

# UNIVERSIDAD NACIONAL DEL CALLAO

FACULTAD DE CIENCIAS NATURALES Y MATEMÁTICA ESCUELA

PROFESIONAL DE FÍSICA



“VALIDACIÓN DE LOS VALORES RAZÓN TEJIDO-MÁXIMO A PARTIR DE  
LOS PORCENTAJES DE DOSIS EN PROFUNDIDAD DEL ACELERADOR LINEAL  
ELEKTA INFINITY CON ENERGÍA DE 6MV.”

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

ORLANDO FRANCO DURAND SALVATIERRA

Callao, Marzo, 2019

PERÚ

HOJA DE REFERENCIA DEL JURADO Y APORBACIÓN

“VALIDACIÓN DE LOS VALORES DE RAZÓN TEJIDO-MÁXIMO A PARTIR DE LOS PORCENTAJES DE DOSIS EN PROFUNDIDAD DEL ACCELERADOR LINEAL ELEKTA INFINITY CON ENERGÍA DE 6MV”

**Orlando Franco Durand Salvatierra**

Tesis presentada a consideración del Cuerpo Docente de la Facultad de Ciencias Naturales y Matemáticas de la Universidad Nacional del Callao, como parte de los requisitos para obtener el título profesional de Licenciado en Física.

Aprobado por:

-----  
Presidente

-----  
Vocal

-----  
Secretario

-----  
Dr. WALTER FLORES VEGA  
Asesor

Callao-Perú  
Marzo-2019

## **DEDICATORIA**

*Este proyecto de investigación está dedicado a mis padres y hermanas, por el apoyo incondicional que me brindaron.*

## **AGRADECIMIENTO**

El presente trabajo de tesis en primer lugar se lo agradezco a Dios, por darme la fuerza para seguir adelante en esta meta trazada que está llegando a su fin.

A mi familia, por su constante apoyo y dedicación, el cual jamás me abandonaron a pesar de las adversidades que se pudieron presentar en el camino.

Al Dr. Walter Flores Vega, que gracias a sus críticas me ayudaron mejorar de forma progresiva la presente tesis.

A la Mg. Bertha García Gutiérrez, por sus enseñanzas y darme la oportunidad de realizar el presente trabajo de investigación.

Al Lic. Pedro Pacheco Peña, por su tiempo brindado me ayudó a enriquecer y ampliar mis conocimientos.

Por lo que ha sido y será. Gracias

# ÍNDICE

<b>TABLAS DE CONTENIDO</b>	<b>6</b>
<b>TABLAS DE GRÁFICOS</b>	<b>8</b>
<b>RESUMEN</b> . . . . .	15
<b>ABSTRACT</b> . . . . .	17
<b>INTRODUCCIÓN</b> . . . . .	19
<b>I. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA</b>	<b>21</b>
<b>1.1. Descripción de la realidad problemática</b> . . . . .	21
<b>1.2. Formulación del problema</b> . . . . .	23
<b>1.2.1. Problema general</b> . . . . .	23
<b>1.2.2. Problemas específicos</b> . . . . .	24
<b>1.3. Objetivos</b> . . . . .	24
<b>1.3.1. Objetivo general</b> . . . . .	24
<b>1.3.2. Objetivos específicos</b> . . . . .	24
<b>1.4. Limitantes de la investigación</b> . . . . .	24
<b>II. MARCO TEÓRICO</b>	<b>26</b>
<b>2.1. Antecedentes internacionales y nacionales</b> . . . . .	26
<b>2.2. Bases teóricas</b> . . . . .	28
<b>2.2.1. Fluencia de partículas <math>[\Phi]</math></b> . . . . .	28
<b>2.2.2. Tasa de fluencia de partículas <math>[\varphi]</math></b> . . . . .	29
<b>2.2.3. Fluencia de energía <math>[\Psi]</math></b> . . . . .	29

2.2.4. Tasa de fluencia de energía $[\psi]$	29
2.2.5. Kerma $[K]$	29
2.2.6. Energía impartida $[\bar{\epsilon}]$	31
2.2.7. Dosis absorbida	31
2.2.8. Relación entre Kerma y dosis absorbida	31
2.2.9. Interacción de los fotones con la materia	32
2.2.10. Efecto Fotoeléctrico	33
2.2.11. Efecto Compton	34
2.2.12. Producción de pares	34
2.2.13. Dispersión de Rayleigh	35
2.2.14. Coeficiente de atenuación másico	36
2.2.15. Predominio relativo de los efectos individuales	36
2.2.16. Teoría de la Cavidad de Bragg-Gray	36
2.2.17. Teoría de Spencer-Attix	38
2.2.18. Distribución del haz de fotón en un fantoma	39
2.2.19. Dosis superficial $D_s$	40
2.2.20. Región de Build-up	41
2.2.21. Dosis máxima en profundidad $D_{max}$	42
2.2.22. Parámetros en el tratamiento de radiación	42
2.2.23. Ley del Inverso al cuadrado de la distancia	42
2.2.24. Radioterapia de haces externos	44
2.2.25. Radioterapia Conformal en 3 dimensiones(3-D)	45
2.2.26. Radioterapia por modulación de intensidad	45
2.2.27. Radioterapia estereotáctica	46
2.2.28. Acelerador Lineal	47
2.2.29. Cámara de ionización cilíndricas	50
2.2.30. Cámara de ionización plano-paralelas	50
2.2.31. Fantoma	51
2.3. Conceptual	52
2.3.1. Factor de retrodispersión pico (FRP)	52

2.3.2. Porcentaje de dosis en profundidad PDP	52
2.3.3. Razón tejido-aire RTA	54
2.3.4. Factor de dispersión del colimador $S_c$	55
2.3.5. Factor de dispersión del fantoma $S_p$	57
2.3.6. Factor de dosis relativa FDR	57
2.3.7. Razón tejido-fantoma (RTF) y Razón tejido-máximo (RTM)	59
2.3.8. Relación entre PDP y RTM	61
2.3.9. Cálculo del tiempo de irradiación	62
2.3.10. Formalismo para el cálculo de tiempo de tratamiento en técnica DES	62
2.3.11. Formalismo para el cálculo de tiempo de tratamiento en técnica DEI	63
2.4. Definición de términos básicos	64
<b>III. HIPÓTESIS Y VARIABLES</b>	<b>65</b>
3.1. Hipótesis general y específicas	65
3.1.1. Hipótesis general	65
3.1.2. Hipótesis específicas	65
3.2. Definición conceptual de las variables	65
3.2.1. Operacionalización de variable	66
<b>IV. DISEÑO METODOLÓGICO</b>	<b>67</b>
4.1. Tipo y diseño de investigación	67
4.2. Método de investigación	67
4.3. Población y muestra	68
4.4. Lugar de estudio y periodo desarrollado	68
4.5. Técnicas e instrumentos para la recolección de la información	68
4.5.1. Acelerador Lineal Elekta Infinity	69
4.5.2. Cámara de ionización semiflex	69
4.5.3. Cámara de ionización Farmer	71
4.5.4. Fantoma	72

4.5.5. Electrómetro . . . . .	73
4.5.6. Calibración del acelerador lineal . . . . .	74
4.5.7. Medición de los valores de PDP . . . . .	75
4.5.8. Relación entre los valores de RTM y PDP para el haz de fotón de 6 Mv . . . . .	76
4.5.9. Medición de los valores Factor de retrodispersión pico . . . . .	78
4.5.10. Obtención de los valores de RTM del acelerador lineal . . . . .	79
4.6. Análisis y procesamiento de datos . . . . .	80
<b>V. RESULTADOS</b>	<b>81</b>
5.1. Resultados descriptivos . . . . .	81
5.1.1. Gráfica de los valores de Porcentaje de dosis en profun- didad medidos . . . . .	81
5.1.2. Gráfica de los valores de retro dispersión pico . . . . .	83
5.1.3. Gráfica de los valores de Razón tejido-máximo calculados a partir de los PDP y FRP . . . . .	83
5.1.4. Gráfica de los valores de Razón tejido-máximo calculados a partir de los PDP . . . . .	87
5.1.5. Comparación entre RTM calculados con PDP y FRP versus los obtenidos mediante el software de dosimetría . . . . .	90
5.1.6. Comparación entre RTM calculados con PDP versus los obtenidos mediante el software de dosimetría . . . . .	100
<b>VI. DISCUSIÓN DE RESULTADOS</b>	<b>110</b>
6.1. Contrastación y demostración de la hipótesis con los resultados . . . . .	110
6.2. Contrastación de los resultados con otros estudio similares . . . . .	111
<b>CONCLUSIONES</b>	<b>112</b>
<b>RECOMENDACIONES</b>	<b>113</b>
<b>REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS</b>	<b>114</b>

<b>Anexos</b>	<b>120</b>
<b>A. Matriz de consistencia</b>	<b>121</b>
<b>B. Otros Anexos</b>	<b>122</b>
B.1. Protocolo TRS-698 para haces de fotones de alta energía . . . . .	122
B.1.1. Formalismo basado en $N_{D,w}$ . . . . .	122
B.1.2. Corrección por magnitudes de influencia . . . . .	122
B.1.3. Condiciones de referencia . . . . .	124
B.1.4. Worksheet de la calibración del acelerador lineal . . . . .	126
B.2. Valores de Porcentajes de dosis en profundidad medidos . . . . .	128
B.3. Valores de RTM calculados mediante los PDP . . . . .	131
B.4. Valores de RTM calculados mediante el PDP y FRP . . . . .	133
B.5. Valores de RTM obtenidos del software de dosimetría para el acelerador lineal Elekta Infinity . . . . .	135

# TABLAS DE CONTENIDO

2.1. PROFUNDIDAD DE DOSIS MÁXIMA PARA ALGUNAS ENERGÍAS DEL HAZ DE RADIACIÓN DE FOTONES. . . . .	53
3.1. OPERACIONALIZACIÓN DE LAS VARIABLES. . . . .	66
4.1. CARACTERÍSTICAS DE LA CÁMARA DE IONIZACIÓN SEMIFLEX. . . . .	70
4.2. CARACTERÍSTICAS DE LA CÁMARA DE IONIZACIÓN FARMER. . . . .	71
B.1. DETERMINACIÓN DE LOS COEFICIENTES PARA EL CÁLCULO DEL FACTOR $K_s$ EN FUNCIÓN DEL COCIENTE DE TENSIONES $V_1/V_2$ . . . . .	124
B.2. CONDICIONES DE REFERENCIA PARA DETERMINAR LA DOSIS ABSORBIDA EN AGUA. . . . .	125
B.3. VALORES DE PDP PARA DIFERENTES TAMAÑOS DE CAMPO MEDIDOS DESDE UNA PROFUNDIDAD DE 0 MILÍMETROS HASTA 140 MILÍMETROS. . . . .	129
B.4. VALORES DE PDP PARA DIFERENTES TAMAÑOS DE CAMPO MEDIDOS DESDE UNA PROFUNDIDAD DE 150 MILÍMETROS HASTA 350 MILÍMETROS. . . . .	130
B.5. VALORES DE RTM CALCULADOS A PARTIR DE LOS VALORES DE PDP DE LA TABLA B.3 SIN INCLUIR EL FACTOR DE RETRODIPERSIÓN PICO. . . . .	131

B.6. VALORES DE RTM CALCULADOS A PARTIR DE LOS VA- LORES DE PDP DE LA TABLA B.4 SIN INCLUIR EL FAC- TOR DE RETRODIPERSIÓN PICO. . . . .	132
B.7. VALORES DE RTM CALCULADOS A PARTIR DE LOS VA- LORES DE PDP DE LA TABLA B.3 Y EL FACTOR DE RE- TRODISPERSIÓN PICO. . . . .	133
B.8. VALORES DE RTM CALCULADOS A PARTIR DE LOS VA- LORES DE PDP DE LA TABLA B.4 Y EL FACTOR DE RE- TRODISPERSIÓN PICO. . . . .	134
B.9. VALORES DE RTM OBTENIDOS DEL SOFTWARE DE DO- SIMETRÍA. . . . .	135
B.10. VALORES DE RTM OBTENIDOS DEL SOFTWARE DE DO- SIMETRÍA. . . . .	136

# TABLAS DE GRÁFICOS

2.1. ESFERA DE VOLUMEN $V$ Y SUPERFICIE ESFÉRICA $S$	
CENTRADO EN EL PUNTO $P$ QUE ES ATRAVESADO POR	
UN HAZ DE RADIACIÓN.	28
2.2. COMPORTAMIENTO ENTRE DOSIS ABSORBIDA Y KER-	
MA.	33
2.3. DIAGRAMA QUE EXPLICA EL EFECTO FOTOELÉCTRICO.	34
2.4. DIAGRAMA DE DISPERSIÓN DE COMPTON.	35
2.5. PROCESO DE PRODUCCIÓN DE PARES	35
2.6. REGIÓN DE PREDOMINANCIA RELATIVA EN LA INTER-	
ACCIÓN DEL FOTÓN CON LA MATERIA.	37
2.7. ELECTRONES ATRAVESANDO LA CAVIDAD DE BRAGG-	
GRAY.	38
2.8. COMPORTAMIENTO DE LA DISTRIBUCIÓN DE DOSIS	
AL INGRESAR EN UN FANTOMA DE AGUA DE PROFUN-	
DIDAD $Z$ .	41
2.9. HAZ FOTÓN DIVERGENTE CON ORIGEN EN LA FUEN-	
TE $S$ FORMANDO TAMAÑOS DE CAMPOS DE ÁREAS $A$	
$Y B$ .	43
2.10. TRATAMIENTO CONFORMADO POR MULTILÁMINAS PA-	
RA UN TRATAMIENTO DE CÁNCER EN PRÓSTATA EN	
UNA VISTA FRONTAL.	46

2.11. TRATAMIENTO DE RADIOTERAPIA ESTEREOTÁCTICA	
CRANEAL CON UN EQUIPO GAMMA KNIFE.	47
2.12. ESQUEMA DE UN ACELERADOR LINEAL MOSTRANDO	
SUS COMPONENTES BÁSICOS.	48
2.13. COMPONENTES INTERNOS QUE INTERVENEN EN LA	
ACELERACIÓN DE LOS ELECTRONES DEL ACELERA-	
DOR LINEAL.	49
2.14. ESQUEMA INTERNO DE UNA CÁMARA CILÍNDRICA.	50
2.15. ESQUEMA INTERNO DE UNA CÁMARA PLANO PARA-	
LELO.	51
2.16. CURVAS DE PORCENTAJE DE DOSIS EN PROFUNDIDAD	
PARA HACES DE DIFERENTES ENERGÍAS.	53
2.17. REPRESENTACIÓN ESQUEMÁTICA PARA LA MEDIDA	
DEL PORCENTAJE DE DOSIS EN PROFUNDIDAD.	54
2.18. GEOMETRÍA PARA LA MEDICIÓN DEL VALOR RAZÓN-	
TEJIDO AIRE (a) LA DOSIS ES DETERMINADA EN EL	
PUNTO $Q$ EN AGUA Y (b) LA DOSIS ES DETERMINADA	
EN EL MISMO PUNTO $Q$ EN AIRE.	56
2.19. ARREGLO GEOMÉTRICO PARA LA MEDICIÓN DEL FAC-	
TOR $S_c$ .	57
2.20. GEOMETRÍA PARA MEDIR LOS VALORES FDR, (A) ME-	
DICIÓN DE DOSIS EN EL PUNTO $P$ A UNA PROFUNDI-	
DAD $z_{max}$ Y TAMAÑO DE CAMPO $A$ (b) MEDICIÓN DE	
DOSIS EN EL PUNTO $P$ A UNA PROFUNDIDAD $z_{max}$ DEL	
FANTOMA PARA UNA TAMAÑO DE CAMPO $10 \times 10 \text{ cm}^2$ .	58
2.21. GEOMETRÍA PARA OBTENER LOS VALORES DE RTF (a)	
MEDICIÓN DE DOSIS EN EL PUNTO $Q$ A UNA PROFUN-	
DIDAD $z$ EN EL FANTOMA (b) MEDICIÓN DE DOSIS EN	
EL MISMO PUNTO $Q$ A UNA PROFUNDIDAD DE REFE-	
RENCIA $z_{ref}$ .	60

4.1. ACELERADOR LINEAL ELEKTA INFINITY. . . . .	70
4.2. CÁMARA DE IONIZACIÓN SEMIFLEX. . . . .	71
4.3. CÁMARA DE IONIZACIÓN FARMER. . . . .	72
4.4. FANTOMA DE AGUA MP3 PHANTOM TANK. . . . .	73
4.5. ELECTRÓMETRO PTW UNIDOS E. . . . .	73
4.6. ESQUEMA GEOMÉTRICO PARA LA CALIBRACIÓN DE FOTONES CON ENERGÍA DE 6 MV. . . . .	74
4.7. POSICIONAMIENTO DE LA CÁMARA SEMIFLEX A 10 CM DE PROFUNDIDAD SOBRE LA SUPERFICIE DEL AGUA PARA MEDIR VALORES DE PDP. . . . .	75
4.8. ESQUEMA GEOMÉTRICO PARA OBTENER LOS VALO- RES DE RTM EN FUNCIÓN DE LOS PDP (a) EL TÉRMINO $D_1$ ES EL VALOR DE DOSIS A UNA PROFUNDIDAD $z$ y $D_2$ ES LA DOSIS A UNA PROFUNDIDAD $z_{max}$ EN EL FAN- TOMA DE AGUA (b) $D_3$ ES EL VALOR DE DOSIS A UNA PROFUNDIDAD $f + z_{max}$ y $D_4$ ES LA DOSIS A UNA PRO- FUNDIDAD $f + z$ EN AIRE (c) $D_5$ ES EL VALOR DE DOSIS MEDIDO A UNA PROFUNDIDAD $z_{msx}$ . . . . .	77
4.9. POSICIONAMIENTO DE LA CÁMARA FARMER EN EL FANTOMA MP3-M PARA REALIZAR LAS MEDICIONES EN AGUA, LA CÁMARA SE UBICO A 1.5 cm POR DEBA- JO DE LA SUPERFICIE. . . . .	79
4.10. POSICIONAMIENTO DE LA CÁMARA FARMER EN EL FANTOMA MP3-M PARA REALIZAR LAS MEDICIONES EN AIRE COLOCANDO LA CAPA DE BUILD UP. . . . .	80
5.1. CURVAS DE PDP MEDIDOS PARA DEL ACELERADOR LI- NEAL ELEKTA INFINITY DE 6 MV, CADA COLOR DE CURVA ES REPRESENTADO POR EL TAMAÑO DE CAM- PO MEDIDO HASTA UNA PROFUNDIDAD DE 350 mm. . . . .	82

5.2. GRÁFICA DE FRP PARA EL ACELERADOR LINEAL ELEK- TA INFINITY CON ENERGÍA DE 6 MV. . . . .	83
5.3. GRÁFICA MOSTRANDO LOS VALORES DE RTM CALCULADOS A PARTIR DE LA MEDICIÓN DEL PDP Y FRP PARA DIFERENTES TAMAÑOS DE CAMPO DEL ACELERADOR LINEAL ELEKTA INFINITY DE 6 MV. . . . .	85
5.4. GRÁFICA MOSTRANDO LOS VALORES DE RTM CALCULADOS A PARTIR DE LA MEDICIÓN DEL PDP Y FRP PARA DIFERENTES TAMAÑOS DE CAMPO DEL ACELERADOR LINEAL ELEKTA INFINITY DE 6 MV. . . . .	86
5.5. GRÁFICA MOSTRANDO LOS VALORES DE RTM CALCULADOS A PARTIR DE LA MEDICIÓN DEL PDP PARA DIFERENTES TAMAÑOS DE CAMPO DEL ACELERADOR LINEAL ELEKTA INFINITY DE 6 MV. . . . .	88
5.6. GRÁFICA MOSTRANDO LOS VALORES DE RTM CALCULADOS A PARTIR DE LA MEDICIÓN DEL PDP PARA DIFERENTES TAMAÑOS DE CAMPO DEL ACELERADOR LINEAL ELEKTA INFINITY DE 6 MV. . . . .	89
5.7. LA CURVA EN AZUL REPRESENTA LOS VALORES DE RTM CALCULADOS Y EN ROJO LOS VALORES DE RTM OBTENIDOS POR EL SOFTWARE DE DOSIMETRÍA PARA UN TAMAÑO DE CAMPO DE $4 \times 4 \text{ cm}^2$ . . . . .	91
5.8. LA CURVA EN AZUL REPRESENTA LOS VALORES DE RTM CALCULADOS Y EN ROJO LOS VALORES DE RTM OBTENIDOS POR EL SOFTWARE DE DOSIMETRÍA PARA UN TAMAÑO DE CAMPO DE $5 \times 5 \text{ cm}^2$ . . . . .	92
5.9. LA CURVA EN AZUL REPRESENTA LOS VALORES DE RTM CALCULADOS Y EN ROJO LOS VALORES DE RTM OBTENIDOS POR EL SOFTWARE DE DOSIMETRÍA PARA UN TAMAÑO DE CAMPO DE $7 \times 7 \text{ cm}^2$ . . . . .	93

5.10. LA CURVA EN AZUL REPRESENTA LOS VALORES DE	
RTM CALCULADOS Y EN ROJO LOS VALORES DE RTM	
OBTENIDOS POR EL SOFTWARE DE DOSIMETRÍA PA-	
RA UN TAMAÑO DE CAMPO DE 10x10 $cm^2$ .	94
5.11. LA CURVA EN AZUL REPRESENTA LOS VALORES DE	
RTM CALCULADOS Y EN ROJO LOS VALORES DE RTM	
OBTENIDOS POR EL SOFTWARE DE DOSIMETRÍA PA-	
RA UN TAMAÑO DE CAMPO DE 15x15 $cm^2$ .	95
5.12. LA CURVA EN AZUL REPRESENTA LOS VALORES DE	
RTM CALCULADOS Y EN ROJO LOS VALORES DE RTM	
OBTENIDOS POR EL SOFTWARE DE DOSIMETRÍA PA-	
RA UN TAMAÑO DE CAMPO DE 20x20 $cm^2$ .	96
5.13. LA CURVA EN AZUL REPRESENTA LOS VALORES DE	
RTM CALCULADOS Y EN ROJO LOS VALORES DE RTM	
OBTENIDOS POR EL SOFTWARE DE DOSIMETRÍA PA-	
RA UN TAMAÑO DE CAMPO DE 30x30 $cm^2$ .	97
5.14. LA CURVA EN AZUL REPRESENTA LOS VALORES DE	
RTM CALCULADOS Y EN ROJO LOS VALORES DE RTM	
OBTENIDOS POR EL SOFTWARE DE DOSIMETRÍA PA-	
RA UN TAMAÑO DE CAMPO DE 35x35 $cm^2$ .	98
5.15. LA CURVA EN AZUL REPRESENTA LOS VALORES DE	
RTM CALCULADOS Y EN ROJO LOS VALORES DE RTM	
OBTENIDOS POR EL SOFTWARE DE DOSIMETRÍA PA-	
RA UN TAMAÑO DE CAMPO DE 40x40 $cm^2$ .	99
5.16. LA CURVA EN AZUL REPRESENTA LOS VALORES DE	
RTM CALCULADOS Y EN ROJO LOS VALORES DE RTM	
OBTENIDOS POR EL SOFTWARE DE DOSIMETRÍA PA-	
RA UN TAMAÑO DE CAMPO DE 4x4 $cm^2$ .	101

5.17. LA CURVA EN AZUL REPRESENTA LOS VALORES DE	
RTM CALCULADOS Y EN ROJO LOS VALORES DE RTM	
OBTENIDOS POR EL SOFTWARE DE DOSIMETRÍA PA-	
RA UN TAMAÑO DE CAMPO DE $5 \times 5 \text{ cm}^2$ .	102
5.18. LA CURVA EN AZUL REPRESENTA LOS VALORES DE	
RTM CALCULADOS Y EN ROJO LOS VALORES DE RTM	
OBTENIDOS POR EL SOFTWARE DE DOSIMETRÍA PA-	
RA UN TAMAÑO DE CAMPO DE $7 \times 7 \text{ cm}^2$ .	103
5.19. LA CURVA EN AZUL REPRESENTA LOS VALORES DE	
RTM CALCULADOS Y EN ROJO LOS VALORES DE RTM	
OBTENIDOS POR EL SOFTWARE DE DOSIMETRÍA PA-	
RA UN TAMAÑO DE CAMPO DE $10 \times 10 \text{ cm}^2$ .	104
5.20. LA CURVA EN AZUL REPRESENTA LOS VALORES DE	
RTM CALCULADOS Y EN ROJO LOS VALORES DE RTM	
OBTENIDOS POR EL SOFTWARE DE DOSIMETRÍA PA-	
RA UN TAMAÑO DE CAMPO DE $15 \times 15 \text{ cm}^2$ .	105
5.21. LA CURVA EN AZUL REPRESENTA LOS VALORES DE	
RTM CALCULADOS Y EN ROJO LOS VALORES DE RTM	
OBTENIDOS POR EL SOFTWARE DE DOSIMETRÍA PA-	
RA UN TAMAÑO DE CAMPO DE $20 \times 20 \text{ cm}^2$ .	106
5.22. LA CURVA EN AZUL REPRESENTA LOS VALORES DE	
RTM CALCULADOS Y EN ROJO LOS VALORES DE RTM	
OBTENIDOS POR EL SOFTWARE DE DOSIMETRÍA PA-	
RA UN TAMAÑO DE CAMPO DE $30 \times 30 \text{ cm}^2$ .	107
5.23. LA CURVA EN AZUL REPRESENTA LOS VALORES DE	
RTM CALCULADOS Y EN ROJO LOS VALORES DE RTM	
OBTENIDOS POR EL SOFTWARE DE DOSIMETRÍA PA-	
RA UN TAMAÑO DE CAMPO DE $35 \times 35 \text{ cm}^2$ .	108

5.24. LA CURVA EN AZUL REPRESENTA LOS VALORES DE	
RTM CALCULADOS Y EN ROJO LOS VALORES DE RTM	
OBTENIDOS POR EL SOFTWARE DE DOSIMETRÍA PA-	
RA UN TAMAÑO DE CAMPO DE 40x40 $cm^2$ .	109
B.1. WORKSHEET DONDE SE MUESTRAN LOS VALORES DE	
LAS MEDIDAS REALIZADAS CONFORME AL PROTOCO-	
LO 398.	126
B.2. WORKSHEET DONDE SE MUESTRA EL VALOR DE LA	
TASA DE DOSIS DE 1CGY POR UNIDAD DE MONITOR	
PARA EL ACELERADOR LINEAL ELEKTA INFINITY.	127

# RESUMEN

En la aplicación de la radioterapia se utilizan más de un campo de irradiación con la finalidad de tener un mejor control de la zona a tratar al irradiar la mayor cantidad de células cancerígenas a la que será sometido el paciente para su tratamiento y no causar daño a los tejidos sano. Para lograr este objetivo es muy importante el cálculo del tiempo de irradiación que se caracteriza por la utilización de los valores de razón Tejido Máximo (RTM) los cuales son muy complejos de medir en forma directa.

