del campo A . Las tres funciones son normalizadas a uno para un campo de 10×10 cm².

1.7 Calculo de Unidades Monitor.

El factor de campo o factor de dispersión del colimador y fantoma (S_{cp}) refiere al cambio relativo de la salida de la radiación como función del tamaño del campo debido a la radiación dispersa proveniente del LINAC y del fantoma. La radiación de salida es normalizada a uno para un campo de $10*10\text{cm}^2$.

$$S_{CP(A)} = S_{C(A)} S_{P(A)} \quad (\text{Ec. 1.7-1})$$

El factor de colimador (S_c) es un valor relativo normalizado a un campo de $10*10\text{cm}^2$ que relaciona la radiación dispersa producida desde adentro del LINAC.

El factor de dispersión por el fantoma (S_p) es un valor relativo normalizado a uno para un campo de $10*10\text{cm}^2$ y este representa la radiación dispersa debido al fantoma o paciente.

Los factores de modificación del campo son básicamente factores de transmisión o atenuación de materiales entre la fuente y el paciente. Estos materiales incluyen bandejas, compensadores y cuñas. Estos factores son medidos y expresados como la razón de la intensidad con y sin modificadores para un tamaño de campo particular.

1.7.1 Técnica de tratamiento SSD.

Asumiendo que la maquina es calibrada en el punto Z'' con distancia fuente-calibración denotada por $SCD = SSD_N + D_m$ donde SSD_N es la SSD nominal. La dosis en ese punto para un campo de $10*10\text{cm}^2$ es ajustada a 1cGy por unidad monitor (UM).

De la siguiente figura se ve que la relación entre el punto X y el punto de calibración Z'' es:

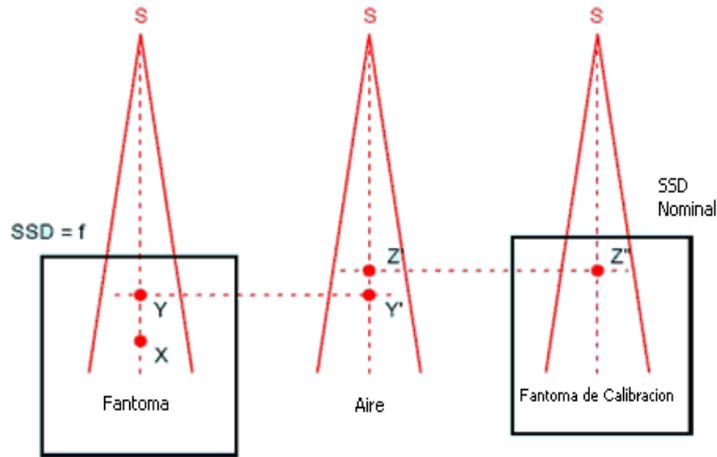


Figura 1.7.1-1: Calculo de UM para la técnica SSD.

$$\frac{D_{Z''}}{D_X} = \frac{D_{Z''}}{D_{Z'}} \frac{D_{Z'}}{D_{Y'}} \frac{D_{Y'}}{D_Y} \frac{D_Y}{D_X} \quad (\text{Ec. 1.7.1-1})$$

Despejando $D_{Z''}$ y analizando términos se tiene que:

$$D_{Z''} = \frac{BSF_{(d_m, A_{SCD})}}{BSF_{(d_m, A_{SSD})}} \left(\frac{SSD + d_m}{SCD} \right)^2 \frac{100}{PDD_{(d, A, f, hv)}} D_X \quad (\text{Ec. 1.7.1-2})$$

Donde SSD se refiere a la distancia fuente superficie del paciente. Como la técnica SSD la distancia fuente superficie es la misma que la distancia fuente superficie nominal, se puede ver que $SCD = SSD + d_m$ y esto da como resultado la cancelación del BSF y la ley del inverso al cuadrado, reduciendo la ecuación anterior:

$$D_{Z''} = \frac{D_X}{PDD/100} \quad (\text{Ec. 1.7.1-3})$$

Pero la dosis en el punto X para cualquier tamaño de campo es relacionada a la dosis del tamaño de campo de calibración $10 \times 10 \text{cm}^2$ a través de los factores de dispersión (S_{cp}) y los factores de transmisión. La dosis es igual a las UM ajustándolo por el efecto del tamaño del campo, como:

$$UM = \frac{D}{(PDD/100)S_{CP}(WF \times TF)} \quad (\text{Ec. 1.7.1-4})$$

Donde WF es el factor de transmisión de la cuña y TF es el factor de transmisión de la bandeja. El primer término, la dosis prescrita entre el PDD se conoce como la dosis dada (GD) o dosis incidente (ID).

1.7.2 Técnica de Tratamiento SAD.

En esta técnica la distancia fuente-calibración SCD se mantiene constante, mientras la distancia fuente-superficie SSD varía debido al contorno del paciente, por esta razón se utilizan las funciones dosimétricas TAR y TMR que no dependen de esta distancia. De la figura 1.7.2-1 la dosis en el punto X en el paciente (fantoma) se relaciona con la dosis en el punto de calibración así:

$$\frac{D_{Z''}}{D_X} = \frac{D_{Z''}}{D_{Z'}} \frac{D_{Z'}}{D_{X'}} \frac{D_{X'}}{D_X} \quad (\text{Ec. 1.7.2-1})$$

Despejando $D_{Z''}$ y analizando términos tenemos:

$$D_{Z''} = \frac{BSF_{(d_m, A_{SCD})}}{TAR_{(d, A_{f+d})}} \left(\frac{SSD + d}{SCD} \right)^2 D_X \quad (\text{Ec. 1.7.2-2})$$

La distancia del punto X' es la misma que la del punto X y debe ser la $SSD + d$, donde SSD se refiere a la distancia fuente-superficie del fantoma.

La dosis en el punto X para cualquier tamaño de campo es relacionada a la dosis del campo de calibración $10 \times 10 \text{cm}^2$ a través del factor de campo y los de transmisión. La dosis es igual a las UM ajustándola por el efecto del tamaño del campo, así:

$$UM = \frac{D \times BSF}{TAR \times S_{CP} \times (WF \times TF)} \left(\frac{SSD + d}{SCD} \right)^2 \quad (\text{Ec. 1.7.2-3})$$

El *TAR* es usado comúnmente para el cobalto 60 y bajas energías de fotones.

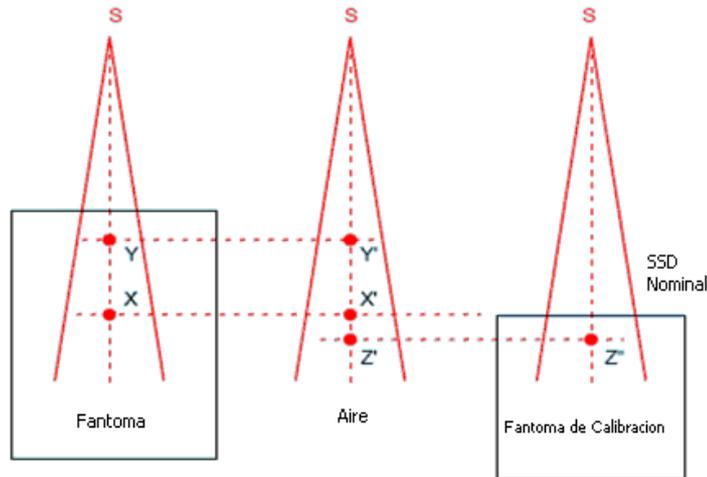


Figura 1.7.2-1: cálculo de UM con la técnica *SAD* para el formalismo *TAR*.

Para fotones de alta energía con técnica *SAD*, el *TPR* es usado para los cálculos. En el gráfico 1.7.2-2, la dosis en el punto X en el fantoma puede ser relacionada con la dosis en el punto de calibración a través del *TPR*:

$$\frac{D_{Z''}}{D_X} = \frac{D_{Z''}}{D_{Z'}} \frac{D_{Z'}}{D_{X'}} \frac{D_{X'}}{D_{X''}} \frac{D_{X''}}{D_X} \quad (\text{Ec. 1.7.2-4})$$

Analizando términos tenemos que:

$$D_{Z''} = \frac{BSF_{(d_m, A_{SCD})}}{BSF_{(d_m, A_{SSD+d})}} \left(\frac{SSD + d}{SCD} \right)^2 \frac{D}{TMR_{(d_m, A_{SSD+d})}} \quad (\text{Ec. 1.7.2-5})$$

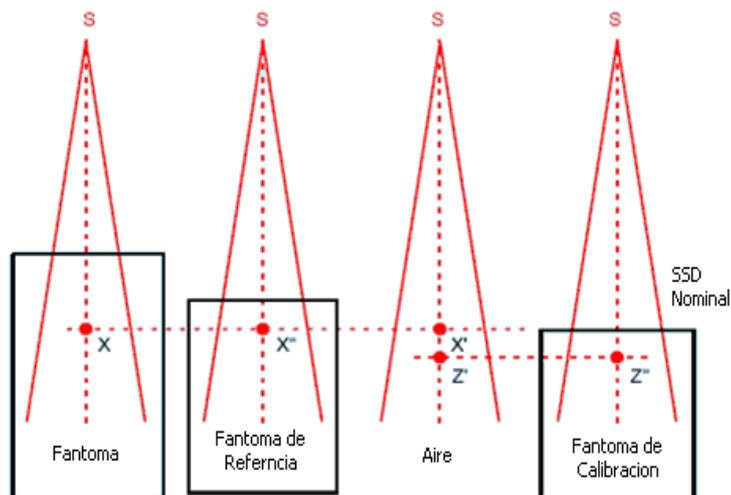


Figura 1.7.2-2: Cálculo de UM de técnica SAD con el formalismo TPR.

El *BSF* tiene valores diferentes debido al efecto del tamaño del campo evaluado a diferentes distancias desde la fuente, pero esta diferencia es pequeña y puede ser ignorada.

La dosis en el punto *X* para cualquier tamaño de campo es relacionada a la dosis de un tamaño de campo de calibración de 10*10cm² a través de los factores de calibración por medio de los factores de transmisión, así:

$$UM = \frac{D}{TMR \times S_{C,P} \times (WF \times TF)} \left(\frac{SSD + d}{SCD} \right)^2 \quad (\text{Ec. 1.7.2-6})$$

Si en la ecuación anterior sustituimos la ecuación que relaciona el TMR con el PDD tenemos que:

$$UM = \frac{D}{PDD \times S_{C,P} \times (WF \times TF) \left(\frac{SCD}{SSD + d} \right)^2 \left(\frac{f + d}{f + d_m} \right)^2} \quad (\text{Ec. 1.14.2-7})$$

El cual es una relación que nos permite calcular las unidades monitor para la técnica SAD usando el PDD.

1.7.3 Método de Clarkson.

Un campo de forma irregular es encontrado en radioterapia cuando se desea proteger estructuras del campo de radiación o cuando el campo se extiende por fuera del contorno externo del paciente. El método de Clarkson es basado en el principio de que el componente dispersión del campo de radiación, el cual depende del tamaño y forma del campo, puede ser calculado separadamente del componente primario del campo de radiación el cual es independiente del tamaño y forma del campo. Una cantidad especial SAR, es usada para calcular el componente dispersión del campo.

Consideremos un campo irregular mostrado en la siguiente figura, este es un corte perpendicular al campo a una cierta profundidad (d). El punto Q es el punto de cálculo, los radios son dibujados desde Q para dividir el campo en sectores. Cada sector es caracterizado por su radio y es considerado como una parte de un campo circular de ese radio.

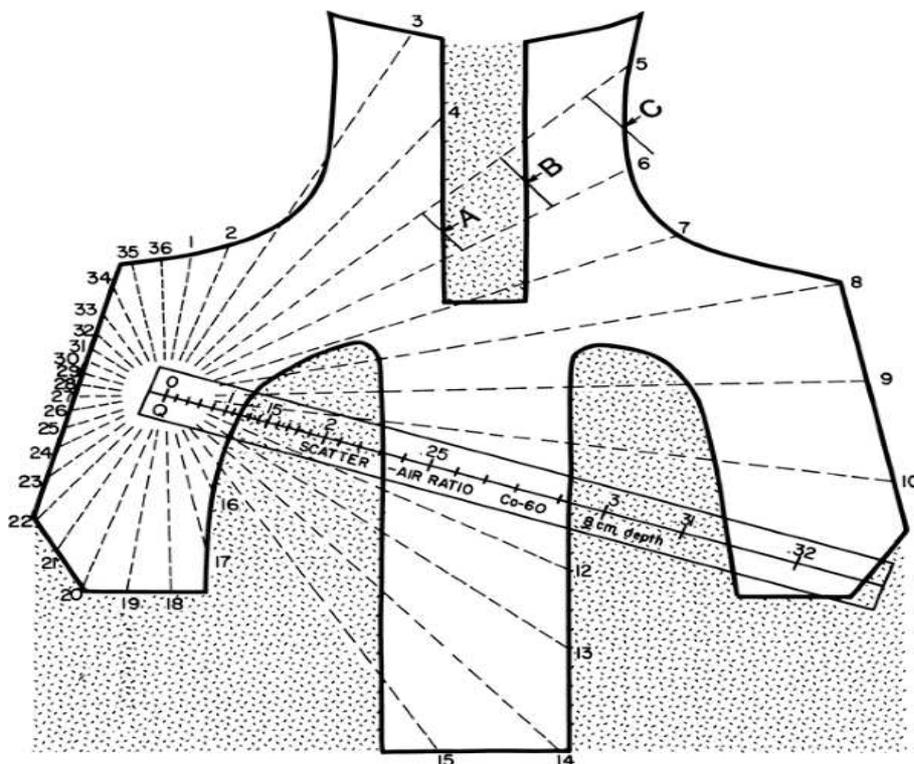


Figura 1.7.3-1: Método de Clarkson.

Usando las tablas de SAR para campos circulares, los valores del SAR para cada sector son calculados y sumados para obtener un promedio del SAR para el campo irregular en el punto Q. Para sectores que pasan por áreas bloqueadas del campo, el SAR neto es determinado por la sustracción del componente dispersión del sector bloqueado. Por ejemplo:

$$net(SAR)_{QC} = (SAR)_{QC} - (SAR)_{QB} + (SAR)_{QA} \quad (\text{Ec. 1.7.3-1})$$

El cálculo del SAR es convertido en el promedio de la razón tejido-aire por medio de la relación:

$$SAR_{(d, A_{f+d}, h\nu)} = TAR_{(d, A_{f+d}, h\nu)} - TAR_{(0)} \quad (\text{Ec. 1.7.3-2})$$

1.8 Especificación de un campo de radiación.

La descripción dosimétrica de un campo de radiación incluye la energía del campo, el tamaño del campo y las características del campo de radiación como son el perfil, la penumbra y la radiación de fuga.

La calidad o poder de penetración de un campo de megavoltaje es especificado en términos de la energía nominal o por el porcentaje de dosis en profundidad (*PDD*) a 10cm relativo al máximo de dosis para cierto tamaño de campo y una distancia fuente-superficie (*SSD*) específica. El tamaño de campo de referencia es 10cm * 10cm y la *SSD* nominal (*SSD_N*) es 100cm.

En adición a la dosis en profundidad, la uniformidad es fijada usando el criterio de planitud y simetría del perfil del campo de radiación.

1.8.1 Porcentaje de Dosis en Profundidad (*PDD*).

La variación de la dosis de radiación en un fantoma como función de la profundidad a lo largo de eje central de campo puede ser descrita usando el porcentaje de dosis en profundidad (*PDD*). Como se mencionó antes el *PDD* es definido como la razón de la dosis a cualquier profundidad y la dosis en la profundidad de referencia a lo largo del eje del campo.

$$PDD = \frac{D_{(x)}}{D_{(y)}} \times 100 \quad (\text{Ec. 1.8.1-1})$$

Donde $D_{(x)}$ es la dosis en cualquier profundidad y $D_{(y)}$ es la profundidad de referencia, el cual es comúnmente la profundidad del máximo de dosis d_m . Una curva típica del *PDD* para campos de megavoltaje se presenta en el grafico 1.8.1-1.

La reducción de la dosis en la superficie es una de las características de estos campos de megavoltaje y es conocido como efecto protector de la piel (skin sparing effect).

En el gráfico 1.8.1-1 el *PDD* de rayos X de megavoltaje son caracterizados por una región de build-up o reconstrucción de dosis (desde la superficie hasta el máximo de dosis) y luego decrece aproximadamente exponencial como una función de la profundidad dentro del fantoma.

La profundidad del máximo de dosis en el campo de radiación aumenta cuando se aumenta la energía del campo de fotones.

La disminución de la tasa de dosis por debajo del punto de máxima dosis está influenciada por la energía del campo. El porcentaje de dosis en profundidad decrece más gradualmente cuando la energía del campo aumenta.

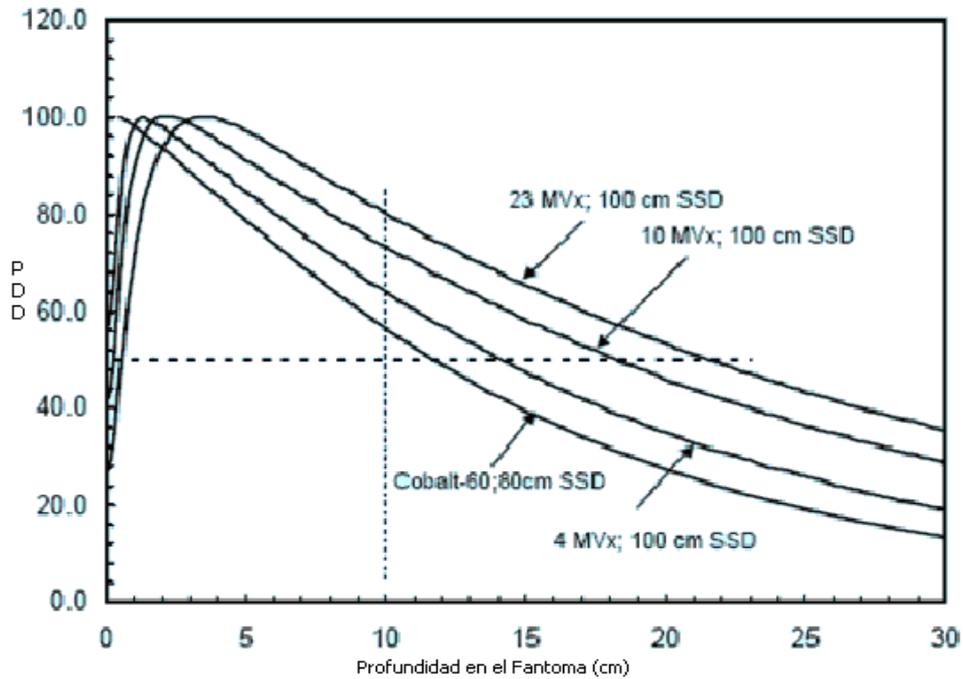


Gráfico 1.8.1-1: PDD como una función de la profundidad para campos de megavoltaje.

Un cambio en el tamaño del campo o área del campo también tiene impacto sobre el porcentaje de dosis en profundidad. Este efecto es debido a la contribución por radiación dispersa, el cual es independiente de la calidad del campo de radiación.

El cambio en el porcentaje de dosis en profundidad para pequeños tamaños de campo es más rápido. Para grandes tamaños del campo, la dosis en profundidad incrementa gradualmente con el área del campo. En el gráfico 1.8.1-2 se observa que el porcentaje de dosis en profundidad en un campo de megavoltaje incrementa también con un incremento del tamaño del campo

Por ejemplo para una profundidad de 10cm la dosis incrementa de 62.8% para un campo de 5cm * 5cm a 71.4% para un campo de 30cm * 30cm. Para una misma energía al aumentar el tamaño del campo también se observa un aumento de la dosis en la superficie y el punto de máxima dosis se desplaza a la superficie y esto es debido a la contribución por radiación dispersa.

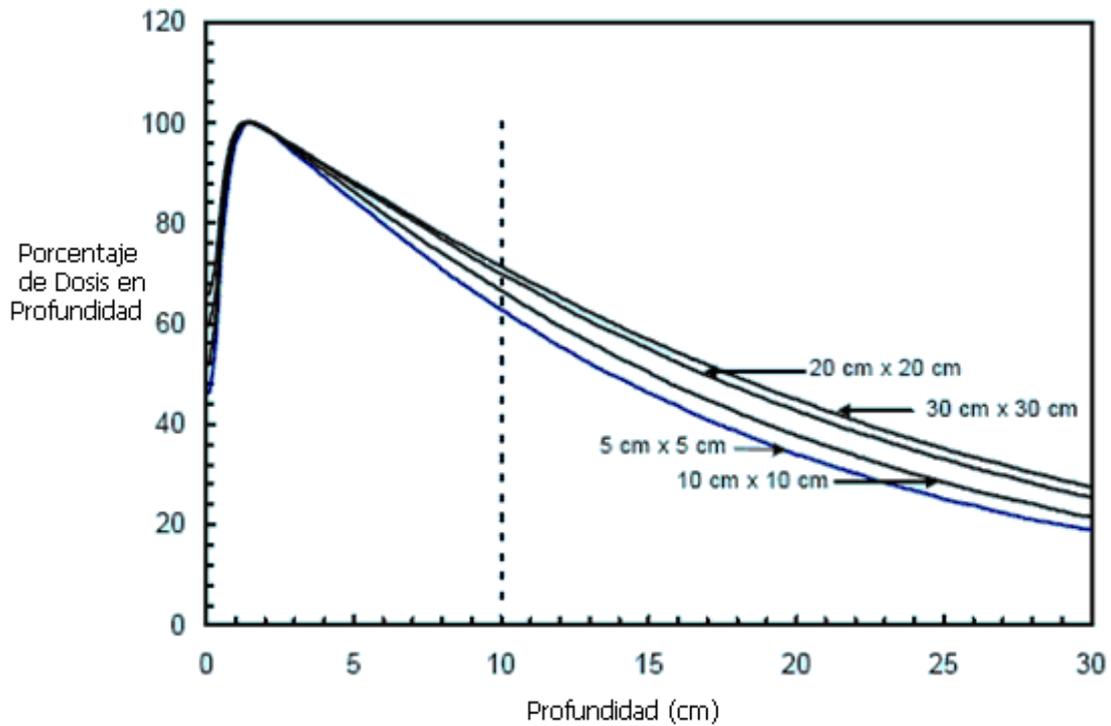


Gráfico 1.8.1-2: PDD como una función del tamaño del campo para un campo de fotones de 6Mev.

1.8.2 Región de build-up o reconstrucción de dosis.

La variación de la dosis en la región de build-up es descrito en la figura 1.8.2-1 la región incrementa con el incremento de la energía del campo de radiación. Cuando incrementa la energía de un campo de fotones, la dosis en la superficie decrece, la dosis en la superficie es típicamente 50% o menor para campos de megavoltaje. La baja dosis en la superficie comparada a la dosis del punto de máxima dosis es conocida como efecto protector de la piel del campo de megavoltaje.

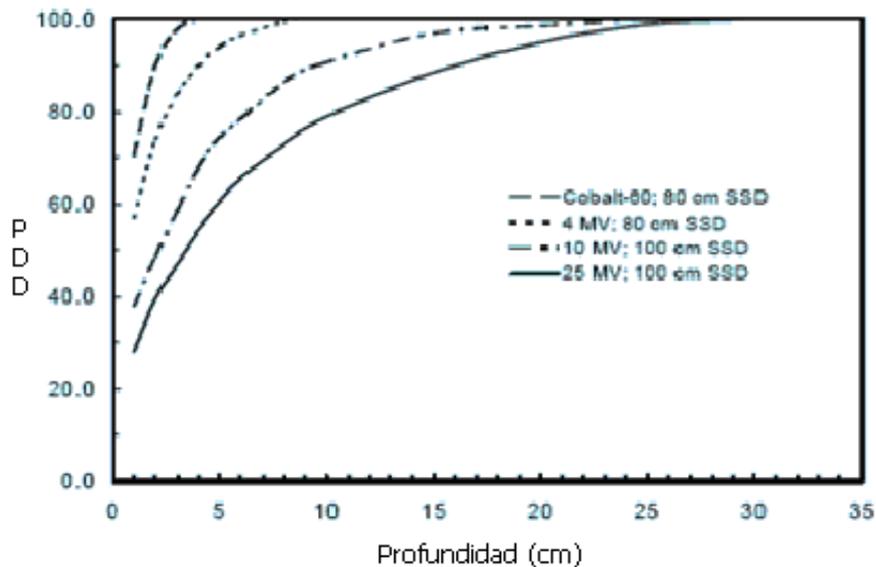


Gráfico 1.8.2-1: Dosis en la región de build-up

1.8.3 Razón Fuera del Eje y Perfiles del Campo de Radiación.

La distribución de la dosis a lo largo del eje central da solo una parte de la información requerida para una correcta descripción de la dosis dentro del paciente. La distribución de la dosis en 2-D y 3-D son determinados con la data del eje central en conjunto con los perfiles de dosis fuera del eje. Los datos fuera del eje son dados con la medida de los perfiles medidos perpendicularmente al eje del campo a una profundidad dada en un fantoma típicamente d_m .