En el presente trabajo se determinaron los valores de razón tejido-máximo a partir de medir los valores de porcentaje de dosis en profundidad (PDP) en el acelerador lineal de alta energía Elekta Infinity de 6 MV con la finalidad de tener un método alternativo del cálculo de estos valores. Para llevar a cabo el estudio primero se calibró el acelerador lineal, seguidamente se midieron los valores de porcentaje de dosis en profundidad utilizando una cámara de ionización semiflex y un fantoma de agua MP3-M Phantom tank para diferentes tamaños de campo hasta una profundidad de 30 cm, se determinó la relación que existe entre los valores de razón tejido-máximo y porcentaje de dosis en profundidad proponiendo dos alternativas donde en una de ellas se incluyó la medición de los valores de factor retrodispersión pico. Por último, los valores de razón tejido-máximo calculados con las dos propuestas se compararon con los valores registrados del acelerador lineal.

Los resultados mostraron discrepancias entre 2% hasta 3.47% de los valores de RTM calculados a partir de la medición de los PDP en comparación con el acelerador lineal para los diferentes tamaños de campos medidos. Asimismo, para el caso de los valores de RTM calculados, incluyendo el factor de retrodispersión, se encontraron discrepancias entre 2% y 3% los cuales están dentro de un rango aceptable reportados en trabajos similares. Finalmente, se concluyó que era posible obtener los valores de RTM sólo con la medición directa de los PDP reduciendo las incertidumbre que se puedan cometer para un mejor cálculo de los tiempo de irradiación.

**Palabras claves:** Razón tejido-máximo, Porcentaje de dosis en profundidad, acelerador lineal, cámara de ionización, fantoma de agua

# ABSTRACT

In the application of radiotherapy, more than one irradiation field is used in order to have a better control of the area to be treated by irradiating the greater number of cancer cells that the patient will undergo for treatment and not cause damage to the healthy tissues. To achieve this objective, it is very important to calculate the irradiation time that is characterized by the use of the Tissue Maximum Ratio (TMR) values, which are very complex to measure directly.

In the present work we determined the values of tissue-maximum ratio from measuring the values of percentage of dose in depth (PDD) in the linear accelerator of high energy Elekta Infinity of 6 MV in order to have an alternative method of calculation of these values. To carry out the study, the linear accelerator was first calibrated, then the depth dose percentage values were measured using a semiflex ionization chamber and an MP3-M Phantom tank water phantom for different field sizes up to a depth of 30 cm, the relationship that exists between the values of tissue-maximum ratio and depth-dose percentage was determined by proposing two alternatives where in one the measurement of peak backscatter factor values is included. Finally, the tissue-maximum ratio values calculated with the two proposals were compared with the registered values of the linear accelerator.

The results showed discrepancies between 2 % to 3.47 % of the TMR values cal-

culated from the measurement of the PDSs compared to the linear accelerator for the different sizes of measured fields. Likewise, for the case of calculated TMR values including the backscattering factor, discrepancies between 2% and 3% were found, which are within an acceptable range reported in similar works. Finally, it is concluded that it is possible to obtain the TMR values only with the direct measurement of the PDP, reducing the uncertainty that can be committed for a better calculation of the irradiation time.

**Keywords:** Maximum-tissue ratio, Percentage of doses in depth, linear accelerator, ionization chamber, water phantom

# INTRODUCCIÓN

En la actualidad la mayoría de los tratamientos radioterapéuticos se realizan en condiciones isocéntricas ya que permiten una mejor reproducibilidad en el tratamiento. En esta técnica el isocentro del acelerador lineal se ubica dentro del paciente en el área tumoral. Se utiliza más de un campo de tratamiento, con el fin de que las curvas de isodosis encierren el tumor y se pueda tener un mejor control de la zona al irradiar la mayor cantidad de células malignas. El cálculo del tiempo de irradiación para este tipo de técnica se caracteriza por la utilización de los valores de razón tejido-máximo (RTM) [\[10\]](#), [\[22\]](#).

En los sistemas de planificación de los equipos de tratamiento en radioterapia para realizar el cálculo del tiempo de tratamientos terapéuticos, se requiere que el físico especifique los valores de razón tejido-máximo. Estos valores de RTM se pueden medir utilizando un fantoma de agua, colocando una cámara de ionización a una distancia fija desde la fuente de radiación y variando la profundidad. Los valores de RTM son tomados para diferentes tamaños de campo del acelerador siguiendo las recomendaciones del protocolo IAEA TRS 398 [\[17\]](#).

La mayoría de los centros hospitalarios en el Perú no cuenta con un fantoma de agua que pueda variar automáticamente las profundidades para realizar las medidas, por el cual, la única manera de realizarlo es variando manualmente la profundidad de agua y colocando la cámara de ionización en el isocentro,

pero esta forma de medir el RTM es difícil debido a la precisión necesaria y al tiempo que se consume en ello, con lo cual generaría incertidumbres en la mediciones el cual conllevaría errores para la determinación del tiempo de irradiación en los tratamientos del cáncer.

El objetivo principal de este trabajo es determinar los valores de razón tejido-máximo a partir de la medición de los porcentajes de dosis en profundidad (PDP) para fotones con energía de 6 Mv del acelerador lineal Elekta Sinergy, estos valores fueron comparados con los registrados en el sistema de planificación con la finalidad validarlos y así optimizar la dosis que recibirán los pacientes en los tratamientos con cáncer.

La necesidad de abordar este problema es tener un método alternativo de medida de los valores de RTM el cual minimizará los errores en la planificación de tratamiento y administración de dosis al paciente en los tratamientos radioterapéuticos<sup>[15, 16]</sup> y que son recomendaciones del Organismo Mundial de Salud dentro de un programa de garantía de calidad. La investigación se limitó a determinar los valores de razón tejido-máximo para un haz de fotones con energía de 6 Mv y un esquema de tratamiento conformal en 3 dimensiones.

Los resultados del presente trabajo permitirán realizar una implementación alternativa en el control de calidad para la obtención de los valores de razón tejido-máximo en los aceleradores lineales y ofrecer a los pacientes tratamientos radioterapéuticos más seguro. Asimismo nos permitirá continuar con el estudio para otras técnicas de tratamiento como son en radiocirugía donde se utiliza campos de tratamientos pequeños (menores a 3x3 cm) o tratamiento de cuerpo total donde se utilizan campos de tratamiento más grandes (mayores a 40x40 cm).

# I. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

## 1.1. Descripción de la realidad problemática

La radioterapia es un tratamiento radioterapéutico que se caracteriza por utilizar elevadas dosis de radiación con el propósito de eliminar células cancerígenas minimizando el daño a las células normales circundantes al tumor<sup>[14]</sup>; por la forma en cómo se administran existen dos tipos de radioterapia: braquiterapia y teleterapia. En teleterapia, la fuente que origina la radiación está alejada del paciente y es producida por equipos de tratamiento como son los aceleradores lineales o unidades de Cobalto 60.

A su vez en teleterapia existen diferentes modos de tratamiento como son la radioterapia conformal en 3 dimensiones, radioterapia de intensidad modulada o radiocirugía entre otros; por lo tanto, independientemente del modo de tratamiento que un paciente va a recibir es indispensable calcular con alta precisión el valor de la dosis y el tiempo de irradiación que recibirá, para ello es necesario conocer las funciones dosimétricas asociadas para dicho cálculo.

Las funciones dosimétricas dependen de parámetros como: tamaño de campo, profundidad de tratamiento y especialmente del esquema geométrico; para un esquema distancia fuente superficie (DFS) la función dosimétrica a utilizar

son los porcentajes de dosis en profundidad<sup>[17, 29]</sup>, actualmente este esquema de tratamiento es poco utilizado debido a que para tratamientos complejos no se logra una buena reproducibilidad. El esquema geométrico más utilizado es el de distancia fuente isocentro (DFI) y las funciones dosimétricas a utilizar son los valores de razón tejido-máximo<sup>[22, 29]</sup>.

Para el cálculo de la dosis y el tiempo de irradiación, se requiere que el físico dedicado al área médica mida los valores de razón tejido-máximo (RTM) los cuales serán ingresados en los sistemas de planificación. Estos valores se pueden obtener utilizando una cámara de ionización montado sobre un fantoma automatizado que cuente con la licencia comercial habilitada para medirlos, la cámara de ionización se mantiene en una posición fija y una distancia de 100 cm hasta la fuente de irradiación mientras que una bomba varia la profundidad de agua dentro del fantoma obteniendo los valores de RTM.

El problema surge en que la mayoría de centros hospitalarios dedicado a la radioterapia en Perú no cuentan con un fantoma de agua automatizado que pueda variar automáticamente la profundidad para realizar las medidas, por lo que cuenta con software de dosimetría para realizar la conversión de los valores de razón tejido-máximo a partir de los valores de porcentaje de dosis en profundidad, pero al no tener una medición alternativa están expuesta a errores humanos que se podría generar, otra alternativa de medir seria variando manualmente la profundidad de agua y colocando la cámara de ionización en el isocentro, pero esta forma de medir los valores de razón tejido-máximo es difícil debido a la precisión necesaria y al tiempo que se consume con lo cual generaría incertidumbres en las mediciones, lo que conllevaría a errores en la determinación del tiempo de irradiación en los tratamientos del cáncer.

En el trabajo de Van Batthun y Easser<sup>[33]</sup> se relacionaron los valores de razón tejido-máximo a partir de la medición de porcentajes de dosis en profundidad

para campos pequeños e indicaron la necesidad de involucrar los valores del factor de retrodispersión pico, mientras que Narayanasami y Wilbert<sup>26</sup> hallaron los valores de razón tejido-fantoma a partir de los porcentajes de dosis en profundidad, con corrección y sin corrección, del factor de retrodispersión pico, cabe indicar que la función razón tejido-máximo es un caso especial de razón tejido-fantoma.

El objetivo principal de este trabajo fue determinar los valores de razón tejido-máximo a partir de los porcentajes de dosis en profundidad de alta energía para el acelerador lineal Elekta Infinity de 6MV para lo cual se tomó como base del trabajo lo expuesto en Supplement 25. British journal of radiology<sup>5</sup>, la obtención de los valores razón tejido-máximo se realizó bajo dos métodos, con corrección y sin corrección del factor retrodispersión pico.

La necesidad de abordar este problema es tener un método alternativo de medida de los valores de razón tejido-máximo el cual minimizará los errores en la planificación de tratamiento y administración de dosis al paciente en los tratamientos radioterapéuticos y que son recomendaciones del Organismo Mundial de Salud dentro de un programa de garantía de calidad<sup>15, 16</sup>.

## **1.2. Formulación del problema**

### **1.2.1. Problema general**

Se pretende resolver la siguiente interrogante: ¿Es posible validar los valores de razón tejido-máximo del acelerador lineal Elekta Infinity a partir de la medición del porcentaje de dosis en profundidad?

## **1.2.2. Problemas específicos**

1. ¿En qué medida se relacionan los valores de razón tejido-máximo y porcentaje de dosis en profundidad de manera teórica?
2. ¿En qué medida serán obtenidos los valores de razón tejido-máximo?
3. ¿En qué medida serán validados los valores de razón tejido-máximo?

## **1.3. Objetivos**

### **1.3.1. Objetivo general**

Validar los valores razón tejido-máximo a partir de los valores de porcentaje de dosis en profundidad del acelerador lineal Elekta Infinity de 6 Mv.

### **1.3.2. Objetivos específicos**

1. Establecer las bases teóricas de las relaciones entre la razón tejido-máximo y el Porcentaje de Dosis en Profundidad.
2. Calcular los valores de razón tejido-máximo a partir de sus relaciones con el porcentaje de dosis en profundidad.
3. Comparar los valores de la razón tejido-máximo obtenidos con los valores razón tejido-máximo registrados en el planificador del acelerador lineal.

## **1.4. Limitantes de la investigación**

El limitante teórico de la investigación, sólo incluyó el análisis para los fotones con energía de 6 Mv que cuenta el acelerador lineal y un esquema geométrico distancia fuente superficie (DFS) igual a 100 cm.

Respecto al límite temporal, la presente tesis se realizó en los plazos establecidos en el proyecto de investigación según el cronograma de actividades.

En el limitante espacial de la investigación no se realizó la medida directa de los valores RTM, debido a que la clínica no cuenta con una cava automatizada y se tuvo un acceso limitado al acelerador para realizarlo de forma manual.

## II. MARCO TEÓRICO

### 2.1. Antecedentes internacionales y nacionales

En el trabajo de Janhangir et al.<sup>[21]</sup>, hallaron los valores de razón tejido-fantoma (RTF) a partir de los porcentajes de dosis en profundidad (PDP), para la obtención de estos valores de RTF hicieron una modificación a la ecuación que relaciona los términos RTF y PDP según el suplemento en Supplement 25 de British Journal of Radiology<sup>[5]</sup>; para la parte experimental, la dosis que midieron en una fantoma de agua lo realizaron a una distancia fuente-superficie de 100 cm y una profundidad de referencia de 5 cm por debajo del nivel de agua para un acelerador lineal de 6 Mv, se tomaron medidas para diferentes tamaños de campo que variaron desde los  $5 \times 5 \text{ cm}^2$  hasta  $30 \times 30 \text{ cm}^2$ . Para hacer la conversión de los RTF a los PDP consideraron en su formalismo matemático que los valores causados por el efecto de retrodispersión pico eran independientes de la distancia fuente-superficie y lo omitieron en sus cálculos. Los resultados obtuvieron una diferencia porcentual menores al 1.2% entre los valores medidos y calculados para la RTF con lo que concluyeron que la modificación de la fórmula se puede adaptar para realizar las mediciones.

Asimismo, en el trabajo de Narayanasamy et al.<sup>[26]</sup> calcularon los valores de RTF a partir de los PDP, lo hicieron considerando los valores de retrodispersión pico y sin considerar los valores de retrodispersión pico comparándolos con los valores medidos para un acelerador lineal de 6Mv con campos que varían

desde  $3 \times 3 \text{ cm}^2$  hasta  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ . Encontraron que la variación porcentual entre los valores de RTF medidos y calculados con el factor de retrodispersión pico eran menores al 1% , mientras que la variación porcentual sin considerar los factores de retrodispersión pico estaba por encima del 1% , concluyendo que era factible usar ambos formalismos matemáticos para hallar los valores de RTF ya que se encontraban dentro de las tolerancias permisibles. Aunque tanto en los trabajos de Janhangir et al. y Narayanasamy et al. hallaron resultados aceptables para los valores de RTF, en el presente trabajo se utilizaron los valores de razón tejido-máximo que es una forma especial de definir los valores de RTF y actualmente son utilizados en la dosimetría para los aceleradores lineales.

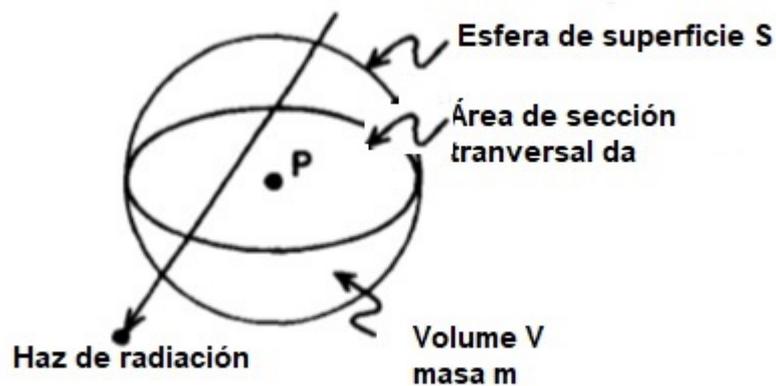
En el trabajo que desarrolló de Van Battum et al.<sup>33</sup>, hallaron los valores de razón tejido-máximo (RTM) a partir de los PDP para técnica de tratamiento estereotáctica, en este tipo de técnica de tratamiento los campos que se generan son de pequeñas dimensiones donde utilizaron conos para crear campos circulares que variaban desde los 5 mm hasta los 50 mm, en sus resultados encontraron que la variación porcentual de los valores de RTM comparados con los valores medidos estaban dentro del 2% encontrándose dentro de sus límites de tolerancia requeridos para este tipo de tratamiento concluyendo que es una opción válida para realizar controles de calidad. De forma similar Spunei et al.<sup>31</sup> en su trabajo hallaron los valores de PDP para una técnica de tratamiento de cuerpo completo, donde el valor de la distancia fuente superficie fue de 180 cm, con estos valores calcularon la RTM y al compararon con valores medidos encontraron diferencias porcentuales que varían entre los 0.2% y 3% para diferentes tamaños de campo. En ambos estudios determinaron las ecuaciones que relacionan los valores de RTM a partir de los PDP para técnicas especiales de tratamiento a diferencia del presente trabajo que se calcularon estos valores para un esquema general de tratamiento.

## 2.2. Bases teóricas

### 2.2.1. Fluencia de partículas [ $\Phi$ ]

Considerando el diagrama de la figura 2.1, se tiene el término  $N_e$  como el valor esperado del número de partículas que atraviesa una esfera finita alrededor del punto  $P$  durante un intervalo de tiempo [29, 2]. Si consideramos que la esfera se reduce infinitesimalmente en el punto  $P$  con una área de sección transversal  $da$ , entonces se define a la fluencia de partículas  $\Phi$ , como el diferencial del número de partículas  $N_e$  que atraviesa un diferencial de área  $da$ , este valor esta expresado en unidades de  $m^{-2}$  o  $cm^{-2}$ .

FIGURA N° 2.1: ESFERA DE VOLUMEN  $V$  Y SUPERFICIE ESFÉRICA  $S$  CENTRADO EN EL PUNTO  $P$  QUE ES ATRAVESADO POR UN HAZ DE RADIACIÓN.



Fuente: Modificado de Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry. Atixx (2000).

La ecuación que define a la fluencia de partículas es determinado por:

$$\Phi = \frac{dN_e}{da} \quad (2.1)$$

### 2.2.2. Tasa de fluencia de partículas [ $\varphi$ ]

La tasa de fluencia de partículas es el incremento de la fluencia durante un intervalo de tiempo entre  $t = t_0$  hasta  $t = t_{max}$ , entonces a partir de la ecuación 2.1 se define :

$$\varphi = \frac{d\Phi}{dt} = \frac{d}{dt} \left( \frac{dN_e}{da} \right) \quad (2.2)$$

Donde  $d\Phi$  es el incremento de la fluencia de energía para un intervalo de tiempo  $dt$ , sus unidades están expresado en  $m^{-2}s^{-1}$ .

### 2.2.3. Fluencia de energía [ $\Psi$ ]

Consideremos a  $R$  como el valor esperado de la energía total para todos las partículas  $N_e$  que atraviesan un esfera finita en el punto  $P$ , (ver figura 2.1), en un intervalo de tiempo arbitrario; considerando que la esfera se reduce infinitesimalmente en el punto  $P$  con área circular  $da$ , entonces se defina a la fluencia de energía como:

$$\Psi = \frac{dR}{da} \quad (2.3)$$

### 2.2.4. Tasa de fluencia de energía [ $\psi$ ]

Para cualquier instante de tiempo que varíe entre  $t = t_0$  hasta  $t = t_{max}$ , se define a la tasa de fluencia de energía como la variación de la fluencia de energía durante ese intervalo de tiempo, de la ecuación 2.3 se tiene que:

$$\psi = \frac{d\Psi}{dt} = \frac{d}{dt} \left( \frac{dR}{da} \right) \quad (2.4)$$

### 2.2.5. Kerma [K]

Se considera al Kerma como una cantidad no estocástica que tiene relevancia solamente para radiaciones directamente ionizantes como los fotones o neutro-

nes; de acuerdo a estas características el Kerma está definido como la suma de la energía transferida, en forma de energía cinética inicial, de las partículas cargadas liberadas por las partículas indirectamente ionizante en un volumen finito  $V$  durante un intervalo de tiempo<sup>[20][2]</sup> (véase figura [2.1](#)) y determinado por la expresión:

$$K = \frac{d(\varepsilon_{tr})_e}{dm} \quad (2.5)$$

El término  $d(\varepsilon_{tr})_e$  indica el valor esperado de la energía transferida en el volumen  $V$  en un intervalo de tiempo y  $dm$  es un elemento de masa en un diferencial de volumen  $dv$ .

La energía cinética de las partículas cargadas al ingresar en un elemento de volumen  $V$  es gastado por colisiones inelásticas con los electrones del medio el cual se le denomina Kerma de colisión, la otra parte es gastada por colisiones de Bremsstrahlung al interactuar con el núcleo atómico y es denominada kerma de radiación<sup>[2]</sup>:

$$K = K^{col} + K^{rad} \quad (2.6)$$

donde  $K^{col}$  es el Kerma de colisión y  $K^{rad}$  es el Kerma de radiación.

Cuando un haz de fotones atraviesan un medio cualquiera, se tiene una relación entre el Kerma y la fluencia energética del fotón dado por:

$$K^{col} = \Psi \left( \frac{\mu_{tr}}{\rho} \right) \quad (2.7)$$

$$K^{rad} = \Psi \left( \frac{\mu_{tr}}{\rho} \right) \left( \frac{g}{1-g} \right) \quad (2.8)$$

El término  $\frac{\mu_{tr}}{\rho}$  es el coeficiente másico promedio de transferencia de energía y  $g$  es la fracción promedio de energía debido a la interacción con el núcleo atómico<sup>[2]</sup>.

### 2.2.6. Energía impartida [ $\bar{\varepsilon}$ ]

La naturaleza de los fenómenos asociados a la interacción de las partículas en un elemento es de naturaleza estocástica, por lo tanto resulta conveniente definir la energía impartida como un valor medio mediante la expresión:

$$\bar{\varepsilon} = \sum_i \varepsilon_{tr} - \sum_i \varepsilon_{is} - \Delta Q_\eta \quad (2.9)$$

Siendo  $\sum_i \varepsilon_{tr}$  la suma de las partículas que entran en un elemento de volumen,  $\sum_i \varepsilon_{is}$  las energías de las partículas que salen de dicho volumen y  $\Delta Q_\eta$  la parte de la energía de las partículas que se hayan invertida en algún incremento de masa que haya tenido lugar mediante las eventuales reacciones nucleares en el interior de elemento.

### 2.2.7. Dosis absorbida [D]

La dosis absorbida se define como:

$$D = \frac{\Delta \bar{\varepsilon}}{\Delta m} \quad (2.10)$$

Siendo  $\Delta \bar{\varepsilon}$  la energía impartida media por la radiación en un elemento de volumen de un medio cualquiera de masa  $\Delta m$  [29] [2].

También conviene mencionar la relación de tasa de dosis absorbida en punto el cual viene de la relación

$$\dot{D} = \frac{dD}{dt} \quad (2.11)$$

### 2.2.8. Relación entre Kerma y dosis absorbida

La figura [2.2] muestra el comportamiento entre Kerma y dosis absorbida, cuando una haz de fotones atraviesa un medio de volumen  $V$  (tomar como referencia la imagen de la figura [2.1]), la ionización inicial ocurre en la superficie con los

átomos ubicados dentro del volumen. La energía es transferida de forma directa a los electrones atómicos y el Kerma tiene un máximo valor en la superficie. A medida que el haz sigue avanzando por el medio, la fluencia decrece debido a la atenuación dando como resultado que el Kerma también disminuya.

Sin embargo, la dosis absorbida el momento de ingresar el haz es bajo e incrementa hasta un valor máximo a determinada profundidad para luego volver a decrecer en función de la probabilidad. La relación entre Kerma y dosis se da mediante la ecuación [2](#):

$$\beta = \frac{Dosis}{K^{col}} \quad (2.12)$$

Cuando:

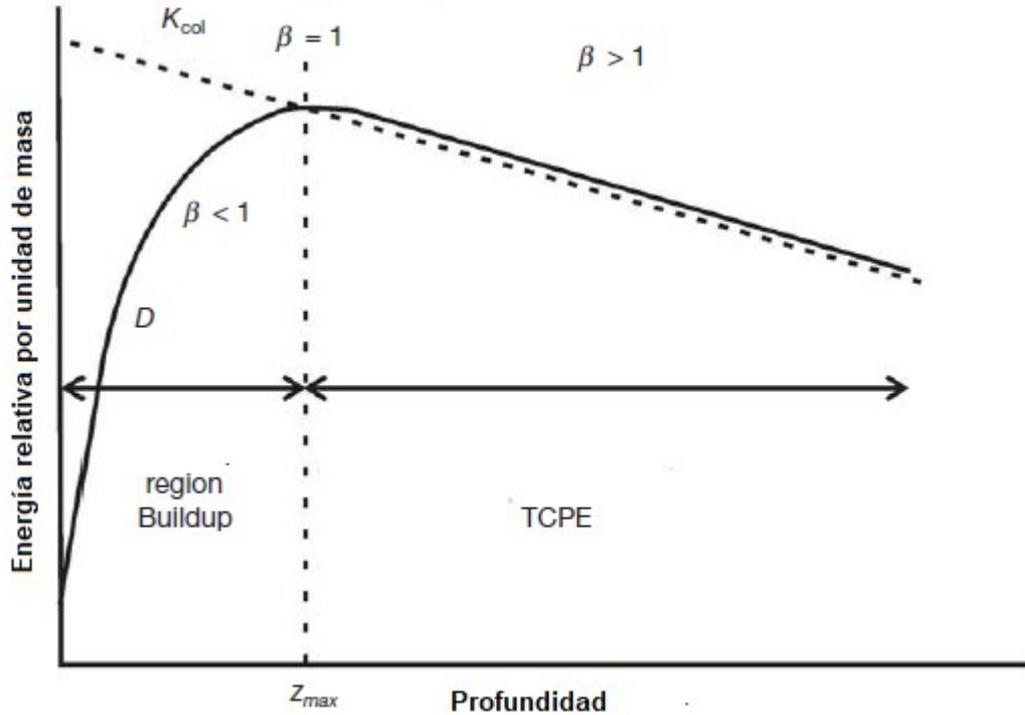
$\beta < 1$  :La energía cinética transferida es máxima en la superficie y aumenta a medida que aumenta la profundidad, la dosis inicialmente se acumula a un valor máximo y disminuye a la misma velocidad que el Kerma.

$\beta = 1$ : Existe equilibrio electrónico donde la energía impartida es igual que la energía transferida.

### 2.2.9. Interacción de los fotones con la materia

Cuando un fotón pasa cerca de un átomo, el campo magnético asociado ejerce una fuerza sobre el núcleo y los electrones de los orbitales y en casos extremos son tan fuertes que son capaces de separar el átomo [30](#). Estos procesos de interacción llevan a una transferencia de energía del fotón al medio circundante, estos procesos están gobernados por dos leyes fundamentales de la física como son la ley de conservación de momentun y la ley de conservación de energía. Las interacciones más resaltantes que se tomaran en cuentan son:

FIGURA N° 2.2: COMPORTAMIENTO ENTRE DOSIS ABSORBIDA Y KERMA.



Fuente: Modificado de Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students. Podgorsak (2005).

### 2.2.10. Efecto Fotoeléctrico

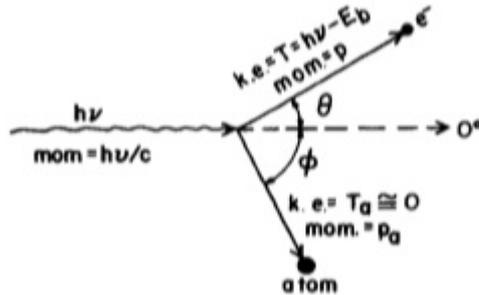
El efecto fotoeléctrico se produce cuando tiene lugar una interacción entre un fotón y un átomo, representado por uno de sus electrones suficientemente ligado [2]. La consecuencia de una interacción fotoeléctrica es la emisión de electrones (fotoelectrones), debido a la absorción total de la energía del fotón por el electrón ligado, ver figura 2.3.

La energía cinética con que sale el fotón está dado:

$$E_k = h\nu - E_B \quad (2.13)$$

Donde  $h\nu$  es la energía del fotón incidente y  $E_B$  es la energía de enlace del electrón orbital [29].

FIGURA N° 2.3: DIAGRAMA QUE EXPLICA EL EFECTO FOTOELÉCTRICO.



Fuente: Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry. Atixx (2000)

### 2.2.11. Efecto Compton

En la interacción de Compton, el fotón interactúa con un electrón de la capa externa del átomo cediéndole parte de su energía [2.10], después de la interacción el electrón que recibió energía del fotón es emitido con un ángulo  $\theta$  y el fotón es dispersado con un ángulo  $\phi$  como se muestra en la figura [2.4]. Debido a la conservación de energía la longitud de onda del fotón dispersado  $\Delta\lambda$  se calcula como:

$$\Delta\lambda = \frac{h}{m_e c}(1 - \cos\phi) \quad (2.14)$$

donde:  $h$ : constante de Planck.

$m_e$ : masa del electrón.

$c$ : velocidad de la luz.

$\phi$ : ángulo del fotón dispersado.

### 2.2.12. Producción de pares

La producción de pares se da cuando el fotón interacciona con el campo electromagnético del núcleo en el átomo y cede toda su energía creando un par electrón-positrón como se muestra en la [2.5], debido a que la masa en reposo

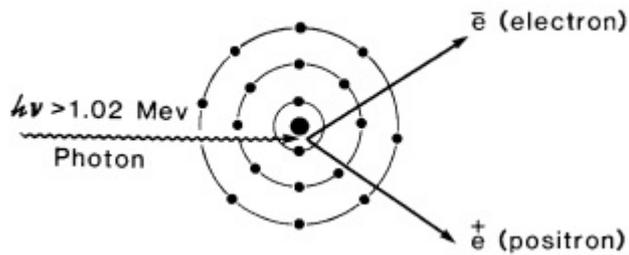
FIGURA N° 2.4: DIAGRAMA DE DISPERSIÓN DE COMPTON.



Fuente: Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry. Atixx (2000).

del electrón es de 0.51 Mev, la mínima energía para crear el par electrónico es de 1.02 Mev [21](#) [100](#).

FIGURA N° 2.5: PROCESO DE PRODUCCIÓN DE PARES



Fuente: The Physics of Radiation Therapy. Khan (2014).

### 2.2.13. Dispersión de Rayleigh

Esta interacción elástica el fotón no pierde energía y es dispersado con un ángulo relativamente pequeño [29](#). En el tejido y materiales equivalentes la importancia de esta dispersión con respecto a otras es pequeña y sólo contribuye con una bajo porcentaje al coeficiente de atenuación total.

### 2.2.14. Coeficiente de atenuación másico

El coeficiente de atenuación indica la fracción de que las partícula interaccionan por unidad de espesor del material absorbente en su trayectoria recorrida. Para un fotón de energía  $h\nu$  y un atenuador de número atómico  $Z$  el coeficiente de atenuación  $\mu$  está dado por la suma de los coeficientes individuales para cada una de las interacciones por lo que tenemos:

$$\mu = \tau + \sigma_r + \sigma_c + \kappa \quad (2.15)$$

Donde  $\tau$ ,  $\sigma_r$ ,  $\sigma_c$  y  $\kappa$  son los coeficientes de atenuación para los efectos fotoeléctrico, dispersión de Rayleigh, Compton y producción de pares respectivamente.

El coeficiente de atenuación másico viene dado como la suma de todos los coeficientes de las interacciones<sup>[29]</sup>.

$$\left(\frac{\mu}{\rho}\right)_{total} = \left(\frac{\tau}{\rho}\right)_{Fotoe} + \left(\frac{\sigma_c}{\rho}\right)_{Comp} + \left(\frac{\sigma_r}{\rho}\right)_{Rayl} + \left(\frac{\pi}{\rho}\right)_{p.depares} \quad (2.16)$$

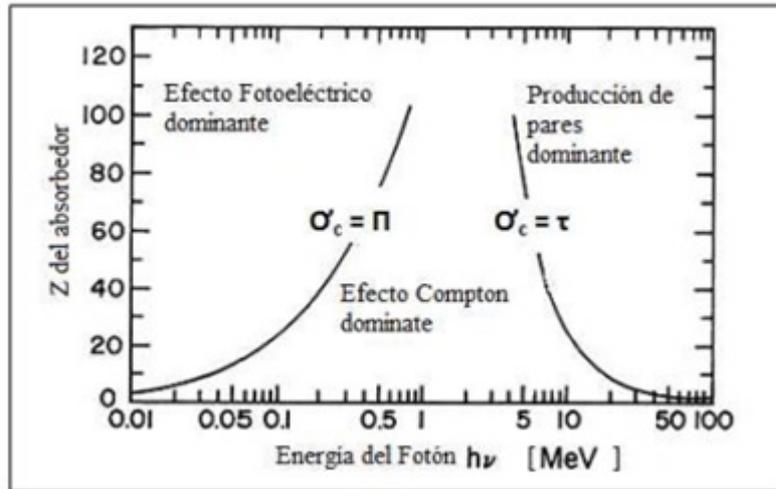
### 2.2.15. Predominio relativo de los efectos individuales

La probabilidad que ocurra uno de los cuatro procesos mencionados depende de la energía del haz incidente y el número atómico  $Z$  del material con el que interactúa, para el rango energético utilizados en radioterapia del orden de decenas de Mev los procesos predominantes son el efecto Compton y producción de pares<sup>[24]</sup>, para energías menores a 1 Mev los procesos predominantes son efecto fotoeléctrico y dispersión de Rayleigh como se aprecia en la figura [2.6](#).

### 2.2.16. Teoría de la Cavidad de Bragg-Gray

La teoría de la cavidad de Bragg-Gray proporciona una relación entre la dosis absorbida en un dosímetro y la absorbida dosis en el medio que contiene el dosímetro. Las condiciones para la aplicación de la teoría de la cavidad de

FIGURA N° 2.6: REGIÓN DE PREDOMINANCIA RELATIVA EN LA INTERACCIÓN DEL FOTÓN CON LA MATERIA.



Fuente: Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry. Atixx (2000)

Bragg-Gray son: Que la cavidad del dosímetro debe ser pequeña en comparación con el rango de carga partículas incidentes en él y la dosis absorbida en la cavidad se deposita únicamente por partículas cargadas [11, 29]. La teoría de la cavidad de Bragg-Gray asume que la cavidad del dosímetro actúa como un hoyo uniforme (ver figura 2.7).

la dosis absorbida en la cavidad de la figura 2.7 viene dado por:

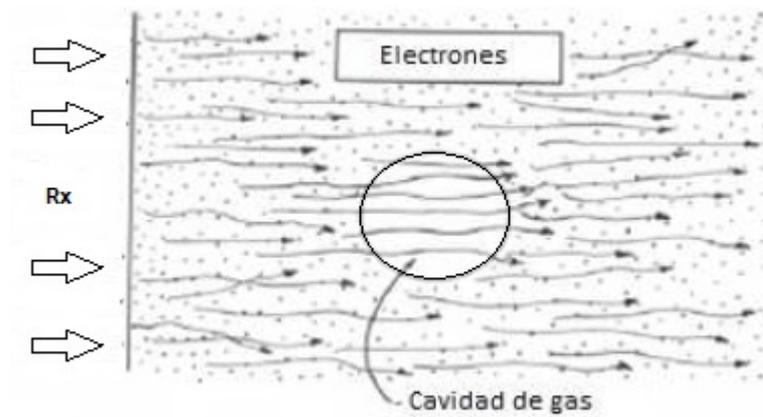
$$D_{gas} = J_{gas} \left( \frac{W}{e} \right) \quad (2.17)$$

EL término  $\frac{W}{e}$  es la energía necesaria para producir un par iónico y  $J_{gas}$  es las colección de cargas por unidad de masa en el gas. Como la dosis relativa en el medio y el gas se relacionan con la razón de coeficientes másico de poder de frenado de colisión tenemos:

$$\frac{D_{med}}{D_{gas}} = \left( \frac{S}{P} \right)_{gas}^{med} \quad (2.18)$$

Combinando ambas ecuaciones tenemos:

FIGURA N° 2.7: ELECTRONES ATRAVESANDO LA CAVIDAD DE BRAGG-GRAY.



Fuente: Modificado de Correlación dosimétrica entre los cálculos de un sistema de planificación de tratamiento en radioterapia y mediciones en medios homogéneos para haces de fotones. Díaz (2014).

$$D_{med} = J_{gas} \left( \frac{W}{e} \right) \left( \frac{S}{P} \right)_{gas}^{med} \quad (2.19)$$

La expresión [2.19](#) indica la relación de la dosis en el gas de la cavidad del dosímetro con la dosis en el medio.

### 2.2.17. Teoría de Spencer-Attix

La dificultad en la teoría de la cavidad de Bragg-Gray, es que no toma en cuenta los electrones secundarios que se generan debido a la interacción de los electrones primarios, en la teoría de Spencer-Attix toma en cuenta estas consideraciones de los electrones secundarios el cual poseen suficiente energía para generar otras ionizaciones y atravesar la cavidad del dosímetro [23](#), [29](#).

Se tiene dos clases de electrones secundarios: La primera clase son los electrones que poseen suficiente energía cinética para atravesar la cavidad de aire y la segunda clase son las que no pueden atravesar la cavidad de aire por lo que se

propone un umbral de energía mínimo para poder atravesarla  $\Delta$  [23]. Se tiene que la dosis en el medio cuando existe equilibrio electrónico de las partículas esta dado por:

$$D_{medio} = \int_{\Delta}^{T_0} \phi(S_{medio}(T, \Delta))dT \quad (2.20)$$

El término  $S_a(T, \Delta)$  indica el poder de frenado de lo electrones con energía cinética  $T$  en medio, en el equilibrio electrónico la fluencia de partículas se puede considerar como:

$$\phi = \frac{NR(T_0, T)}{(dT/\rho dx)_{medio}} \quad (2.21)$$

$N$  es el número de partículas liberadas por unidad de longitud y  $R(T_0, T)$  es la relación de fluencia de los electrones primarios y secundarios, combinando ambas ecuaciones se tiene:

$$D_{medio} = N \int_{\Delta}^{T_0} \frac{R(T_0, T)}{(dT/\rho dx)_{medio}} S_{medio}(T, \Delta)dT \quad (2.22)$$

De manera similar se tiene la dosis para el medio que contiene de la cavidad del dosímetro. Si consideramos que el medio de la cavidad es aire tenemos:

$$D_{aire} = N \int_{\Delta}^{T_0} \frac{R(T_0, T)}{(dT/\rho dx)_{aire}} S_{aire}(T, \Delta)dT \quad (2.23)$$

De esta forma se tiene la relación de dosis en aire y el medio que contiene el dosímetro.

$$\frac{D_{medio}}{D_{aire}} = \frac{\int_{\Delta}^{T_0} \frac{R(T_0, T)}{(dT/\rho dx)_{medio}} S_{medio}(T, \Delta)dT}{\int_{\Delta}^{T_0} \frac{R(T_0, T)}{(dT/\rho dx)_{aire}} S_{aire}(T, \Delta)dT} \quad (2.24)$$

### 2.2.18. Distribución del haz de fotón en un fantoma

Un haz de fotón que atraviesa un fantoma de agua es afectado por la atenuación y dispersión incidente dentro del fantoma, estos efectos hacen que la

deposición de la dosis dentro del paciente un proceso complicado y muy complejo para determinarlo. Por lo cual una medición directa en la distribución de la dosis que afectan a los pacientes es una labor imposible. Para lograr determinar estos efectos mencionados se utilizan funciones que relacionan la dosis en un punto arbitrario dentro del paciente con la dosis conocida en el punto de referencia del haz al momento de la calibración.

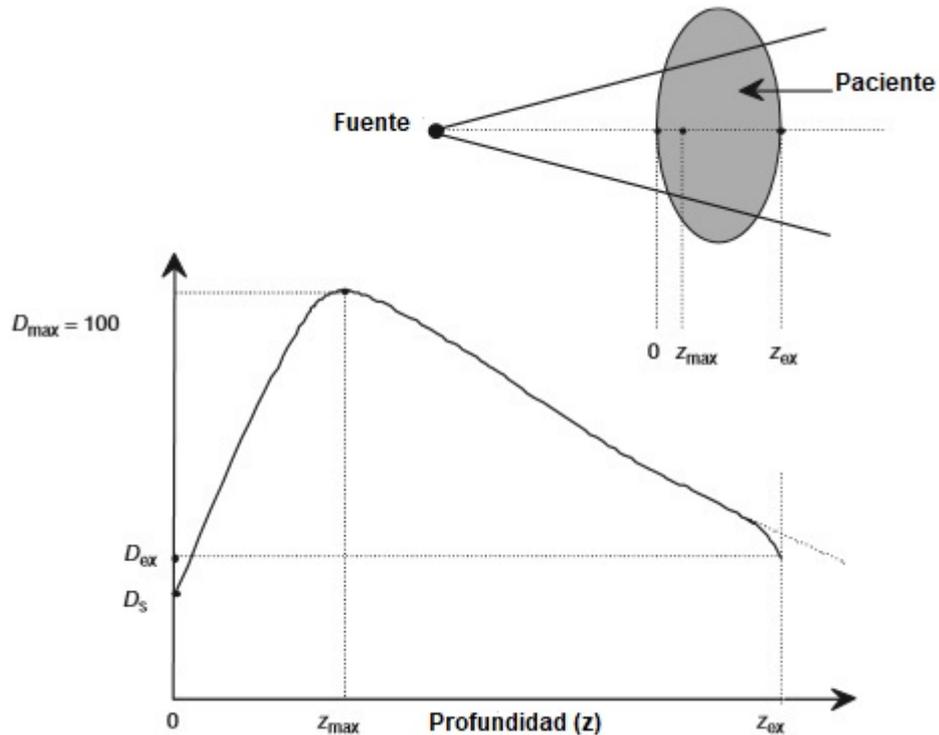
Por lo general las mediciones de estas funciones se logran utilizando detectores adecuados ubicados en el interior de un fantoma con tejido equivalente al de un humano y el valor de la dosis o tasas de dosis en un punto de referencia dentro del fantoma se toma considerando condiciones de referencias como son la profundidad, tamaño de campo y distancia fuente superficie<sup>[29]</sup>.

En la figura [2.8](#), se observa el comportamiento de la distribución de dosis cuando el fotón atraviesa un fantoma de agua a lo largo de un eje central que denominado  $z$ ; desde el momento que el haz ingresa a la superficie del fantoma, deja una dosis inicial  $D_s$  (dosis superficial), que incrementa de manera exponencial a medida que la profundidad de incidencia  $z$  se incrementa hasta llegar a un valor máximo de profundidad  $z_{max}$  donde alcanza el equilibrio electrónico, a partir del cual el valor de dosis decrece hasta un valor  $D_{ex}$  ubicado en la salida del fantoma.

### **2.2.19. Dosis superficial $D_s$**

El valor de la dosis superficial es debido a la contribución de los fotones dispersados por el colimador y filtro aplanador del acelerador lineal, también es debido a la contribución de los fotones retrodispersados del paciente y a los electrones de alta energías que son producidos por la interacción de los fotones en el aire<sup>[29]</sup>. Este valor de  $D_s$  es menor que la dosis máxima (Figura [2.8](#)) y depende de la energía del fotón incidente y el tamaño de campo generado .

FIGURA N° 2.8: COMPORTAMIENTO DE LA DISTRIBUCIÓN DE DOSIS AL INGRESAR EN UN FANTOMA DE AGUA DE PROFUNDIDAD  $Z$ .



Fuente: Modificado de Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students. Podgorsak (2005).

### 2.2.20. Región de Build-up

Esta región de dosis está comprendida entre los valores de profundidad de  $z_0$  y  $z_{max}$  (Figura 2.8), cuando el fotón incide con la materia del fantoma producen interacciones de efecto Compton, fotoeléctrico o producción de pares que generan partículas secundarias cargadas y depositan su energía cinética a una determinada profundidad. En esta región de Build-up la dosis absorbida se debe principalmente a los electrones secundarios generados en comparación con la radiación primaria. La energía depositada a una determinada profundidad de los electrones secundarios generados depende de la energía de los fotones incidentes<sup>[29]</sup>.

### 2.2.21. Dosis máxima en profundidad $D_{max}$

Se tiene que en la región de Build-up no existe una condición de equilibrio de las partículas cargadas y la dosis absorbida debido a los fotones primarios es menor que el Kerma de colisión  $K_{col}$ . A medida que la profundidad avanza, el número de electrones que se frenan y depositan su energía en algún momento llegará a ser igual al número de electrones que son generados por lo cual alcanza el equilibrio electrónico y la dosis absorbida a esa profundidad ( $z_{max}$ ) llega a tener su máximo valor  $D_{max}$  <sup>[29]</sup>.