Combinando la información de la dosis en el eje-central del campo con los datos fuera del eje resulta una matriz dosis-volumen que nos da la información 2-D y 3-D de la distribución de la dosis. La razón fuera del eje (OAR) es definida como la razón de la dosis fuera del eje y la dosis en el eje central del campo a la misma profundidad en el fantoma.

$$OAR = \frac{D_{(x+\Delta)}}{D_{(x)}} \quad (\text{Ec. 1.8.3-1})$$

En los perfiles de rayos X de megavoltaje existen tres distintas regiones: centra, penumbra y umbral.

- *La Región Central:* representa la porción central del perfil que se extiende desde el eje central hasta el borde geométrico del campo de radiación. El tamaño dosimétrico del campo, es comúnmente definido como la separación entre el 50% del nivel de dosis en un punto en el perfil a la profundidad de d_{max} . En aceleradores lineales la región central del perfil del campo se ve afectada por el número de electrones chocando con el blanco, el número atómico del blanco y forma geométrica del filtro aplanador.
- *La Región de Penumbra:* en esta región el perfil de dosis cambia rápidamente y depende del campo definido por el colimador y tamaño de la fuente. La dosis cae alrededor del borde del campo y se extiende por debajo del colimador, donde hay un pequeño componente de dosis debido a la transmisión del colimador (*penumbra de transmisión*), también existe un componente debido al tamaño de la fuente (*penumbra geométrica*) y un componente más significativo debido a la radiación dispersa dentro del paciente (*penumbra de dispersión*). La penumbra total es llamada *Penumbra Física* y es la suma de las otras tres penumbras (transmisión, geométrica y dispersión), ver grafica 1.8.3-1. La penumbra física depende de la energía campo, tamaño de la fuente, distancia fuente superficie, distancia fuente colimador y profundidad en el fantoma.
- *La Región Umbral:* esta fuera del campo de radiación, la dosis en esta región es generalmente baja y resulta de la radiación transmitida a través del colimador y el cabezal del acelerador.

La distribución de un campo de fotones de megavoltaje tiene un pico en su centro con poca dispersión lateral, el campo fácilmente se puede poner uniforme usando el filtro aplanador. Para grandes tamaños de campo, el perfil es caracterizado por alta dosis en los bordes del campo que se manifiesta en forma cuernos comparado con el centro del campo. El efecto de los cuernos decrece cuando el tamaño del campo disminuye, ver figuras 1.8.3-2 y 1.8.3-3.

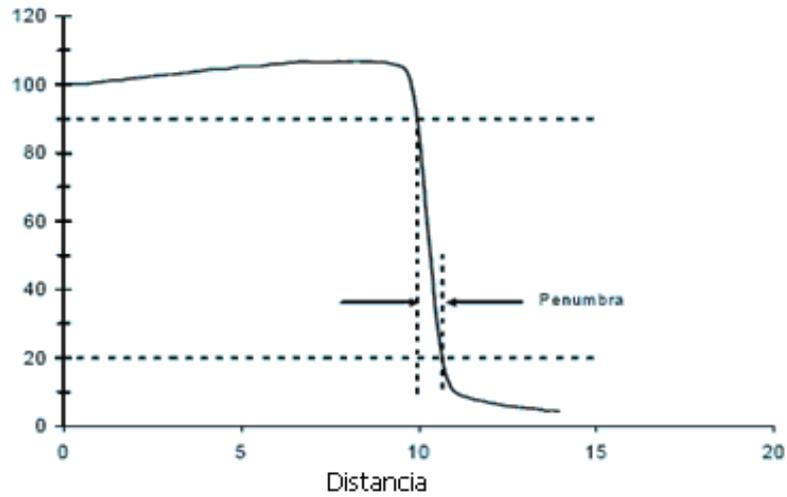


Gráfico 1.8.3-1: Definición de la penumbra física.

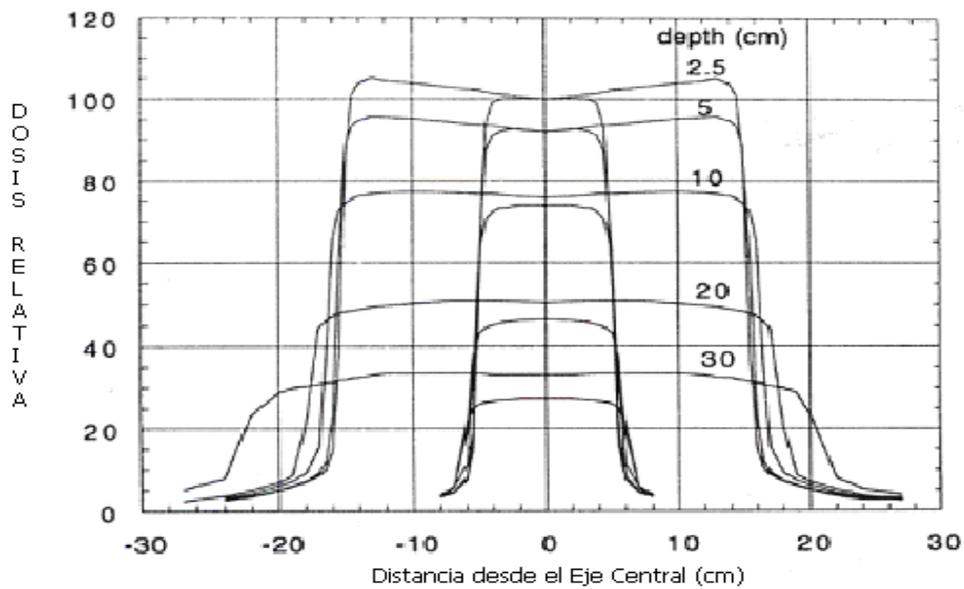


Gráfico 1.8.3-2 Ejemplos de dos perfiles de campo para tamaños de campo de (10 * 10cm² y 30 * 30cm²) y un campo de fotones a varias profundidades en agua.

El ancho del campo más pequeño del 50% es registrado a la profundidad de máxima dosis. El ancho del campo del 50% es indicado en la figura 1.8.3-4 que corresponde con el borde geométrico del campo de radiación a una profundidad específica, al aumentar la profundidad, el ancho del campo también incrementa debido a la divergencia del campo de radiación, esta se puede ver en la figura 1.8.3-4.

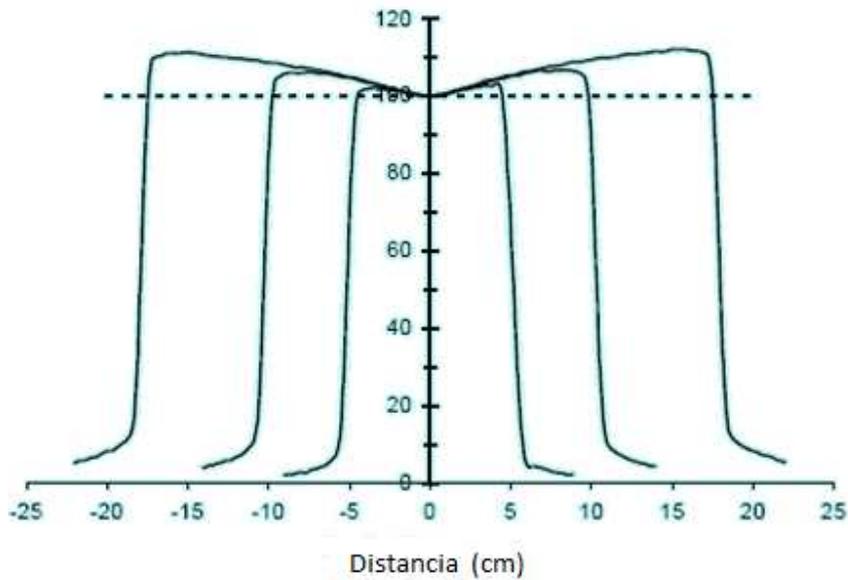


Gráfico 1.8.3-3: Perfil del campo a una profundidad de máxima de dosis para un campo de 6 MeV para tamaños de campo de $10 * 10\text{cm}^2$, $20 * 20\text{cm}^2$ y $35 * 35\text{cm}^2$ a una distancia de 100cm

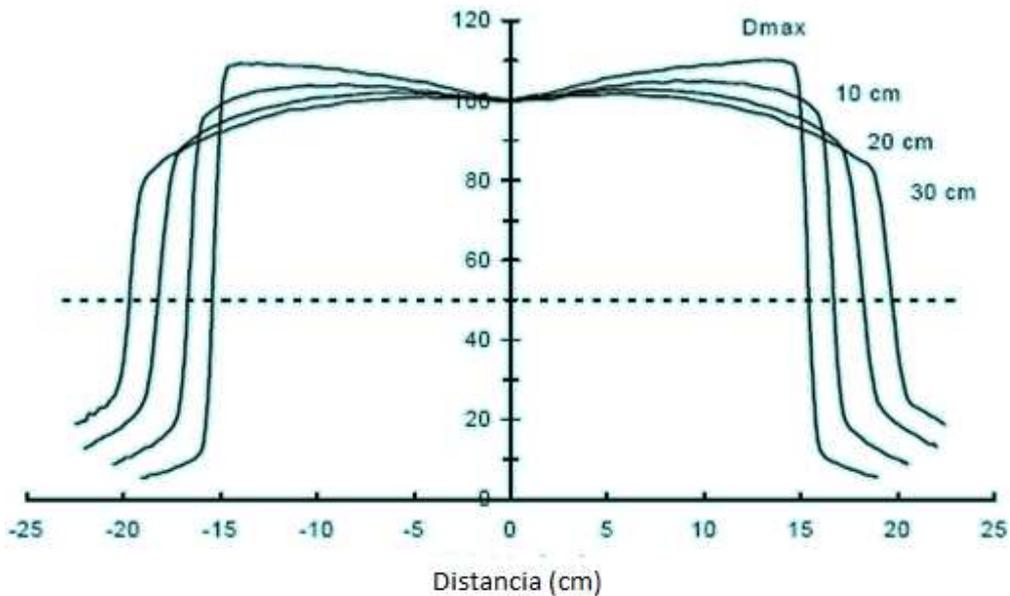


Gráfico 1.8.3-4: Perfiles del campo para un campo de fotones a d_m , 10cm, 20cm y 30cm.

Los hornos decrecen cuando se reduce el tamaño del campo y cuando se incrementa la profundidad de la medida (ver Fig.1.8.3-3 y 1.8.3-4). Los perfiles del campo cambian de forma desde tener alta dosis en los bordes del campo a tener alta dosis en el centro del campo cuando la profundidad aumenta (ver figura 1.8.3-4). El cambio en la forma es debido a las características del campo de radiación donde la radiación es más suave en los bordes del

campo comparado a la radiación en el centro del campo. Esta característica del campo de radiación es solucionada por el uso de un filtro aplanador, que preferiblemente atenúa más el centro que en los bordes del campo de radiación. Esta transición de alta dosis en los bordes del campo a alta dosis en el centro del campo implica que existe una profundidad que muestra la mayor uniformidad del campo de radiación. Existen dos parámetros que cuantifican la uniformidad del campo: planitud y simetría.

1.8.4 Planitud del Campo de Radiación.

La planitud (F) de un campo es señalada encontrando el punto de máxima dosis d_{max} y el de mínima dosis d_{min} del perfil dentro de la región central del 80% del ancho del campo y luego usando la siguiente relación:

$$F = 100 \times \frac{d_{max} - d_{min}}{d_{max} + d_{min}} \quad (\text{Ec. 1.8.4-1})$$

Especificaciones estándar de los LINAC generalmente requieren que F sea menor de 3% cuando se mide en un fantoma de agua a una profundidad de 10cm a una distancia fuente-superficie de 100cm para un tamaño de campo más grande (usualmente 40cm * 40cm).

En obediencia con la especificación de planitud a profundidades menores de 10cm en agua resulta en un sobre-planitud en la profundidad de máxima dosis (d_m) el cual se manifiesta en forma de cuernos en el perfil, y una baja-planitud para profundidades por debajo de 10cm, ver Figura 1.8.4-1. La limitación típica sobre los cuernos en los perfiles a d_m es de 5% para un tamaño de 40 * 40cm² a una distancia fuente-superficie de 100cm.

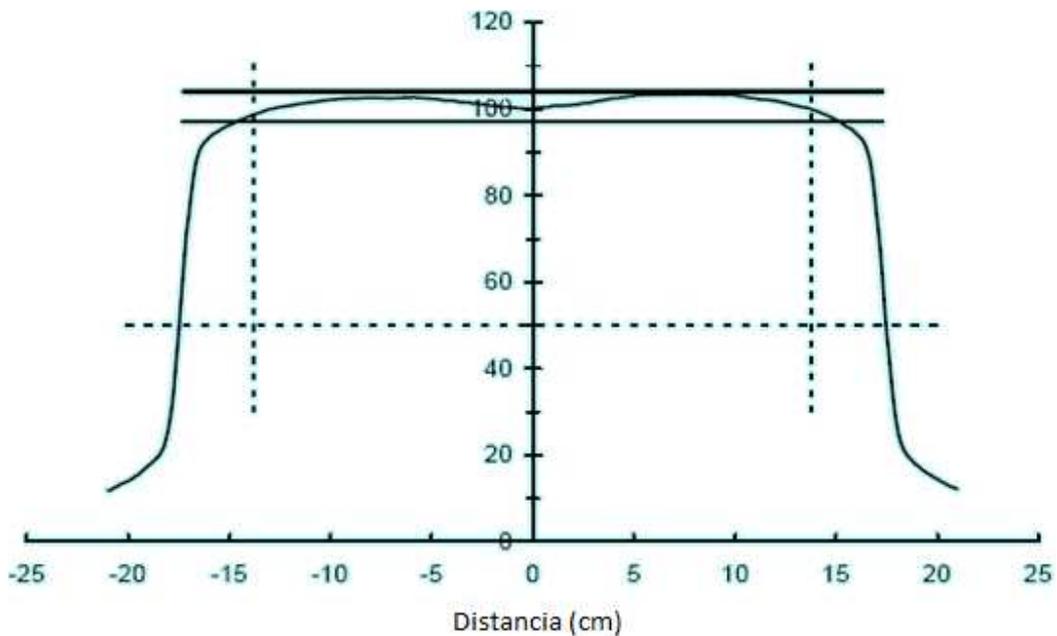


Gráfico 1.8.4-1: Ilustración de la definición de planitud y simetría del campo de radiación.

1.8.5 Simetría del Campo de Radiación

La simetría del campo (S) es usualmente determinada en d_m , el cual representa la profundidad más sensible para medir este parámetro de uniformidad del campo. Una especificación típica de simetría es tomar dos puntos equidistantes del eje central en el perfil del campo, estos deben de estar en una diferencia de 2% uno del otro.

Alternativamente, áreas bajo el perfil de dosis en d_m de cada lado (izquierdo y derecho) del eje central extendiéndose al nivel de 50% (normalizadas al 100% en el punto del eje central) son determinados y S puede ser calculado así:

$$S = \frac{A_{der} - A_{izq}}{A_{der} + A_{izq}} \quad (\text{Ec. 1.8.5-1})$$

1.9 Descripción del Campo de Radiación

En esta sección se presentan las magnitudes requeridas para la especificación de campos de radiación. Se usan dos clases de magnitudes referentes ya sea al número de partículas o la energía transportada por ellas.

Las consideraciones sobre las magnitudes radiométricas empiezan con la definición de las magnitudes más generales asociadas con el campo de radiación como son: el número de partículas (N) y la energía radiante (R). No obstante, la descripción completa del campo de radiación necesita información del tipo y de la energía de las partículas así como de sus distribuciones espaciales, direccionales y temporales. La especificación del campo de radiación se consigue cada vez con más detalle, definiendo las magnitudes radiométricas con sucesivas diferenciaciones de N y R con respecto al tiempo, área, volumen, dirección o energía. Este procedimiento proporciona definiciones más simples de magnitudes como la fluencia y la fluencia energética, a menudo usadas en situaciones donde las interacciones de la radiación son independientes de la dirección y de la distribución temporal de las partículas entrantes.

1.9.1 Número de Partículas y Energía Radiante:

El número de partículas, N , son aquellas de partículas emitidas, transferidas o recibidas. La energía radiante, R , es la energía de las partículas que son emitidas, transferidas o recibidas.

Para partículas de energía E , la energía radiante, R , es igual al producto de NE . las distribuciones, N_E y R_E , del número de partículas y la energía radiante respecto a la energía vienen dadas por:

$$N_E = dN/dE \quad (\text{Ec. 1.9.1-1})$$

$$R_E = dR/dE \quad (\text{Ec. 1.9.1-2})$$

Donde dN es el número de partículas con energías entre E y $E+dE$ y dR es su energía radiante. Las dos distribuciones se relacionan por:

$$R_E = E \times N_E \quad (\text{Ec. 1.9.1-3})$$

1.9.2 Flujo y Flujo Energético:

El flujo (\dot{N}), es el cociente de dN entre dt , donde dN es el incremento del número de partículas en el intervalo de tiempo dt , así:

$$\dot{N} = dN/dt \quad (\text{Ec. 1.9.2-1})$$

El flujo energético (\dot{R}), es el cociente de dR entre dt , donde dR es el incremento de la energía radiante en el intervalo de tiempo dt , así:

$$\dot{R} = dR/dt \quad (\text{Ec. 1.9.2-2})$$

1.9.3 Fluencia y Fluencia Energética:

La fluencia, Φ , es el cociente de dN entre da , donde dN es el número de partículas incidentes en una esfera (imaginaria) de sección transversal da (ver figura 1.9.3-1), así:

$$\Phi = dN/da \quad (\text{Ec. 1.9.3-1})$$

La unidad de la fluencia de fotones es: $[\Phi] = \text{m}^{-2}$.

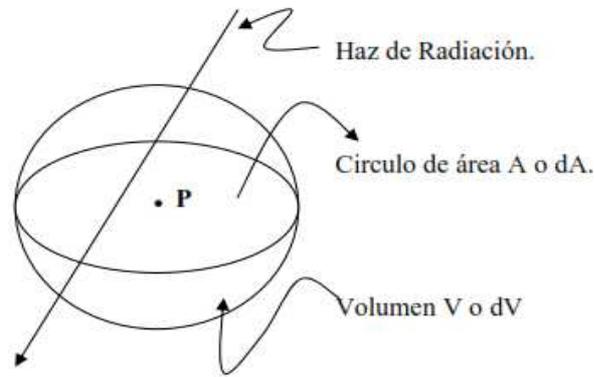


Figura 1.9.3-1: Definición de fluencia.

La fluencia energética, Ψ , es el cociente de dR entre da , donde dR es la energía radiante incidente en una esfera con área de sección transversal da , así:

$$\Psi = dR/da \quad (\text{Ec.1.9.3-2})$$

La unidad de la fluencia energética es: $[\Psi] = \text{MeV}/\text{cm}^2$.

1.9.4 Tasa de Fluencia y Tasa de Fluencia Energética:

La tasa de fluencia $\dot{\Phi}$, es el cociente de $d\Phi$ entre dt , donde $d\Phi$ es el incremento de la fluencia en un intervalo dt , así:

$$\dot{\Phi} = d\Phi/dt \quad (\text{Ec. 1.9.4-1})$$

La unidad de la tasa de fluencia es: $[\dot{\Phi}] = \text{cm}^{-2}\text{sg}^{-1}$.

La tasa de fluencia energética $\dot{\Psi}$, es el cociente de $d\Psi$ entre dt , donde $d\Psi$ es el incremento de la fluencia energética en un intervalo de tiempo dt , así:

$$\dot{\Psi} = d\Psi/dt \quad (\text{Ec. 1.9.4-2})$$

La unidad de la tasa de fluencia energética es: $[\dot{\Psi}] = \text{MeV}/\text{cm}^2\text{sg}$.

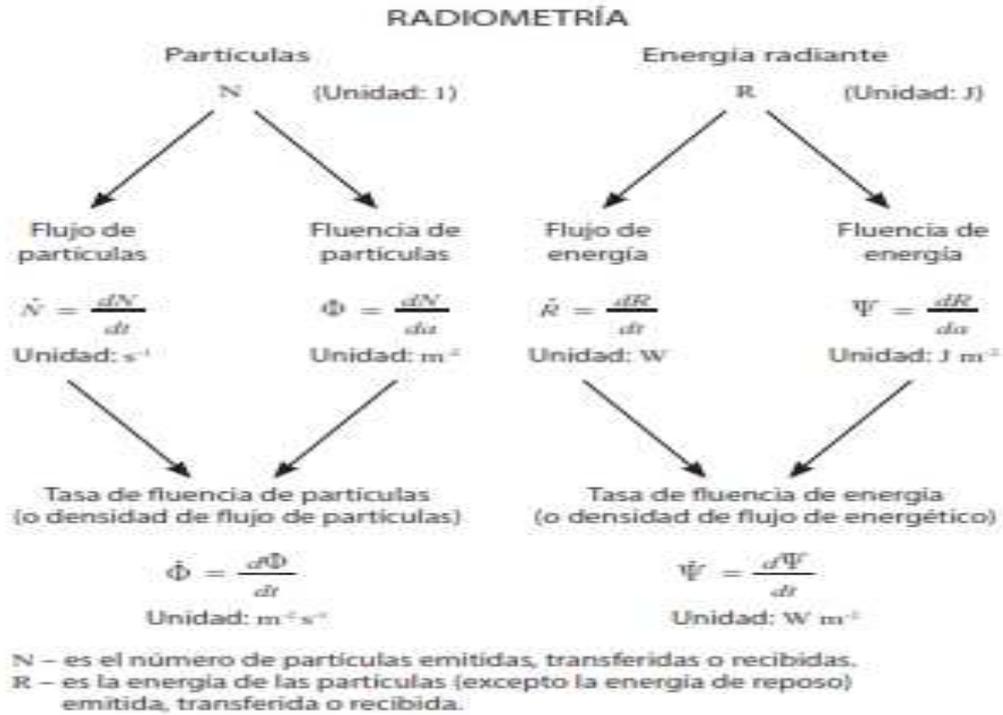


Figura 1.9.4-1: Tabla resumen de las unidades radiométricas.

1.10 Atenuación de un campo de fotones:

La reducción del número de fotones (dN) es proporcional al número de fotones incidentes (N) y el grosor del material (dX):

$$dN \propto NdX$$

$$dN = -\mu NdX \quad (\text{Ec. 1.10-1})$$

Donde μ es la constante de proporcionalidad, llamada coeficiente de atenuación. El signo menos indica que el número de fotones decrece al atravesar un material. Esta ecuación se puede escribir en términos de la intensidad:

$$dI = \mu I dX \quad (\text{Ec. 1.10-2})$$

Si el espesor X es expresado como longitud, entonces μ es llamado coeficiente de atenuación lineal. Se X tiene unidades de cm. la unidad de μ es 1/cm. Al hacer separación de variables e integrar la ecuación anterior no queda:

$$I_{(X)} = I_0 e^{-\mu X} \quad (\text{Ec. 1.10-3})$$

Donde $I_{(X)}$ es la intensidad transmitida por el espesor X e I_0 es la intensidad incidente en el material.

1.11 Coeficientes de interacción:

Los procesos de interacción tienen lugar entre la radiación y la materia. En una interacción, la energía o la dirección (o ambas) de la partícula incidente es modificada o la partícula es absorbida. La interacción puede ocasionar la emisión de una o más partículas. Las probabilidades de tales interacciones vienen caracterizadas por los coeficientes de interacción. Estos definen un proceso de interacción específico, para un tipo y energía de la radiación, en un blanco o material.