A medida que la profundidad aumenta por encima del valor de ( $z_{max}$ ) el número de fotones incidentes va disminuyendo debido a la atenuación y por lo tanto también lo hacen los electrones generados, lo que genera que el valor de la dosis absorbida sea cada vez menor (Figura 2.8).

### 2.2.22. Parámetros en el tratamiento de radiación

Para los aceleradores lineales de tratamiento y sus respectivas energías se tienen un conjunto de tablas que suministran los parámetros dosimétricos relevantes bajo determinadas condiciones clínicas. Estos son preparados por un físico médico a partir de las calibraciones realizadas. El problema fundamental consiste en conocer la tasa de dosis en cualquier punto del medio irradiado <sup>[22]</sup>. Para prescribir la dosis en un determinado punto podemos calcular el tiempo de irradiación y la dosis en otro punto de interés.

### 2.2.23. Ley del Inverso al cuadrado de la distancia

Una fuente que produce fotones de cierta energía por lo general se asume puntual y el haz generado es divergente, considerando la gráfica de la figura 2.9, donde la fuente puntual ( $S$ ) es la generadora de fotones, a una distancia ( $f_a$ ) el campo cuadrado generado de lado ( $a$ ) tiene área ( $A$ ) y a una distancia ( $f_b$ ) el campo cuadrado generado es ( $B$ ) de lado ( $b$ ) <sup>[32]</sup> <sup>[29]</sup>; ambos tamaños de

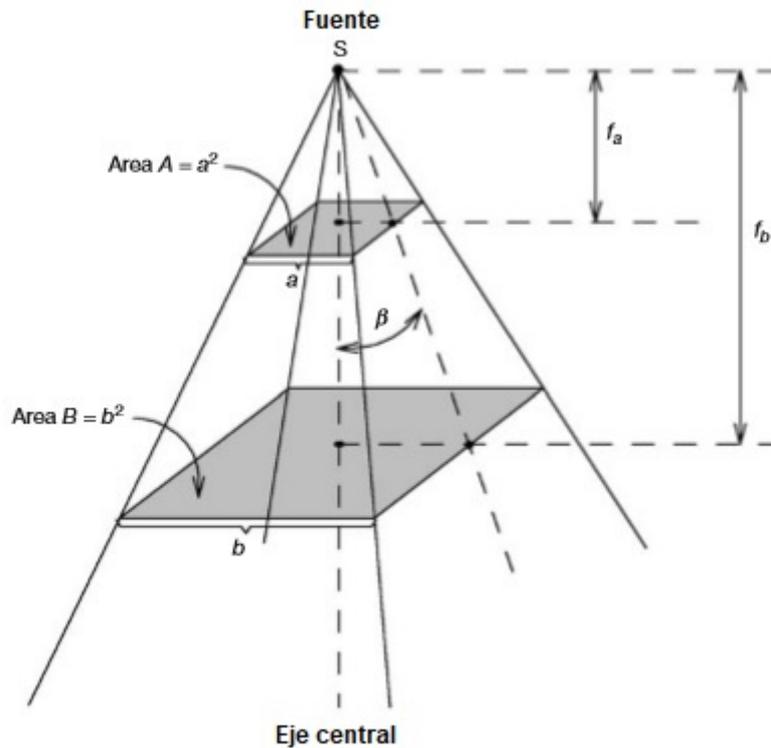
campos se relacionan de la siguiente manera:

$$\operatorname{tg}(\beta) = \frac{a/2}{f_a} = \frac{b/2}{f_b} \quad (2.25)$$

Donde  $\beta$  es el ángulo que se genera entre el eje central del haz y el borde geométrico del haz, la ecuación [2.25](#) se reduce a:

$$\frac{a}{b} = \frac{f_a}{f_b} \quad (2.26)$$

FIGURA N° 2.9: HAZ FOTÓN DIVERGENTE CON ORIGEN EN LA FUENTE S FORMANDO TAMAÑOS DE CAMPOS DE ÁREAS A Y B.



Fuente: Modificado de Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students. Podgorsak (2005).

Si se tiene como condición ideal que los fotones generados no interactúan con el aire entre las áreas A y B entonces de la Figura [2.9](#) se observa que

la fluencia de fotones que atraviesa el área de longitud  $A$  es la misma que atraviesa el área de longitud  $B$  por lo tanto:

$$N_{tot} = \phi_A A = \phi_B B \quad (2.27)$$

$$\frac{\phi_A}{\phi_B} = \frac{B}{A} = \frac{b^2}{a^2} \quad (2.28)$$

De la ecuación [2.28](#) tenemos que la fluencia de fotones es inversamente proporcional al cuadrado de la distancia medido desde la fuente  $S$ .

### 2.2.24. Radioterapia de haces externos

La radioterapia de haces externos o teleterapia se realizan utilizando máquinas de tratamiento ubicado fuera del cuerpo del paciente que direccionan el haz de alta energía ionizante hacia el tumor a tratar. Durante el tratamiento el haz direccionado atraviesa la piel del paciente hasta llegar el tumor para destruirlo y también las células cancerígenas que se encuentre alrededor de la zona tumoral.

Para lograr este efecto y minimizar los efectos dañinos a las células normales, el tratamiento se fracciona en sesiones diarias por varias semanas, hasta completar la cantidad de dosis prescrita por el médico oncólogo. Este tipo de fraccionamiento ayuda a matar las células cancerígenas y a su vez le da oportunidad de recuperación a las células normales.

Existen diferentes técnicas de Radioterapia de haces externos el cual depende de la energía, del tamaño y la forma del haz de radiación entre las cuales se destaca: radioterapia conformal en 3 dimensiones, por modulación de intensidad y radioterapia estereotáctica.

### **2.2.25. Radioterapia Conformal en 3 dimensiones(3-D)**

En un tratamiento conformal 3-D, el volumen blanco de interés a irradiar recibe altas dosis con el objetivo de lograr un mayor control local de la zona tumoral y reduciendo el daño a los órganos de riesgos producido por la irradiación [8] [4]. El proceso para este tratamiento consiste en primer lugar por la adquisición de información anatómica a través de imágenes en tomografía computarizada, resonancia magnética o emisión de positrones, seguido por la definición de volúmenes blanco y órganos de riesgo que están definidos en el reporte ICRU 50 [19].

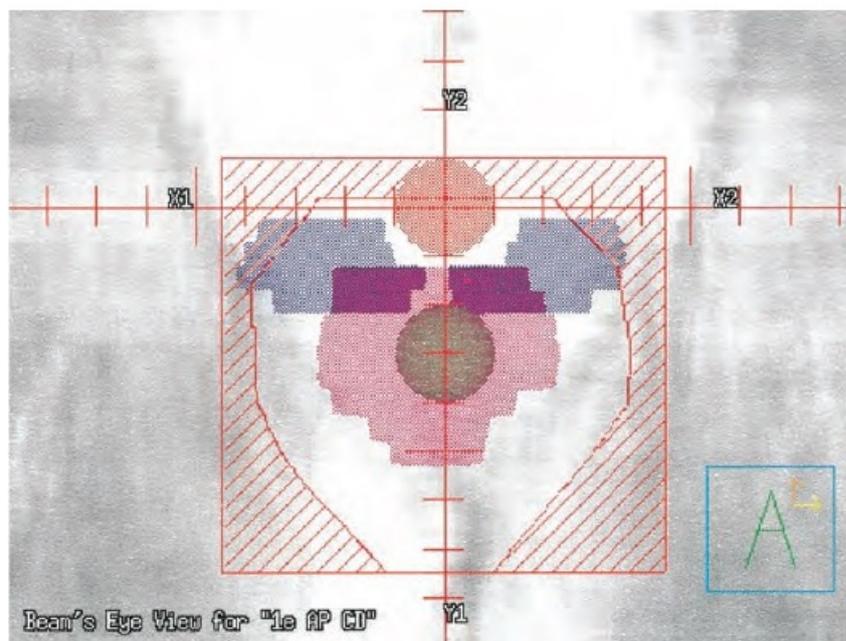
El siguiente paso utilizando un software de planificación se realiza el diseño de los campos de tratamiento en función a los volúmenes blanco para realizar el cálculo de la dosis absorbida, la complejidad en la definición de los campos de irradiación y el volumen blanco a tratar van a influenciar en la exactitud para el cálculo de dosis absorbida, por último se realiza una comprobación de los parámetros geométricos utilizando placas portales para luego ingresar a su tratamiento [8].

### **2.2.26. Radioterapia por modulación de intensidad**

La radioterapia por modulación de intensidad representa una forma avanzada de la radioterapia conformal en 3 dimensiones, el cual utiliza intensidades variables de haz de radiación que son calculados por software de planificación [8]. Es una técnica basada en imágenes ya que durante todo el proceso de planificación los volúmenes blancos y órganos de riesgos son determinados según el ICRU83 [20] a partir de imágenes en tomografía computarizada, resonancia magnética o emisión de positrones.

La diferencia con la radioterapia conformal 3-D, para la modulación de intensidad se realiza una planificación inversa donde primero se define la dosis

FIGURA N° 2.10: TRATAMIENTO CONFORMADO POR MULTILÁMINAS PARA UN TRATAMIENTO DE CÁNCER EN PRÓSTATA EN UNA VISTA FRONTAL.



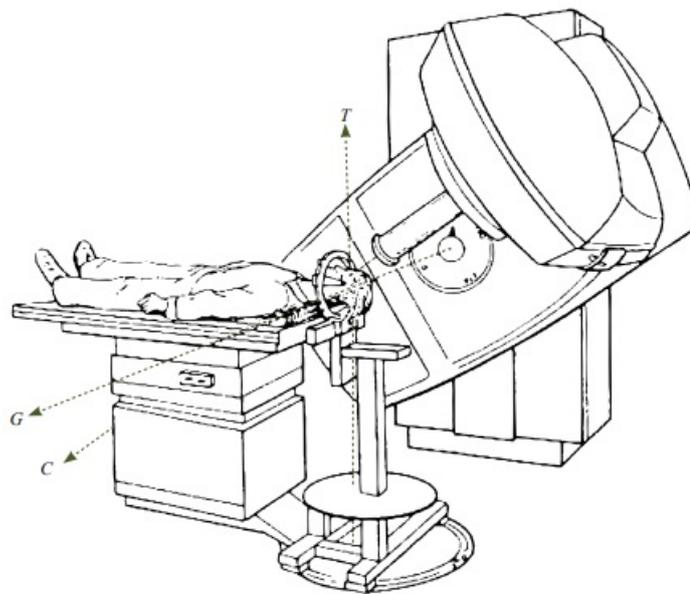
Fuente: The Physics of Radiation Therapy. Khan (2014).

de radiación al volumen blanco y los órganos de riesgo y luego el software de dosimetría realiza el cálculo de la cantidad de haces requeridos y los ángulo de tratamiento<sup>25</sup>.

### 2.2.27. Radioterapia estereotáctica

La radioterapia estereotáctica es un tipo de radioterapia externa de altas dosis que utiliza un sistema de coordenadas en tres dimensiones para un mejor localización de la zona a tratar. Existen dos tipos de Radioterapia estereotáctica el cual la primera es la radiocirugía estereotáctica donde se administra altas dosis en una o pocas sesiones a pequeños tumores cerebrales y la segunda es denominada radioterapia estereotáctica de cuerpo que trata pequeños tumores alojado fuera de la corteza cerebral<sup>21</sup>.

FIGURA N° 2.11: TRATAMIENTO DE RADIOTERAPIA ESTEREOTÁCTICA CRANEAL CON UN EQUIPO GAMMA KNIFE.



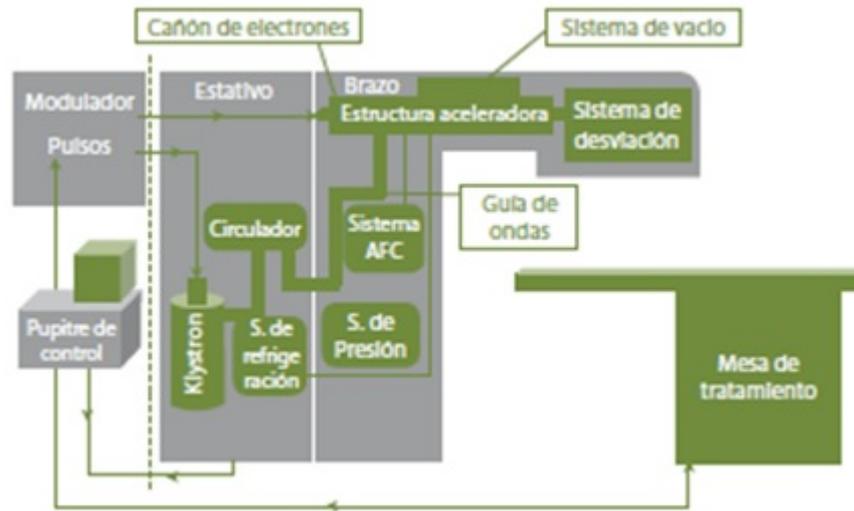
Fuente: Fundamentos de Física Médica. Volumen 1 Medidas de la Radiación.  
Brosed Volumen 4 (2001).

Para la realización de este procedimiento se requiere de sistemas de inmovilización y fijación del paciente y equipos de radioterapia que generen haces conformados para el tratamiento, una vez fijado el paciente se procede a la adquisición, planificación y verificación de imágenes y administración del tratamiento [\[1\]](#).

### 2.2.28. Acelerador Lineal

Los aceleradores lineales son unidades de tratamiento capaces de emitir electrones o fotones para el tratamiento radioterapéutico debido a la aceleración de los electrones producido por un inyector o cañón de electrones [\[2\]](#), en la figura [2.12](#) se puede observar un esquema general de la estructura interna del acelerador que cuenta con estativo, brazo, modulador y mesa de tratamiento.

FIGURA N° 2.12: ESQUEMA DE UN ACELERADOR LINEAL MOSTRANDO SUS COMPONENTES BÁSICOS.



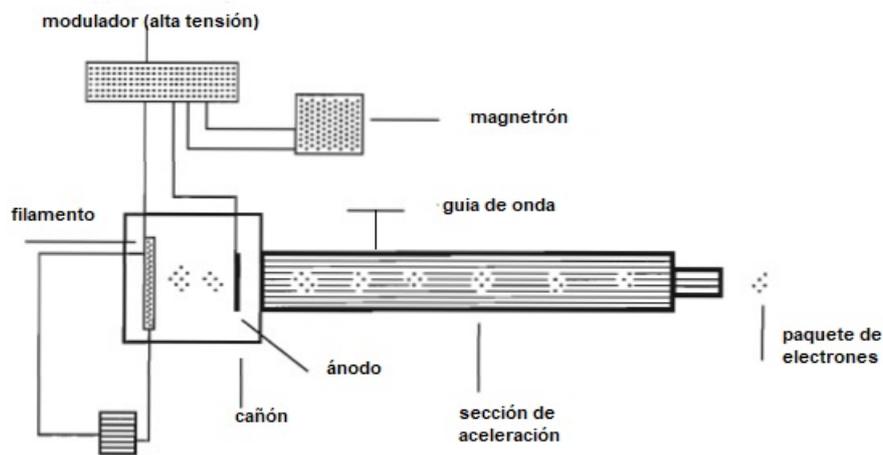
Fuente: Fundamentos de Física Médica. Volumen 1 Medidas de la Radiación. Brosed Volumen 4 (2001).

El cañón de electrones, que tiene una forma cilíndrica y está localizado al final de la guía de ondas, contiene un filamento de tungsteno que actúa como cátodo como se puede observar en la figura 2.13 y debido al calentamiento producido por un generador de corriente emiten electrones dirigidos hacia el ánodo y son inyectados dentro de la guía de ondas, la cantidad de electrones generados hacia la guía de ondas es controlado por el calentamiento del filamento.

Los electrones son acelerados a lo largo de la guía de ondas y esto es debido a la generación de ondas de radiofrecuencias producidos por un Klistrón o Magnetron, la diferencia es debido a que el Klistrón genera radiofrecuencias de alta energía y el Magnetron es generador de radiofrecuencia de baja energía, estas ondas de radiofrecuencia son colocadas en la guía de ondas y se sincronizadas de tal manera que aceleran los electrones generados por el cañón electrónico. La guía de ondas está compuesta por una serie de cavidades metálicas de secciones circulares o rectangulares en las que hay hecho vacío, estas cavidades

cumplen la función de acoplar y distribuir la energía de microondas entre cavidades adyacentes y suministrar un campo eléctrico adecuado para acelerar los electrones<sup>[8,9]</sup>. Cabe mencionar el Klistrón o Magnetron controlan la frecuencia y potencia de las ondas de radio para determinar la energía de los fotones producidos

FIGURA N° 2.13: COMPONENTES INTERNOS QUE INTERVENEN EN LA ACELERACIÓN DE LOS ELECTRONES DEL ACELERADOR LINEAL.



Fuente: Modificado de Aceleradores de Partículas Parte I. Caro (2018).

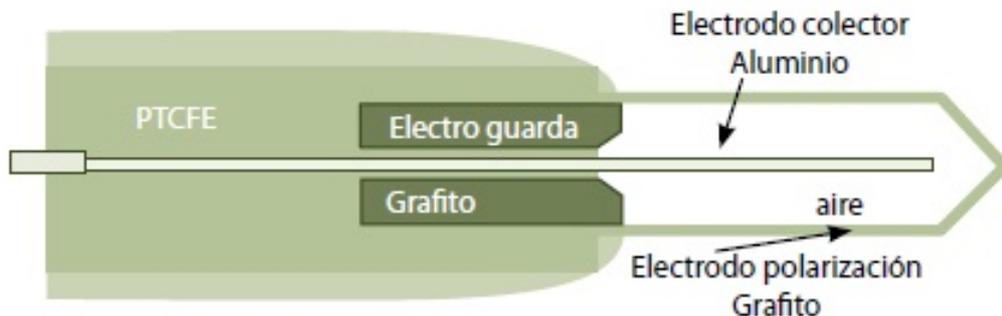
Los electrones al salir de la guía de ondas ingresan a un sistema de desviación magnética en donde el haz de electrones es concentrado en un diámetro de 1 milímetro, cuando el haz de electrones impacta con un blanco metálico de alto número atómico producen haces de fotones de alta energía. , es en este punto donde el Klistrón o Magnetron controlan la frecuencia y potencia de las ondas de radio para determinar la energía de los fotones producidos.

### 2.2.29. Cámara de ionización cilíndricas

La cámara cilíndrica como se puede apreciar en la figura 2.14 se utilizan principalmente para hacer mediciones de fotones de media y alta energía y electrones superiores a los 10 Mev, consta de un electrodo en forma de pared cilíndrica y su cavidad interna tiene un volumen que varía entre los 0.1 y 1  $cm^3$ <sup>8</sup>, este volumen permite coleccionar carga suficiente para como para minimizar las fluctuaciones que ocurren en varias mediciones.

Debido a su sección circular este tipo de cámara son las más utilizadas en dosis absorbida en agua en condiciones de referencia así como mediciones relativas de distribución de dosis<sup>16</sup>.

FIGURA N° 2.14: ESQUEMA INTERNO DE UNA CÁMARA CILÍNDRICA.



Fuente: Fundamentos de Física Médica. Volumen 1 Medidas de la Radiación.  
Brosed Volumen 4 (2001)

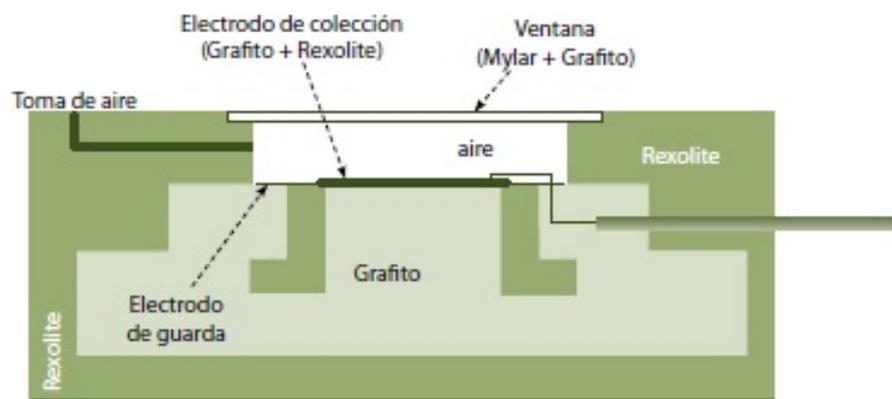
### 2.2.30. Cámara de ionización plano-paralelas

Este tipo de cámara como se puede apreciar en la figura 2.15 está compuesta por dos electrodos distribuidos de forma paralela y una cavidad de volumen entre los 0.01 y 0.5  $cm^3$  limitado por los dos electrodos. La forma de la cámara

es de tipo disco con una ventana circular de aproximadamente  $0,1 \text{ g/cm}^2$  de espesor. La parte interna de la ventana es uno de los electrodos y el otro es un disco conductor que esta ubicado a 2 mm de esta ventana<sup>[8]</sup>.

En electrodo de colección tiene un diámetro de dimensión no mayor a los 2 cm para que no influya en la lectura la no uniformidad radial del haz de radiación y el electrodo de guarda tiene como función evitar que el campo eléctrico se deforme en la periferia. Esta cámara se recomienda utilizar para la dosimetría de electrones con energía menores a los 10 Mev<sup>[16]</sup>.

FIGURA N° 2.15: ESQUEMA INTERNO DE UNA CÁMARA PLANO PARALELO.



Fuente: Fundamentos de Física Médica. Volumen 1 Medidas de la Radiación.  
Brosed Volumen 4 (2001)

### 2.2.31. Fantoma

Los fantomas consisten en un arreglo de accesorios para obtener diferentes formas geométricas, en el cual se puede colocar cámaras de ionización y material equivalente al tejido. Para que el material sea equivalente al tejido debe tener la misma densidad electrónica, el mismo número atómico efectivo y la misma densidad de masa. Para tratamientos con irradiación de megavoltajes solo es

necesario que el material tenga la misma densidad de electrónica, de esta manera se encuentra que el agua es una material equivalente al tejido que puede reproducir las propiedades de dispersión y absorción [17].