1.11.1 Sección eficaz:

La sección eficaz, σ , de un blanco, para una interacción dada producida por partículas incidentes cargadas o no cargadas, es el cociente de P entre ϕ , donde P es la probabilidad de que ocurra esa interacción en un solo blanco sometida a una fluencia de partículas, ϕ , así:

$$\sigma = \frac{P}{\phi} \quad (\text{Ec. 1.11.1-1})$$

Las unidades de la sección eficaz es: $[\text{m}^2]$.

La descripción completa de un proceso de interacción requiere, entre otras cosas, el conocimiento de las distribuciones de secciones eficaces en función de la energía y dirección de todas las partículas emergentes resultantes de la interacción. Tales distribuciones, algunas veces llamadas secciones eficaces diferenciales, se obtienen por la diferenciación con respecto a la energía y al ángulo sólido.

Si las partículas incidentes de un determinado tipo y energía pueden sufrir distintos e independientes tipos de interacción con un blanco, la sección eficaz resultante, algunas veces denominada sección eficaz total, σ , se expresa como la suma de sus secciones eficaces parciales, σ_j , esto es:

$$\sigma = \sum_j \sigma_j = \frac{1}{\phi} \sum_j P_j \quad (\text{Ec. 1.11.1-2})$$

Donde P es la probabilidad de una interacción de tipo J para un único blanco sometido a una fluencia de partículas ϕ y σ_j es la sección eficaz parcial referente a la interacción de tipo J , por ejemplo el efecto fotoeléctrico, el Compton.

1.11.2 Coeficiente de Másico Atenuación:

El coeficiente de atenuación másico μ/ρ , de un material para partículas sin cargas, es el cociente de dN/N entre ρdl , donde dN/N es la fracción de partículas que experimentan interacciones al atravesar una distancia dl en un material de densidad ρ .

$$\frac{\mu}{\rho} = \frac{1}{\rho dl} \frac{dN}{N} \quad (\text{Ec. 1.11.2-1})$$

Las unidades de este coeficiente son: $[\text{m}^2/\text{Kg}]$.

1.11.3 Coeficiente Másico de Transferencia de Energía:

El coeficiente másico de transferencia de energía μ_{tr}/ρ de un material, para partículas sin carga, es el cociente de dR/R entre ρdl , donde dR/R es la fracción de energía radiante incidente que al atravesar una distancia dl en un material de densidad ρ es transformada, por las interacciones, en energía cinética de partículas cargadas, así:

$$\frac{\mu_{tr}}{\rho} = \frac{1}{\rho dl} \frac{dR}{R} \quad (\text{Ec. 1.11.3-1})$$

Cuando un fotón interactúa con un electrón, toda o parte de su energía es transferida al electrón como energía cinética. Si la energía transferida no fue completa el fotón es dispersado y debe tener una reducción de su energía. El fotón dispersado puede continuar con múltiples interacciones hasta que pierda toda su energía. La fracción de energía del fotón transferida por unidad de espesor del material absorbente es llamada coeficiente de transferencia de energía (μ_{tr}).

Muchos electrones en movimiento debido al fotón incidente pierden su energía a través de colisiones inelásticas (excitación e ionización), unos pocos pierden su energía por Bremsstrahlung a través de interacciones con el núcleo, esta radiación de frenado no es localmente absorbida. La energía absorbida es relacionada con el coeficiente de absorción de energía (μ_{en} ó μ_{ab}). El coeficiente de absorción de energía es definido como el producto del coeficiente de transferencia de energía por $(1-g)$, donde g es la fracción de energía de pérdida por procesos radiativos por las partículas cargadas secundarias.

$$\mu_{ab} = (1-g)\mu_{tr} \quad (\text{Ec. 1.11.3-2})$$

Muchas interacciones envuelven materiales de bajo número atómico, y los electrones pierden su energía mediante colisiones con mínima radiación de frenado, bajo estas condiciones el coeficiente de absorción de energía es esencialmente igual al coeficiente de transferencia de energía.

1.11.4 Poder de Frenado Másico:

El poder de frenado másico S/ρ de un material, para partículas cargadas, es el cociente de dE entre ρdl , donde dE es la energía de pérdida por las partículas cargadas al atravesar una distancia dl en un material de densidad ρ , así:

$$\frac{S}{\rho} = \frac{dE}{\rho dl} \quad (\text{Ec. 1.11.4-1})$$

La unidad del poder de frenado másico es: [J mt²/Kg].

Este puede ser dividido en dos componentes: el de colisión (energía de pérdida a través de ionización o excitación) y el radiativo (energía perdida como radiación de frenado).

1.11.5 Transferencia Lineal de Energía:

La transferencia lineal de energía LET o poder de frenado lineal electrónico restringido L_{Δ} , de un material para partículas cargadas, es el cociente de dE_{Δ} entre dl , donde dE_{Δ} es la energía perdida por las partículas cargadas debido a colisiones electrónicas al atravesar una distancia dl , menos la suma de las energías cinéticas de todos los electrones liberados con energía cinética menor a Δ , así:

$$L_{\Delta} = \frac{dE_{\Delta}}{dl} \quad (\text{Ec. 1.11.5-1})$$

1.11.6 Energía Mínima para Crear un Par Iónico en un Gas:

Es el cociente de E/N donde N es el numero medio de pares iónicos creados cuando la energía cinética inicial E de una partícula cargada se disipa completamente en un gas.

$$W = E / N \quad (\text{Ec. 1.11.6-1})$$

1.12 Magnitudes Dosimétricas:

Se ve a continuación una serie de magnitudes empleadas para caracterizar un haz de radiación así como sus efectos en un medio. Definiremos en primer lugar la dosis absorbida, que está directamente relacionada con la energía absorbida en el medio por los electrones puestos en movimiento por los fotones. Finalmente, definiremos el kerma, que hace referencia a la energía transferida por los fotones a los electrones, que son los que directamente ceden su energía al medio. El kerma es de importancia fundamental para relacionar la dosis con la fluencia. Para relacionar dosis con kerma es necesaria una condición: que exista equilibrio electrónico. El equilibrio electrónico se introduce en la siguiente sección.

La interacción de la radiación con la materia es una serie de procesos en el cual la energía es convertida y finalmente depositada en la materia. Las cantidades dosimétricas el cual describen el proceso de conversión de energía estos procesos son presentadas en dos secciones:

- Conversión de energía (Kerma y exposición).
- Depósito de energía (energía impartida y dosis).

1.12.1 Dosis Absorbida:

La dosis absorbida D , es el cociente de dE entre dm , donde dE es la energía media impartida a un material de masa dm , así:

$$D = dE / dm \quad (\text{Ec. 1.12.1-1})$$

La unidad de la dosis absorbida es J/Kg , también llamada Gray (Gy).

La energía impartida (E) por la radiación ionizante a la materia en un volumen es definida como:

$$E = R_{in} - R_{out} + \sum Q \quad (\text{Ec. 1.12.1-2})$$

Donde R_{in} es la energía de todas las partículas (cargadas y no cargadas) que entra en el volumen o incidentes, R_{out} es la energía de todas las partículas ionizantes (cargadas y no cargadas) que salen del volumen o que hay tras la interacción y $\sum Q$ es la suma de todos los cambios de la energía en reposo de los núcleos y partículas elementales.

1.12.2 Kerma (*kinetic energy released per unit mass*):

El Kerma K , es el cociente de dE_{tr} entre dm donde dE_{tr} es la suma de las energías cinéticas iniciales de todas las partículas cargadas liberadas por partículas sin carga en una masa dm de material, así:

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \quad (\text{Ec. 1.12.2-1})$$

Este puede ser descompuesto en dos componentes el kerma de colisión y el kerma radiativo:

$$K = K_{col} + K_{rad} \quad (\text{Ec. 1.12.2-2})$$

El componente de colisión deposita su energía dentro de una masa dm a través de ionización y excitación de electrones atómicos. Por otro lado, la radiación de frenado representada por el componente radiativo escapa de la masa dm . El componente colisión es generalmente mucho mayor que el componente radiativo. El kerma es igual a la dosis absorbida si el equilibrio de partículas cargadas es obtenido y la radiación de frenado es nula. La razón de dosis absorbida y kerma es denotada por β .

La unidad del kerma es joules por kilogramo (J/Kg). Un nombre especial para esta unidad es el *Gray* (Gy). La vieja unidad del kerma es el *rad* dada como:

$$1rad = 1 \times 10^{-2} J / Kg = 1cGy$$

Cuando un campo de fotones atraviesa un medio, el Kerma en un punto es directamente relacionado con la fluencia energética del fotón como:

$$K = \Psi \left(\frac{\mu_{tr}}{\rho} \right) \quad (\text{Ec. 1.12.2-3})$$

Donde Ψ es la fluencia energética y μ_{tr}/ρ es coeficiente de transferencia de energía.

A través de la ecuación que relaciona el coeficiente de transferencia de energía y el coeficiente de absorción de energía (Ec. 1.11.3-2) podemos escribir la ecuación anterior en términos del coeficiente másico de absorción:

$$K = \Psi \left(\frac{(\mu_{ab} / \rho)}{(1 - g)} \right) \quad (\text{Ec. 1.12.2-4})$$

A partir de la ecuación que relaciona el la fluencia con la fluencia energética (pág. 46), el Kerma puede ser expresado en términos de la fluencia del fotón como:

$$K = \Phi \left[E \left(\frac{\mu_{tr}}{\rho} \right) \right] \quad (\text{Ec. 1.12.2-5})$$

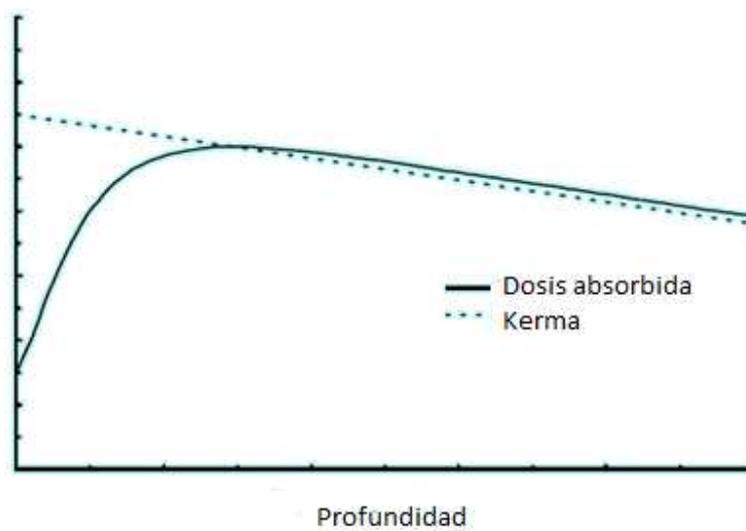
Donde el termino entre corchetes se llama factor de Kerma y E es la energía de la radiación ionizante sin carga.

1.12.3 Relación entre el Kerma y la Dosis Absorbida:

Cuando un campo de fotones viaja a través de un medio, la ionización inicial de los átomos ocurre en la superficie. Su energía es directamente transferida a los electrones atómicos y entonces el kerma tiene un máximo valor en la superficie. Al seguir atravesando el

medio la fluencia decrece como resultado de la atenuación y entonces el kerma decrece como una función de la profundidad, ver Grafica 1.12.3-1.

Por otro lado, la dosis absorbida es inicialmente baja en la superficie e incrementa a un máximo y luego decrece como una función de la profundidad. La región entre la superficie y el máximo de dosis se llama región de build-up. El máximo de dosis o el pico de la curva de dosis en profundidad se conoce como punto de equilibrio. La región por debajo del máximo de dosis es llamada región trasciente equilibrio electrónico. El completo equilibrio electrónico solo existe cuando el número de electrones parados son iguales al número de electrones en movimiento en ese volumen.



Grafica 1.12.3-1: Grafico que relaciona la Dosis Absorbida y el Kerma.

1.12.4 Equilibrio Electrónico:

Las partículas cargadas en equilibrio (CPE) también conocido como equilibrio electrónico, se dice que existe en un volumen V en un medio irradiado si cada partícula cargada de un tipo y energía dado que sale del volumen es reemplazada por otra partícula de la misma energía que entre en el volumen.

Aun cuando la dosis absorbida en el medio es concerniente al valor de la energía impartida a un volumen, y el kerma es la energía transferida a las partículas cargadas que están en ese volumen, en la figura 1.12.4-1 se ilustra el concepto de equilibrio electrónico. Si la dosis de energía neta es denotada por E_{tr} , la energía impartida a la lámina es E , la energía neta que sale de la lámina es E_{out} y la energía entrando a la lámina es E_{in} , la ecuación para la energía impartida queda:

$$E = E_{tr} - E_{out} + E_{in} \quad (\text{Ec. 1.12.4-1})$$

Ahora si los electrones que salen de la lámina son reemplazados por un electrón idéntico que entra esto se puede escribir como:

$$E_{out} = E_{in} \quad (\text{Ec. 1.12.4-2})$$

Entonces:

$$E = E_{tr} \quad (\text{Ec. 1.12.4-3})$$

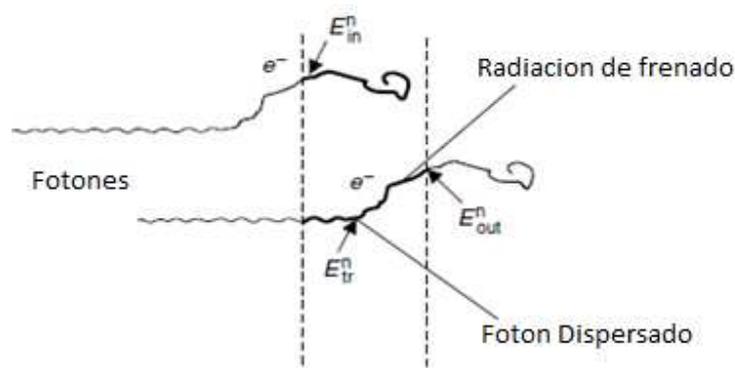


Figura 1.12.4-1: Esquema del equilibrio electrónico.

En condiciones de equilibrio y dividiendo la ecuación anterior entre la masa la dosis absorbida viene dada por:

$$D = K (1 - g) = \Phi \left[E \left(\frac{\mu_{tr}}{\rho} \right) \right] = K_{col} \quad (\text{Ec. 1.12.4-4})$$

La dosis usando la ecuación anterior es llamada kerma de colisión $K_{col} = D$.

1.12.5 Exposición:

La exposición X es el valor absoluto de la carga total de los iones de un signo producidos en el aire cuando todos los iones liberados o creados por fotones son completamente detenidos en él.

$$X = dQ / dm \quad (\text{Ec. 1.12.5-1})$$

Unidades: (C/Kg) ($1R = 2.58 \cdot 10^{-4} C / Kg$)

1.12.6 Relación entre Dosis Absorbida y exposición:

La dosis en el aire bajo la condición de equilibrio esta dada como:

$$D_{air} = X (W/e) \quad (\text{Ec.1.12.6-1})$$

Donde X es la exposición y (W/e) es la energía para producir un par iónico, para el caso del aire $(W/e) = 33,97 J/C$.

Si multiplicamos el valor de un Roentgen por el valor de (W/e) en aire tendremos un valor que representa la conversión de Roentgen a cGy, es decir de exposición a dosis absorbida.

$$D_{air} = 2.58 \times 10^{-4} C / Kg * 33.97 J / Kg = 8.76 \times 10^{-3} J / Kg$$

$$D_{air} = 0.876 cGy$$

$$1R = 0.876 cGy$$

$$D_{air} (cGy) = 0.876 X (R) \quad (\text{Ec. 1.12.6-2})$$

Donde X es la exposición en Roentgen. Este valor de 0.876 representa la conversión de roentgen (R) a cGy para el aire.

De la ecuación que relaciona el K_{col} con la dosis absorbida (Ec. 1.12.4-4) y de la que relaciona el K con el coeficiente de absorción (Ec. 1.12.2-4), tenemos:

$$D = \Psi \left(\frac{\mu_{ab}}{\rho} \right) \quad (\text{Ec. 1.12.6-3})$$

Luego la dosis en aire relativa a la dosis de un medio es dado por:

$$\frac{D_{med}}{D_{air}} = \left(\frac{(\mu_{ab}/\rho)_{med}}{(\mu_{ab}/\rho)_{air}} \right) \times A \quad (\text{Ec. 1.12.6-4})$$

Donde A es llamado factor de transmisión, el cual es igual a la razón de la fluencia energética en un punto de interés (Ψ_{med} / Ψ_{air}). Esta ecuación convierte la dosis en el aire en dosis en cualquier medio. Despejando D_{med} y sustituyendo la ecuación que relaciona la dosis absorbida con la exposición (Ec.1.12.6-2) dentro de la ecuación anterior, tenemos:

$$D_{med} = \left[0.876 \left(\frac{(\mu_{ab}/\rho)_{med}}{(\mu_{ab}/\rho)_{air}} \right) \right] \times A \times X(R) \quad (\text{Ec. 1.12.6-5})$$

Donde la exposición está en roentgen (R). La expresión dentro de los corchetes es llamada factor f_{med} que convierte la dosis en aire en dosis en cualquier medio. El factor de transmisión A para el cobalto 60 (^{60}Co) es 0,99 y para campos de fotones de alta energía es 1. La ecuación anterior se puede escribir así:

$$D_{med} = f_{med} X(R) \quad (\text{Ec. 1.12.6-6})$$

La determinación de la dosis absorbida basada en la medida de la exposición es a través del uso de la ecuación anterior el cual es valido bajo la condición de equilibrio electrónico.

Asumiendo que la cámara es expuesta a un campo de fotones y la medida obtenida es M después de aplicar los factores de corrección correspondientes (magnitudes de influencia), la exposición es dada por:

$$X = MN_x \quad (\text{Ec. 1.12.6-7})$$

Donde N_x es el factor de calibración de exposición para una cámara específica y una calidad de campo específico.

Juntando las dos ecuaciones anteriores la dosis absorbida en el medio viene determinada por:

$$D_{med} = MN_x f_{med} \quad (\text{Ec. 1.12.6-8})$$

1.12.7 Factor f_{med} :

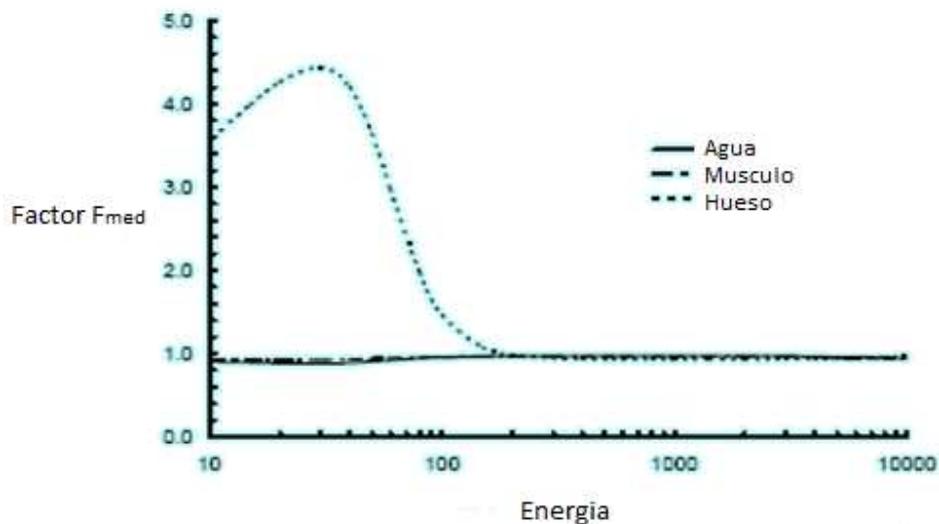
Según la ecuación anterior la razón de la dosis en dos diferentes materiales es básicamente igual a la razón de sus coeficientes másicos de absorción de energía. El coeficiente másico de absorción de energía es diferente para los distintos materiales para una energía de fotón dada. El factor f_{med} viene dado por:

$$f_{med} = 0.876 \frac{(\mu_{ab}/\rho)_{med}}{(\mu_{ab}/\rho)_{air}} \quad (\text{Ec. 1.12.7-1})$$

Donde el factor f_{med} es expresado en cGy/R o rad/R. las unidades del factor f_{med} implican que este es un factor de conversión de exposición a dosis y viceversa:

$$D_{med} = f_{med} \times X \quad (\text{Ec. 1.12.7-2})$$

Además de depender de la energía, este factor también depende de la composición del medio. Para números atómicos Z , cercanos al del aire como el agua y el músculo, el factor f_{med} varía muy poco para energías del fotón desde 10KeV a 10MeV. Pero para números atómicos altos, el rango del factor f_{med} es grande. La variación es significativa para bajas energías con una rápida subida de 4.24 a los 30KeV para caer a 1 a 1.75keV. Este valor del pico y la rápida caída de este factor es debido al efecto fotoeléctrico, el cual es proporcional a Z^3 y a $1/E^3$ donde E es la energía del fotón incidente. Para altas energías, el efecto Compton es la interacción dominante y entonces el factor f_{med} es aproximadamente el mismo para todos los materiales. Como el efecto Compton envuelven electrones, el factor f_{med} varia con el número de electrones por gramo. Como el número de electrones por gramo es un poco menor que en el aire, agua o músculo, el factor f_{med} para el hueso es un poco menor que para otros materiales en energías de megavoltaje, por ejemplo para un campo de cobalto-60 este factor para el hueso vale 0.928 y para musculo 0.963. El siguiente gráfico muestra el factor f_{med} como una función de la energía.



Gráfica 1.12.7-1: Factor f_{med} como una función de la energía para diferentes materiales.

1.13 Teoría de Cavidades de Bragg-Gray.

La determinación de la dosis basada en la medida de la exposición tiene grandes limitaciones. La limitación mas obvia es que la exposición es solo definida para la radiación de rayos X y rayos γ . Además, la exposición solo está definida para fotones con energía menores de 3MeV. La transformación de la exposición a dosis absorbida es solo valida para la condición de equilibrio electrónico.

Estas restricciones pueden ser removidas usando la teoría de cavidades de Bragg-Gray que relaciona la ionización producida en una cavidad de aire colocada dentro de un medio a la energía absorbida alrededor del medio.

La teoría de Bragg-Gray asume que la cavidad de la cámara de ionización actúa como un hoyo un fantoma uniforme como se ilustra en la figura 1.13-1.

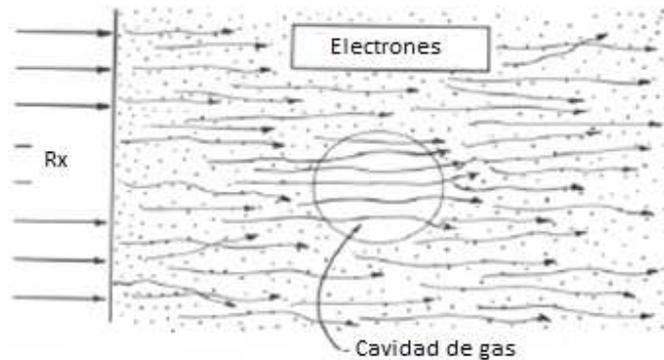


Figura 1.13-1: Cavidad de Bragg-Gray en un medio con electrones viajando.

La cavidad debe ser suficientemente pequeña para que su presencia no perturbe el número o energía de los electrones primarios y secundarios que atraviesan la cavidad. La dosis absorbida en la cavidad es dada por:

$$D_{gas} = J_{gas} (W/e) \quad (\text{Ec. 1.13-1})$$

Donde J_{gas} es la colección de cargas por unidad de masa en el gas y (W/e) es la energía necesaria para producir un par iónico en el gas. Si el gas es aire el valor de (W/e) es 33,97 J/Kg. Como la cavidad es pequeña esta no afecta la fluencia de electrones, el gas en la cavidad debe tener la misma fluencia de electrones que en el medio.

Como la dosis relativa en el medio y el gas se relacionan con la razón de coeficientes másico de poder de frenado de colisión también conocido como transferencia lineal de energía (el cual se refiere a la tasa de energía perdida en colisiones por unidad de longitud donde la energía es localmente absorbida), tenemos:

$$\frac{D_{med}}{D_{Dgas}} = \left(\frac{S}{P} \right)_{gas}^{med} \quad (\text{Ec. 1.13-2})$$

Combinando las dos relaciones anteriores tenemos:

$$D_{med} = J_{gas} \left(\frac{W}{e} \right) \left(\frac{S}{P} \right)_{gas}^{med} \quad (\text{Ec. 1.13-3})$$

El cuál es la relación de Bragg-Gray que relaciona la dosis en el gas de la cavidad con la dosis en el medio.

Al colocar la cámara en un medio esta perturba el medio por lo que se tiene que multiplicar la relación anterior por los factores de perturbación (P_U):

$$D_{med} = J_{gas} \left(\frac{W}{e} \right) \left(\frac{S}{P} \right)_{gas}^{med} P_U \quad (\text{Ec. 1.13-4})$$

El material de la pared de la cámara de ionización es típicamente hecho de un material equivalente al aire. Aun cuando las medidas son típicamente hechas en agua. Esta perturbación es dada por la razón del coeficiente másico de absorción. Entonces la ecuación anterior se transforma en:

$$D_{med} = \left(\frac{W}{e} \right) \left[J_{gas} \left(\frac{S}{P} \right)_{gas}^{med} \left(\frac{\mu_{ab}}{\rho} \right)_{wall}^{air} P_U \right] \quad (\text{Ec. 1.13-5})$$

Como: $K_{col} = K_{air}(1-g) = D_{air}$, despejando K_{air} y sustituyendo D_{air} se obtiene:

$$K_{air} = \left(\frac{1}{1-g} \right) \left(\frac{W}{e} \right) X \quad (\text{Ec. 1.13-6})$$

De donde se obtiene finalmente que:

$$K_{air,c} = \left(\frac{1}{1-g} \right) \left(\frac{W_c}{e} \right) \left[J_{air} \left(\left(\frac{S}{P} \right)_{air}^{med} \left(\frac{\mu_{ab}}{\rho} \right)_{wall}^{air} \right)_c P_U \right] \quad (\text{Ec. 1.13-7})$$

Donde el término entre corchetes es la exposición para una cierta calidad del campo c , (X_c), de donde se obtiene que:

$$N_x = X_c / M \quad (\text{Ec. 1.13-8})$$

Y como $D = K (1-g)$ tenemos que:

$$N_K = K_{air,C} / M \quad (\text{Ec. 1.13-9})$$

1.14 Calibración de un campo de Fotones

Antes del uso clínico, la salida de un campo de fotones producida por un equipo de radioterapia externa debe ser calibrada. La salida para un equipo de radioterapia es usualmente relacionada como la tasa de dosis para un punto P a una profundidad de referencia Z_{ref} en un fantoma de agua a una distancia fuente-superficie nominal o a una distancia fuente-isocentro (SSD_N o SAD) y un tamaño de campo de referencia (usualmente $10 * 10\text{cm}^2$).

La dosimetría de la radiación se refiere a la determinación por medida y/o calculo de la dosis absorbida o alguna cantidad física relevante, como el kerma en aire, fluencia dosis equivalente, etc. en un punto de interés en un medio dado.

Un dosímetro de radiación es definido como cualquier dispositivo que es capaz de dar una lectura M que es una medida de la dosis depositada en el volumen sensible por la radiación ionizante.

1.14.1 Corrección de la señal del dosímetro por las magnitudes de influencia.

Para cada cámara de ionización, las condiciones de referencia son descritas por varias cantidades de influencia para el cual el coeficiente de calibración de la cámara es valido sin futuras correcciones. Las magnitudes de influencia son definidas como las cantidades que no

son el objeto de la medición, pero que tienen influencia en la magnitud a ser medida. Ejemplos de las magnitudes de influencia son: la temperatura del medio ambiente, la presión, la humedad, el voltaje y polaridad aplicada a la cámara.

1.14.1.1 Factor de Corrección por Efecto de la Presión y Temperatura.

La masa de aire contenida en el volumen sensible de la cámara es igual a $\rho_{air}V_{eff}$ donde ρ_{air} es la densidad del aire y V_{eff} es el volumen sensible de la cámara de ionización. La mayoría de las cámaras de ionización son abiertas al medio ambiente, entonces la densidad del aire es una función de la presión atmosférica, la temperatura y la humedad.

En el campo de radiación de uso clínico, el factor de corrección por presión y temperatura K_{PT} es dado por:

$$K_{PT} = \frac{(273.2 + T)P_o}{(273.2 + T_o)P} \quad (\text{Ec. 1.14.1.1-1})$$

Este factor es aplicado para convertir la señal medida a las condiciones de referencia usadas para la calibración de la cámara. En la ecuación anterior P y T (en °C) son la presión y la temperatura de la cámara respectivamente, al momento de la medición, mientras P_o y T_o (en °C) son la presión y temperatura usadas en el laboratorio de calibración.

1.14.1.2 Factor de corrección por efecto de la polaridad de la cámara.

Bajo condiciones idénticas de irradiación, el uso de potenciales de polarización de polaridad opuesta en una cámara de ionización puede dar diferentes lecturas, un fenómeno conocido efecto de polaridad.

Cuando una cámara es usada en un campo que produce un efecto de polaridad, la verdadera lectura es tomada como el promedio del valor absoluto de las lecturas tomadas con las dos polaridades.

El factor de corrección de la polaridad K_{POL} es dado por la siguiente relación:

$$K_{POL} = \frac{|M_+| + |M_-|}{2M} \quad (\text{Ec. 1.14.1.2-1})$$

Donde M_+ y M_- son las lecturas de la cámara obtenidas bajo condiciones idénticas de irradiación en la polaridad positiva y negativa, respectivamente, y M es la señal obtenida en la polaridad de uso rutinario (positiva o negativa).

1.14.1.3 Factor de corrección por la recombinación:

La respuesta de una cámara de ionización dada depende no solo de la dosis de radiación, tasa de dosis y polaridad de la cámara, esta también depende del voltaje aplicado a dicha cámara. Las cargas producidas en la cámara por la radiación puede diferir de las cargas que se recolectan (cargas perdidas o exceso de cargas).

Las cargas perdidas en una cámara de ionización son causadas por la recombinación iónica, las cargas en exceso es debida a la multiplicación de las cargas. Ambas la recombinación de cargas y multiplicación de cargas son influenciadas por el potencial aplicado a la cámara de ionización.

Para campos de radiación pulsada, el factor de corrección por la recombinación K_{SAT} es determinado por:

$$K_{SAT} = a_o + a_1 \left(\frac{M_1}{M_2} \right) + a_3 \left(\frac{M_1}{M_2} \right)^2 \quad (\text{Ec. 1.14.1.3-1})$$

Donde a_i son constantes tabuladas para campos pulsados en el TRS-398 y se dará su valor en el capítulo III.

1.14.2 Determinación de la dosis absorbida usando una cámara de ionización calibrada.

Por razones prácticas, la salida de un campo de fotones son usualmente medidas con una cámara de ionización que tienen un coeficiente de calibración dado por un laboratorio de calibración. Los protocolos dosimétricos son provistos de un formalismo y de datos que relacionan la calibración de la cámara a la medida de la dosis absorbida en agua bajo condiciones de referencia en campos clínicos. Dos tipos de protocolos existen:

- Protocolos basados en el coeficiente de calibración de kerma en aire en aire.
- Protocolos de calibración basados en el coeficiente de calibración de dosis absorbida en agua.

Conceptualmente, ambos tipos de protocolos son similares y están basados en varios pasos para la determinación de la dosis absorbida o tasa de dosis a partir de la medición de cargas o corriente, respectivamente, con una cámara de ionización. El primer paso es la determinación de la señal M_Q corregida por las magnitudes de influencia. Solo se hará referencia al protocolo usado en el presente trabajo el cual es el protocolo de calibración basado en el coeficiente de calibración de dosis absorbida en agua.

1.14.2.1 Protocolo basado en el coeficiente de calibración de dosis absorbida en agua.

Todos los protocolos dosimétricos determinan la dosis absorbida en agua, entonces es lógico tener un coeficiente de calibración de la cámara en términos de esta cantidad.

La dosis absorbida en agua D_{w,Q_0} a una profundidad de referencia Z_{ref} en agua para una calidad de campo de referencia Q_0 y en ausencia de la cámara esa directamente dado por:

$$D_{w,Q_0} = M_{Q_0} N_{D,w,Q_0} \quad (\text{Ec. 1.14.2.1-1})$$

Donde M_{Q_0} es la lectura de la cámara corregida bajo las condiciones de referencia usadas en el laboratorio de calibración y N_{D,w,Q_0} es el coeficiente de calibración en términos de dosis absorbida en agua de una cámara obtenido en los laboratorios de calibración.

Cuando una cámara de ionización es usada en un campo de calidad Q que difiere del campo de calidad Q_0 usado en la calibración, la dosis absorbida en agua viene dado por:

$$D_{w,Q} = M_{Q_0} N_{D,w,Q_0} K_{Q,Q_0} \quad (\text{Ec. 1.14.2.1-2})$$

Donde el factor K_{Q,Q_0} corrige la diferencia entre el campo de referencia de calidad Q_0 y el campo del usuario de calidad Q (debido a las diferencias de los espectros energéticos del haz de radiación).

El factor de corrección por la calidad del campo K_{Q,Q_0} es definido como la razón de los coeficientes de calibración en términos del dosis absorbida en agua para las dos calidades del campo Q y Q_0 :

$$K_{Q,Q_0} = \frac{N_{D,w,Q}}{N_{D,w,Q_0}} \quad (\text{Ec. 1.14.2.1-3})$$

Comúnmente la calidad de referencia Q_0 usada para la calibración de la cámara de ionización es la radiación gamma de cobalto-60, y el símbolo usado es K_{Q,c_0} y la abreviación K_Q es comúnmente usada.

Un resumen esquemático de los pasos que envuelve en los dos protocolos de calibración se muestra a continuación:

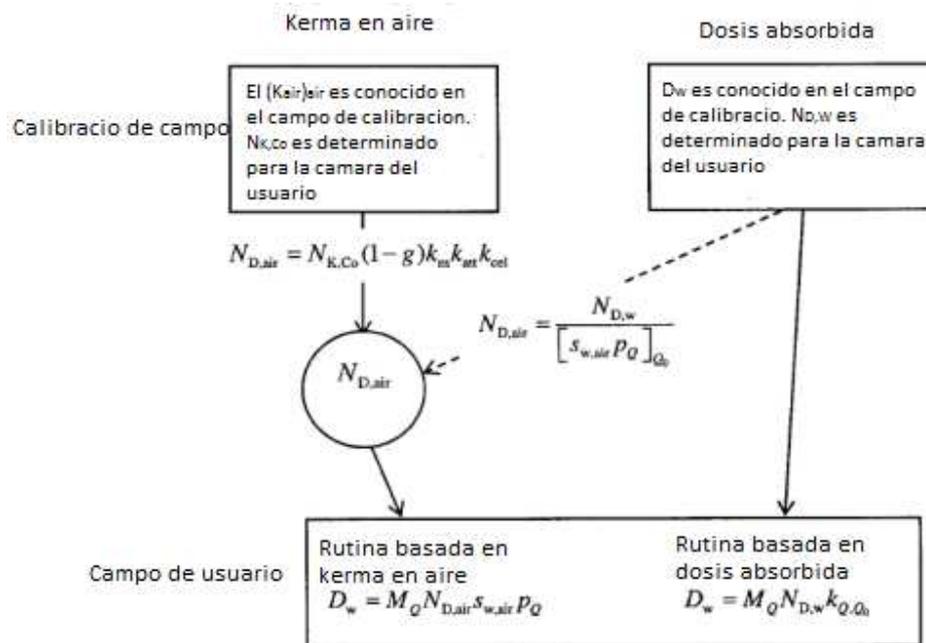


Figura 1.14.2.1-1: Diagrama esquemático de los pasos de los dos protocolos dosimétricos: en la derecha protocolo basado en kerma en aire en aire a la izquierda protocolo basado en dosis absorbida en agua

La fluencia de electrones en el volumen sensible de un detector debe ser idéntica a la fluencia de electrones en un punto de interés sin presencia del detector. Esto solo sería posible si el detector fuera una pequeña burbuja de aire.

Para campos de fotones de megavoltaje la condición de Bragg-Gray es satisfecha para tamaños de cavidades de aire encontrados en cámaras de ionización, el rango en aire de los electrones secundarios generados en campos de fotones de megavoltaje es mucho más grande que la dimensiones de la cavidad. Aun cuando una cámara de ionización no es solo una pequeña burbuja de aire. La pared de la cámara, en general, no es de un material equivalente con el medio. Esta pared es hecha generalmente de grafito, mientras el medio es agua. Para cámaras cilíndricas el electrodo central es comúnmente hecho de aluminio. Todas estas características pueden introducir desviaciones de la teoría de Bragg-Gray.

Estas desviaciones son generalmente reparadas con la introducción de uno o más factores de perturbación dentro de la expresión de dosis absorbida, por ejemplo el factor P_Q en la figura.

1.14.3 Especificaciones de la calidad del campo de mega voltaje.

En campos de fotones de megavoltaje, la capa hemireductora varia poco con la energía del campo haciendo estas insuficientes para la especificación de estos campos. Otros indicadores fueron desarrollados:

- La energía del campo de electrones chocando contra el target (potencial acelerador nominal *NAP*).
- Atenuación del campo de radiación cuando el campo penetra dentro de un medio.

Viejos protocolos dosimétricos están basados en el potencial acelerador nominal, mientras recientes protocolos están basados en cantidades que relacionan la penetración del campo dentro del agua, como son la razón tejido-fantoma (*TPR*) o el porcentaje de dosis en profundidad (*PDD*).

El $TPR_{20,10}$ es definido como la razón de dosis sobre el eje central del campo a una profundidad de 20cm y 10cm en agua obtenido para una distancia fuente-superficie de 100cm y un tamaño de campo de $10 * 10\text{cm}^2$. El $TPR_{20,10}$ es la medida del coeficiente de atenuación efectivo que describe el decrecimiento aproximadamente exponencial de la curva de dosis en profundidad por debajo del punto de máxima dosis.

El $TPR_{20,10}$ puede ser relacionado a la medida del $PDD_{20,10}$ usando la siguiente ecuación:

$$TPR_{20,10} = 1.2661PDD_{20,10} - 0.0595 \quad (\text{Ec. 1.14.3-1})$$

Donde el $PDD_{20,10}$ es la razón de los porcentajes de dosis en profundidad a 20cm y 10cm para un campo de $10 \times 10\text{cm}^2$ definido en la superficie del fantoma a una distancia fuente-superficie de 100cm.

1.14.4 Calibración de un campo de fotones de megavoltaje basados en el coeficiente de calibración $N_{D,w,Co}$.

- Una cámara de ionización cilíndrica es usada a una profundidad Z en un fantoma de agua (típicamente Z es igual a 10cm).
- La calibración es basada en dosis absorbida en agua con un factor de calibración de la cámara $N_{D,w}$ obtenido en el laboratorio de calibración con la cámara irradiada en un campo de cobalto-60 a una profundidad de referencia en un fantoma.
- La dosis absorbida en agua $D_{W,Co}$ a una profundidad dada en un fantoma en un campo de cobalto-60 en ausencia de la cámara es dada por:

$$D_{W,Co} = M_{Co} N_{D,w,Co} \quad (\text{Ec. 1.14.4-1})$$

Donde M_{Co} es la señal de la cámara (carga o corriente) corregida por las magnitudes de influencia.

- Cuando la cámara es usada en un campo de calidad Q diferente al del cobalto-60, la dosis absorbida viene dada por:

$$D_{W,C} = M_C N_{D,w,Co} K_{Q,Co} \quad (\text{Ec. 1.14.4-2})$$

- La calidad de un campo de fotones es especificada por la razón del tejido-fantoma ($TPR_{20,10}(Q)$) o con el porcentaje de dosis en profundidad ($PDD_{(10,10 \times 10,SSD,Q)}$).

CAPITULO II

Materiales y Métodos

2.1 Materiales.

En la verificación del sistema de planificación se utilizaran los siguientes equipos:

Equipo emisor de radiación:

- Acelerador Lineal marca Elekta, tipo Presice Treatment, serial N° 151149.

Equipos utilizados para la adquisición de la data:

- Electrómetro marca PTW, modelo Unidos E.
- Una cámara de ionización, empresa Scanditronix-Wellhöfer, modelo FC65-G, volumen activo de 0,65cc.
- Un Sistema de Planificación de Tratamiento (TPS) marca Precise PLAN.
- Fantoma 3D, empresa Scanditronix-Wellhöfer, marca Blue-Phantom 3D.
- Un barómetro, empresa luff, precision 0.1mBar.
- Un termómetro, empresa luff, presicion 0.01°C.
- Nivel de precisión digital.
- Cinta adhesiva.

El acelerador está conectado a una estación de trabajo (Workstation), al cual le son enviados directamente los parámetros de irradiación de la dosimetría clínica desde el sistema de planificación.

2.2 Procedimiento para la recolección de datos.

2.2.1 Control de calidad del haz de radiación del acelerador lineal.

El primer paso consistió en la verificación de la dosis absorbida en condiciones de referencia, en este caso la dosis absorbida fue determinada para un haz de fotones de 6MV. Examinándose en primera instancia las siguientes pruebas mecánicas:

- Verificación que el colimador se encuentre en 0°.
- Verificación que el Brazo o Gantry se encuentre en 0°.
- Verificación que la distancia fuente de superficie sea 100cm.
- Verificación que se está definiendo un Campo de 10x10cm².

Se establece los métodos que se seguirán para la determinación de la dosis absorbida en agua que corresponde con las pruebas dosimétricas. Esto es:

Primero determinamos las magnitudes de influencia:

Se toman tres medidas con la polarización usada normalmente con la cámara de ionización, luego se cambia la polaridad de la tensión y se toman tres (3) medidas más, todas estas medidas son corregidas por presión y temperatura (K_{PT}), para poder calcular el K_{Pol} con la siguiente ecuación:

$$K_{Pol} = \frac{|M_+| + |M_-|}{2M} \quad (\text{Ec. 2.2.1-1})$$

Donde M_+ y M_- son las lecturas de la cámara obtenidas bajo condiciones idénticas de irradiación en la polaridad positiva y negativa, respectivamente, y M es la señal obtenida en la polaridad de uso rutinario (positiva para nuestro caso).

Ahora se reduce el voltaje de alimentación de la cámara a la mitad, se procede a tomar tres (3) medidas, corregidas por presión y temperatura (K_{PT}), para luego calcular el K_{sat} mediante la siguiente ecuación:

$$K_{SAT} = a_o + a_1 \left(\frac{M_1}{M_2} \right) + a_3 \left(\frac{M_1}{M_2} \right)^2 \quad (\text{Ec. 2.2.1-2})$$

Donde a_i son constantes tabuladas para campos pulsados en el TRS-398 y sus valores están en la tabla 3.4 del capítulo 3.

Ahora se toman las lecturas de cargas a dos profundidades: 20cm y 10cm. Para ello se utilizará la cámara de ionización, el electrómetro, el termómetro, el barómetro y el maniquí. Estableciendo a su vez las condiciones de referencia: DFS de 100cm (superficie se refiere al agua del maniquí), campo 10x10cm², etc.

Determinación del $TPR_{20,10}$: El $TPR_{20,10}$ se obtiene de la razón de las lecturas dadas por el electrómetro a 20cm y 10cm de profundidad. Fueron realizadas tres (3) medidas para así hallar su promedio, determinando a su vez la desviación estándar de las mediciones. La fórmula para el cálculo del TPR es la siguiente:

$$TPR_{20,10} = 1.2661 \cdot PDD_{20,10} - 0.0595 \quad (\text{Ec. 2.2.1-3})$$

Donde $PDD_{20,10}$, es el cociente entre el promedio de las medidas a 20cm y 10cm respectivamente.

Seguidamente se procede a calcular el factor denominado K_Q , según TRS 398, para la cámara Farmer que se está utilizando, tenemos los siguientes valores de K_Q en función del $TPR_{20,10}$ y de la cámara de ionización.

$TPR_{20,10}$	0.50	0.53	0.56	0.59	0.62	0.68	0.70	0.72	0.74	0.76	0.78	0.80	0.82	0.84
K_{Q,Q_0}	1.003	1.002	1.001	0.999	0.998	0.995	0.993	0.990	0.986	0.981	0.976	0.968	0.960	0.952

Tabla 2.2.1-1: Valores del $TPR_{20,10}$ para la cámara de ionización utilizada para tomar las medidas.

De donde, dependiendo del TPR hallado, por interpolación, podemos obtener el factor K_Q , correspondiente a la cámara de ionización utilizada.

Y finalmente para la Determinación de la Dosis Absorbida en agua bajo condiciones de Referencia $D_{w,Q}$: se realizará tres (3) lecturas de cargas en nanoCoulomb (nC), registrando los valores de temperatura inicial y temperatura final, también la presión inicial y la presión final, para así obtener la corrección por presión y temperatura con la siguiente ecuación:

$$K_{PT} = \frac{(273.15 * T)}{(293.15 * T_o)} \left(\frac{P_o}{P} \right) \quad (\text{Ec. 2.2.1-4})$$

Donde P y T son la presión y temperatura para cada medida realizada.

Y entonces la dosis a 10cm será:

$$D_{wQ(z_{ref})} = \bar{M} * N_{D,w,Q} * K_{PT} * K_{Pol} * K_S * K_Q \quad (\text{Ec. 2.2.1-5})$$

Finalmente para obtener el valor de la dosis en el punto de máxima dosis (d_{max}) se debe dividir el valor anterior entre el PDD a 10cm de profundidad:

$$D_{w,Q(z_{max})} = \frac{D_{wQ(z_{ref})}}{PDD_{(10cm)}} = \frac{\bar{M} * N_{D,w,Q} * K_{PT} * K_{Pol} * K_S * K_Q}{PDD_{(10cm)}} \quad (\text{Ec. 2.2.1-6})$$

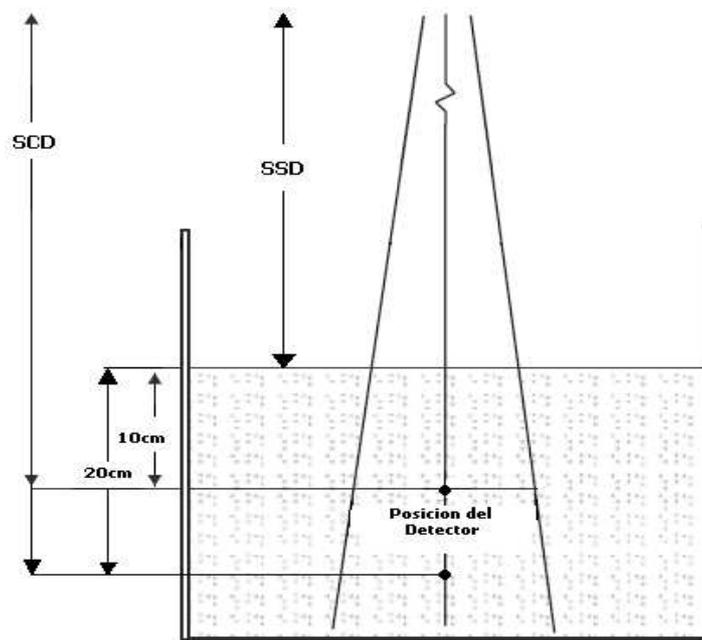


Figura 2.2.1-1: Control de calidad del haz de radiación del acelerador lineal.

2.2.2 Descripción de pruebas realizadas al sistema de planificación:

Con el fin de facilitar el análisis de los resultados, se utilizara el método para caracterizar y analizar las diferencias entre los haces medidos y calculados, propuesto por el TG 53. Dicho método propone la separación del haz en diferentes regiones:

- Región interior del haz o zona central de dosis elevada y bajo gradiente de dosis.
- Región de penumbra o zona de alto gradiente de dosis (0.5cm a cada lado del límite del campo).
- Región exterior o zona de baja dosis y bajo gradiente de dosis (zona exterior a la de penumbra).
- Región de Build-up (comprende desde la superficie hasta el punto de máxima dosis, tanto en la región interior como en la exterior).
- El eje central
- Punto de especificación de la dosis (punto de normalización).

Se debe aclarar que las medidas realizadas solo se hicieron en la región interior de haz de radiación.