## 2.3. Conceptual

### 2.3.1. Factor de retrodispersión pico (FRP)

Para un medio cualquiera, el valor del dosis  $D'_p$  se debe medir con suficiente material en el punto de interés  $P$  para asegurar el equilibrio electrónico, así la dosis  $D'_p$  se relaciona con la dosis  $D_p$  (que es la dosis máxima en la profundidad  $z_{max}$ ) a través del FRP de la siguiente forma:

$$FRP(A, hv) = \frac{D_p(z_{max}, A, f, hv)}{D'_p(A, hv)} \quad (2.29)$$

### 2.3.2. Porcentaje de dosis en profundidad PDP

Según Brandy et al (2006) el porcentaje de dosis en profundidad (PDP), expresa la relación entre la tasa de dosis a una profundidad determinada y la tasa de dosis a la profundidad de referencia. El PDP depende de varios factores como la energía del haz, la calidad del haz, el tamaño de campo, la profundidad de tratamiento y la distancia de la fuente a la superficie [8], por lo cual se define el PDP con la siguiente expresión.

$$PDP(z, A, f, hv) = 100 \frac{D_Q}{D_P} = 100 \frac{\dot{D}_Q}{\dot{D}_P} \quad (2.30)$$

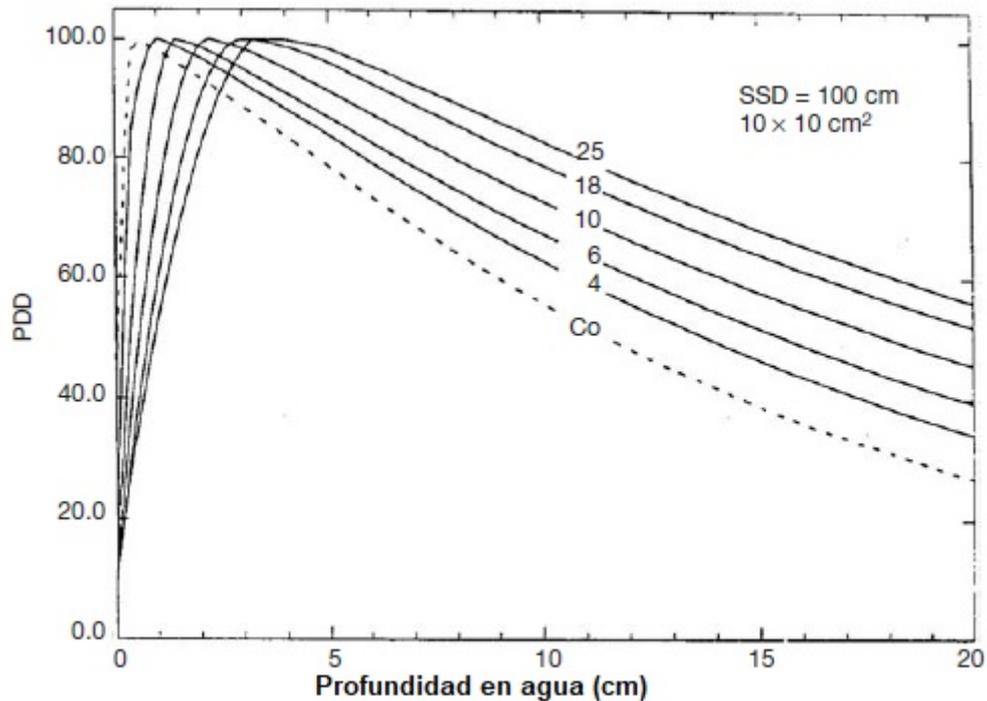
Donde los términos  $\dot{D}_Q$  y  $D_Q$  indican la tasa de dosis y la dosis en un punto arbitrario  $Q$  que se ubica a una profundidad  $z$  en el eje central del paciente o fantoma y los términos  $\dot{D}_P$  y  $D_P$  expresan la tasa de dosis y la dosis en un punto arbitrario  $P$  a una profundidad máxima  $z_{max}$  ubicada en el mismo eje central. Se puede observar que si se mantiene fijo la profundidad  $z$ , la distancia fuente superficie  $f$  y la energía del haz  $hv$  el valor del PDP aumenta al

TABLA N° 2.1: PROFUNDIDAD DE DOSIS MÁXIMA PARA ALGUNAS ENERGÍAS DEL HAZ DE RADIACIÓN DE FOTONES.

Energía del haz de fotones	4 Mv	6 Mv	10 Mv	18 Mv
Profundidad de dosis máxima (cm)	1	1.5	2.5	3.5

aumentar el tamaño de campo  $A$  y esto es a consecuencia de la dispersión de los fotones que se generan sobre el eje central del campo de irradiación.

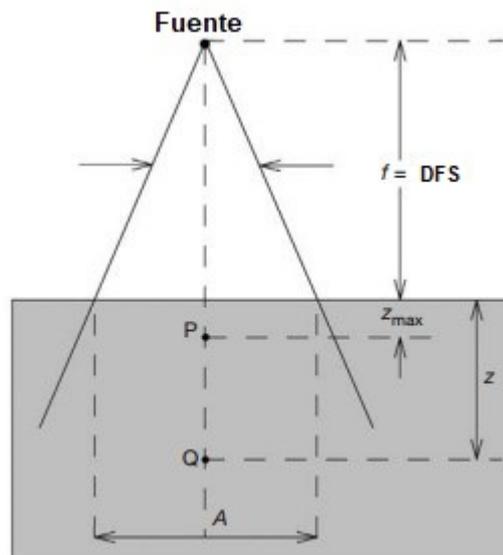
FIGURA N° 2.16: CURVAS DE PORCENTAJE DE DOSIS EN PROFUNDIDAD PARA HACES DE DIFERENTES ENERGÍAS.



Fuente: Modificado de Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students. Podgorsak (2005).

Al inicio los valores de PDP aumentan al aumentar la profundidad  $z$  hasta un valor denominada  $z_{max}$  (profundidad máxima,) donde alcanza el equilibrio electrónico y es el máximo valor de dosis que puede alcanzar a dicha y depende de la energía del haz; a mayor energía  $h\nu$  mayor será el valor de  $z_{max}$ . La figura 2.17 expresa la geometría del posicionamiento para la toma de valores de los porcentajes de dosis en profundidad.

FIGURA N° 2.17: REPRESENTACIÓN ESQUEMÁTICA PARA LA MEDIDA DEL PORCENTAJE DE DOSIS EN PROFUNDIDAD.



Fuente: Modificado de Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students. Podgorsak (2005).

### 2.3.3. Razón tejido-aire RTA

El concepto de razón tejido-aire fue introducido por primera vez en el año 1953, donde define al RTA como la razón de la exposición  $X_Q$  a una profundidad  $d$  en un fantoma a la exposición  $X_a$  en aire a la misma distancia desde la fuente para el mismo tamaño de campo<sup>29</sup>; con este concepto su aplicación fue llevado a tratamientos de radioterapia convencional estacionaria debido a

su independencia con la distancia de la fuente del haz hasta la superficie del fantoma.

Esta definición del RTA se modificó en el año 1973 de acuerdo al reporte del ICRU 23, donde incluye el concepto de dosis absorbida en lugar de exposición indicado que el RTA se define como razón de dosis absorbida en un punto dentro del fantoma a la dosis absorbida en el mismo punto en aire dentro de un volumen del material del fantoma suficientemente grande para proveer el equilibrio electrónico<sup>18</sup>.

$$RTA(z, A_Q, hv) = \frac{D_Q}{D'_Q} \quad (2.31)$$

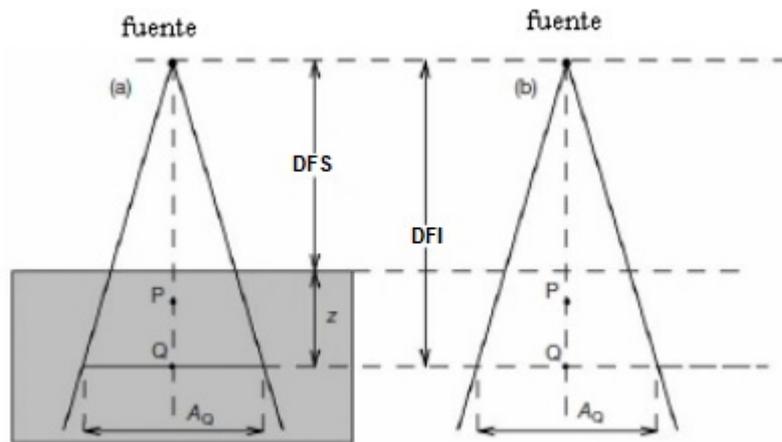
De acuerdo a esta expresión el RTA depende sólo de 3 parámetros que son el tamaño de campo en el punto de medida  $A_Q$ , la profundidad  $z$  y la energía del haz de radiación  $hv$ , siendo independiente de la distancia fuente superficie; podemos observar que si se mantiene fijo el valor de  $A_Q$  y  $hv$  el valor del RTA aumenta al aumentar la profundidad  $z$  y si se mantiene fijo el valor de  $z$  y  $A_Q$  el valor de RTA aumenta al aumentar la energía  $hv$  de los fotones. En la gráfica [2.18](#) se muestra el esquema para realizar la medición del RTA.

Como el cálculo de dosis se realiza en un pequeño volumen de material rodeado de aire, se debe garantizar el equilibrio electrónico en la región de build-up por lo cual este valor de RTA tiene sus limitaciones para el cálculo de tiempo de irradiación en fotones de altas energías.

#### **2.3.4. Factor de dispersión del colimador $S_c$**

La salida del haz de radiación en el cabezal de los aceleradores lineales medido en aire depende del tamaño de campo, por lo que a medida que el tamaño de campo aumenta el haz de salida aumenta con lo que genera un incremento de la dispersión producida por los colimadores y el cual es agregado al haz primario de radiación. El factor  $S_c$  entonces es definido como la razón entre el haz

FIGURA N° 2.18: GEOMETRÍA PARA LA MEDICIÓN DEL VALOR RAZÓN-TEJIDO AIRE (a) LA DOSIS ES DETERMINADA EN EL PUNTO Q EN AGUA Y (b) LA DOSIS ES DETERMINADA EN EL MISMO PUNTO Q EN AIRE.



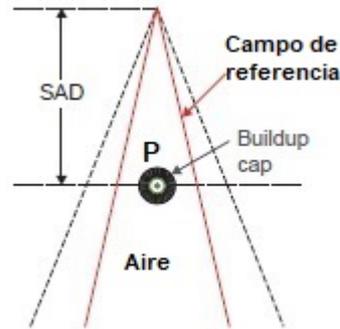
Fuente: Modificado de Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students. Podgorsak (2005).

de irradiación de salida en aire para un campo dado entre la misma irradiación de salida para un campo de referencia  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  [221](#) [299](#); este factor  $S_c$  se puede medir utilizando una cámara de ionización con una capa de build-up lo suficientemente grande para garantizar la máxima dosis de build-up de una energía de haz de irradiación.

$$S_c = \frac{\dot{D}_{A,hv}}{\dot{D}_{A_{10},hv}} \quad (2.32)$$

La figura [2.19](#) muestra la geometría para medir el factor de  $S_c$  donde la cámara de ionización se coloca en el eje central a una distancia de 100 cm, se debe considerar el tamaño de campo lo suficientemente grande para cubrir la capa de build-up; una distancia de 1 cm entre el borde del tamaño de campo y la capa de build-up se considera suficiente para realizar la medición.

FIGURA N° 2.19: ARREGLO GEOMÉTRICO PARA LA MEDICIÓN DEL FACTOR  $S_c$ .



Fuente:Modificado de The Physics of Radiation Therapy. Khan (2014).

### 2.3.5. Factor de dispersión del fantoma $S_p$

El factor  $S_p$  considera el cambio de la dispersión de radiación originada en el fantoma a una profundidad de referencia cuando se varia el tamaño de campo, así el  $S_p$  se define como la razón de la tasa de dosis para un campo dado en una profundidad de referencia dentro del fantoma a la tasa de dosis en el mismo punto y profundidad pero para un tamaño de campo de referencia (tamaño  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ ).

Existe una relación entre el PSF y el valor de  $S_p$  para fotones de alta energía:

$$S_p = \frac{PSF(A, hv)}{PSF(A_{10}, hv)} \quad (2.33)$$

El valor de  $A$  es el tamaño de campo equivalente de medida y  $A_0$

### 2.3.6. Factor de dosis relativa FDR

Para un haz de fotones, se define el valor de DFR como la razón entre la dosis en el punto  $P$  a una profundidad máxima  $z_{max}$  dentro del fantoma para un tamaño de campo  $A$  y la dosis para el mismo punto  $P$  a la misma profundidad pero para un tamaño de campo de  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  <sup>[29]</sup> como se puede apreciar en la figura 2.20.

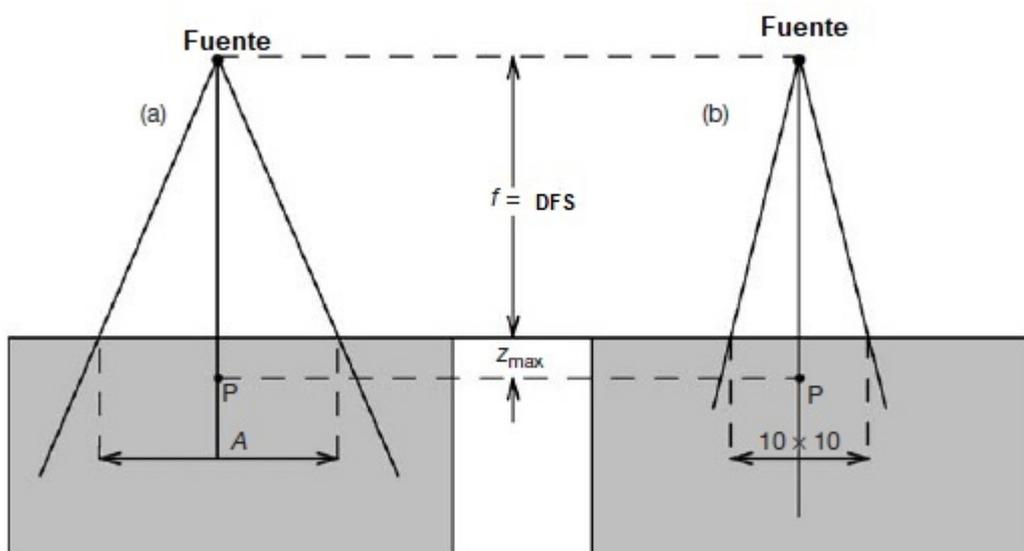
$$FDR(A, hv) = \frac{\dot{D}_P(z_{max}, A, f, hv)}{\dot{D}_P(z_{max}, 10, f, hv)} \quad (2.34)$$

La ecuación [2.34](#) se puede escribir como:

$$FDR(A, hv) = \frac{\dot{D}_P(A, hv)}{\dot{D}_P(10, hv)} * \frac{PSF(A, hv)}{PSF(A_{10}, hv)} = S_c * S_p \quad (2.35)$$

Se puede notar que el factor FDR contiene las componentes de dispersión del colimador  $S_c$  como la dispersión del fantoma  $S_p$ .

FIGURA N° 2.20: GEOMETRÍA PARA MEDIR LOS VALORES FDR, (A) MEDICIÓN DE DOSIS EN EL PUNTO  $P$  A UNA PROFUNDIDAD  $z_{max}$  Y TAMAÑO DE CAMPO  $A$  (b) MEDICIÓN DE DOSIS EN EL PUNTO  $P$  A UNA PROFUNDIDAD  $z_{max}$  DEL FANTOMA PARA UNA TAMAÑO DE CAMPO  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ .



Fuente: Modificado de Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students. Podgorsak (2005).

### 2.3.7. Razón tejido-fantoma (RTF) y Razón tejido-máximo (RTM)

El concepto de los valores de RTA está definido para fotones con energía iguales o menores al de cobalto-60 y en condiciones isocéntricas (la energía nominal del  $Co^{60}$  es de 1.25 MeV), para aceleradores lineales de alta energía los valores de RTA no son factibles aplicarlos debido a la dificultad en medir la dosis para una pequeña masa de agua en aire<sup>[29]</sup>, para solucionar este problema se requiere introducir el concepto de RTF para condiciones isocéntricas.

El término RTF es definido como la razón de la tasa de dosis o dosis determinado a una profundidad dentro de un fantoma sobre el eje central del haz de radiación dividido entre la tasa de dosis o dosis a una profundidad de referencia dentro del fantoma sobre el mismo eje.<sup>[22, 29]</sup>

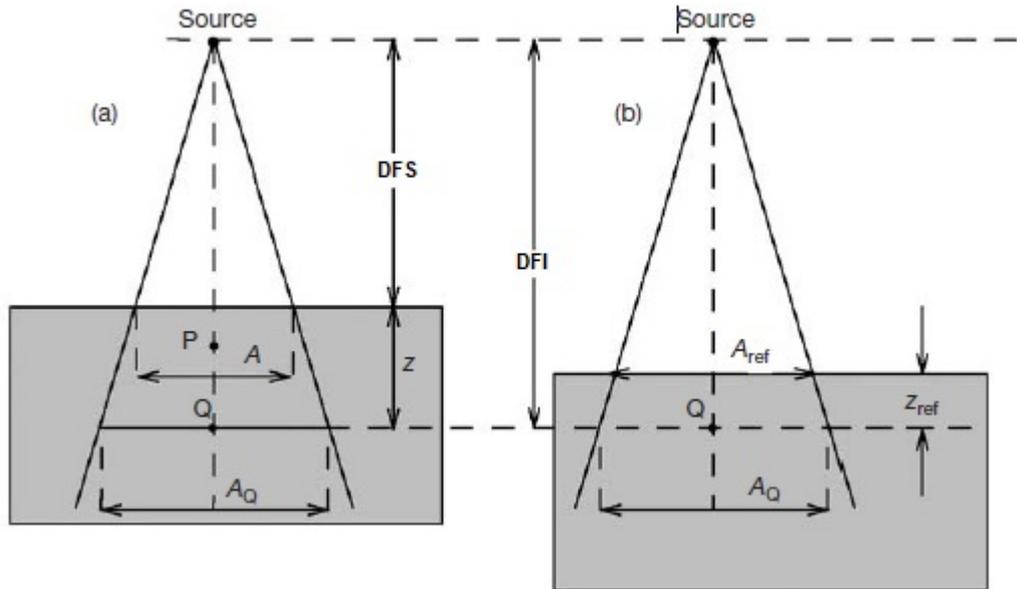
$$RTF(z, A_Q, hv) = \frac{D_Q}{D_{Qref}} = \frac{\dot{D}_Q}{\dot{D}_{Qref}} \quad (2.36)$$

El término RTF es una función que puede ser normalizada a cualquier profundidad de referencia, entonces si se iguala a la profundidad de referencia  $z_{ref}$  como la profundidad donde la dosis es máxima  $z_{max}$ , el valor RTF se convierte en RTM y es definido como

$$RTM(z, A_Q, hv) = \frac{D_Q}{D_{Qmax}} = \frac{\dot{D}_Q}{\dot{D}_{Qmax}} \quad (2.37)$$

Para fotones de alta energía, la profundidad de dosis máxima  $z_{max}$  depende del tamaño de campo así como de la distancia fuente superficie DFS (distancia desde la fuente del haz de radiación hasta la superficie del fantoma), esta dependencia se debe al cambio de la contaminación electrónica en la superficie como función del tamaño de campo y la DFS; para evitar esta dependencia en la contaminación electrónica la dosis no se debe normalizar en la región de build up sino a una distancia mucho mayor.

FIGURA N° 2.21: GEOMETRÍA PARA OBTENER LOS VALORES DE RTF  
 (a) MEDICIÓN DE DOSIS EN EL PUNTO  $Q$  A UNA PROFUNDIDAD  $z$   
 EN EL FANTOMA (b) MEDICIÓN DE DOSIS EN EL MISMO PUNTO  $Q$   
 A UNA PROFUNDIDAD DE REFERENCIA  $z_{ref}$ .



Fuente: Modificado de Radiation Oncology Physics: A Handbook for  
 Teachers and Students. Podgorsak (2005).

Debido a que la contaminación electrónica se incrementa con el tamaño de campo y disminuye con la DFS, la profundidad de referencia máxima  $z_{max}$  tiende a decrecer con el tamaño de campo y aumentar con la DFS, por lo tanto la profundidad  $z_{max}$  de referencia se debe escoger para todos los tamaños de campo y DFS, el mínimo tamaño de campo es de 3x3 cm y el mayor valor de DFS es de 100 cm.

Es importante señalar que el valor de  $z_{max}$  que se determina se debe mantener para todos los tamaños de campo y también para todas la cantidad dosimétricas relevantes como PDP, RTF,  $S_c$ ,  $S_p$  y RTM.

### 2.3.8. Relación entre PDP y RTM

Se puede determinar una relación entre el PDP y RTM a partir de las ecuaciones [2.30](#) y [2.37](#).

$$RTM(z, A_Q, hv) = \frac{D_Q}{D_{Qmax}} = \frac{\dot{D}_Q}{\dot{D}_{Qmax}} \quad (2.38)$$

$$PDP(z, A, f, hv) = 100 \frac{D_Q}{D_P} = 100 \frac{\dot{D}_Q}{\dot{D}_P} \quad (2.39)$$

Desarrollando el sistema de ecuaciones se obtiene que:

$$D_Q = D_P \frac{PDP(z, A, f, hv)}{100} = D_{Qmax} RTM(z, A_Q, hv) \quad (2.40)$$

Utilizando la definición del FRP, podemos escribir los términos  $D_P$  y  $D_{Qmax}$  como sigue:

$$D_P = D'_P FRP(A, hv) = D'_Q \left( \frac{f+z}{f+z_{max}} \right)^2 FRP(A, hv) \quad (2.41)$$

$$D_{Qmax} = D'_Q FRP(A_Q, hv) \quad (2.42)$$

Con lo cual se obtiene la relacion entre RTM y el PDP.

$$RTM(z, A_Q, hv) = \frac{PDP(z, A, f, hv)}{100} \frac{FRP(A, hv)}{FRP(A_Q, hv)} \left( \frac{f+z}{f+z_{max}} \right)^2 \quad (2.43)$$

Si se concidera que  $\frac{FRP(A, hv)}{FRP(A_Q, hv)} = 1$ , la ecuación [2.43](#) en una primera aproximación queda de la siguiente forma:

$$RTM(z, A_Q, hv) = \frac{PDP(z, A, f, hv)}{100} \left( \frac{f+z}{f+z_{max}} \right)^2 \quad (2.44)$$

### 2.3.9. Cálculo del tiempo de irradiación

El cálculo del tiempo de irradiación o unidades de monitor (UM) es un término muy importante al tener en cuenta en la deposición de dosis en un esquema de tratamiento para el paciente, tanto así que el cálculo se realiza de forma individual para cada esquema de tratamiento.

El tratamiento para los pacientes puede ser bajo una técnica isocéntrica llamado también técnica distancia fuente-isocentro (técnica DFI) o técnica distancia fuente-superficie (técnica DFS); cada una de ellas se distingue por una específica distribución de dosis y el cálculo para el tiempo de irradiación o unidades de monitor [28](#).

La distribución de la dosis para la técnica DFS está gobernada por los valores de PDP mientras que para la técnica DFI su distribución de dosis está gobernado por los valores de RTM normalizados de tal manera que cada haz de irradiación en el plan tratamiento deja una fracción de la dosis prescrita en el isocentro [22](#) [34](#). Cabe resaltar que los términos RTA y RTF también son usados para el cálculo del tiempo pero en menor medida.

La forma general para el cálculo del tiempo de irradiación(TI) para ambas técnicas viene dado por la expresión:

$$TI = \frac{\text{Dosis prescrita}}{\text{tasa de dosis}} \quad (2.45)$$

### 2.3.10. Formalismo para el cálculo de tiempo de tratamiento en técnica DFS

Para un esquema DFS como se muestra en la figura [2.17](#) considerando que la distancia  $f = 100$ , se puede indicar que la tasa de dosis en el punto  $P$  para un tamaño de campo arbitrario viene dado por el término  $\dot{D}_Q(z_{max}, A, 100, hv)$  y

la tasa de dosis en el mismo punto  $P$  para un tamaño de campo de  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  y la misma distancia  $F$  será  $\dot{D}_Q(z_{max}, 10, 100, hv)$ , entonces la ecuación 2.34 se puede escribir como:

$$\dot{D}_Q(z_{max}, A, 100, hv) = \dot{D}_Q(z_{max}, 10, 100, hv) * FDR \quad (2.46)$$

Entonces tiempo de irradiación en unidades de monitor para una dosis de prescripción en un punto  $Q$  de la figura 2.17 se obtiene a partir de las ecuaciones 2.45 y 2.30 y es dado como:

$$TI = UM = \frac{\text{Dosis prescrita}}{\dot{D}_Q(z_{max}, 10, 100, hv) * FDR(A, hv) * PDP(z, A, f, hv)} \quad (2.47)$$

### 2.3.11. Formalismo para el cálculo de tiempo de tratamiento en técnica DFI

Para un esquema DFI como se muestra en la figura 2.21 el término  $\dot{D}_{Q_{max}}(z_{max}, A_Q, DFI = 100, hv)$  que viene a ser la tasa de dosis en el punto  $Q$  se puede aproximar a:

$$\dot{D}_{Q_{max}}(z_{max}, A_Q, DFI = 100, hv) \approx \dot{D}_P(z_{max}, 10, DFS = 100, hv) * FDR \quad (2.48)$$

Por lo que el número de unidades de monitor para una dosis prescrita en el punto  $Q$  con un haz isocéntrico de tamaño de campo  $A_Q$  se calcula a partir de las ecuaciones 2.45, 2.48 y 2.37:

$$UM = \frac{\text{Dosis prescrita}}{\dot{D}_P(z_{max}, 10, DFS = 100, hv) * FDR(A, hv) * RTM(z, A_Q, hv)} \quad (2.49)$$

De la ecuación 2.49 se observa la importancia de obtener los valores de RTM para el cálculo de las unidades de monitor, que será el tiempo de irradiación durante el tratamiento de un paciente a una determinada dosis de prescripción.