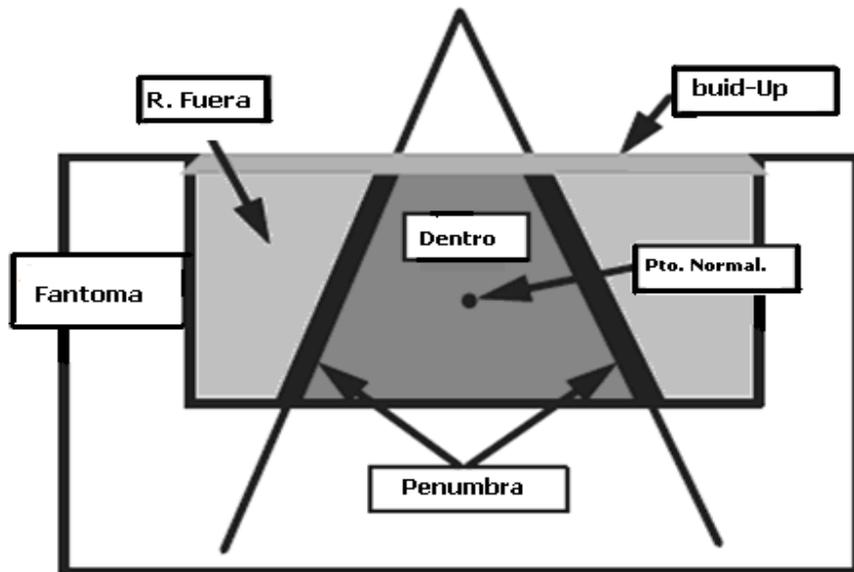


Figura 2.2.2-1: Regiones de interés para un campo de fotones.

Las medidas se realizaron en un maniquí de agua homogéneo con un detector de volumen pequeño. Para realizar estas medidas se utilizó un electrómetro Scanditronix y para la determinación de las medidas de dosis absoluta en un punto se utilizaron cámaras de ionización de 0.65cc.

2.2.3 Tolerancia en el cálculo de la dosis.

Se tiene que tomar en cuenta las siguientes consideraciones:

- Hay diferencias entre las mediciones y cálculos.
- Estas diferencias dependen de la ubicación dentro del campo y en la geometría paciente.
- No se puede hacer simples declaraciones sobre los criterios de aceptabilidad (tolerancia). Es bien reconocido que la precisión de los cálculos de dosis depende del algoritmo de cálculo de TPS, la región dentro del campo (Fig. 2.2.2-1) y

la región dentro del paciente. Por lo tanto, se deben analizar las desviaciones (y establecer tolerancias) que comprenden este proceso en mente.

La desviación entre los resultados del cálculo y las medidas se puede expresar como un porcentaje de la dosis medida mediante la siguiente ecuación:

$$\delta = 100 \left(\frac{D_{cal} - D_{Medida}}{D_{Medida}} \right) \quad (\text{Ec. 2.2.3-1})$$

Dónde:

δ es la desviación en porcentaje.

D_{cal} es la dosis calculada en el TPS en un punto en el fantoma.

D_{Medida} es la dosis medida en el mismo punto en el fantoma.

Situación	Dosis Absoluta					
	Punto de Normalización (%)	Eje central (%)	Dentro del Campo (%)	Penumbra (%)	Fuera de Campo (%)	Región de Buildup (%)
Campo Cuadrado	0.5	1	1.5	2	2	20
Campo Rectangular	0.5	1.5	2	2	2	20
Campo Asimétrico	1	2	3	2	3	20
Campo Bloqueado	1	2	3	2	5	50
Campo con MLC	1	2	3	3	5	20
Campo con Cuña	2	2	5	3	5	50
Variación de SSD	1	1	1.5	2	2	40

Tabla 2.2.3-1: Tolerancias para las distintas situaciones.

2.2.4 Procedimiento para la realización de las pruebas dosimétricas en un maniquí de agua.

Para llevar a cabo las medidas se procedió de la siguiente manera:

- Verificación que el colimador se encuentre en 0°.
- Verificación que el brazo o gantry se encuentre en 0°.
- Se posiciono el maniquí de agua alineado con el retículo del acelerador y nivelado.
- Verificación que la distancia fuente de superficie sea 100cm u otra dependiendo de la prueba a realizar, sobre la superficie del agua.
- Centrar visualmente la cámara con el retículo del campo de luz y hacer coincidir el centro de la misma con la superficie del agua.
- Se sumerge la cámara de ionización a las profundidades y posiciones determinadas para cada prueba propuesta.
- Para cada tamaño de campo y profundidad se realizaron tres medidas con 100UM para obtener su promedio corrigiéndolas por presión y temperatura, para luego obtener la dosis en dichas profundidades.
- Se compara las dosis medidas con las dosis calculadas por el sistema de planificación y se calcula la diferencia entre ellas.

2.2.4.1 Dosis absoluta sobre el eje central en medios homogéneos.

Las pruebas realizadas para medir dosis absorbida en un punto en medios homogéneos se dan en la siguiente tabla.

Tipo de Prueba	Dimensiones (cm x cm)
Cuadrados	6x6, 7x7, 10x10, 20x20, 30x30, 40x40
Rectangulares	5x30, 7x20, 10x20, 20x7, 30x5
Asimétricos	2_20x10, 3_12x10, 12_5x10, 10x2_20, 10x3_12, 10x12_5
Con Cuñas	6x6, 10x10, 17x11, 20x20

Tabla 2.2.4.1-1: Pruebas realizadas para medir y calcular la dosis sobre el eje central en medios homogéneos.

La notación empleada para los campos asimétricos en el presente trabajo, es una extensión de la empleada habitualmente para los campos simétricos X x Y, que consiste en la división de los tamaños de campo en sus componentes mediante la utilización del signo "_". De esta forma el campo 10 x 2_20 indica: X=10 cm (X1=15 cm, X2=15 cm), Y1=2cm y Y2=20 cm.

Las verificaciones se han efectuado en tres profundidades 5, 10 y 15cm, estas verificaciones se han realizado para técnica distancia fuente superficie (SSD=100cm).

2.2.4.2 Dosis absoluta en medios homogéneos al variar la distancia fuente superficie.

Las pruebas realizadas para medir dosis absorbida en un punto en medios homogéneos para una distancia fuente superficie diferente a 100cm se dan en la siguiente tabla.

Tipo de Prueba	Dimensiones (cm x cm)
Cuadrados	10x10, 20x20
Con Cuñas	10x10, 20x20

Tabla 2.2.4.2-1: Pruebas realizadas para medir y calcular la dosis sobre el eje central en medios homogéneos para distancia fuente superficie diferente a 100cm.

Las verificaciones se han efectuado en tres profundidades 5, 10 y 15cm, estas verificaciones se han realizado para la distancia fuente superficie de 90cm y 110cm.

2.2.4.3 Dosis absoluta en puntos fuera del eje dentro de la región interna en medios homogéneos.

Las pruebas realizadas de dosis absorbida en un punto fuera del eje en medios homogéneos se dan en la siguiente tabla.

Tipo de Prueba	Dimensiones (cm x cm)
Cuadrados	6x6, 10x10, 20x20, 40x40
Con Cuñas	10x10, 20x20

Tabla 2.2.4.3-1: Pruebas realizadas para medir y calcular la dosis fuera del eje central en medios homogéneos.

Las verificaciones se han efectuado en tres profundidades 5, 10 y 15cm, estas verificaciones se han realizado para una distancia fuente superficie de 100cm.

Para los campos de 6x6 y 10x10cm² la cámara se posiciono a 2cm en el eje “X” (in plane) y 2cm en el eje “Y” (cross plane), para los cuatro configuraciones mostradas en la figura 2.2.4.3-2, y para los campos de 20x20 y 40x40cm² la cámara se posiciono a 5cm en el eje “X” (in plane) y 5cm en el eje “Y” (cross plane).

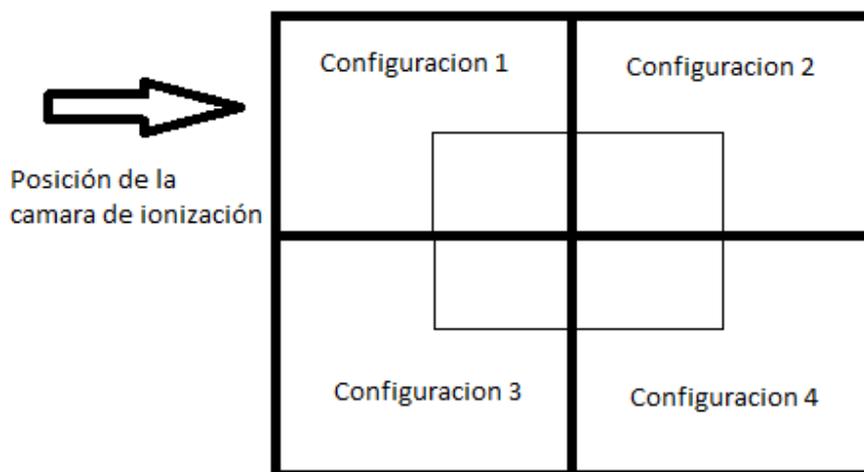


Figura 2.2.4.3-1: Medidas de puntos fuera del eje y posición de la cámara de ionización.

2.2.4.4 Pruebas realizadas a la cuña motorizada sobre el eje central en medios homogéneos.

Las pruebas realizadas para medir dosis absorbida en un punto en medios homogéneos sobre el eje central con la cuña motorizada se dan en la siguiente tabla.

Tipo de Prueba	Dimensiones (cm *cm)
Cuadrados	6x6, 7x7, 10x10, 20x20
Rectangulares	5x20, 7x20, 20x7, 20x5

Tabla 2.2.4.4-1: Pruebas realizadas a la cuña motorizada.

Las verificaciones se han efectuado a las profundidades de 5, 10 y 15cm, estas verificaciones se han realizado para técnica distancia fuente superficie (SSD=100cm). Se tiene que mencionar que el colimador para las pruebas con la cuña se giró 90°, para no realizar la medida en la dirección del gradiente de dosis que es creado por la cuña.

CAPITULO III

Resultados y Discusión

3.1 Calibración del acelerador lineal.

Profund.	Presión	Temp.	K _{PT}	L1	L2	L3	L _{prom}	L _{prom} * K _{PT}	σ
10cm	914.70	18.55	1.102261	12.840	12.840	12.840	12.840	14.153	0.00
20cm	914.70	18.55	1.102261	7.408	7.407	7.405	7.407	8.164	0.00

Tabla 3.1: Medidas para calibración del haz de radiación a profundidades de 10cm y 20cm con energía de fotones 6MV.

De donde se obtiene:

$$PDD_{20,10} = \frac{D_{20}}{D_{10}} = \frac{8.164}{14.153} = 0.576843$$

$$TPR_{20,10} = 1.2661 \cdot PDD_{20,10} - 0.0595 = 1.2661 \cdot 0.576843 - 0.0595 = 0.670841$$

Y con este valor del TPR se puede obtener por interpolación el valor del K_Q:

TPR _{20,10}	0.5	0.53	0.56	0.59	0.62	0.68	0.7	0.72	0.74	0.76	0.78	0.80	0.82	0.84
K _{Q,Q₀}	1.003	1.002	1.001	0.999	0.998	0.995	0.993	0.99	0.986	0.981	0.976	0.968	0.96	0.952

Tabla 3.2: valores del K_{Q,Q₀} para los diferentes TPR_{20,10} para la cámara de ionización utilizada.

$$K_Q = 0.99561059$$

Ahora se obtienen las lecturas con polaridad positiva, negativa y mitad del voltaje aplicado normalmente a la cámara de ionización:

Voltaje	Presión	Temp.	L1	L2	L3	Lprom	KPT	Lprom*KPT	σ
300	914.70	18.55	12.840	12.840	12.830	12.837	1.102261	14.149	0.005
150	914.60	18.56	12.810	12.820	12.810	12.813	1.102419	14.126	0.005
-300	914.50	18.57	12.820	12.820	12.830	12.823	1.102578	14.139	0.005

Tabla 3.3: Medidas para la obtención de las magnitudes de influencia

Con la tabla 3.3 tenemos los valores de K_{pol} y K_s . Para obtener K_{pol} , aplicamos la siguiente ecuación:

$$K_{pol} = \frac{|M_+| + |M_-|}{2M} = 0.99962$$

Para obtener el K_s tenemos:

$$K_{SAT} = a_0 + a_1 \left(\frac{M_1}{M_2} \right) + a_3 \left(\frac{M_1}{M_2} \right)^2 = 1.00162$$

Donde las constantes a_i son:

$a_0 =$	2.337
$a_1 =$	-3.636
$a_2 =$	2.299

Tabla 3.4: Valores de las constantes a_i para el cálculo de K_{SAT} .

Además, sabiendo que el factor $N_{DW} = 4.801$ cGy/UM.

Con todos los valores obtenidos anteriormente podemos obtener:

Prof. (cm)	T (°C)	P	$K_{p,T}$	L1 (nC/UM)	L2 (nC/UM)	L3 (nC/UM)	Lprom. (nC/UM)	Dosis (Z_{ref})
10	18.55	914.50	1.1025021	12.84	12.84	12.83	12.837	67.7318

Tabla 3.5: Medidas para la obtención de la dosis a 10cm.

Así el valor de la dosis en el punto de máxima o equilibrio electrónico será el valor de la dosis en la profundidad de referencia dividido entre el porcentaje de dosis en profundidad a 10 cm:

Dosis (Z _{ref})	PDP	Dosis (D _{max})
67.7318	0.677	100.046965

Tabla 3.6: Obtención de la dosis en d_{max}.

Por lo tanto, se puede concluir que la dosis para el potencial aceleración de 6MV se conservó a una dosis de 1,047cGy por cada Unidad Monitor (UM) para un campo de 10x10 cm² a una profundidad de 1,5cm, debido a que se encuentra dentro del valor de tolerancia esta energía no hizo falta ajustarla.

3.2 Dosis absoluta sobre el eje central en medios Homogéneos a SSD nominal.

3.2.1 Campos cuadrados:

Profundidad 5cm:

Energía = 6MV DFS = 100cm UM = 100 Profundidad =10cm				N _{D,wo} = 4.801Gy/nC K _{Q,Qo} = 0.99561059 K _s = 1.00161 K _{Pol} = 0.99962						
Campos	Presión (mB)	Temp. (°c)	L1 (nC)	L2 (nC)	L3 (nC)	L _{prom.} (nC)	K _{PT}	L _{prom} *K _{PT}	Dosis (cGy)	σ
6x6	914.40	18.59	15.60	15.58	15.57	15.583	1.102774	17.185	82.24	0.015
7x7	914.40	18.59	15.82	15.81	15.81	15.813	1.102774	17.439	83.46	0.006
10x10	914.40	18.59	16.42	16.40	16.40	16.407	1.102774	18.093	86.59	0.012
20x20	914.10	18.60	17.51	17.51	17.51	17.510	1.103174	19.317	92.45	0.000
30x30	914.10	18.60	18.07	18.06	18.03	18.053	1.103174	19.916	95.32	0.021
40x40	914.00	18.62	18.21	18.21	18.21	18.210	1.103370	20.092	96.16	0.000

Tabla 3.2.1-1: Valores de dosis medidos para campos cuadrados a 5cm de profundidad.

Comparando estos resultados con los cálculos hechos por el sistema de planificación tenemos:

Campo	TPS (cGy)	Medido (cGy)	Error (%)
6*6	82.54	82.24	0.36
7*7	83.67	83.46	0.25
10*10	86.97	86.59	0.44
20*20	92.66	92.45	0.23
30*30	95.07	95.32	-0.26
40*40	96.89	96.16	0.76

Tabla 3.2.1-2: Comparación entre los valores medidos y calculados.

La tolerancia para el cálculo de la dosis para campos cuadrados en el eje central es del 1% el máximo error obtenido para esta profundidad es de 0.76% encontrándose dentro de tolerancia.

Profundidad 10cm:

Energía = 6MV DFS = 100cm UM = 100 Profundidad = 10cm					N _{D,w0} = 4.801Gy/nC K _{Q,Q0} = 0.99561059 K _S = 1.00161 K _{Pol} = 0.99962					
Campos	Presión	Temp. (°C)	L1 (nC)	L2 (nC)	L3 (nC)	Lprom. (nC)	K _{PT}	Lprom *K _{PT}	Dosis (cGy)	σ
6x6	915.80	19.66	11.92	11.89	11.90	11.90	1.105126	13.155	62.96	0.015
7x7	915.80	19.66	12.14	12.15	12.16	12.15	1.105126	13.427	64.26	0.010
10x10	915.70	19.67	12.81	12.81	12.82	12.81	1.105285	14.162	67.78	0.006
20x20	915.70	19.67	14.14	14.11	14.13	14.13	1.105285	15.614	74.73	0.015
30x30	915.60	19.67	14.70	14.71	14.71	14.71	1.105406	16.257	77.80	0.006
40x40	915.60	19.67	15.01	15.02	15.02	15.02	1.105406	16.600	79.44	0.006

Tabla 3.2.1-3: Valores de dosis medidos para campos cuadrados a 10cm de profundidad.

Comparando estos resultados con los cálculos hechos por el sistema de planificación tenemos:

Campo	TPS (cGy)	Medido (cGy)	Error (%)
6x6	62.49	62.96	-0.74
7x7	63.84	64.26	-0.66
10x10	67.54	67.78	-0.35
20x20	74.27	74.73	-0.61
30x30	77.01	77.80	-1.02
40x40	78.86	79.44	-0.73

Tabla 3.2.1-4: Comparación entre los valores medidos y calculados.

La tolerancia para el cálculo de la dosis para campos cuadrados en el punto de normalización es del 0.5%, el máximo error obtenido para esta profundidad es de -1.02% encontrándose fuera de tolerancia.

Profundidad de 15cm:

Energía = 6MV DFS = 100cm UM = 100 Profundidad = 15cm				N _{D,wo} = 4.801Gy/nC K _{Q,Qo} = 0.99561059 K _S = 1.00161 K _{Poi} = 0.99962						
Campos	Presión	Temp. (°C)	L1 (nC)	L2 (nC)	L3 (nC)	Lprom. (nC)	K _{Pt}	Lprom *K _{Pt}	Dosis (cGy)	σ
6x6	913.70	19.76	8.873	8.874	8.868	8.872	1.108045	9.830	47.05	0.003
7x7	913.70	19.76	9.125	9.122	9.126	9.124	1.108045	10.110	48.39	0.002
10x10	913.70	19.76	9.790	9.791	9.796	9.792	1.108045	10.850	51.93	0.003
20x20	913.50	19.77	11.110	11.120	11.120	11.117	1.108325	12.321	58.97	0.006
30x30	913.50	19.77	11.680	11.690	11.690	11.687	1.108325	12.953	61.99	0.006
40x40	913.50	19.77	12.070	12.050	12.060	12.060	1.108325	13.366	63.97	0.010

Tabla 3.2.1-5: Valores de dosis medidos para campos cuadrados a 15cm de profundidad.

Comparando estos resultados con los cálculos hechos por el sistema de planificación tenemos:

Campo	TPS (cGy)	Medido (cGy)	Error (%)
6x6	46.95	47.05	-0.20
7x7	48.25	48.39	-0.28
10x10	51.84	51.93	-0.17
20x20	58.61	58.97	-0.60
30x30	61.80	61.99	-0.31
40x40	63.46	63.97	-0.80

Tabla 3.2.1-6: Comparación entre los valores medidos y calculados.

La tolerancia para el cálculo de la dosis para campos cuadrados en el eje central es del 1%, el máximo error obtenido para esta profundidad es de -0.80% encontrándose dentro de tolerancia.

3.2.2 Campos Rectangulares:

Profundidad 5cm:

Energía = 6MV DFS = 100cm UM = 100 Profundidad = 5cm					N _{D,w0} = 4.801Gy/nC K _{Q,Q0} = 0.99561059 K _s = 1.00161 K _{Pol} = 0.99962					
Campos	Presión	Temp. (°C)	L1 (nC)	L2 (nC)	L3 (nC)	Lprom. (nC)	K _{PT}	Lprom *K _{PT}	Dosis (cGy)	σ
5x30	914.00	18.62	16.18	16.16	16.17	16.17	1.103370	17.841	85.39	0.010
7x20	914.00	18.62	16.48	16.51	16.51	16.50	1.103370	18.206	87.13	0.017
10x20	914.00	18.62	16.92	16.93	16.91	16.92	1.103370	18.669	89.35	0.010
20x7	913.90	18.63	16.32	16.29	16.31	16.31	1.103529	17.995	86.12	0.015
30x5	913.70	18.65	15.99	15.98	15.98	15.98	1.103846	17.643	84.44	0.006

Tabla 3.2.2-1: Valores de dosis medidos para campos rectangulares a 5cm de profundidad.

Comparando estos resultados con los cálculos hechos por el sistema de planificación tenemos:

Campo	TPS (cGy)	Medido (cGy)	Error (%)
5x30	85.02	85.39	-0.43
7x20	86.90	87.13	-0.26
10x20	89.32	89.35	-0.03
20x7	86.90	86.12	0.90
30x5	85.02	84.44	0.69

Tabla 3.2.2-2: Comparación entre los valores medidos y calculados.

La tolerancia para el cálculo de la dosis para campos rectangulares en el eje central es del 1,5%, el máximo error obtenido para esta profundidad es de 0.90% encontrándose dentro de tolerancia.

Profundidad 10cm:

Energía = 6MV DFS = 100cm UM = 100 Profundidad = 10cm						N _{D,w0} = 4.801Gy/nC K _{Q,Q0} = 0.99561059 K _S = 1.00161 K _{Pol} = 0.99962				
Campos	Presión	Temp. (°C)	L1 (nC)	L2 (nC)	L3 (nC)	Lprom. (nC)	K _{PT}	Lprom *K _{PT}	Dosis (cGy)	σ
5x30	915.60	19.67	12.48	12.48	12.48	12.48	1.105406	13.795	66.02	0.000
7x20	915.50	19.68	12.77	12.78	12.79	12.78	1.105564	14.129	67.62	0.010
10x20	915.50	19.68	13.38	13.36	13.36	13.37	1.105564	14.778	70.72	0.012
20x7	915.30	19.68	12.83	12.81	12.79	12.81	1.105806	14.165	67.79	0.020
30x5	915.30	19.68	12.35	12.31	12.32	12.33	1.105806	13.631	65.24	0.021

Tabla 3.2.2-3: Valores de dosis medidos para campos rectangulares a 10cm de profundidad.

Comparando estos resultados con los cálculos hechos por el sistema de planificación tenemos:

Campo	TPS (cGy)	Medido (cGy)	Error (%)
5x30	65.36	66.02	-1.00
7x20	67.53	67.62	-0.13
10x20	70.29	70.72	-0.61
20x7	67.53	67.79	-0.39
30x5	65.36	65.24	0.19

Tabla 3.2.2-4: Comparación entre los valores medidos y calculados.

La tolerancia para el cálculo de la dosis para campos rectangulares en el eje central es del 0,5%, el máximo error obtenido para esta profundidad es de -1.00% encontrándose fuera de tolerancia.

Profundidad 15cm:

Energía = 6MV DFS = 100cm UM = 100 Profundidad = 15cm						N _{D,w0} = 4.801Gy/nC K _{Q,Q0} = 0.99561059 K _S = 1.00161 K _{Pol} = 0.99962				
Campos	Presión	Temp. (°C)	L1 (nC)	L2 (nC)	L3 (nC)	Lprom. (nC)	K _{PT}	Lprom *K _{PT}	Dosis (cGy)	σ
5x30	913.60	19.77	9.487	9.487	9.486	9.487	1.108204	10.513	50.31	0.001
7x20	913.60	19.77	9.877	9.874	9.874	9.875	1.108204	10.944	52.37	0.002
10x20	913.60	19.77	10.360	10.360	10.360	10.360	1.108204	11.481	54.95	0.000
20x7	913.40	19.77	9.780	9.777	9.778	9.778	1.108446	10.839	51.87	0.002
30x5	913.40	19.77	9.341	9.339	9.338	9.339	1.108446	10.352	49.54	0.002

Tabla 3.2.2-5: Valores de dosis medidos para campos rectangulares a 15cm de profundidad.

Comparando estos resultados con los cálculos hechos por el sistema de planificación tenemos:

Campo	TPS (cGy)	Medido (cGy)	Error (%)
5x30	49.82	50.31	-0.98
7x20	51.88	52.37	-0.94
10x20	54.57	54.95	-0.69
20x7	51.88	51.87	0.01
30x5	49.82	49.54	0.56

Tabla 3.2.2-6: Comparación entre los valores medidos y calculados.

La tolerancia para el cálculo de la dosis para campos rectangulares en el eje central es del 1,5%, el máximo error obtenido para esta profundidad es de -0.98% encontrándose dentro de tolerancia.