## 2.4. Definición de términos básicos

**Porcentaje de dosis en profundidad:** Es una forma de caracterizar la distribución de dosis sobre el eje central, y la dosis es normalizada a una profundidad con respecto a la dosis en un punto de referencia.

**Razón tejido-máximo:** Es definido como la razón de la dosis en un punto dado del fantoma a la dosis en el mismo punto a la profundidad de referencia de la dosis máxima.

**Factor retrodispersión pico:** Este factor es la relación tejido-aire en la profundidad de dosis máxima en el eje central del haz.

# III. HIPÓTESIS Y VARIABLES

## 3.1. Hipótesis general y específicas

### 3.1.1. Hipótesis general

La medición del PDP realizando la dosimetría de fotones validan los valores de RTM del acelerador lineal Elekta Infinity de 6 MV.

### 3.1.2. Hipótesis específicas

1. El uso de los porcentajes de dosis en profundidad sirven para calcular los valores de razón tejido-máximo.
2. El uso de los valores de razón tejido-máximo registrados en el software de dosimetría sirven para validar los valores de razón tejido-máximo calculados.
3. Los valores razón tejido-máximo obtenidos a partir de los porcentajes de dosis en profundidad son compatibles con los registrados en el planificador del acelerador lineal.

## 3.2. Definición conceptual de las variables

En el presente trabajo de investigación se identificó las variables dependiente e independiente, los cuales son mencionados a continuación:

### Variable dependiente

**Razón tejido-máximo (RTM):** Expresa la razón de la tasa de dosis o dosis determinado a una profundidad dentro de un fantoma dividido entre la tasa de dosis o dosis a un profundidad de referencia en el mismo fantoma.

### Variable independiente

**Porcentajes de dosis en profundidad (PDP):** Expresa la razón entre la tasa de dosis a una profundidad determinada y la tasa de dosis a la profundidad de referencia .

### 3.2.1. Operacionalización de variable

TABLA N° 3.1: OPERACIONALIZACIÓN DE LAS VARIABLES.

Variable	Dimensiones	Indicadores	Índices	Método	Técnica
Porcentajes de dosis en profundidad (PDP)	Porcentaje de dosis	Valor de dosis en agua a diferentes profundidades	$PDP(z,A,f,hv)$	Experimental	Observación y medición de dosis en el acelerador lineal variando la profundidad para diferentes tamaños de campo
Razón Tejido-Máximo (RTM)	Razón tejido máximo	Valor de dosis en agua a diferentes profundidades. Valor de dosis en aire a diferentes profundidades.	$RTM(z,A_Q,hv)$	Experimental	Observación y medición cuantitativa a partir de los PDD para diferentes tamaños de campo

# IV. DISEÑO METODOLÓGICO

## 4.1. Tipo y diseño de investigación

El presente trabajo de investigación es de tipo aplicada, se obtuvieron los valores de razón tejido-máximo del acelerador lineal Elekta infinity con energía de 6 Mv. El diseño del presente trabajo de investigación cuantitativo fue experimental y alcance descriptivo, debido a que la asignación del sujeto de la investigación no se realizó de forma aleatoria

## 4.2. Método de investigación

Se utilizó el método deductivo ya que a partir de las ecuaciones de razón tejido-máximo y porcentaje de dosis en profundidad se encontraron dos expresiones generales que relacionen ambos términos y fueron empleados en el caso de estudio.

La comprobación de la hipótesis mediante medios matemáticos fueron realizados en cuatro etapas que se detallan a continuación:

En la primera etapa se procedió a realizar la calibración del acelerador lineal Elekta Infinity con fotones de 6 Mv con el objetivo de verificar que la tasa

dosis absorbida en condiciones de referencia haya permanecido constante en el periodo que estuvo operando el acelerador lineal.

En la segunda etapa se procedió a realizar las mediciones de los porcentajes de dosis en profundidad, la medición se realizó para diferentes tamaños de campo.

En la tercera etapa se estableció el formalismo matemático para obtener los valores de RTM a partir de los PDP, se utilizaron las ecuaciones [4.6](#) y [4.7](#) de la sección 4.5.8 que nos permitió calcular estos valores.

En la cuarta etapa se recolectaron los valores de RTM del software de dosimetría que están registrados y son utilizados por el acelerador lineal Elekta Infinity y se procedió a determinar la variación porcentual entre los valores calculados y el medido utilizando una hoja de cálculo.

### **4.3. Población y muestra**

Debido a la naturaleza de la investigación no requiere población y muestra.

### **4.4. Lugar de estudio y periodo desarrollado**

La presente tesis se desarrolló en el departamento de radioterapia de la clínica Delgado que cuenta con un acelerador lineal Elekta Infinity. La adquisición de datos comenzó en Marzo del 2017 culminando en Agosto del 2018.

### **4.5. Técnicas e instrumentos para la recolección de la información**

Las técnicas que se utilizaron fue de la observación y medición cualitativa, a continuación se muestran los equipos dosimétricos utilizados para la elabora-

ción de la investigación .

#### **4.5.1. Acelerador Lineal Elekta Infinity**

El departamento de radioterapia cuenta con un acelerador lineal marca Elekta modelo Infinity. Este acelerador produce fotones con energías de 6 Mv y 15 Mv así como partículas de electrones con energías de 4, 6, 9 y 11 Mev. Tiene incorporado 160 multiláminas Agility con pueden producir campos de tratamiento continuo y variable desde  $0.5 \times 0.5 \text{ cm}^2$  hasta  $40 \times 40 \text{ cm}^2$ .

El acelerador lineal fue montado en condiciones isocéntricas donde la distancia desde la fuente del equipo hasta el eje central de rotación es de 100cm. Posee un sistema de planeación computarizada acoplado por red a los sistemas de imagen permitiendo una reconstrucción digital de la región a tratar sobre la que se basa el diseño del plan de tratamiento con terapia conformal 3D o intensidad modulada. El sistema cuenta con una metodología de irradiación basada en cortes tomográficos y axiales 3D.

#### **4.5.2. Cámara de ionización semiflex**

Para la calibración y la toma de los valores de PDP se utilizó una cámara de ionización semiflex; la tabla N°4.1 muestra sus principales especificaciones.

FIGURA N° 4.1: ACELERADOR LINEAL ELEKTA INFINITY.



Fuente: Fotografía del acelerador lineal, elaboración propia.

TABLA N° 4.1: CARACTERÍSTICAS DE LA CÁMARA DE IONIZACIÓN SEMIFLEX.

<b>Especificación</b>	<b>Parámetro</b>
Fabricante	PTW Freiburg
Modelo	30001
Serie	1305
Tensión de la cámara	nominal + 400 V
Corriente de fuga	$< \pm 4$ fA
factor de calibración	$309.9$ mGy/nC

Fuente: Recuperado de Detectors Including Codes of Practice. PTW (2014).

FIGURA N° 4.2: CÁMARA DE IONIZACIÓN SEMIFLEX.



Fuente: Fotografía de la cámara semiflex, elaboración propia.

### 4.5.3. Cámara de ionización Farmer

La cámara de ionización tipo farmer se utilizó para hallar los valores del factor retrodispersión pico, esta cámara cuenta con un accesorio de acrílico necesario para realizar las mediciones en aire.

TABLA N° 4.2: CARACTERÍSTICAS DE LA CÁMARA DE IONIZACIÓN FARMER.

<b>Especificación</b>	<b>Parámetro</b>
Fabricante	PTW Freiburg
Modelo	30013
Serie	1247
Tensión de la cámara	nominal + 400 V
Corriente de fuga	$< \pm 4 \text{ fA}$
factor de calibración	$5.353 \times 10^7 \text{ Gy/C}$

Fuente: Recuperado de Detectors Including Codes of Practice. PTW (2014).

FIGURA N° 4.3: CÁMARA DE IONIZACIÓN FARMER.



Fuente: Forografía de la cámara Farmer, elaboración propia.

#### 4.5.4. Fantoma

El fantoma de agua que se utilizó es un MP3-M Phantom Tank de alta precisión de material poli metil metracrilato (PMMA), tienes una dimensión de 56 *cm* de largo, 47 *cm* de ancho, 50 *cm* de alto y paredes acrílicas de 20 *mm* de espesor.

Tiene un rango de movimiento horizontal de 500 *mm* x 500 *mm* y un rango de medida de 407.5 *mm* con una precisión de movimiento de  $\pm 1\text{mm}$  el cual es adecuado para una distribución de medida de tamaño de campo estándar de radiación de hasta 40 x 40 *cm*<sup>2</sup>. En la figura [4.4](#) se visualiza el fantoma de agua que se utilizó para realizar las medidas.

FIGURA N° 4.4: FANTOMA DE AGUA MP3 PHANTOM TANK.



Fuente: Fotografía del fantoma MP3-M, elaboración propia.

#### 4.5.5. Electrómetro

El electrómetro que se utilizó es un PTW UNIDOS E, este dispositivo amplifica y mide corriente y carga colectada en la cámara de ionización. El dispositivo trabaja con un rango de voltaje que varía de 0 a 400 voltios en incrementados de 50 voltios con polaridad positiva y negativa. Presenta lecturas de corriente, carga, exposición, dosis y tasa de dosis en unidades de nano Coulomb (nC), nano amperios (nA), gray (Gy) y gray por minuto (Gy/min).

FIGURA N° 4.5: ELECTRÓMETRO PTW UNIDOS E.



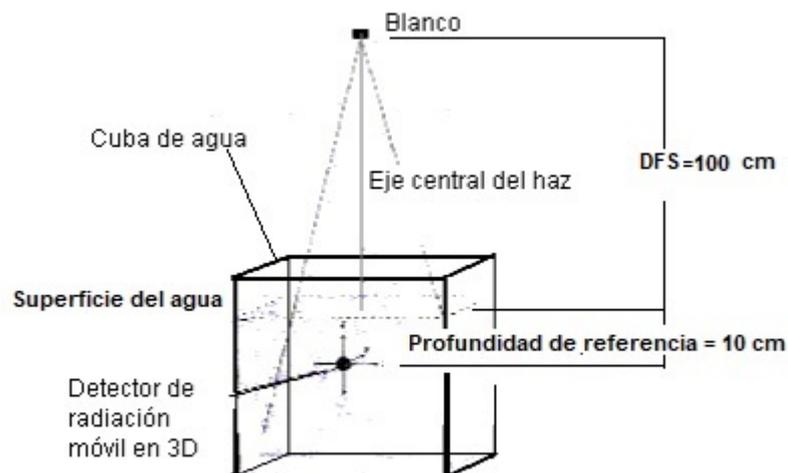
Fuente: Figura referencial recuperado de La dosimetría absoluta de PTW: La precisión en el foco, la praxis en mente. PTW (2002).

#### 4.5.6. Calibración del acelerador lineal

Para la calibración de los fotones con energía de 6 Mv los equipos que se utilizaron fueron una cámara de ionización PTW semiflex, como fantoma se utilizó una cuba automatizada MP3 Phantom Tank, un electrómetro PTW UNIDOS, un termómetro y un barómetro.

La figura 4.6 muestra el esquema con lo cual se realizó la medición, las condiciones de referencia fueron un tamaño de campo de  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ , la cámara de ionización se ubicó a una profundidad de 10 cm y la distancia fuente superficie fue de 90 cm.

FIGURA N° 4.6: ESQUEMA GEOMÉTRICO PARA LA CALIBRACIÓN DE FOTONES CON ENERGÍA DE 6 Mv.

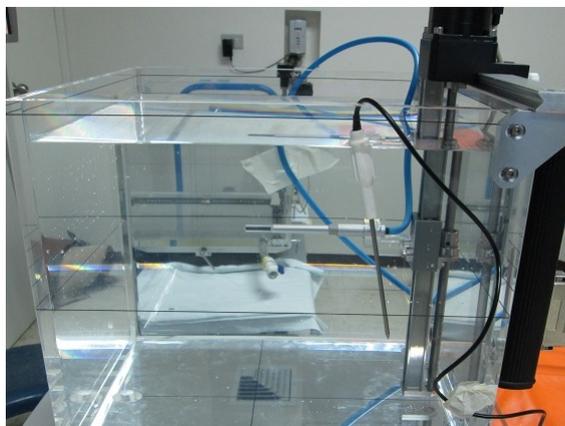


Fuente: Modificado Apuntes de Radioterapia. Escobar (2008)

La calibración del acelerador lineal Elekta Infinity se siguió tomando la referencia el protocolo TRS-398 (ver anexo B), con el objetivo de determinar la tasa de dosis en la profundidad de dosis máxima, las mediciones se realizaron en el turno de la mañana ya que nos brindaron mayor estabilidad en los valores de presión y temperatura. La medición se realizó con tiempos de 100 unidades

de monitor para cada medida y voltajes de +400, +200 y -400 voltios. Una vez obtenido el valor de la tasa de dosis en las condiciones de referencia se procedió a comparar con resultados anteriores para verificar la estabilidad del acelerador lineal.

FIGURA N° 4.7: POSICIONAMIENTO DE LA CÁMARA SEMIFLEX A 10 CM DE PROFUNDIDAD SOBRE LA SUPERFICIE DEL AGUA PARA MEDIR VALORES DE PDP.



Fuente: Fotografía mostrando la ubicación de la cámara semiflex.

#### 4.5.7. Medición de los valores de PDP

Una vez realizada la calibración del acelerador lineal se procedió a obtener los valores de porcentaje de dosis en profundidad, los equipos que se utilizaron para la medición fueron una cámara de ionización PTW semiflex, la cuba automatizada MP3 Phantom Tank y el electrómetro PTW UNIDOS; se mantuvo el mismo esquema cuando se realizó la calibración del acelerador lineal con la diferencia que el posicionamiento de la cámara de ionización se colocó de tal manera que su punto efectivo se encontrara en la superficie del agua. Los valores de PDP se midieron para tamaños de campos con dimensiones de 4x4, 5x5, 7x7, 10x10, 15x15, 20x20, 30x30, 35x35 y 40x40  $cm^2$ , respectivamente.

#### 4.5.8. Relación entre los valores de RTM y PDP para el haz de fotón de 6 Mv

Debido a que se realizó las mediciones para el acelerador lineal de 6 MV en condiciones de SSD = 100 cm , para nuestro caso los valores de PDP y RTM de las ecuaciones [2.30](#) y [2.37](#) sólo dependerán de la profundidad de medición y el tamaño de campo definido a esa profundidad. Del esquema mostrado en la figura [4.8](#) se tiene que el valor de RTM, por definición, es definido como:

$$RTM(z, A_z) = \frac{D_1}{D_5} = \frac{D_1}{D_2} \frac{D_2}{D_3} \frac{D_3}{D_4} \frac{D_4}{D_5} \quad (4.1)$$

En la ecuación [4.1](#) el término  $\frac{D_1}{D_2}$  indica la relación entre la dosis a una profundidad  $z$  y la dosis a una profundidad  $z_{max}$  que expresa los valores del PDP definido a una profundidad  $z_{max}$ , entonces:

$$\frac{D_1}{D_2} = \frac{PDP(z, \frac{f + z_{max}}{f + z} A_z, f)}{100} \quad (4.2)$$

La expresión  $\frac{D_2}{D_3}$  indica la relación de dosis en el fantoma de agua a una profundidad  $z_{max}$  entre la dosis en aire a una profundidad  $f + z_{max}$  desde la fuente, y la expresión  $\frac{D_4}{D_5}$  expresa la relación de la dosis en aire a una profundidad  $f + z$  entre la dosis en el fantoma de agua a una profundidad  $z_{max}$ , incluyendo la definición del factor de retrodispersión pico se determinó que:

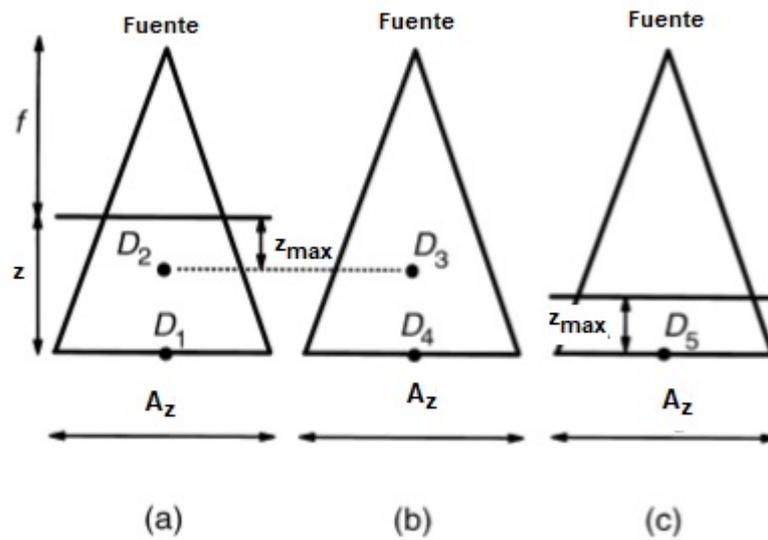
$$\frac{D_2}{D_3} \frac{D_4}{D_5} = \frac{FRP(\frac{f + z_{max}}{f + z} A_z)}{FRP(A_z)} \quad (4.3)$$

Los término  $D_3$  y  $D_4$  son los valores de dosis determinados en ese punto y su relación está dado por la ley del inverso al cuadrado, por lo tanto:

$$\frac{D_3}{D_4} = \left( \frac{f + z}{f + z_{max}} \right)^2 \quad (4.4)$$

Las ecuaciones [4.2](#), [4.3](#) y [4.4](#) reemplazando en la ecuación [4.1](#) se tiene:

FIGURA N° 4.8: ESQUEMA GEOMÉTRICO PARA OBTENER LOS VALORES DE RTM EN FUNCIÓN DE LOS PDP (a) EL TÉRMINO  $D_1$  ES EL VALOR DE DOSIS A UNA PROFUNDIDAD  $z$  y  $D_2$  ES LA DOSIS A UNA PROFUNDIDAD  $z_{max}$  EN EL FANTOMA DE AGUA (b)  $D_3$  ES EL VALOR DE DOSIS A UNA PROFUNDIDAD  $f + z_{max}$  y  $D_4$  ES LA DOSIS A UNA PROFUNDIDAD  $f + z$  EN AIRE (c)  $D_5$  ES EL VALOR DE DOSIS MEDIDO A UNA PROFUNDIDAD  $z_{msx}$ .



Fuente: Modificado de The derivation of tissue-maximum ratio from percentage depth dose requires peak scatter factor to be considered a function of source-to-surface distance. Bedford (1998).

$$RTM(z, A_z) = \frac{PDP(z, \frac{f + z_{max}}{f + z} A_z, f)}{100} \frac{FRP(\frac{f + z_{max}}{f + z} A_z)}{FRP(A_z)} \left(\frac{f + z}{f + z_{max}}\right)^2 \quad (4.5)$$

El inconveniente de la ecuación 4.5 es que el tamaño de campo está definido a una profundidad  $z$  y no en la superficie del agua en el fantoma lo cual dificulta al momento de realizar las mediciones, para evitar esta dificultad el tamaño de campo se multiplicó por el factor  $\frac{f}{f + z_{max}}$  quedando la ecuación de la forma:

$$RTM(z, A_z) = \frac{PDP(z, \frac{f}{f+z}A_z, f)}{100} \frac{FRP(\frac{f}{f+z}A_z)}{FRP(\frac{f}{f+z_{max}}A_z)} (\frac{f+z}{f+z_{max}})^2 \quad (4.6)$$

Considerando la primera aproximación de acuerdo a la sección 2.3.8 se tiene:

$$RTM(z, A_z) = \frac{PDP(z, \frac{f}{f+z}A_z, f)}{100} (\frac{f+z}{f+z_{max}})^2 \quad (4.7)$$

Con la ecuación [4.7](#) se determinaron los valores de RTM para el acelerador lineal con fotones de 6 MV de energía, las condiciones de referencia fueron de SSD = 100cm y el tamaño de campo definido en la superficie del agua dentro del fantoma.

#### 4.5.9. Medición de los valores Factor de retrodispersión pico

Partiendo de la definición de los valores del factor de retrodispersión pico descrito en el capítulo 2 se procedió a realizar el montaje del fantoma MP3-M utilizando la cámara de ionización tipo Farmer para realizar la medición.

Primero se realizó las mediciones en agua ubicando la cámara Farmer a una profundidad fija de 1.5 cm por debajo de la superficie como se aprecia en la figura [4.9](#), los parámetros del acelerador lineal fueron de cero grados para el gantry y colimador y las mediciones se realizaron con un tiempo de 100 unidades de monitor para diferentes tamaños de campo.

A continuación se procedió a medir los valores en aire, con lo cual, manteniendo la misma ubicación de la cámara, se retiró el agua y luego se colocó la capa de build up como se aprecia en la figura [4.10](#); se mantuvo las mismas condiciones del acelerador lineal así como, el tiempo de medición para obtener las medidas. Con las medidas en agua y aire se obtuvieron los valores de FRP a partir de la ecuación [2.29](#) del capítulo 2.

FIGURA N° 4.9: POSICIONAMIENTO DE LA CÁMARA FARMER EN EL FANTOMA MP3-M PARA REALIZAR LAS MEDICIONES EN AGUA, LA CÁMARA SE UBICO A 1.5 *cm* POR DEBAJO DE LA SUPERFICIE.

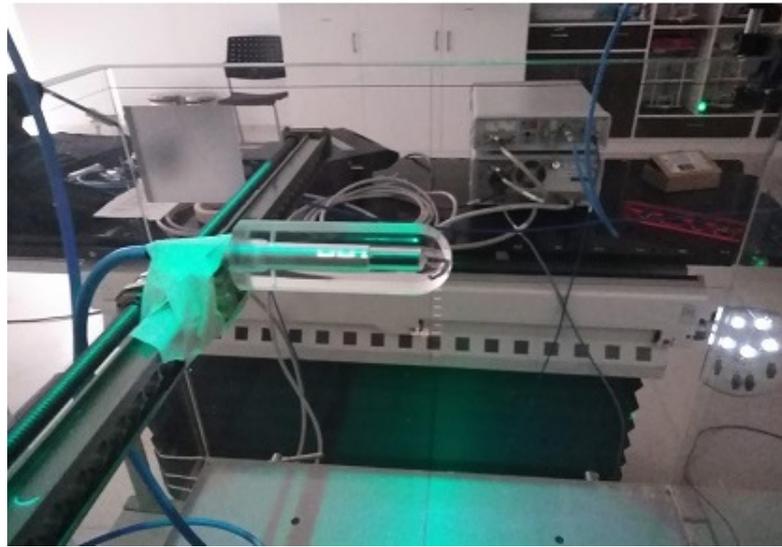


Fuente: Fotografía mostrando la ubicación de la cámara Farmer.

#### 4.5.10. Obtención de los valores de RTM del acelerador lineal

Los valores de razón tejido-máximo del acelerador lineal fueron proporcionados a través del software de dosimetría que pertenece al centro hospitalario para realizar las comparaciones con los valores calculados. Este software de dosimetría cuenta con su propio algoritmo de cálculo para realizar la conversión de los valores de PDP a valores de RTM.

FIGURA N° 4.10: POSICIONAMIENTO DE LA CÁMARA FARMER EN EL FANTOMA MP3-M PARA REALIZAR LAS MEDICIONES EN AIRE COLOCANDO LA CAPA DE BUILD UP.



Fuente: Fotografía mostrando la ubicación de la cámara Farmer.

#### **4.6. Análisis y procesamiento de datos**

Los datos reciben un tratamiento estadístico mediante el software hoja de cálculo determinando la desviación estándar de los valores medidos.

# V. RESULTADOS

## 5.1. Resultados descriptivos

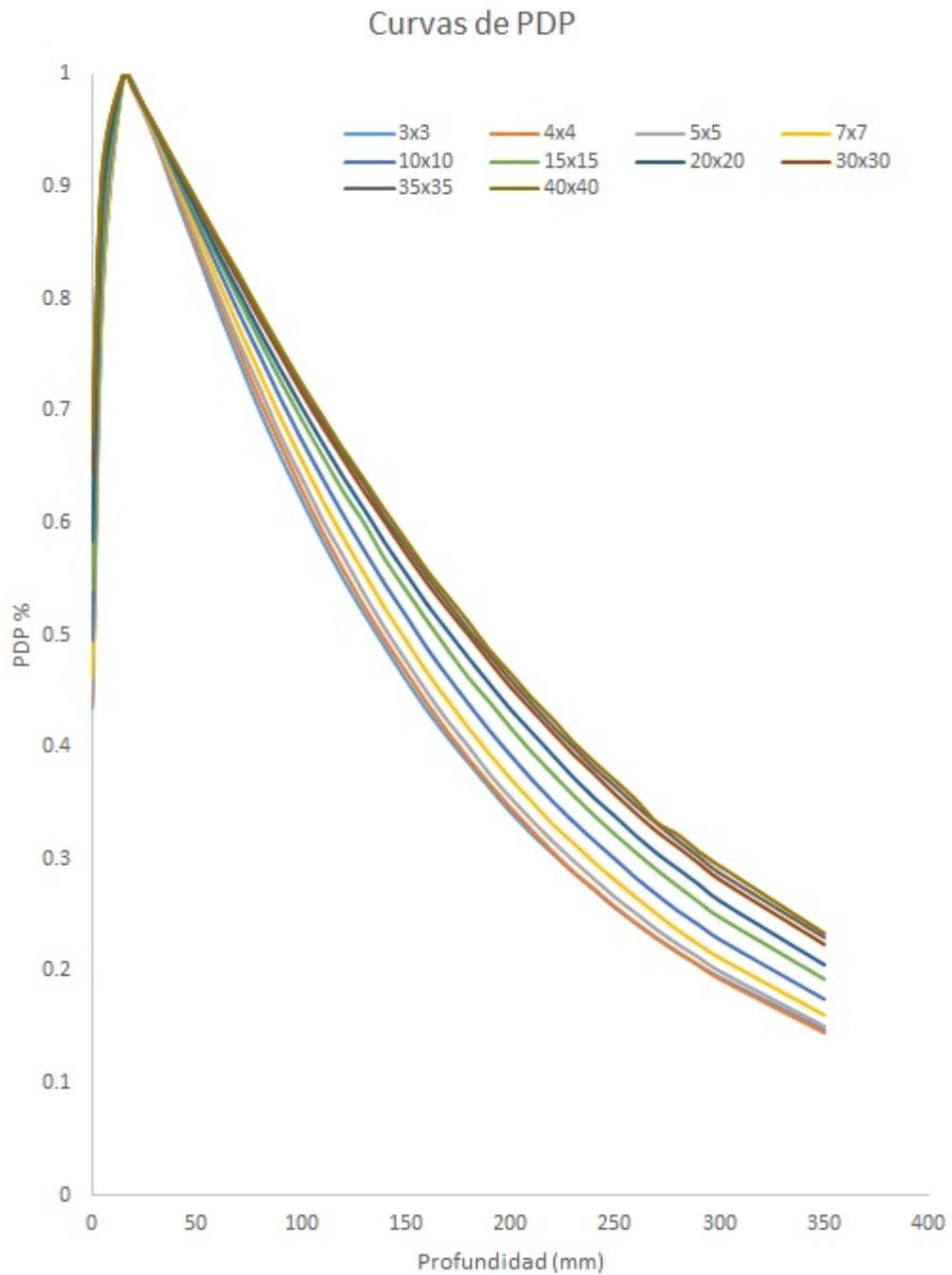
### 5.1.1. Gráfica de los valores de Porcentaje de dosis en profundidad medidos

Utilizando la cámara de ionización semiflex se midieron los valores de ionización para los siguientes tamaños de campo: 4x4, 5x5, 7x7, 10x10, 15x15, 20x20, 30x30, 35x35 y 40x40  $cm^2$  barriendo una profundidad de hasta 350 mm, los valores obtenidos son normalizados a la dosis máxima en profundidad para cada tamaño de campo obteniendo los PDP y están registrados en las tablas [B.3](#) y [B.4](#) (ver Anexo B).

Con la ayuda de la hoja de cálculo en la figura [5.1](#) se muestran las curvas de porcentaje de dosis en profundidad medidos para los diferentes tamaños de campo, se observa que la profundidad del máximo valor de PDP es de 15 mm para todos los tamaños de campos medidos.

A medida que la profundidad aumenta se observa una separación de las curvas, este comportamiento es debido a la dispersión generada por el haz de 6 MV a estas profundidades siendo más notorio para el campo de 40x40  $cm^2$ . Los valores medidos de los PDP son mostrados en las tablas del Anexo B.

FIGURA N° 5.1: CURVAS DE PDP MEDIDOS PARA DEL ACELERADOR LINEAL ELEKTA INFINITY DE 6 MV, CADA COLOR DE CURVA ES REPRESENTADO POR EL TAMAÑO DE CAMPO MEDIDO HASTA UNA PROFUNDIDAD DE 350 mm.

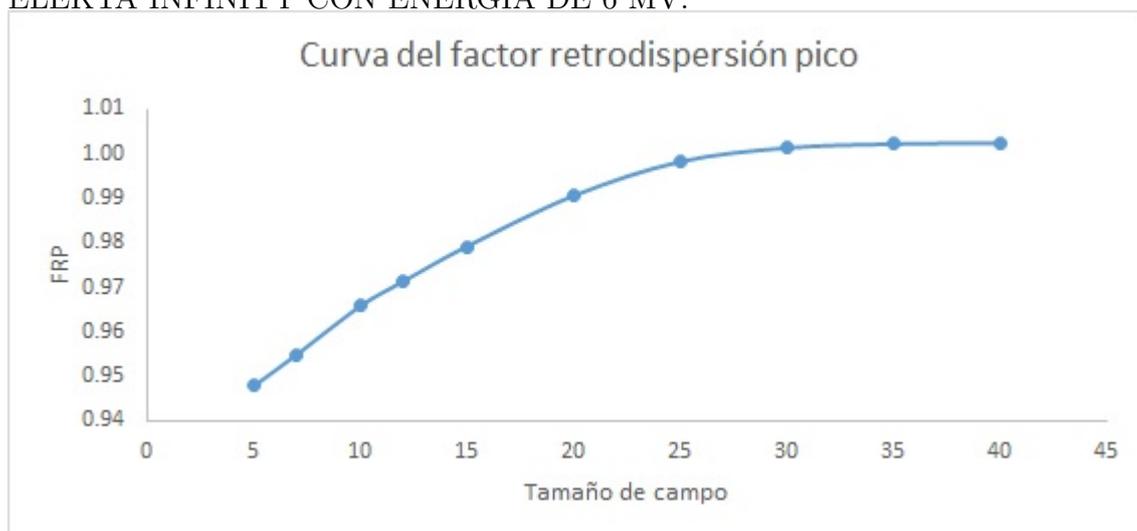


### 5.1.2. Gráfica de los valores de retro dispersión pico

Una vez obtenidos los valores de PDP, con la ayuda de la cámara cilíndrica, se procedió a medir el factor de retro dispersión pico; con la posición de la cámara colocada a 15 mm de profundidad se midieron los valores de ionización para todos los tamaños de campo; seguidamente en la misma posición se colocó la capucha de acrílico para medir los valores de ionización en aire.

Mediante la ecuación 2.29 se calcularon los valores de FRP y son mostrados en la gráfica 5.2

FIGURA N° 5.2: GRÁFICA DE FRP PARA EL ACELERADOR LINEAL ELEKTA INFINITY CON ENERGÍA DE 6 MV.



### 5.1.3. Gráfica de los valores de Razón tejido-máximo calculados a partir de los PDP y FRP

Con los valores de PDP y FRP y mediante la ecuación 4.6 del capítulo IV se calcularon los valores de RTM, los valores calculados son mostrados en las tablas B.7 y B.8 (ver anexo B).

Seguidamente se muestran las curvas de RTM en las gráficas 5.3 y 5.4, se

observa que para los tamaños de campos medidos el máximo valor de RTM se encuentra a una profundidad de 15 mm y varía en el rango de 0.996 - 1.004 para la energía de 6 Mv.

FIGURA N° 5.3: GRÁFICA MOSTRANDO LOS VALORES DE RTM CALCULADOS A PARTIR DE LA MEDICIÓN DEL PDP Y FRP PARA DIFERENTES TAMAÑOS DE CAMPO DEL ACELERADOR LINEAL ELEKTA INFINITY DE 6 Mv.

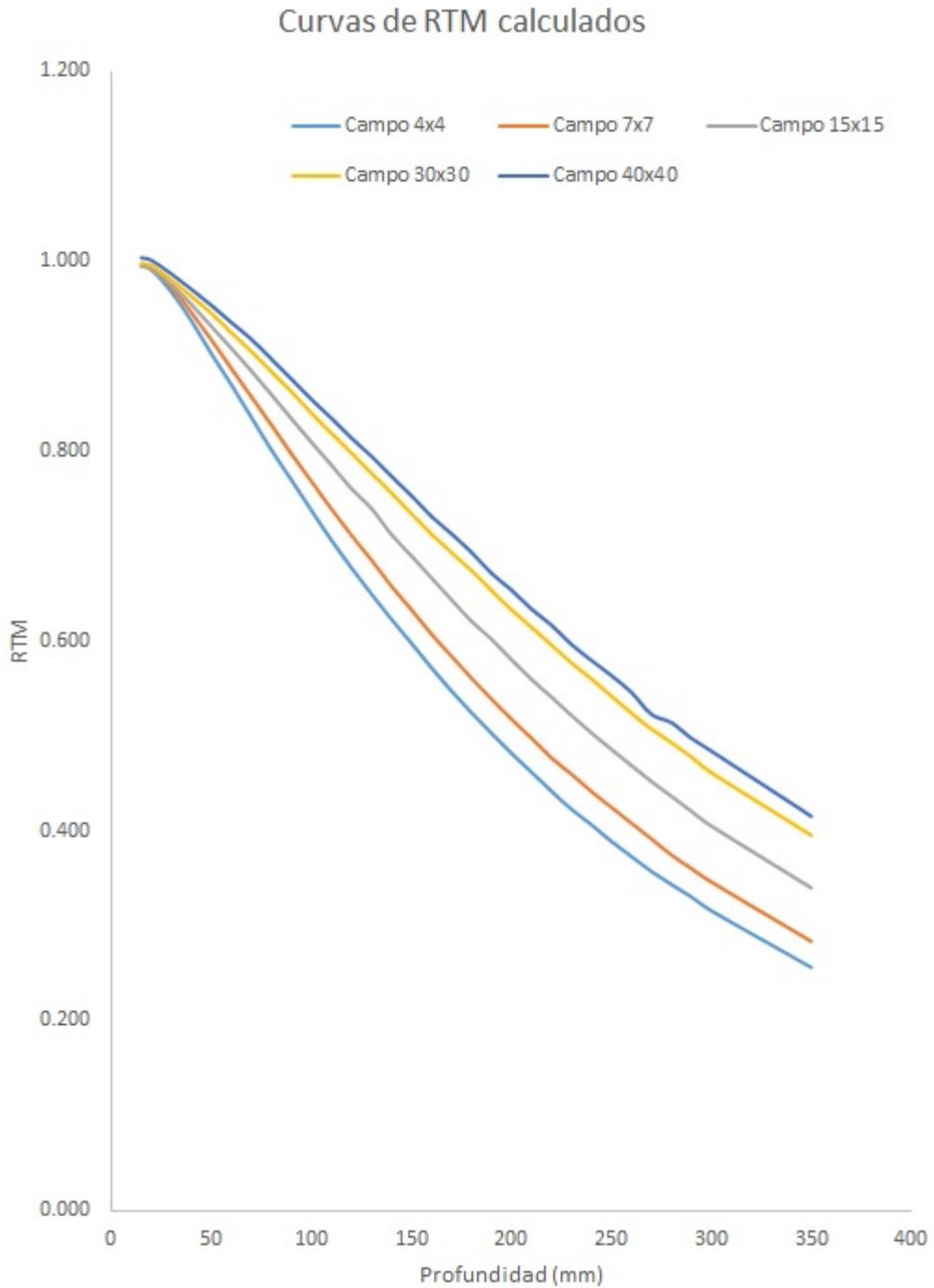
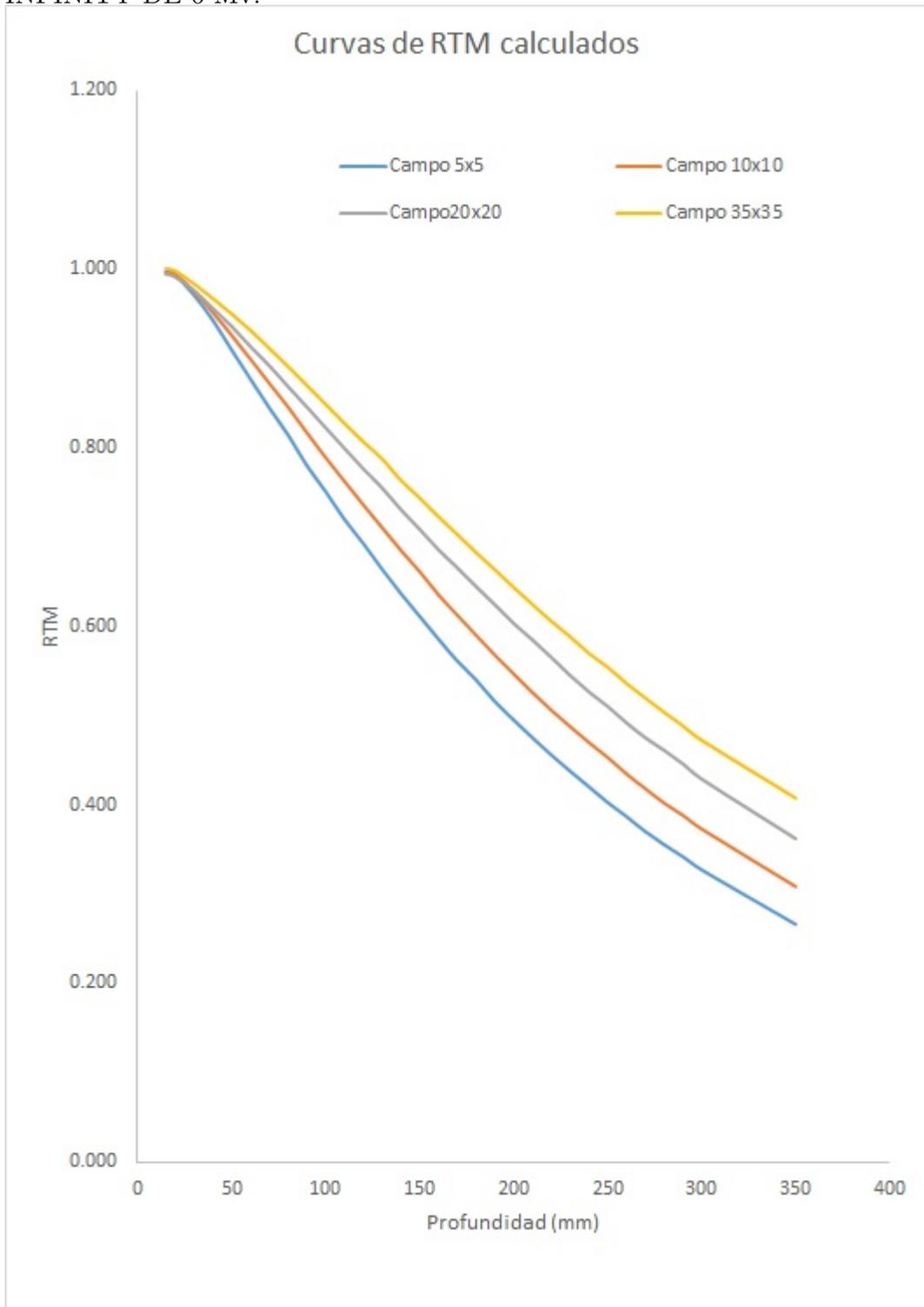


FIGURA N° 5.4: GRÁFICA MOSTRANDO LOS VALORES DE RTM CALCULADOS A PARTIR DE LA MEDICIÓN DEL PDP Y FRP PARA DIFERENTES TAMAÑOS DE CAMPO DEL ACELERADOR LINEAL ELEKTA INFINITY DE 6 Mv.



#### 5.1.4. Gráfica de los valores de Razón tejido-máximo calculados a partir de los PDP

Como parte central de la investigación se procedió a calcular los valores de RTM con la aproximación del FRP =1 aplicando la ecuación 4.7, los valores del cálculo son mostrados en las tablas B.5 y B.6 (ver anexo B).

Las curvas de RTM son mostrados en las figuras 5.5 y 5.6, se observó que el valor máximo para todos los tamaños de campos esta ubicado también a una profundidad de 15 mm y con un valor de 1.00 debido a la ausencia del FRP.

A medida que va aumentando el tamaño de campo las curvas de RTM se van distanciado debido a la dispersión medida en los PDP y se va acrecentando a mayores profundidades.

FIGURA N° 5.5: GRÁFICA MOSTRANDO LOS VALORES DE RTM CALCULADOS A PARTIR DE LA MEDICIÓN DEL PDP PARA DIFERENTES TAMAÑOS DE CAMPO DEL ACELERADOR LINEAL ELEKTA INFINITY DE 6 Mv.

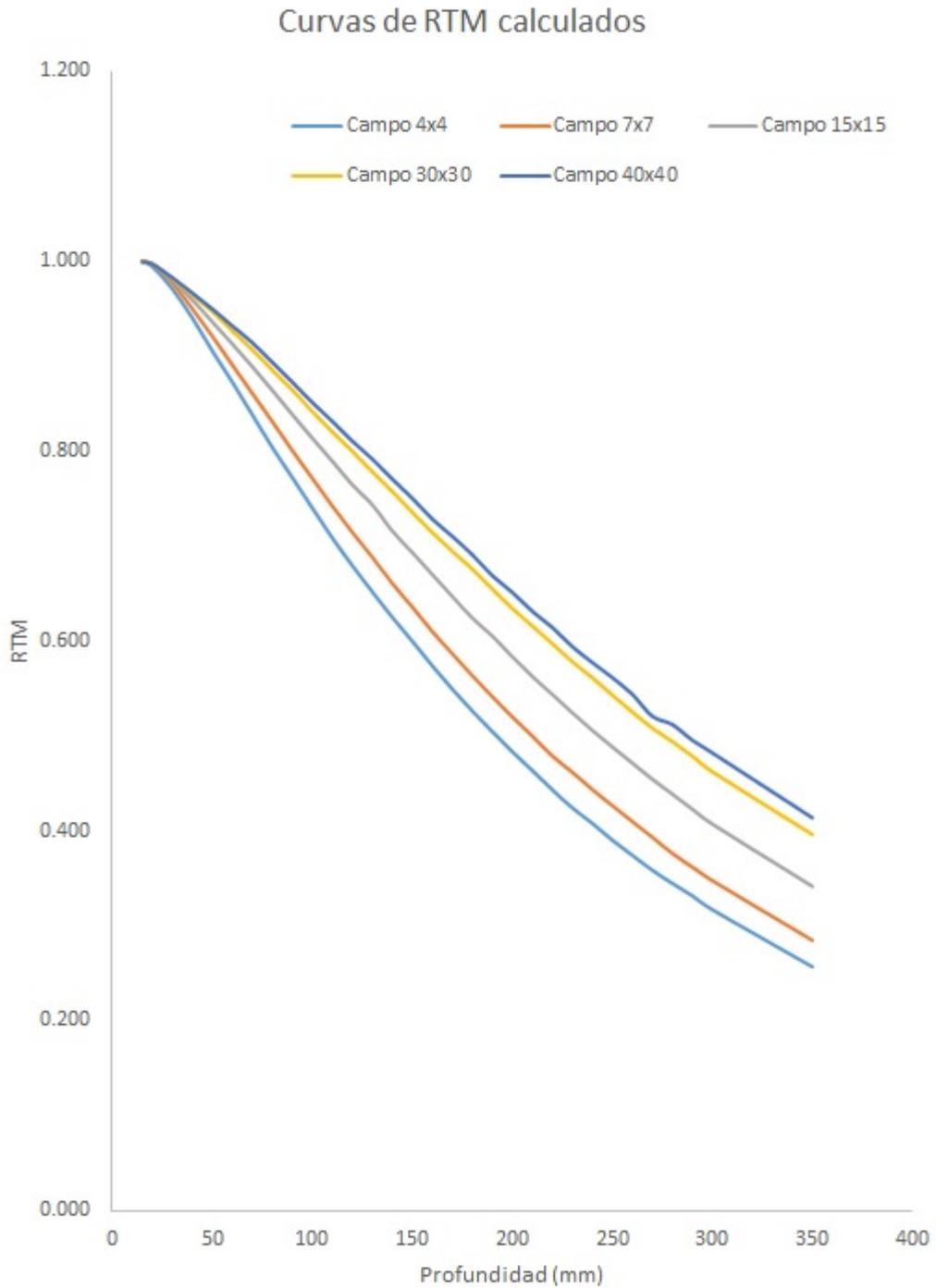
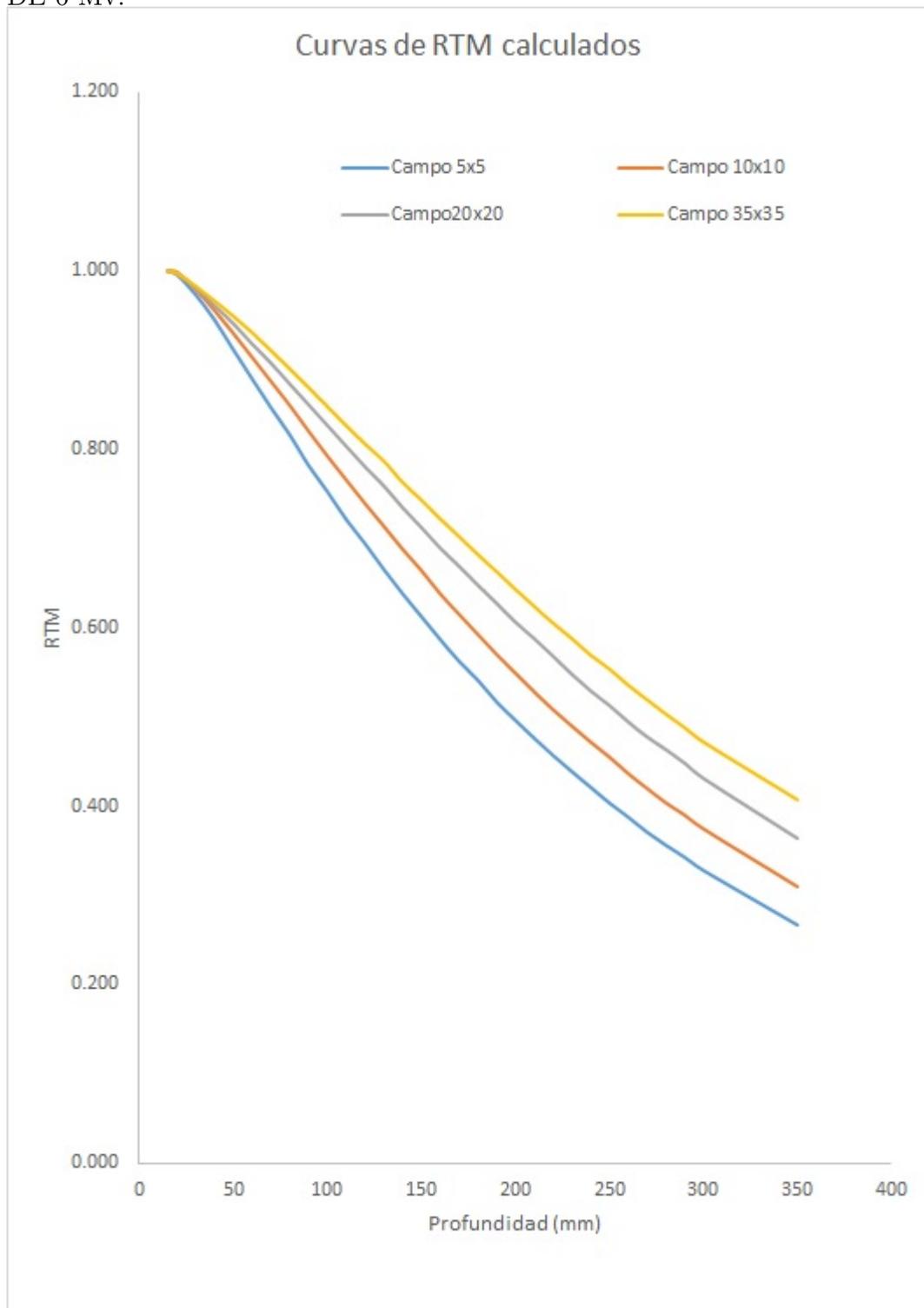


FIGURA N° 5.6: GRÁFICA MOSTRANDO LOS VALORES DE RTM CALCULADOS A PARTIR DE LA MEDICIÓN DEL PDP PARA DIFERENTES TAMAÑOS DE CAMPO DEL ACELERADOR LINEAL ELEKTA INFINITY DE 6 Mv.