3.2.3 Campos Asimétricos:

Profundidad de 5cm:

Energía = 6MV DFS = 100cm UM = 100 Profundidad = 5cm				N _{D,w0} = 4.801Gy/nC K _{a,q0} = 0.99561059 K _s = 1.00161 K _{Poi} = 0.99962						
Campos	Presión	Temp. (°C)	L1 (nC)	L2 (nC)	L3 (nC)	Lprom. (nC)	K _{PT}	Lprom *K _{PT}	Dosis (cGy)	σ
2_20x10	913.70	18.65	16.43	16.43	16.43	16.43	1.103846	18.136	86.80	0.000
3_12x10	913.70	18.66	16.47	16.45	16.46	16.46	1.103884	18.170	86.96	0.010
12_5x10	913.60	18.66	16.61	16.59	16.59	16.60	1.104004	18.323	87.69	0.012
10x2_20	913.50	18.67	16.22	16.23	16.24	16.23	1.104163	17.921	85.77	0.010
10x3_12	913.50	18.67	16.38	16.38	16.38	16.38	1.104163	18.086	86.56	0.000
10x12_5	913.40	18.67	16.69	16.69	16.69	16.69	1.104284	18.430	88.21	0.000

Tabla 3.2.3-1: Valores de dosis medidos para campos asimétricos a 5cm de profundidad.

Comparando estos resultados con los cálculos hechos por el sistema de planificación tenemos:

Campo	TPS (cGy)	Medido (cGy)	Error (%)
2_20x10	87.53	86.80	0.84
3_12x10	87.67	86.96	0.82
12_5x10	88.65	87.69	1.09
10x2_20	87.51	85.77	2.03
10x3_12	87.65	86.56	1.26
10x12_5	88.66	88.21	0.51

Tabla 3.2.3-2: Comparación entre los valores medidos y calculados.

La tolerancia para el cálculo de la dosis para campos asimétricos en el eje central es del 2%, el máximo error obtenido para esta profundidad es de 2.03% encontrándose fuera de tolerancia.

Profundidad 10cm:

Energía = 6MV DFS = 100cm UM = 100 Profundidad = 10cm				N _{D,w0} = 4.801Gy/nC K _{Q,Q0} = 0.99561059 K _S = 1.00161 K _{Pol} = 0.99962						
Campos	Presión	Temp. (°C)	L ₁ (nC)	L ₂ (nC)	L ₃ (nC)	L _{prom.} (nC)	K _{PT}	L _{prom} *K _{PT}	Dosis (cGy)	σ
2_20x10	915.00	19.70	12.78	12.76	12.77	12.77	1.1062	14.127	67.61	0.010
3_12x10	915.00	19.70	12.90	12.90	12.89	12.90	1.1062	14.267	68.28	0.006
12_5x10	915.00	19.70	13.08	13.09	13.11	13.09	1.1062	14.484	69.32	0.015
10x2_10	915.00	19.70	12.56	12.57	12.56	12.56	1.1062	13.898	66.51	0.006
10x3_12	915.00	19.70	12.82	12.82	12.80	12.81	1.1062	14.175	67.84	0.012
10x12_5	915.00	19.70	13.17	13.18	13.18	13.18	1.1062	14.577	69.76	0.006

Tabla 3.2.3-3: Valores de dosis medidos para campos asimétricos a 10cm de profundidad.

Comparando estos resultados con los cálculos hechos por el sistema de planificación tenemos:

Campo	TPS (cGy)	Medido (cGy)	Error (%)
2_20x10	67.72	67.61	0.16
3_12x10	68.12	68.28	-0.23
12_5x10	69.37	69.32	0.07
10x2_10	67.70	66.51	1.78
10x3_12	68.10	67.84	0.39
10x12_5	69.37	69.76	-0.56

Tabla 3.2.3-4: Comparación entre los valores medidos y calculados.

La tolerancia para el cálculo de la dosis para campos asimétricos en el punto de normalización es del 1%, el máximo error obtenido para esta profundidad es de 1.78% encontrándose fuera de tolerancia.

Profundidad 15cm:

Energía = 6MV DFS = 100cm UM = 100 Profundidad = 15cm				N _{D,w0} = 4.801Gy/nC K _{Q,Q0} = 0.99561059 K _s = 1.00161 K _{Pol} = 0.99962						
Campos	Presión	Temp. (°C)	L1 (nC)	L2 (nC)	L3 (nC)	L _{prom.} (nC)	K _{PT}	L _{prom} *K _{PT}	Dosis (cGy)	σ
2_20x10	913.40	19.77	9.745	9.743	9.741	9.743	1.108446	10.800	51.69	0.002
3_12x10	913.40	19.80	9.865	9.862	9.864	9.864	1.108560	10.934	52.33	0.002
12_5x10	913.40	19.80	10.070	10.070	10.060	10.067	1.108560	11.160	53.41	0.006
10x2_10	913.40	19.80	9.742	9.741	9.743	9.742	1.108560	10.800	51.69	0.001
10x3_12	913.40	19.82	9.811	9.807	9.805	9.808	1.108636	10.873	52.04	0.003
10x12_5	913.40	19.82	10.16	10.15	10.11	10.14	1.108636	11.242	53.80	0.026

Tabla 3.2.3-5: Valores de dosis medidos para campos asimétricos a 15cm de profundidad.

Comparando estos resultados con los cálculos hechos por el sistema de planificación tenemos:

Campo	TPS (cGy)	Medido (cGy)	Error (%)
2_20x10	51.96	51.69	0.53
3_12x10	52.35	52.33	0.04
12_5x10	53.62	53.41	0.40
10x2_10	51.95	51.69	0.51
10x3_12	52.35	52.04	0.60
10x12_5	53.62	53.80	-0.34

Tabla 3.2.3-6: Comparación entre los valores medidos y calculados.

La tolerancia para el cálculo de la dosis para campos asimétricos en el eje central es del 2%, el máximo error obtenido para esta profundidad es de 0.60% encontrándose dentro de tolerancia.

3.2.4 Campos con Cuña de 60°:

Profundidad 5cm:

Energía = 6MV Cuña = 60° DFS = 100cm UM = 100 Profundidad = 5cm					N _{D,w0} = 4.801Gy/nC K _{Q,Q0} = 0.99561059 K _S = 1.00161 K _{P0I} = 0.99962					
Campos	Presión	Temp. (°C)	L1 (nC)	L2 (nC)	L3 (nC)	Lprom. (nC)	K _{PT}	Lprom *K _{PT}	Dosis (cGy)	σ
6x6	913.40	18.67	4.211	4.212	4.210	4.211	1.104284	4.650	22.25	0.001
10x10	913.30	18.69	4.422	4.421	4.420	4.421	1.104481	4.883	23.37	0.001
7x11	913.30	18.69	4.310	4.300	4.290	4.300	1.104481	4.749	22.73	0.010
20x20	913.30	18.69	4.855	4.855	4.855	4.855	1.104481	5.362	25.66	0.000

Tabla 3.2.4-1: Valores de dosis medidos para campos con cuña de 60° a 5cm de profundidad.

Comparando estos resultados con los cálculos hechos por el sistema de planificación tenemos:

Campo	TPS (cGy)	Medido (cGy)	Error (%)
6x6	21.99	22.25	-1.19
10x10	23.53	23.37	0.69
7x11	22.97	22.73	1.06
20x20	26.02	25.66	1.39

Tabla 3.2.4-2: Comparación entre los valores medidos y calculados.

La tolerancia para el cálculo de la dosis para campos con cuñas en el eje central es del 2%, el máximo error obtenido para esta profundidad es de 1.39% encontrándose dentro de tolerancia.

Profundidad 10cm:

Energía = 6MV Cuña = 60° DFS = 100cm UM = 100 Profundidad = 10cm					N _{D,w0} = 4.801Gy/nC K _{Q,Q0} = 0.99561059 K _S = 1.00161 K _{P0I} = 0.99962					
Campos	Presión	Temp. (°C)	L1 (nC)	L2 (nC)	L3 (nC)	Lprom. (nC)	K _{PT}	Lprom *K _{PT}	Dosis (cGy)	σ
6x6	914.60	19.71	3.150	3.151	3.148	3.150	1.106765	3.486	16.68	0.002
10x10	914.60	19.71	3.445	3.446	3.446	3.446	1.106765	3.814	18.25	0.001
7x11	914.60	19.71	3.348	3.349	3.352	3.350	1.106765	3.707	17.74	0.002
20x20	914.60	19.71	3.926	3.927	3.932	3.928	1.106765	4.348	20.81	0.003

Tabla 3.2.4-3: Valores de dosis medidos para campos con cuña de 60° a 10cm de profundidad.

Comparando estos resultados con los cálculos hechos por el sistema de planificación tenemos:

Campo	TPS (cGy)	Medido (cGy)	Error (%)
6x6	16.99	16.68	1.84
10x10	18.59	18.25	1.86
7x11	18.02	17.74	1.56
20x20	21.05	20.81	1.16

Tabla 3.2.4-4: Comparación entre los valores medidos y calculados.

La tolerancia para el cálculo de la dosis para campos con cuñas en el punto de normalización es del 2%, el máximo error obtenido para esta profundidad es de 1.86% encontrándose dentro de tolerancia.

Profundidad 15cm:

Energía = 6MV Cuña = 60°			N _{D,w0} = 4.801Gy/nC K _{a,00} = 0.99561059 K _s = 1.00161 K _{Pol} = 0.99962							
DFS = 100cm										
UM = 100										
Profundidad = 15cm										
Campos	Presión	Temp. (°C)	L ₁ (nC)	L ₂ (nC)	L ₃ (nC)	L _{prom.} (nC)	K _{PT}	L _{prom} *K _{PT}	Dosis (cGy)	σ
6x6	913.40	19.82	2.406	2.408	2.408	2.407	1.108636	2.669	12.77	0.001
10x10	913.40	19.82	2.698	2.697	2.698	2.698	1.108636	2.991	14.31	0.001
7x11	913.20	19.85	2.589	2.588	2.589	2.589	1.108992	2.871	13.74	0.001
20x20	913.20	19.85	3.135	3.134	3.133	3.134	1.108992	3.476	16.63	0.001

Tabla 3.2.4-5: Valores de dosis medidos para campos con cuña de 60° a 15cm de profundidad.

Comparando estos resultados con los cálculos hechos por el sistema de planificación tenemos:

Campo	TPS (cGy)	Medido (cGy)	Error (%)
6x6	12.98	12.77	1.62
10x10	14.52	14.31	1.44
7x11	13.98	13.74	1.75
20x20	16.82	16.63	1.12

Tabla 3.2.4-6: Comparación entre los valores medidos y calculados.

La tolerancia para el cálculo de la dosis para campos con cuñas en el eje central es del 2%, el máximo error obtenido para esta profundidad es de 1.75% encontrándose dentro de tolerancia.

3.3 Dosis absoluta en medios homogéneos al variar la distancia fuente superficie.

3.3.1 Distancia fuente superficie (SSD) de 90cm:

Profundidad 5cm:

Energía = 6MV DFS = 90cm UM = 100 Profundidad = 5cm						N _{D,w0} = 4.801Gy/nC K _{Q,Q0} = 0.99561059 K _S = 1.00161 K _{Pol} = 0.99962				
Campos	Presión	Temp. (°C)	L1 (nC)	L2 (nC)	L3 (nC)	Lprom. (nC)	K _{PT}	Lprom *K _{PT}	Dosis (cGy)	σ
10x10	912.50	20.03	20.02	20.00	20.02	20.01	1.110525	22.225	106.37	0.012
20x20	912.50	20.03	21.38	21.35	21.35	21.36	1.110525	23.721	113.52	0.017

Tabla 3.3.1-1: Valores de dosis medidos para campos con SSD=90cm a 5cm de profundidad.

Comparando estos resultados con los cálculos hechos por el sistema de planificación tenemos:

Campo	TPS (cGy)	Medido (cGy)	Error (%)
10*10	105.63	106.37	-0.69
20*20	112.71	113.52	-0.72

Tabla 3.3.1.2: Comparación entre los valores medidos y calculados.

La tolerancia para el cálculo de la dosis para campos con diferente SSD en el eje central es del 1%, el máximo error obtenido para esta profundidad es de -0.72% encontrándose dentro de tolerancia.

Profundidad 10cm:

Energía = 6MV DFS = 90cm UM = 100 Profundidad = 10cm					N _{D,w0} = 4.801Gy/nC K _{Q,Q0} = 0.99561059 K _S = 1.00161 K _{Pol} = 0.99962					
Campos	Presión	Temp. (°C)	L1 (nC)	L2 (nC)	L3 (nC)	L _{prom.} (nC)	K _{PT}	L _{prom} *K _{PT}	Dosis (cGy)	σ
10x10	912.50	20.03	15.31	15.31	15.32	15.31	1.110525	17.006	81.39	0.006
20x20	912.50	20.03	16.92	16.89	16.88	16.90	1.110525	18.764	89.80	0.021

Tabla 3.3.1-3: Valores de dosis medidos para campos con SSD=90cm a 10cm de profundidad.

Comparando estos resultados con los cálculos hechos por el sistema de planificación tenemos:

Campo	TPS (cGy)	Medido (cGy)	Error (%)
10*10	80.86	81.39	-0.65
20*20	89.20	89.80	-0.67

Tabla 3.3.1-4: Comparación entre los valores medidos y calculados.

La tolerancia para el cálculo de la dosis para campos con diferente SSD en el punto de normalización es del 1%, el máximo error obtenido para esta profundidad es de -0.67% encontrándose dentro de tolerancia.

Profundidad 15cm:

Energía = 6MV DFS = 90cm UM = 100 Profundidad = 15cm					N _{D,w0} = 4.801Gy/nC K _{Q,Q0} = 0.99561059 K _S = 1.00161 K _{Pol} = 0.99962					
Campos	Presión	Temp. (°C)	L1 (nC)	L2 (nC)	L3 (nC)	L _{prom.} (nC)	K _{PT}	L _{prom} *K _{PT}	Dosis (cGy)	σ
10x10	912.50	20.03	11.60	11.62	11.61	11.61	1.110525	12.893	61.71	0.010
20x20	912.50	20.03	13.14	13.15	13.14	13.14	1.110525	14.596	69.85	0.006

Tabla 3.3.1-5: Valores de dosis medidos para campos con SSD=90cm a 15cm de profundidad.

Comparando estos resultados con los cálculos hechos por el sistema de planificación tenemos:

Campo	TPS (cGy)	Medido (cGy)	Error (%)
10*10	61.31	61.71	-0.64
20*20	69.59	69.85	-0.38

Tabla 3.3.1-6: Comparación entre los valores medidos y calculados.

La tolerancia para el cálculo de la dosis para campos con diferente SSD en el eje central es del 1%, el máximo error obtenido para esta profundidad es de -0.64% encontrándose dentro de tolerancia.

3.3.2 Distancia fuente superficie (SSD) de 90cm con cuña de 60°:

Profundidad 5cm:

Energía = 6MV Cuña = 60° DFS = 90cm UM = 100 Profundidad = 5cm					N _{D,wo} = 4.801Gy/nC K _{Q,Qo} = 0.99561059 K _s = 1.00161 K _{Pol} = 0.99962					
Campos	Presión	Temp. (°C)	L ₁ (nC)	L ₂ (nC)	L ₃ (nC)	L _{prom.} (nC)	K _{PT}	L _{prom} *K _{PT}	Dosis (cGy)	σ
10x10	917.20	20.35	5.379	5.383	5.377	5.380	1.106040	5.950	28.48	0.003
20x20	917.20	20.35	5.975	5.975	5.977	5.976	1.106040	6.609	31.63	0.001

Tabla 3.3.2-1: Valores de dosis medidos para campos con SSD=90cm y cuña de 60° a 5cm de profundidad.

Comparando estos resultados con los cálculos hechos por el sistema de planificación tenemos:

Campo	TPS (cGy)	Medido (cGy)	Error (%)
10*10	28.56	28.48	0.29
20*20	31.65	31.63	0.06

Tabla 3.3.2-2: Comparación entre los valores medidos y calculados.

La tolerancia para el cálculo de la dosis para campos con diferente SSD en el eje central es del 2%, el máximo error obtenido para esta profundidad es de 0.29% encontrándose dentro de tolerancia.

Profundidad 10cm:

Energía = 6MV Cuña = 60° DFS = 90cm UM = 100 Profundidad = 10cm					Nd,wo= 4.801Gy/nC Kq,qo= 0.99561059 Ks = 1.00161 KPol = 0.99962					
Campos	Presión	Temp. (°C)	L1 (nC)	L2 (nC)	L3 (nC)	Lprom. (nC)	KPT	Lprom *KPT	Dosis (cGy)	σ
10x10	917.20	20.35	4.222	4.219	4.212	4.218	1.1060398	4.665	22.33	0.005
20x20	917.20	20.35	4.795	4.797	4.794	4.795	1.1060398	5.304	25.38	0.002

Tabla 3.3.2-3: Valores de dosis medidos para campos con SSD=90cm y cuña de 60° a 10cm de profundidad.

Comparando estos resultados con los cálculos hechos por el sistema de planificación tenemos:

Campo	TPS (cGy)	Medido (cGy)	Error (%)
10*10	22.26	22.33	-0.29
20*20	25.28	25.38	-0.41

Tabla 3.3.2-4: Comparación entre los valores medidos y calculados.

La tolerancia para el cálculo de la dosis para campos con diferente SSD en el punto de normalización es del 2%, el máximo error obtenido para esta profundidad es de -0.41% encontrándose dentro de tolerancia.

Profundidad de 15cm:

Energía = 6MV Cuña = 60° DFS = 90cm UM = 100 Profundidad = 15cm					Nd,wo= 4.801Gy/nC Kq,qo= 0.99561059 Ks = 1.00161 KPol = 0.99962					
Campos	Presión	Temp. (°C)	L1 (nC)	L2 (nC)	L3 (nC)	Lprom. (nC)	KPT	Lprom *KPT	Dosis (cGy)	σ
10x10	917.10	20.34	3.220	3.219	3.221	3.220	1.106123	3.562	17.05	0.001
20x20	917.10	20.34	3.800	3.795	3.804	3.800	1.106123	4.203	20.11	0.005

Tabla 3.3.2-5: Valores de dosis medidos para campos con SSD=90cm y cuña de 60° a 15cm de profundidad.

Comparando estos resultados con los cálculos hechos por el sistema de planificación tenemos:

Campo	TPS (cGy)	Medido (cGy)	Error (%)
10*10	17.18	17.05	0.79
20*20	19.97	20.11	-0.72

Tabla 3.3.2-6: Comparación entre los valores medidos y calculados.

La tolerancia para el cálculo de la dosis para campos con diferente SSD en el eje central es del 2%, el máximo error obtenido para esta profundidad es de 0.79% encontrándose dentro de tolerancia.

3.3.3 Distancia fuente superficie (SSD) de 110cm:

Profundidad 5cm:

Energía = 6MV DFS = 110cm UM = 100 Profundidad = 5cm				N _{D,w0} = 4.801Gy/nC K _{Q,Q0} = 0.99561059 K _S = 1.00161 K _{Pol} = 0.99962						
Campos	Presión	Temp. (°C)	L ₁ (nC)	L ₂ (nC)	L ₃ (nC)	L _{prom.} (nC)	K _{PT}	L _{prom} *K _{PT}	Dosis (cGy)	σ
10x10	913.00	19.94	13.75	13.76	13.76	13.76	1.109576	15.264	73.05	0.006
20x20	913.00	19.94	14.66	14.69	14.66	14.67	1.109576	16.277	77.90	0.017

Tabla 3.3.3-1: Valores de dosis medidos para campos con SSD=110cm a 5cm de profundidad.

Comparando estos resultados con los cálculos hechos por el sistema de planificación tenemos:

Campo	TPS (cGy)	Medido (cGy)	Error (%)
10*10	72.87	73.05	-0.25
20*20	77.54	77.90	-0.46

Tabla 3.3.3-2: Comparación entre los valores medidos y calculados.

La tolerancia para el cálculo de la dosis para campos con diferente SSD en el eje central es del 1%, el máximo error obtenido para esta profundidad es de -0.46% encontrándose dentro de tolerancia.

Profundidad 10cm:

Energía = 6MV DFS = 110cm UM = 100 Profundidad = 10cm					N _{D,w0} = 4.801Gy/nC K _{Q,Q0} = 0.99561059 K _s = 1.00161 K _{Pol} = 0.99962					
Campos	Presión	Temp. (°C)	L1 (nC)	L2 (nC)	L3 (nC)	Lprom. (nC)	K _{PT}	Lprom *K _{PT}	Dosis (cGy)	σ
10x10	912.70	19.97	10.81	10.83	10.80	10.81	1.110054	12.003	57.45	0.015
20x20	912.70	19.97	11.86	11.85	11.86	11.86	1.110054	13.162	62.99	0.006

Tabla 3.3.3-3: Valores de dosis medidos para campos con SSD=110cm a 10cm de profundidad.

Comparando estos resultados con los cálculos hechos por el sistema de planificación tenemos:

Campo	TPS (cGy)	Medido (cGy)	Error (%)
10*10	57.29	57.45	-0.27
20*20	62.80	62.99	-0.30

Tabla 3.3.3-4: Comparación entre los valores medidos y calculados.

La tolerancia para el cálculo de la dosis para campos con diferente SSD en el punto de normalización es del 1%, el máximo error obtenido para esta profundidad es de -0.30% encontrándose dentro de tolerancia.

Profundidad 15cm:

Energía = 6MV DFS = 110cm UM = 100 Profundidad = 15cm					N _{D,w0} = 4.801Gy/nC K _{Q,Q0} = 0.99561059 K _s = 1.00161 K _{Pol} = 0.99962					
Campos	Presión	Temp. (°C)	L1 (nC)	L2 (nC)	L3 (nC)	Lprom. (nC)	K _{PT}	Lprom *K _{PT}	Dosis (cGy)	σ
10x10	912.70	19.98	8.341	8.343	8.343	8.342	1.110092	9.261	44.32	0.001
20x20	914.90	24.38	9.338	9.336	9.334	9.336	1.124045	10.494	50.22	0.002

Tabla 3.3.3-5: Valores de dosis medidos para campos con SSD=110cm a 15cm de profundidad.

Comparando estos resultados con los cálculos hechos por el sistema de planificación tenemos:

Campo	TPS (cGy)	Medido (cGy)	Error (%)
10*10	44.44	44.32	0.27
20*20	50.09	50.22	-0.27

Tabla 3.3.3-6: Comparación entre los valores medidos y calculados.

La tolerancia para el cálculo de la dosis para campos con diferente SSD en el eje central es del 1%, el máximo error obtenido para esta profundidad es de $\pm 0.27\%$ encontrándose dentro de tolerancia.

3.3.4 Distancia fuente superficie (SSD) de 110cm con cuña de 60°:

Profundidad 5cm:

Energía = 6MV Cuña = 60°					No,w ₀ = 4.801Gy/nC					
DFS = 110cm					K _{0,00} = 0.99561059					
UM = 100					K _s = 1.00161					
Profundidad = 5cm					K _{Pol} = 0.99962					
Campos	Presión	Temp. (°C)	L1 (nC)	L2 (nC)	L3 (nC)	L _{prom.} (nC)	K _{PT}	L _{prom} *K _{PT}	Dosis (cGy)	σ
10x10	917.00	20.32	3.685	3.687	3.689	3.687	1.106168	4.078	19.52	0.002
20x20	917.00	20.32	4.119	4.120	4.120	4.120	1.106168	4.557	21.81	0.001

Tabla 3.3.4-1: Valores de dosis medidos para campos con SSD=90cm y cuña de 60° a 5cm de profundidad.

Comparando estos resultados con los cálculos hechos por el sistema de planificación tenemos:

Campo	TPS (cGy)	Medido (cGy)	Error (%)
10*10	19.70	19.52	-0.93
20*20	21.77	21.81	-0.18

Tabla 3.3.4-2: Comparación entre los valores medidos y calculados.

La tolerancia para el cálculo de la dosis para campos con diferente SSD en el eje central es del 2%, el máximo error obtenido para esta profundidad es de -0.93% encontrándose dentro de tolerancia.

Profundidad 10cm:

Energía = 6MV Cuña = 60°					N _{D,w0} = 4.801Gy/nC					
DFS = 110cm					K _{Q,Q0} = 0.99561059					
UM = 100					K _S = 1.00161					
Profundidad = 10cm					K _{Pol} = 0.99962					
Campos	Presión	Temp. (°C)	L1 (nC)	L2 (nC)	L3 (nC)	Lprom. (nC)	K _{PT}	Lprom *K _{PT}	Dosis (cGy)	σ
10x10	917.00	20.32	2.959	2.962	2.963	2.961	1.106168	3.276	15.68	0.002
20x20	917.00	20.32	3.335	3.337	3.335	3.336	1.106168	3.690	17.66	0.001

Tabla 3.3.4-3: Valores de dosis medidos para campos con SSD=90cm y cuña de 60° a 10cm de profundidad.

Comparando estos resultados con los cálculos hechos por el sistema de planificación tenemos:

Campo	TPS (cGy)	Medido (cGy)	Error (%)
10*10	15.76	15.68	0.53
20*20	17.79	17.66	0.74

Tabla 3.3.4-4: Comparación entre los valores medidos y calculados.

La tolerancia para el cálculo de la dosis para campos con diferente SSD en el punto de normalización es del 2%, el máximo error obtenido para esta profundidad es de 0.74% encontrándose dentro de tolerancia.

Profundidad 15cm:

Energía = 6MV Cuña = 60°					N _{D,w0} = 4.801Gy/nC					
DFS = 110cm					K _{Q,Q0} = 0.99561059					
UM = 100					K _S = 1.00161					
Profundidad = 15cm					K _{Pol} = 0.99962					
Campos	Presión	Temp. (°C)	L1 (nC)	L2 (nC)	L3 (nC)	Lprom. (nC)	K _{PT}	Lprom *K _{PT}	Dosis (cGy)	σ
10x10	917.10	20.34	2.322	2.324	2.320	2.322	1.106123	2.568	12.29	0.002
20x20	917.10	20.34	2.699	2.696	2.698	2.698	1.106123	2.984	14.28	0.002

Tabla 3.3.4-5: Valores de dosis medidos para campos con SSD=90cm y cuña de 60° a 15cm de profundidad.

Comparando estos resultados con los cálculos hechos por el sistema de planificación tenemos:

Campo	TPS (cGy)	Medido (cGy)	Error (%)
10*10	12.44	12.29	1.20
20*20	14.37	14.28	0.62

Tabla 3.3.4-6: Comparación entre los valores medidos y calculados.

La tolerancia para el cálculo de la dosis para campos con diferente SSD en el eje central es del 2%, el máximo error obtenido para esta profundidad es de 1.20% encontrándose dentro de tolerancia.

3.4 Dosis absoluta en puntos fuera del eje dentro de la región interna en medios homogéneos.

3.4.1 Primera configuración a una profundidad de 5cm:

Energía = 6 MV DFS = 100 cm UM = 100 Profundidad = 5 cm			N _{D,w0} = 4.801 Gy/nC K _{a,Q0} = 0.99561059 K _s = 1.00161 K _{Pol} = 0.99962							
Campos	Presión	Temp. (°C)	L1 (nC)	L2 (nC)	L3 (nC)	Lprom. (nC)	K _{PT}	Lprom *K _{PT}	Dosis (cGy)	σ
6x6	914.80	20.59	15.76	15.76	15.76	15.76	1.109848	17.491	83.71	0.000
10x10	914.80	20.59	16.55	16.51	16.52	16.53	1.109848	18.342	87.78	0.021
20x20	914.30	20.58	17.66	17.65	17.77	17.69	1.110418	19.647	94.03	0.067
40x40	914.30	20.58	18.54	18.53	18.54	18.54	1.110418	20.583	98.51	0.006

Tabla 3.4.1-1: Valores de dosis medidos para campos cuadrados a 5cm de profundidad en la primera configuración.

Comparando estos resultados con los cálculos hechos por el sistema de planificación tenemos:

Campo	TPS (cGy)	Medido (cGy)	Error (%)
6x6	82.07	83.71	-1.96
10x10	87.84	87.78	0.07
20x20	94.93	94.03	0.96
40x40	99.95	98.51	1.46

Tabla 3.4.1-2: Comparación entre los valores medidos y calculados.

La tolerancia para el cálculo de la dosis para campos cuadrados en puntos fuera del eje central es del 1,5%, el máximo error obtenido para esta profundidad es de -1.96% encontrándose fuera de tolerancia.

3.4.2 Segunda configuración a una profundidad de 5cm:

Energía = 6MV DFS = 100cm UM = 100 Profundidad = 5cm				N _{D,w0} = 4.801Gy/nC K _{Q,Q0} = 0.99561059 K _s = 1.00161 K _{P01} = 0.99962						
Campos	Presión	Temp. (°C)	L1 (nC)	L2 (nC)	L3 (nC)	Lprom. (nC)	K _P T	Lprom *K _P T	Dosis (cGy)	σ
6x6	914.10	20.58	15.80	15.79	15.79	15.79	1.110660	17.541	83.95	0.006
10x10	914.10	20.58	16.46	16.47	16.46	16.46	1.110660	18.285	87.51	0.006
20x20	914.10	20.58	17.72	17.74	17.76	17.74	1.110660	19.703	94.30	0.020
40x40	914.10	20.58	18.59	18.57	18.57	18.58	1.110660	20.632	98.74	0.012

Tabla 3.4.2-1: Valores de dosis medidos para campos cuadrados a 5cm de profundidad en la segunda configuración.

Comparando estos resultados con los cálculos hechos por el sistema de planificación tenemos:

Campo	TPS (cGy)	Medido (cGy)	Error (%)
6x6	82.71	83.95	-1.48
10x10	88.50	87.51	1.13
20x20	95.62	94.30	1.40
40x40	100.61	98.74	1.89

Tabla 3.4.2-2: Comparación entre los valores medidos y calculados.

La tolerancia para el cálculo de la dosis para campos cuadrados en puntos fuera del eje central es del 1,5%, el máximo error obtenido para esta profundidad es de 1.89% encontrándose fuera de tolerancia.

3.4.3 Tercera configuración a una profundidad de 5cm:

Energía = 6MV DFS = 100cm UM = 100 Profundidad = 5cm				N _{D,wo} = 4.801Gy/nC K _{G,oo} = 0.99561059 K _s = 1.00161 K _{Pol} = 0.99962						
Campos	Presión	Temp. (°C)	L1 (nC)	L2 (nC)	L3 (nC)	Lprom. (nC)	K _P T	Lprom *K _P T	Dosis (cGy)	σ
6x6	913.10	20.57	15.82	15.84	15.82	15.83	1.111839	17.597	84.22	0.01
10x10	913.10	20.57	16.55	16.59	16.58	16.57	1.111839	18.427	88.19	0.02
20x20	913.10	20.57	17.76	17.72	17.72	17.73	1.111839	19.717	94.36	0.02
40x40	913.10	20.57	18.57	18.59	18.59	18.58	1.111839	20.662	98.88	0.01

Tabla 3.4.3-1: Valores de dosis medidos para campos cuadrados a 5cm de profundidad en la tercera configuración.

Comparando estos resultados con los cálculos hechos por el sistema de planificación tenemos:

Campo	TPS (cGy)	Medido (cGy)	Error (%)
6x6	82.71	84.22	-1.79
10x10	88.50	88.19	0.35
20x20	95.62	94.36	1.33
40x40	100.61	98.88	1.75

Tabla 3.4.3-2: Comparación entre los valores medidos y calculados.

La tolerancia para el cálculo de la dosis para campos cuadrados en puntos fuera del eje central es del 1,5%, el máximo error obtenido para esta profundidad es de -1.79% encontrándose fuera de tolerancia.

3.4.4 Cuarta configuración a una profundidad de 5cm:

Energía = 6MV DFS = 100cm UM = 100 Profundidad = 5cm				N _{D,wo} = 4.801Gy/nC K _{G,oo} = 0.99561059 K _s = 1.00161 K _{Pol} = 0.99962						
Campos	Presión	Temp. (°C)	L1 (nC)	L2 (nC)	L3 (nC)	Lprom. (nC)	K _P T	Lprom *K _P T	Dosis (cGy)	σ
6x6	913.10	20.57	15.70	15.71	15.72	15.71	1.111839	17.467	83.59	0.010
10x10	913.10	20.57	16.55	16.53	16.53	16.54	1.111839	18.386	87.99	0.012
20x20	913.10	20.57	17.68	17.70	17.71	17.70	1.111839	19.676	94.17	0.015
40x40	913.10	20.57	18.54	18.52	18.52	18.53	1.111839	20.599	98.58	0.012

Tabla 3.4.4-1: Valores de dosis medidos para campos cuadrados a 5cm de profundidad en la cuarta configuración.

Comparando estos resultados con los cálculos hechos por el sistema de planificación tenemos:

Campo	TPS (cGy)	Medido (cGy)	Error (%)
6x6	82.07	83.59	-1.82
10x10	87.84	87.99	0.17
20x20	94.93	94.17	0.81
40x40	99.95	98.58	1.39

Tabla 3.4.4-2: Comparación entre los valores medidos y calculados.

La tolerancia para el cálculo de la dosis para campos cuadrados en puntos fuera del eje central es del 1,5%, el máximo error obtenido para esta profundidad es de -1.82% encontrándose fuera de tolerancia.

3.4.5 Primera configuración a una profundidad de 5cm y cuña de 60°:

Energía = 6MV		Cuña = 60°		N _{D,w0} = 4.801Gy/nC						
DFS = 100cm				K _{Q,Q0} = 0.99561059						
UM = 100				K _S = 1.00161						
Profundidad = 5cm				K _{Pol} = 0.99962						
Campos	Presión	Temp. (°C)	L1 (nC)	L2 (nC)	L3 (nC)	L _{prom.} (nC)	K _{PT}	L _{prom} *K _{PT}	Dosis (cGy)	σ
10x10	917.00	20.33	4.999	4.998	4.998	4.998	1.106206	5.529	26.46	0.00
20x20	917.00	20.33	6.880	6.881	6.885	6.882	1.106206	7.613	36.43	0.00

Tabla 3.4.5-1: Valores de dosis medidos para campos cuadrados con cuña de 60° a 5cm de profundidad en la primera configuración.

Comparando estos resultados con los cálculos hechos por el sistema de planificación tenemos:

Campo	TPS (cGy)	Medido (cGy)	Error (%)
10x10	27.23	26.46	2.90
20x20	37.36	36.43	2.54

Tabla 3.4.5-2: Comparación entre los valores medidos y calculados.

La tolerancia para el cálculo de la dosis para campos cuadrados en puntos fuera del eje central y con cuña es del 5%, el máximo error obtenido para esta profundidad es de 2.90% encontrándose dentro de tolerancia.

3.4.6 Segunda configuración a una profundidad de 5cm y cuña de 60°:

Energía = 6MV Cuña = 60°					Nd,wo= 4.801Gy/nC					
DFS = 100cm					K _{Q,Qo} = 0.99561059					
UM = 100					K _s = 1.00161					
Profundidad = 5cm					K _{Pol} = 0.99962					
Campos	Presión	Temp. (°C)	L1	L2	L3	Lprom.	K _{PT}	L _{prom} *K _{PT}	Dosis (cGy)	σ
10x10	917.00	20.33	5.027	5.026	5.031	5.028	1.106206	5.562	26.62	0.003
20x20	914.90	24.38	6.981	6.988	6.987	6.985	1.124045	7.852	37.58	0.004

Tabla 3.4.6-1: Valores de dosis medidos para campos cuadrados con cuña de 60° a 5cm de profundidad en la segunda configuración.

Comparando estos resultados con los cálculos hechos por el sistema de planificación tenemos:

Campo	TPS (cGy)	Medido (cGy)	Error (%)
10x10	27.35	26.62	2.75
20x20	37.62	37.58	0.11

Tabla 3.4.6-2: Comparación entre los valores medidos y calculados.

La tolerancia para el cálculo de la dosis para campos cuadrados en puntos fuera del eje central y con cuña es del 5%, el máximo error obtenido para esta profundidad es de 2.75% encontrándose dentro de tolerancia.

3.4.7 Tercera configuración a una profundidad de 5cm y cuña de 60°:

Energía = 6MV Cuña = 60°					Nd,wo= 4.801Gyn/C					
DFS = 100cm					K _{Q,Qo} = 0.99561059					
UM = 100					K _s = 1.00161					
Profundidad = 5cm					K _{Pol} = 0.99962					
Campos	Presión	Temp. (°C)	L1	L2	L3	Lprom.	K _{PT}	L _{prom} *K _{PT}	Dosis (cGy)	σ
10x10	916.60	20.31	3.747	3.748	3.748	3.748	1.106613	4.147	19.85	0.001
20x20	916.60	20.31	3.374	3.373	3.373	3.373	1.106613	3.733	17.87	0.001

Tabla 3.4.7-1: Valores de dosis medidos para campos cuadrados con cuña de 60° a 5cm de profundidad en la tercera configuración.

Comparando estos resultados con los cálculos hechos por el sistema de planificación tenemos:

Campo	TPS (cGy)	Medido (cGy)	Error (%)
10x10	20.59	19.85	3.74
20x20	18.33	17.87	2.60

Tabla 3.4.7-2: Comparación entre los valores medidos y calculados.

La tolerancia para el cálculo de la dosis para campos cuadrados en puntos fuera del eje central y con cuña es del 5%, el máximo error obtenido para esta profundidad es de 3.74% encontrándose dentro de tolerancia.

3.4.8 Cuarta configuración a una profundidad de 5cm y cuña de 60°:

Energía = 6MV Cuña = 60° DFS = 100cm UM = 100 Profundidad = 5cm					N _{D,w0} = 4.801Gy/nC K _{Q,Q0} = 0.99561059 K _S = 1.00161 K _{P01} = 0.99962					
Campos	Presión	Temp. (°C)	L1	L2	L3	L _{prom.}	K _{PT}	L _{prom} * K _{PT}	Dosis (cGy)	σ
10x10	916.60	20.31	3.769	3.771	3.769	3.770	1.106613	4.172	19.96	0.001
20x20	916.40	20.31	3.392	3.394	3.394	3.393	1.106855	3.756	17.98	0.001

Tabla 3.4.8-1: Valores de dosis medidos para campos cuadrados con cuña de 60° a 5cm de profundidad en la cuarta configuración.

Comparando estos resultados con los cálculos hechos por el sistema de planificación tenemos:

Campo	TPS (cGy)	Medido (cGy)	Error (%)
10x10	20.48	19.96	2.58
20x20	18.21	17.98	1.31

Tabla 3.4.8-2: Comparación entre los valores medidos y calculados.

La tolerancia para el cálculo de la dosis para campos cuadrados en puntos fuera del eje central y con cuña es del 5%, el máximo error obtenido para esta profundidad es de 2.58% encontrándose dentro de tolerancia.

3.4.9 Primera configuración para la profundidad de 10cm:

Energía = 6MV DFS = 100cm UM = 100 Profundidad = 10cm					N _{D,W0} = 4.801Gy/nC K _{Q,Q0} = 0.99561059 K _S = 1.00161 K _{Pol} = 0.99962					
Campos	Presión	Temp. (°C)	L1	L2	L3	Lprom.	KPT	Lprom *KPT	Dosis (cGy)	σ
6x6	914.70	20.58	11.48	11.48	11.48	11.48	1.109932	12.742	60.98	0.000
10x10	914.70	20.58	12.74	12.73	12.73	12.73	1.109932	14.133	67.64	0.006
20x20	914.40	20.59	14.24	14.11	14.13	14.16	1.110334	15.722	75.25	0.070
40x40	914.40	20.59	15.01	15.00	14.99	15.00	1.110334	16.655	79.71	0.010

Tabla 3.4.9-1: Valores de dosis medidos para campos cuadrados a 10cm de profundidad en la primera configuración.

Comparando estos resultados con los cálculos hechos por el sistema de planificación tenemos:

Campo	TPS (cGy)	Medido (cGy)	Error (%)
6x6	61.98	60.98	1.64
10x10	67.89	67.64	0.37
20x20	75.12	75.25	-0.17
40x40	80.82	79.71	1.39

Tabla 3.4.9-2: Comparación entre los valores medidos y calculados.

La tolerancia para el cálculo de la dosis para campos cuadrados en puntos fuera del eje central es del 1.5%, el máximo error obtenido para esta profundidad es de 1.64% encontrándose fuera de tolerancia.

3.4.10 Segunda configuración para la profundidad de 10cm:

Energía = 6MV DFS = 100cm UM = 100 Profundidad = 10cm					N _{D,W0} = 4.801Gy/nC K _{Q,Q0} = 0.99561059 K _S = 1.00161 K _{Pol} = 0.99962					
Campos	Presión	Temp. (°C)	L1	L2	L3	Lprom.	KPT	Lprom *KPT	Dosis (cGy)	σ
6x6	914.10	20.58	11.61	11.59	11.59	11.60	1.110660	12.880	61.64	0.01
10x10	914.90	24.38	12.65	12.66	12.66	12.66	1.124045	14.227	68.09	0.01
20x20	914.10	20.58	14.14	14.03	14.08	14.08	1.110660	15.642	74.86	0.06
40x40	914.10	20.58	15.11	15.13	15.10	15.11	1.110660	16.786	80.33	0.02

Tabla 3.4.10-1: Valores de dosis medidos para campos cuadrados a 10cm de profundidad en la segunda configuración.

Comparando estos resultados con los cálculos hechos por el sistema de planificación tenemos:

Campo	TPS (cGy)	Medido (cGy)	Error (%)
6x6	62.50	61.64	1.39
10x10	68.40	68.09	0.46
20x20	75.64	74.86	1.04
40x40	81.35	80.33	1.26

Tabla 3.4.10-2: Comparación entre los valores medidos y calculados.

La tolerancia para el cálculo de la dosis para campos cuadrados en puntos fuera del eje central es del 1.5%, el máximo error obtenido para esta profundidad es de 1.39% encontrándose dentro de tolerancia.

3.4.11 Tercera configuración para la profundidad de 10cm:

Energía = 6MV DFS = 100cm UM = 100 Profundidad = 10cm				N _{D,w0} = 4.801Gy/nC K _{Q,Q0} = 0.99561059 K _S = 1.00161 K _{Pol} = 0.99962						
Campos	Presión	Temp. (°C)	L1	L2	L3	L _{prom.}	K _{PT}	L _{prom} *K _{PT}	Dosis (cGy)	σ
6x6	914.10	20.58	11.61	11.62	11.62	11.62	1.110660	12.902	61.75	0.006
10x10	914.90	24.38	12.65	12.66	12.68	12.66	1.124045	14.234	68.12	0.015
20x20	914.10	20.58	14.14	14.10	14.11	14.12	1.110660	15.679	75.04	0.021
40x40	914.10	20.58	15.14	15.13	15.15	15.14	1.110660	16.815	80.48	0.010

Tabla 3.4.11-1: Valores de dosis medidos para campos cuadrados a 10cm de profundidad en la tercera configuración.

Comparando estos resultados con los cálculos hechos por el sistema de planificación tenemos:

Campo	TPS (cGy)	Medido (cGy)	Error (%)
6x6	62.50	61.75	1.22
10x10	68.40	68.12	0.41
20x20	75.64	75.04	0.80
40x40	81.35	80.48	1.09

Tabla 3.4.11-2: Comparación entre los valores medidos y calculados.

La tolerancia para el cálculo de la dosis para campos cuadrados en puntos fuera del eje central es del 1.5%, el máximo error obtenido para esta profundidad es de 1.22% encontrándose dentro de tolerancia.

3.4.12 Cuarta configuración para la profundidad de 10cm:

Energía = 6MV DFS = 100cm UM = 100 Profundidad = 10cm				N _{D,w0} = 4.801Gy/nC K _{Q,Q0} = 0.99561059 K _S = 1.00161 K _{P01} = 0.99962						
Campos	Presión	Temp. (°C)	L1	L2	L3	L _{prom.}	K _{PT}	L _{prom} *K _{PT}	Dosis (cGy)	σ
6x6	913.00	20.58	11.43	11.44	11.42	11.43	1.1119986	12.710	60.83	0.010
10x10	913.00	20.58	12.74	12.73	12.75	12.74	1.1119986	14.167	67.80	0.010
20x20	913.00	20.59	14.16	14.17	14.18	14.17	1.1120365	15.758	75.41	0.010
40x40	913.00	20.59	15.01	15.02	15.01	15.01	1.1120365	16.695	79.90	0.006

Tabla 3.4.12-1: Valores de dosis medidos para campos cuadrados a 10cm de profundidad en la cuarta configuración.

Comparando estos resultados con los cálculos hechos por el sistema de planificación tenemos:

Campo	TPS (cGy)	Medido (cGy)	Error (%)
6x6	61.98	60.83	1.89
10x10	67.89	67.80	0.13
20x20	75.12	75.41	-0.39
40x40	80.82	79.90	1.15

Tabla 3.4.12-2: Comparación entre los valores medidos y calculados.

La tolerancia para el cálculo de la dosis para campos cuadrados en puntos fuera del eje central es del 1.5%, el máximo error obtenido para esta profundidad es de 1.89% encontrándose fuera de tolerancia.

3.4.13 Primera configuración para la profundidad de 10cm con cuña de 60°:

Energía = 6MV Cuña = 60° DFS = 100cm UM = 100 Profundidad = 10cm					N _{D,W0} = 4.801Gy/nC K _{Q,Q0} = 0.99561059 K _s = 1.00161 K _{Pol} = 0.99962					
Campos	Presión	Temp. (°C)	L1	L2	L3	L _{prom.}	K _{PT}	L _{prom} *K _{PT}	Dosis (cGy)	σ
10x10	916.40	20.33	3.948	3.945	3.947	3.947	1.106930	4.369	20.91	0.002
20x20	916.40	20.33	5.435	5.436	5.433	5.435	1.106930	6.016	28.79	0.002

Tabla 3.4.13-1: Valores de dosis medidos para campos cuadrados con cuña de 60° a 10cm de profundidad en la primera configuración.

Comparando estos resultados con los cálculos hechos por el sistema de planificación tenemos:

Campo	TPS (cGy)	Medido (cGy)	Error (%)
10x10	21.19	20.91	1.35
20x20	29.02	28.79	0.80

Tabla 3.4.13-2: Comparación entre los valores medidos y calculados.

La tolerancia para el cálculo de la dosis para campos cuadrados en puntos fuera del eje central y con cuña es del 5%, el máximo error obtenido para esta profundidad es de 1.35% encontrándose dentro de tolerancia.

3.4.14 Segunda configuración para la profundidad de 10cm con cuña de 60°:

Energía = 6MV Cuña = 60° DFS = 100cm UM = 100 Profundidad = 10cm					N _{D,W0} = 4.801Gy/nC K _{Q,Q0} = 0.99561059 K _s = 1.00161 K _{Pol} = 0.99962					
Campos	Presión	Temp. (°C)	L1	L2	L3	L _{prom.}	K _{PT}	L _{prom} *K _{PT}	Dosis (cGy)	σ
10x10	916.40	20.33	3.932	3.930	3.930	3.931	1.106930	4.351	20.82	0.001
20x20	916.40	20.33	5.418	5.414	5.413	5.415	1.106930	5.994	28.69	0.003

Tabla 3.4.14-1: Valores de dosis medidos para campos cuadrados con cuña de 60° a 10cm de profundidad en la segunda configuración.

Comparando estos resultados con los cálculos hechos por el sistema de planificación tenemos:

Campo	TPS (cGy)	Medido (cGy)	Error (%)
10x10	21.33	20.82	2.43
20x20	29.31	28.69	2.17

Tabla 3.4.14-2: Comparación entre los valores medidos y calculados.

La tolerancia para el cálculo de la dosis para campos cuadrados en puntos fuera del eje central y con cuña es del 5%, el máximo error obtenido para esta profundidad es de 2.43% encontrándose dentro de tolerancia.

3.4.15 Tercera configuración para la profundidad de 10cm con cuña de 60°:

Energía = 6MV Cuña = 60° DFS = 100cm UM = 100 Profundidad = 10cm				N _{D,W0} = 4.801Gy/nC K _{Q,Q0} = 0.99561059 K _S = 1.00161 K _{Pol} = 0.99962						
Campos	Presión	Temp. (°C)	L1	L2	L3	L _{prom.}	K _{PT}	L _{prom} * K _{PT}	Dosis (cGy)	σ
10x10	916.40	20.33	2.995	2.997	2.998	2.997	1.106930	3.317	15.88	0.002
20x20	916.40	20.33	2.788	2.789	2.788	2.788	1.106930	3.086	14.77	0.001

Tabla 3.4.15-1: Valores de dosis medidos para campos cuadrados con cuña de 60° a 10cm de profundidad en la tercera configuración.

Comparando estos resultados con los cálculos hechos por el sistema de planificación tenemos:

Campo	TPS (cGy)	Medido (cGy)	Error (%)
10x10	16.45	15.88	3.62
20x20	15.02	14.77	1.68

Tabla 3.4.15-2: Comparación entre los valores medidos y calculados.

La tolerancia para el cálculo de la dosis para campos cuadrados en puntos fuera del eje central y con cuña es del 5%, el máximo error obtenido para esta profundidad es de 3.62% encontrándose dentro de tolerancia.

3.4.16 Cuarta configuración para la profundidad de 10cm con cuña de 60°:

Energía = 6MV Cuña = 60°				N _{D,Wo} = 4.801Gy/nC						
DFS = 100cm				K _{Q,Qo} = 0.99561059						
UM = 100				K _S = 1.00161						
Profundidad = 10cm				K _{Pol} = 0.99962						
Campos	Presión	Temp. (°C)	L1	L2	L3	L _{prom.}	K _{PT}	L _{prom} * K _{PT}	Dosis (cGy)	σ
10x10	916.40	20.33	3.015	3.020	3.018	3.018	1.106930	3.340	15.99	0.003
20x20	916.40	20.33	2.792	2.795	2.795	2.794	1.106930	3.093	14.80	0.002

Tabla 3.4.16-1: Valores de dosis medidos para campos cuadrados con cuña de 60° a 10cm de profundidad en la cuarta configuración.

Comparando estos resultados con los cálculos hechos por el sistema de planificación tenemos:

Campo	TPS (cGy)	Medido (cGy)	Error (%)
10x10	16.34	15.99	2.21
20x20	15.02	14.80	1.48

Tabla 3.4.16-2: Comparación entre los valores medidos y calculados.

La tolerancia para el cálculo de la dosis para campos cuadrados en puntos fuera del eje central y con cuña es del 5%, el máximo error obtenido para esta profundidad es de 2.21% encontrándose dentro de tolerancia.

3.4.17 Primera configuración para la profundidad de 15cm:

Energía = 6MV DFS = 100cm UM = 100 Profundidad = 15cm					N _{D,W0} = 4.801Gy/nC K _{Q,Q0} = 0.99561059 K _S = 1.00161 K _{Pol} = 0.99962					
Campos	Presión	Temp. (°C)	L ₁	L ₂	L ₃	L _{prom.}	K _{PT}	L _{prom} *K _{PT}	Dosis (cGy)	σ
6x6	914.60	20.58	8.678	8.678	8.678	8.678	1.1100533	9.633	46.10	0.000
10x10	914.60	20.58	9.713	9.712	9.718	9.714	1.1100533	10.783	51.61	0.003
20x20	914.60	20.58	11.090	11.070	11.030	11.063	1.1100533	12.281	58.77	0.031
40x40	914.60	20.58	12.160	12.160	12.170	12.163	1.1100533	13.502	64.62	0.006

Tabla 3.4.17-1: Valores de dosis medidos para campos cuadrados a 15cm de profundidad en la primera configuración.

Comparando estos resultados con los cálculos hechos por el sistema de planificación tenemos:

Campo	TPS (cGy)	Medido (cGy)	Error (%)
6x6	46.67	46.10	1.23
10x10	51.99	51.61	0.74
20x20	58.92	58.77	0.25
40x40	64.80	64.62	0.28

Tabla 3.4.17-2: Comparación entre los valores medidos y calculados.

La tolerancia para el cálculo de la dosis para campos cuadrados en puntos fuera del eje central es del 1.5%, el máximo error obtenido para esta profundidad es de 1.23% encontrándose dentro de tolerancia.

3.4.18 Segunda configuración para la profundidad de 15cm:

Energía = 6MV DFS = 100cm UM = 100 Profundidad = 15cm					N _{D,W0} = 4.801Gy/nC K _{Q,Q0} = 0.99561059 K _S = 1.00161 K _{Pol} = 0.99962					
Campos	Presión	Temp. (°C)	L ₁	L ₂	L ₃	L _{prom.}	K _{PT}	L _{prom} *K _{PT}	Dosis (cGy)	σ
6x6	913.60	20.57	8.702	8.702	8.704	8.703	1.1112305	9.671	46.28	0.001
10x10	913.60	20.57	9.721	9.717	9.705	9.714	1.1112305	10.795	51.66	0.008
20x20	914.00	20.58	11.010	10.990	10.980	10.993	1.1107820	12.211	58.44	0.015
40x40	914.00	20.58	12.150	12.140	12.140	12.143	1.1107820	13.489	64.55	0.006

Tabla 3.4.18-1: Valores de dosis medidos para campos cuadrados a 15cm de profundidad en la segunda configuración.

Comparando estos resultados con los cálculos hechos por el sistema de planificación tenemos:

Campo	TPS (cGy)	Medido (cGy)	Error (%)
6x6	47.03	46.28	1.61
10x10	52.36	51.66	1.35
20x20	59.30	58.44	1.47
40x40	65.18	64.55	0.97

Tabla 3.4.18-2: Comparación entre los valores medidos y calculados.

La tolerancia para el cálculo de la dosis para campos cuadrados en puntos fuera del eje central es del 1.5%, el máximo error obtenido para esta profundidad es de 1.61% encontrándose fuera de tolerancia.

3.4.19 Tercera configuración para la profundidad de 15cm:

Energía = 6MV DFS = 100cm UM = 100 Profundidad = 15cm				N _{D,w0} = 4.801Gy/nC K _{Q,Q0} = 0.99561059 K _S = 1.00161 K _{Pol} = 0.99962						
Campos	Presión	Temp. (°C)	L1	L2	L3	L _{prom.}	K _{PT}	L _{prom} *K _{PT}	Dosis (cGy)	σ
6x6	913.60	20.57	8.745	8.748	8.751	8.748	1.111230	9.721	46.52	0.003
10x10	913.60	20.57	9.721	9.717	9.705	9.714	1.111230	10.795	51.66	0.008
20x20	914.00	20.58	11.060	11.050	11.050	11.053	1.110782	12.278	58.76	0.006
40x40	914.00	20.58	12.150	12.140	12.140	12.143	1.110782	13.489	64.55	0.006

Tabla 3.4.19-1: Valores de dosis medidos para campos cuadrados a 15cm de profundidad en la tercera configuración.

Comparando estos resultados con los cálculos hechos por el sistema de planificación tenemos:

Campo	TPS (cGy)	Medido (cGy)	Error (%)
6x6	47.03	46.52	1.09
10x10	52.36	51.66	1.35
20x20	59.30	58.76	0.92
40x40	65.18	64.55	0.97

Tabla 3.4.19-2: Comparación entre los valores medidos y calculados.

La tolerancia para el cálculo de la dosis para campos cuadrados en puntos fuera del eje central y es del 1.5%, el máximo error obtenido para esta profundidad es de 1.35% encontrándose dentro de tolerancia.

3.4.20 Cuarta configuración para la profundidad de 15cm:

Energía = 6MV DFS = 100cm UM = 100 Profundidad = 15cm				Nd,wo= 4.801Gy/nC Kq,Qo= 0.99561059 Ks = 1.00161 KPol = 0.99962						
Campos	Presión	Temp. (°C)	L1	L2	L3	Lprom.	KPT	Lprom *KPT	Dosis (cGy)	σ
6x6	914.60	20.58	8.701	8.702	8.703	8.702	1.1100533	9.660	46.23	0.001
10x10	914.60	20.58	9.713	9.712	9.712	9.712	1.1100533	10.781	51.60	0.001
20x20	914.60	20.58	11.120	11.100	11.110	11.110	1.1100533	12.333	59.02	0.010
40x40	914.60	20.58	12.160	12.180	12.180	12.173	1.1100533	13.513	64.67	0.012

Tabla 3.4.20-1: Valores de dosis medidos para campos cuadrados a 15cm de profundidad en la cuarta configuración.

Comparando estos resultados con los cálculos hechos por el sistema de planificación tenemos:

Campo	TPS (cGy)	Medido (cGy)	Error (%)
6x6	46.67	46.23	0.95
10x10	51.99	51.60	0.76
20x20	58.92	59.02	-0.17
40x40	64.80	64.67	0.20

Tabla 3.4.20-2: Comparación entre los valores medidos y calculados.

La tolerancia para el cálculo de la dosis para campos cuadrados en puntos fuera del eje central es del 1.5%, el máximo error obtenido para esta profundidad es de 0.95% encontrándose dentro de tolerancia.

3.4.21 Primera configuración para la profundidad de 15cm con cuña de 60°:

Energía = 6MV Cuña = 60° DFS = 100cm UM = 100 Profundidad = 15cm					Nd,wo= 4.801Gy/nC Kq,qo= 0.99561059 Ks = 1.00161 KPol = 0.99962					
Campos	Presión	Temp. (°C)	L1	L2	L3	Lprom.	KPT	Lprom *KPT	Dosis (cGy)	σ
10x10	916.00	20.32	3.119	3.116	3.120	3.118	1.107376	3.453	16.53	0.002
20x20	916.00	20.32	4.186	4.190	4.191	4.189	1.107376	4.639	22.20	0.003

Tabla 3.4.21-1: Valores de dosis medidos para campos cuadrados con cuña de 60° a 15cm de profundidad en la primera configuración.

Comparando estos resultados con los cálculos hechos por el sistema de planificación tenemos:

Campo	TPS (cGy)	Medido (cGy)	Error (%)
10x10	16.35	16.53	-1.07
20x20	22.57	22.20	1.66

Tabla 3.4.21-2: Comparación entre los valores medidos y calculados.

La tolerancia para el cálculo de la dosis para campos cuadrados en puntos fuera del eje central y con cuña es del 5%, el máximo error obtenido para esta profundidad es de 1.66% encontrándose dentro de tolerancia.

3.4.22 Segunda configuración para la profundidad de 15cm con cuña de 60°:

Energía = 6MV Cuña = 60° DFS = 100cm UM = 100 Profundidad = 15cm					Nd,wo= 4.801Gy/nC Kq,qo= 0.99561059 Ks = 1.00161 KPol = 0.99962					
Campos	Presión	Temp. (°C)	L1	L2	L3	Lprom.	KPT	Lprom *KPT	Dosis (cGy)	σ
10x10	916.00	20.32	3.126	3.129	3.226	3.160	1.107376	3.500	16.75	0.057
20x20	916.00	20.32	4.203	4.206	4.205	4.205	1.107376	4.656	22.28	0.002

Tabla 3.4.22-1: Valores de dosis medidos para campos cuadrados con cuña de 60° a 15cm de profundidad en la segunda configuración.

Comparando estos resultados con los cálculos hechos por el sistema de planificación tenemos:

Campo	TPS (cGy)	Medido (cGy)	Error (%)
10x10	16.46	16.75	-1.73
20x20	22.72	22.28	1.96

Tabla 3.4.22-2: Comparación entre los valores medidos y calculados.

La tolerancia para el cálculo de la dosis para campos cuadrados en puntos fuera del eje central y con cuña es del 5%, el máximo error obtenido para esta profundidad es de 1.96% encontrándose dentro de tolerancia.

3.4.23 Tercera configuración para la profundidad de 15cm con cuña de 60°:

Energía = 6MV Cuña = 60°					N _{D,wo} = 4.801Gy/nC					
DFS = 100cm					K _{Q,Qc} = 0.99561059					
UM = 100					K _S = 1.00161					
Profundidad = 15cm					K _{Poi} = 0.99962					
Campos	Presión	Temp. (°C)	L1	L2	L3	Lprom.	KPT	Lprom *KPT	Dosis (cGy)	σ
10x10	916.00	20.32	2.388	2.389	2.387	2.388	1.107376	2.644	12.66	0.001
20x20	916.00	20.32	2.251	2.256	2.257	2.255	1.107376	2.497	11.95	0.003

Tabla 3.4.23-1: Valores de dosis medidos para campos cuadrados con cuña de 60° a 15cm de profundidad en la tercera configuración.

Comparando estos resultados con los cálculos hechos por el sistema de planificación tenemos:

Campo	TPS (cGy)	Medido (cGy)	Error (%)
10x10	12.96	12.66	2.40
20x20	12.32	11.95	3.10

Tabla 3.4.23-2: Comparación entre los valores medidos y calculados.

La tolerancia para el cálculo de la dosis para campos cuadrados en puntos fuera del eje central y con cuña es del 5%, el máximo error obtenido para esta profundidad es de 3.10% encontrándose dentro de tolerancia.

3.4.24 Cuarta configuración para la profundidad de 15cm con cuña de 60°:

Energía = 6MV Cuña = 60°					Nd,w0= 4.801Gy/nC					
DFS = 100cm					K _{Q,Q0} = 0.99561059					
UM = 100					K _s = 1.00161					
Profundidad = 15cm					K _{Pol} = 0.99962					
Campos	Presión	Temp. (°C)	L1	L2	L3	Lprom.	K _P T	Lprom *K _P T	Dosis (cGy)	σ
10x10	916.00	20.32	2.371	2.371	2.372	2.371	1.107376	2.626	12.57	0.001
20x20	916.00	20.32	2.239	2.239	2.238	2.239	1.107376	2.479	11.86	0.001

Tabla 3.4.24-1: Valores de dosis medidos para campos cuadrados con cuña de 60° a 15cm de profundidad en la cuarta configuración.

Comparando estos resultados con los cálculos hechos por el sistema de planificación tenemos:

Campo	TPS (cGy)	Medido (cGy)	Error (%)
10x10	12.88	12.57	2.49
20x20	12.24	11.86	3.17

Tabla 3.4.24-2: Comparación entre los valores medidos y calculados.

La tolerancia para el cálculo de la dosis para campos cuadrados en puntos fuera del eje central y con cuña es del 5%, el máximo error obtenido para esta profundidad es de 3.17% encontrándose dentro de tolerancia.

3.5 Resumen de los errores obtenidos en el eje central para todas las profundidades:

La siguiente tabla nos muestra el error encontrado entre la dosis medida y calculada por el sistema de planificación en puntos en el eje en todas las profundidades, los datos en rojos son los que están fuera de tolerancia.

	Tamaños de Campo		El eje a 5cm (%)	Toler. (%)	El eje a 10cm (%)	Toler. (%)	El eje a 15cm (%)	Toler. (%)
Campos Cuadrados	6*6	SSD=100cm	0.36	1.0	-0.74	0.5	-0.20	1.0
	7*7		0.25		-0.66		-0.28	
	10*10		0.44		-0.35		-0.17	
	20*20		0.23		-0.61		-0.60	
	30*30		-0.26		-1.02		-0.31	
	40*40		0.76		-0.73		-0.80	
Campos Rectangulares	5x30		-0.43	1.5	-1.00	0.5	-0.98	1.5
	7x20		-0.26		-0.13		-0.94	
	10x20		-0.03		-0.61		-0.69	
	20x7		0.90		-0.39		0.01	
	30x5		0.69		0.19		0.56	
Campos Asimetricos	2_20x10		0.84	2.0	0.16	1.0	0.53	2.0
	3_12x10	0.82	-0.23		0.04			
	12_5x10	1.09	0.07		0.40			
	10x2_20	2.03	1.78		0.51			
	10x3_12	1.26	0.39		0.60			
	10x12_5	0.51	-0.56		-0.34			
Campos Cuadrados con cuña	6x6	SSD=100cm Cuña 60°	-1.19	2.0	1.84	2.0	1.62	2.0
	10x10		0.69		1.86		1.44	
	7x11		1.06		1.56		1.75	
	20x20		1.39		1.16		1.12	
Campos con SSD diferente a 100cm	10*10	SSD = 90cm	-0.69	1.0	-0.65	1.0	-0.64	1.0
	20*20		-0.72		-0.67		-0.38	
	10*10	SSD = 90cm Cuña 60°	0.29	2.0	-0.29	2.0	0.79	2.0
	20*20		0.06		-0.41		-0.72	
	10*10	SSD =110cm	-0.25	1.0	-0.27	1.0	0.27	1.0
	20*20		-0.46		-0.30		-0.27	
	10*10	SSD =110cm Cuña 60°	0.93	2.0	0.53	2.0	1.20	2.0
	20*20		-0.18		0.74		0.62	

Tabla 3.6-1: Resumen de los errores obtenidos para puntos en el eje a todas las profundidades.

Observando estos resultados se puede ver que para la profundidad de 15cm todos los resultados se encuentran en tolerancia, para la profundidad de 5cm se observa que solo está fuera de tolerancia el campo asimétrico de 10x2_20cm² debido a que el borde del electrodo de la cámara se encontraba cerca del borde del campo. Para la profundidad de 10cm los campos cuadrados y rectangulares están fuera de tolerancia debido a la poca tolerancia que se le da a este punto de normalización para estos casos (0,5%), y para campos asimétricos encontramos que esta fuera de tolerancia el mismo campo mencionado para 5cm de profundidad.

3.6 Resumen de los errores obtenidos para puntos fuera del eje a todas las profundidades:

La siguiente tabla nos muestra el error encontrado entre la dosis medida y calculada por el sistema de planificación en puntos fuera del eje en todas las profundidades.

	Tamaños de Campo		Tolerancia (%)	Conf. 1 (%)	Conf. 2 (%)	Conf. 3 (%)	Conf. 4 (%)
Prof. 5cm	6x6	SSD=100cm	1.5	-1.96	-1.48	-1.79	-1.82
	10x10			0.07	1.13	0.35	-0.17
	20x20			0.96	1.40	1.33	0.81
	40x40			1.46	1.89	1.75	1.39
	10x10	SSD=100cm Cuña 60°	5	2.90	2.75	3.74	2.58
	20x20			2.54	0.11	2.60	1.31
Prof. 10cm	6x6	SSD=100cm	1.5	1.64	1.39	1.22	1.89
	10x10			0.37	0.46	0.41	0.13
	20x20			-0.17	1.04	0.80	-0.39
	40x40			1.39	1.26	1.09	1.15
	10x10	SSD=100cm Cuña 60°	5	1.35	2.43	3.62	2.21
	20x20			0.80	2.17	1.68	1.48
Prof. 15cm	6x6	SSD=100cm	1.5	1.23	1.61	1.09	0.95
	10x10			0.74	1.35	1.35	0.76
	20x20			0.25	1.47	0.92	-0.17
	40x40			0.28	0.97	0.97	0.20
	10x10	SSD=100cm Cuña 60°	5	-1.07	-1.73	2.40	2.49
	20x20			1.66	1.96	3.10	3.17

Tabla 3.6-1: Resumen de los errores obtenidos para puntos fuera del eje a todas las profundidades.

La tolerancia para el cálculo de la dosis para campos cuadrados en puntos fuera del eje central con cuña es del 5%, encontrándose todos dentro de tolerancia. En el caso de medidas fuera del eje sin cuña, en el campo de 6x6 en todas las profundidades para casi todas las configuraciones encontramos los valores más altos de error, encontrándose fuera de tolerancia (ver figura 2.2.4.3-1), esto es debido a que para las configuraciones 1 y 3 en la profundidad de 5cm el electrodo de la cámara está parcialmente fuera del campo de radiación y para las configuraciones 3 y 4 casi toda la cámara está dentro del campo, aunque para el campo de 40x40cm² también se encuentra fuera de tolerancia a 5cm de profundidad.

3.7 Resumen de las máximas diferencias encontradas entre la dosis medida y calculada.

La siguiente tabla nos muestra la máxima diferencia encontrada entre la dosis medida y calculada por el sistema de planificación en todas las profundidades y configuraciones.

	Pto. Normaliz. (%)	Tolerancia (%)	En el Eje (%)	Tolerancia (%)	Fuera del Eje (%)	Tolerancia (%)
Campos Cuadrados	1.02	0.5	0.8	1	1.96	1.5
Campos Rectangulares	1	0.5	0.98	1.5	-	-
Campos Asimétricos	1.78	1	2.03	2	-	-
Campos con Cuñas	1.86	2	1.75	2	3.74	5
SSD= 90 cm	-0.67	1	0.72	1	-	-
SSD= 90 cm y Cuña de 60°	-0.41	2	0.79	2	-	-
SSD=110 cm	-0.3	1	0.46	1	-	-
SSD= 100 cm y Cuña de 60°	-0.74	2	1.2	2	-	-

Tabla 3.7-1 Resumen de las máximas diferencias encontradas entre la dosis medida y calculada con sus tolerancias.

Esta tabla contiene los resultados de la máximas diferencias encontradas entre el método de cálculo de Clarkson que es el utilizado por el sistema de planificación Precise PLAN evaluado en este trabajo y la dosis medida en un maniquí de agua.

CAPITULO IV

Conclusiones y Recomendaciones

1. Se procedió a realizar el control de calidad del acelerador lineal según un código de práctica internacional para la dosimetría basada en dosis absorbida en agua (OIEA - TRS 398). El cálculo de la dosis absorbida medida en este acelerador dió como resultado que se encontraba dentro de los límites de tolerancia, asegurando así que el acelerador se encuentra calibrado.
2. Los valores de las diferencias encontradas entre la dosis medida y calculada y los valores de las tolerancias dadas en el TRS 430 son en general compatibles.
3. En el punto de normalización los valores obtenidos son el doble de los valores de tolerancia dados en el TRS 430 para campos cuadrados, rectangulares y asimétricos. Sin embargo para campos con cuñas, distancia extendida y distendida están en tolerancia.
4. Para los puntos en el eje del campo de radiación fueron los mejores resultados obtenidos, encontrándose todos en tolerancia salvo en los campos asimétricos donde el error se encuentra en el campo de 10x2_20 cm², donde se observa que el borde de la cámara está muy cerca del borde del campo en la profundidad de 5cm ya que para 15cm está en tolerancia y dentro del haz debido a la divergencia del campo de radiación.
5. Para los puntos fuera del eje sin cuña los peores resultados encontrados fueron a la profundidad de 5cm para campos de 6x6cm² donde se observa que el electrodo de la cámara está parcialmente fuera del campo.
6. Para campos cuadrados y rectangulares en el punto de normalización se recomienda la tolerancia del 1%, aunque para campos cuadrados estamos ligeramente por fuera de la tolerancia recomendada (1.02%) y para campos rectangulares estamos en el límite.

7. Se recomienda repetir las medidas del punto 4 y 5 con otra cámara de ionización con un volumen sensible más pequeño para todas las profundidades medidas.
8. El conocimiento de las bondades y limitaciones del sistema de planificación, pueden llevar a la elección de una técnica de tratamiento en lugar de otra.
9. Es importante que todo servicio de radioterapia tenga un programa de control de calidad dosimétrico del sistema de planificación ya que este instrumento es utilizado diariamente para realizar dosimetría a los pacientes.
10. La realización de estas medidas es un proceso lento que amerita mucho tiempo, el cual es poco debido a que el LINAC es de uso médico.

REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS

- [1] AAPM 85 (AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE),
Reporte 85, *Tissue Inhomogeneity corrections for megavoltage photon beams*,
Publicaciones de la AAPM, Madison WI, USA 2004.

- [2] ATTIX, F. *Introduction to Radiological Physics and Radiation dosimetry*. New
York, USA, John Wiley & Sons, 1986.

- [3] ICRU 60. *Magnitudes y Unidades Fundamentales para la radiación ionizante*.
1998.

- [4] Van Dyk J. (1999). "The modern Technology of Radiation Oncology Medical
Physics Publishing: A Compendium for Medical Physicists and Radiation Oncologists"
Madison, Wisconsin: Medical Physics Publishing.

- [5] IAEA (2000). 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*" TRS 398. Viena.

- [6] Knoll, G. (1999). "*Radiation Detection and Measurement*". 3rd Ed. New York:
John Wiley & Sons.

- [7] Khan, Faiz M. (2003) "*The Physics of Radiation Therapy*" 3rd Ed. Baltimore,
MD: Lippincott William & Wilkins.

- [8] Cunningham, Jhon R. (1983) *“The Physisc of Radiology”* 4rd Ed.
- [9] TRS 430 *“Commissioning and Quality Assurance of Computerized Planning Systems for Radiation Treatment of Cancer”* IAEA 2004.
- [10] Andreo, Pedro, *“Radiation Oncology of Physics”* IAEA (2004).
- [11] Saw, Cheng B. *“Therapeutic Radiological Physics”* 1rd Ed. (January 2002).