### **5.1.5. Comparación entre RTM calculados con PDP y FRP versus los obtenidos mediante el software de dosimetría**

Los valores de RTM del acelerador lineal Elekta Infinity fueron adquiridos a través de un software de dosimetría que fue proporcionado por centro hospitalario; para realizar la comparación se trazaron las curvas de RTM medidos y adquiridos para cada tamaño de campo como se pueden apreciar en las siguientes figuras.

Con ayuda de la hoja de cálculo se midió la variación porcentual entre ambas curvas observándose que para todos los tamaños de campo hasta una profundidad de 250 mm en promedio el valor de la variación está por debajo del 2%. A su vez por debajo de esta profundidad la mayor variación porcentual fue observado para los campo 4x4 y 35x35  $cm^2$  con valores de 3.3% y 2.75% de diferencia respectivamente.

FIGURA N° 5.7: LA CURVA EN AZUL REPRESENTA LOS VALORES DE RTM CALCULADOS Y EN ROJO LOS VALORES DE RTM OBTENIDOS POR EL SOFTWARE DE DOSIMETRÍA PARA UN TAMAÑO DE CAMPO DE 4x4  $cm^2$ .

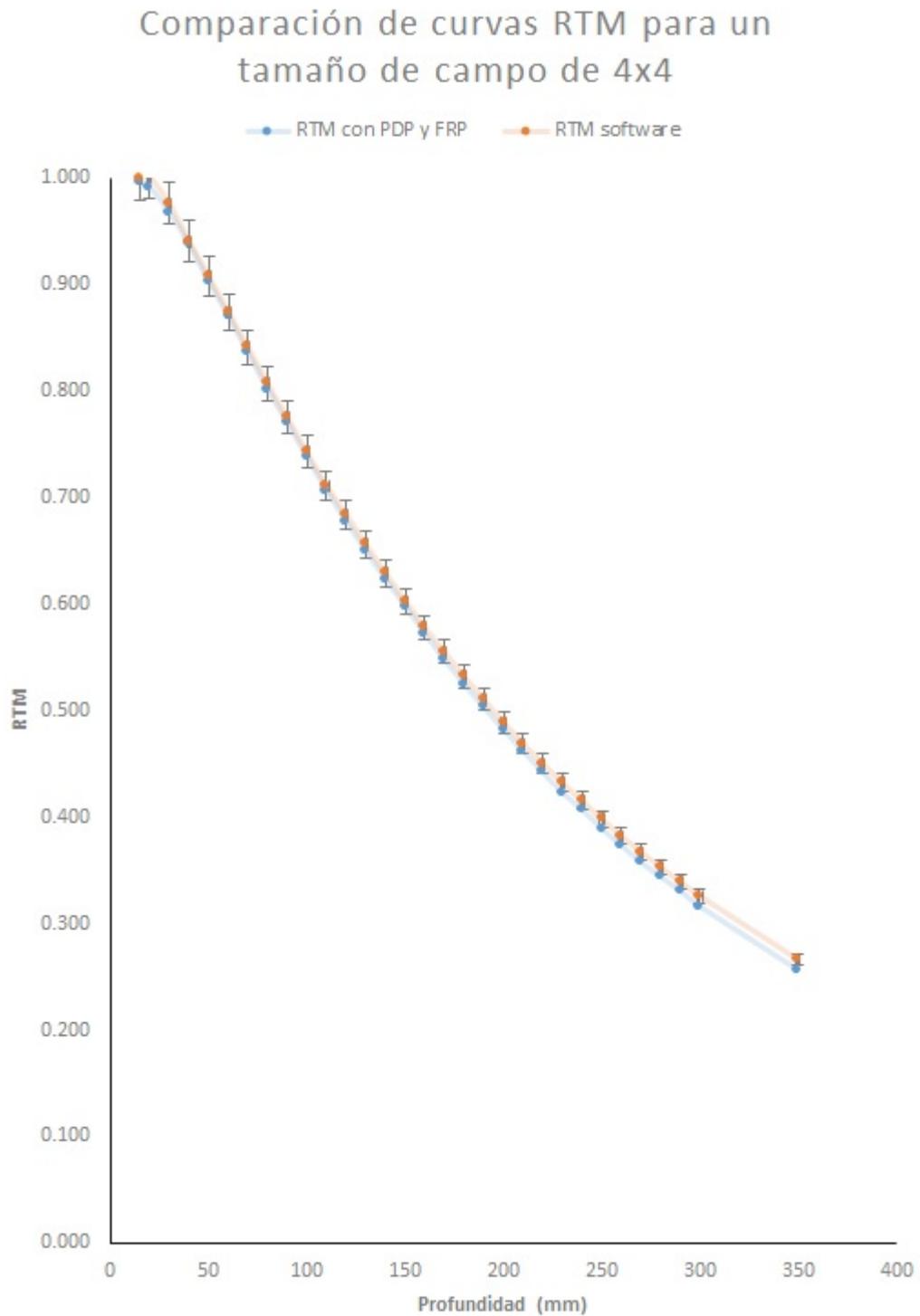


FIGURA N° 5.8: LA CURVA EN AZUL REPRESENTA LOS VALORES DE RTM CALCULADOS Y EN ROJO LOS VALORES DE RTM OBTENIDOS POR EL SOFTWARE DE DOSIMETRÍA PARA UN TAMAÑO DE CAMPO DE  $5 \times 5 \text{ cm}^2$ .

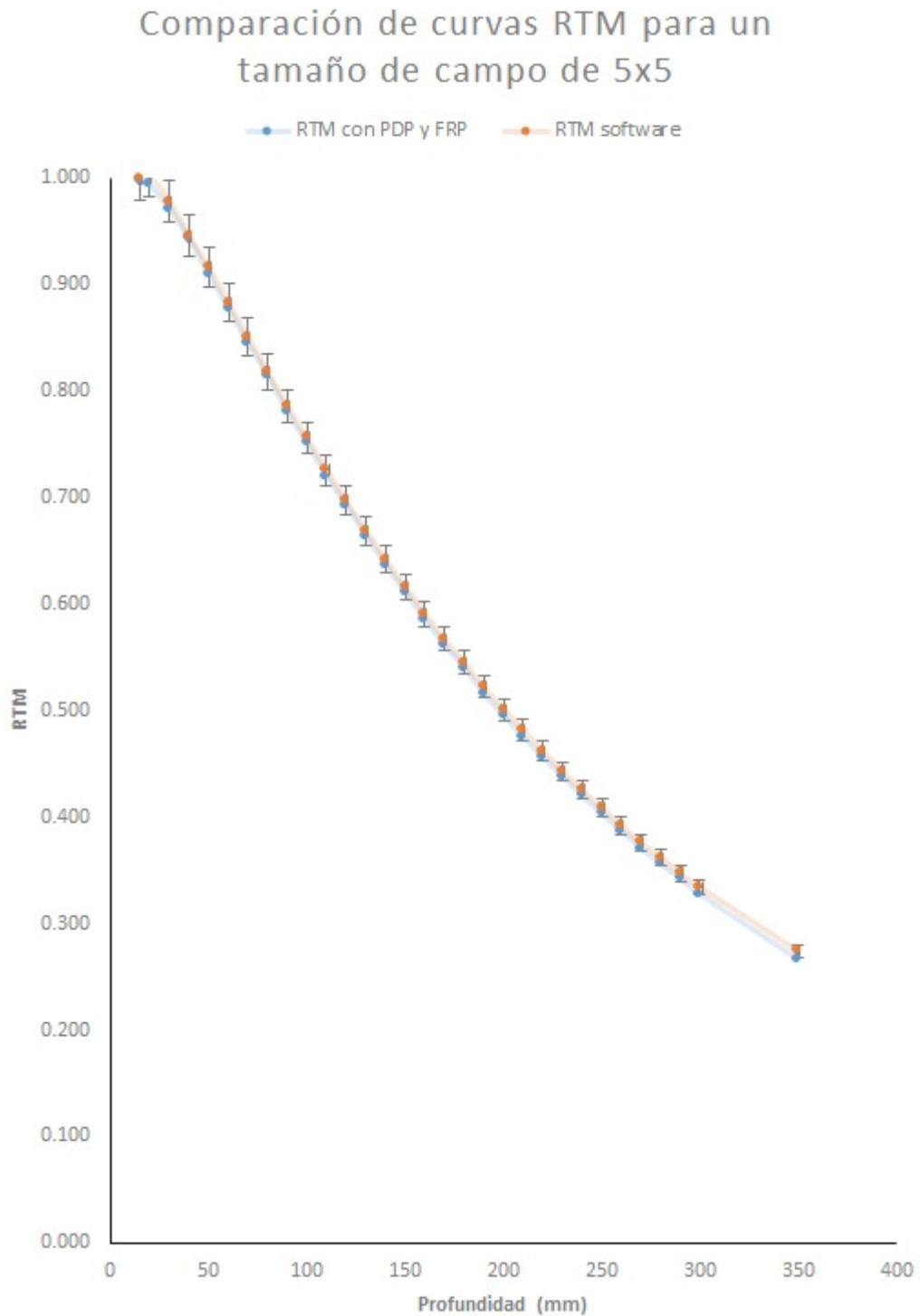


FIGURA N° 5.9: LA CURVA EN AZUL REPRESENTA LOS VALORES DE RTM CALCULADOS Y EN ROJO LOS VALORES DE RTM OBTENIDOS POR EL SOFTWARE DE DOSIMETRÍA PARA UN TAMAÑO DE CAMPO DE  $7 \times 7 \text{ cm}^2$ .

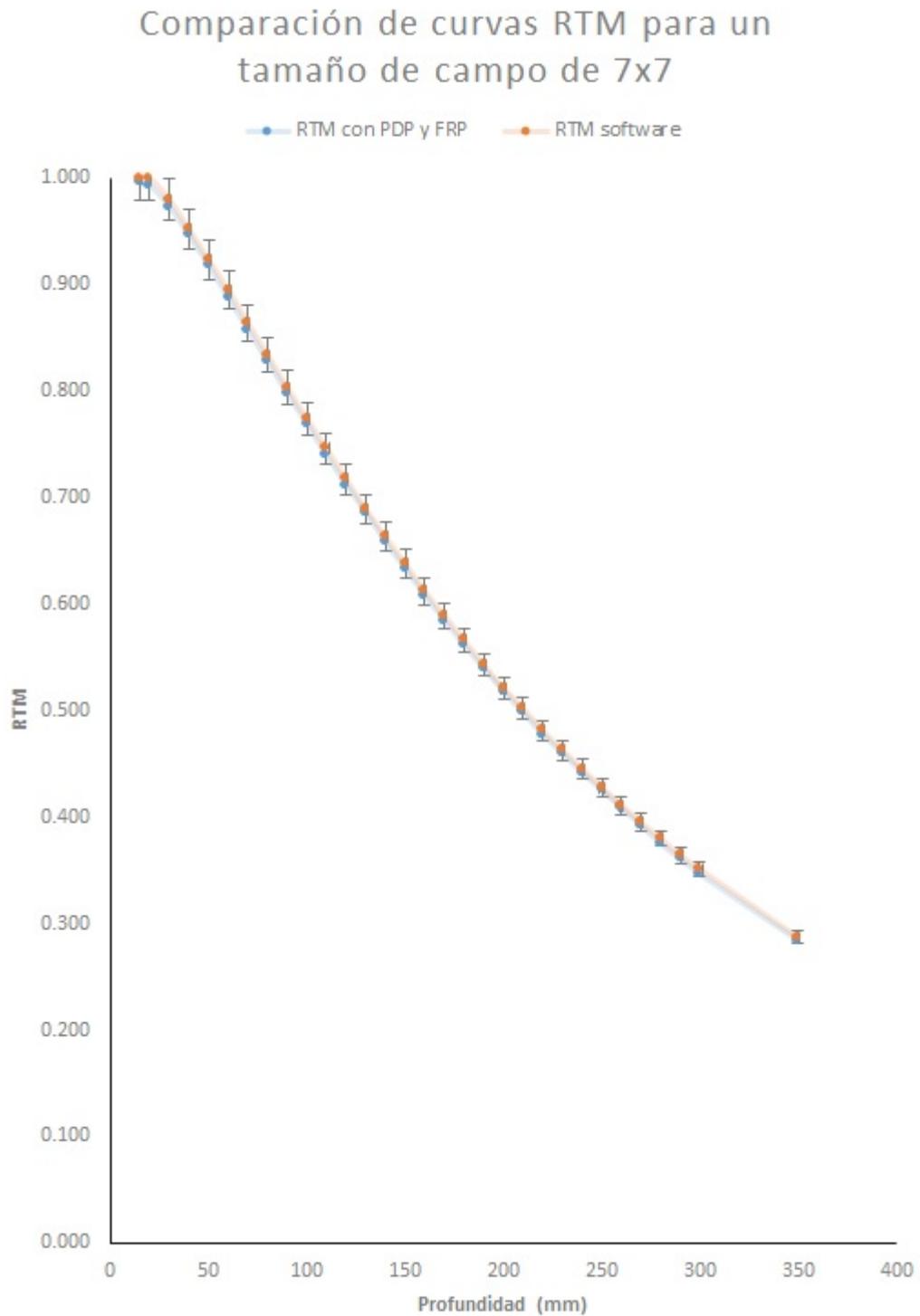


FIGURA N° 5.10: LA CURVA EN AZUL REPRESENTA LOS VALORES DE RTM CALCULADOS Y EN ROJO LOS VALORES DE RTM OBTENIDOS POR EL SOFTWARE DE DOSIMETRÍA PARA UN TAMAÑO DE CAMPO DE  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ .

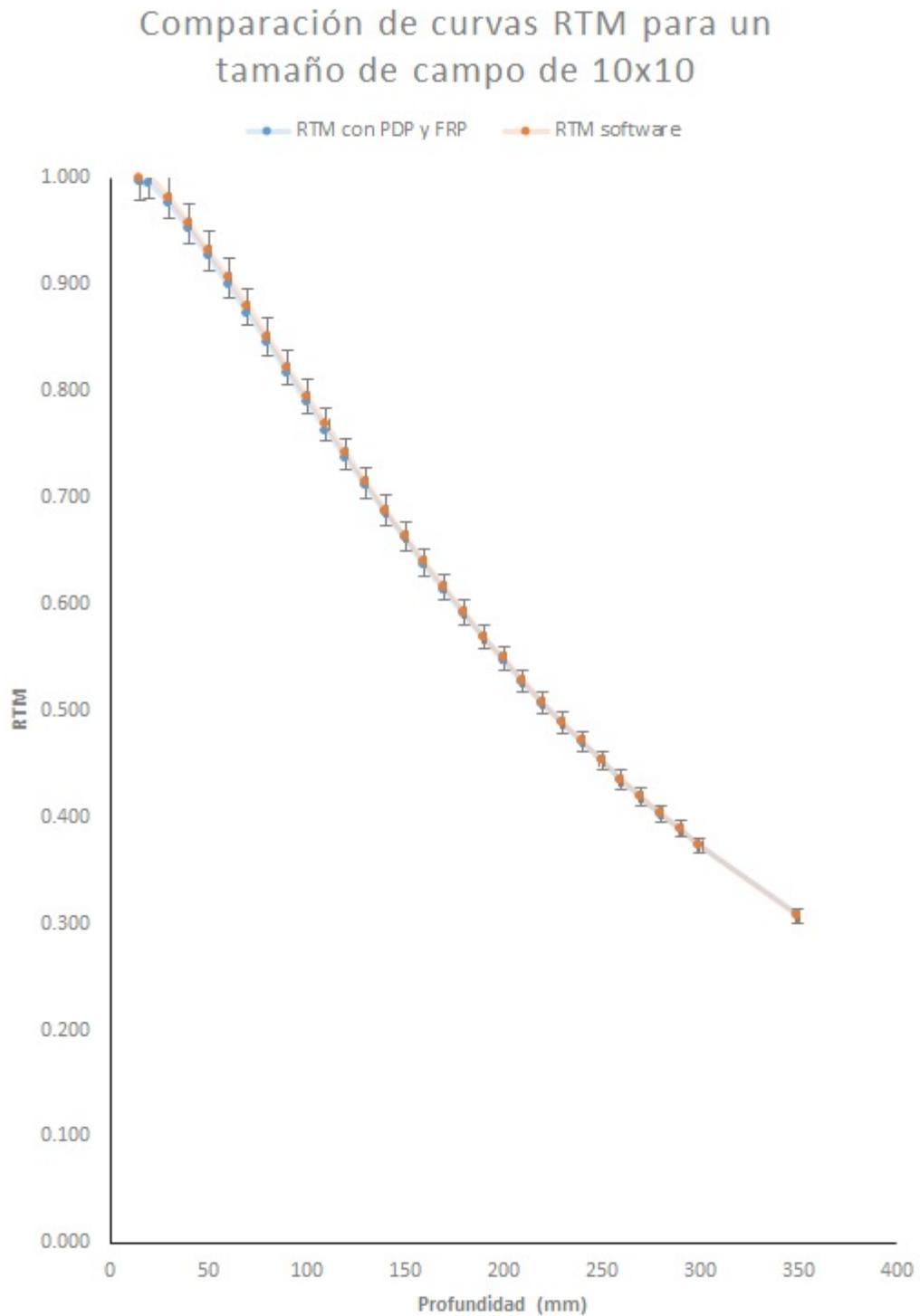


FIGURA N° 5.11: LA CURVA EN AZUL REPRESENTA LOS VALORES DE RTM CALCULADOS Y EN ROJO LOS VALORES DE RTM OBTENIDOS POR EL SOFTWARE DE DOSIMETRÍA PARA UN TAMAÑO DE CAMPO DE 15x15  $cm^2$ .

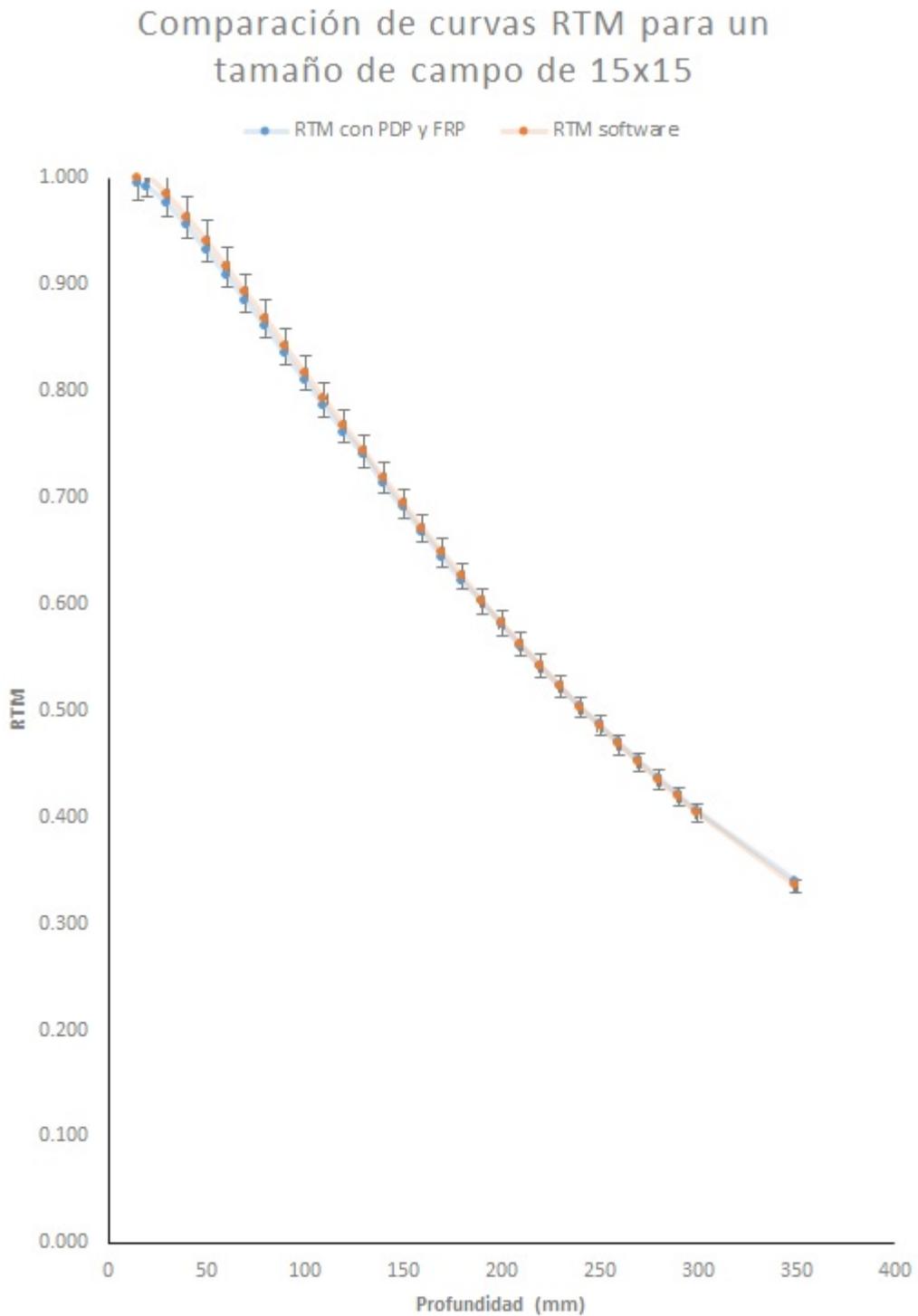


FIGURA N° 5.12: LA CURVA EN AZUL REPRESENTA LOS VALORES DE RTM CALCULADOS Y EN ROJO LOS VALORES DE RTM OBTENIDOS POR EL SOFTWARE DE DOSIMETRÍA PARA UN TAMAÑO DE CAMPO DE 20x20  $cm^2$ .

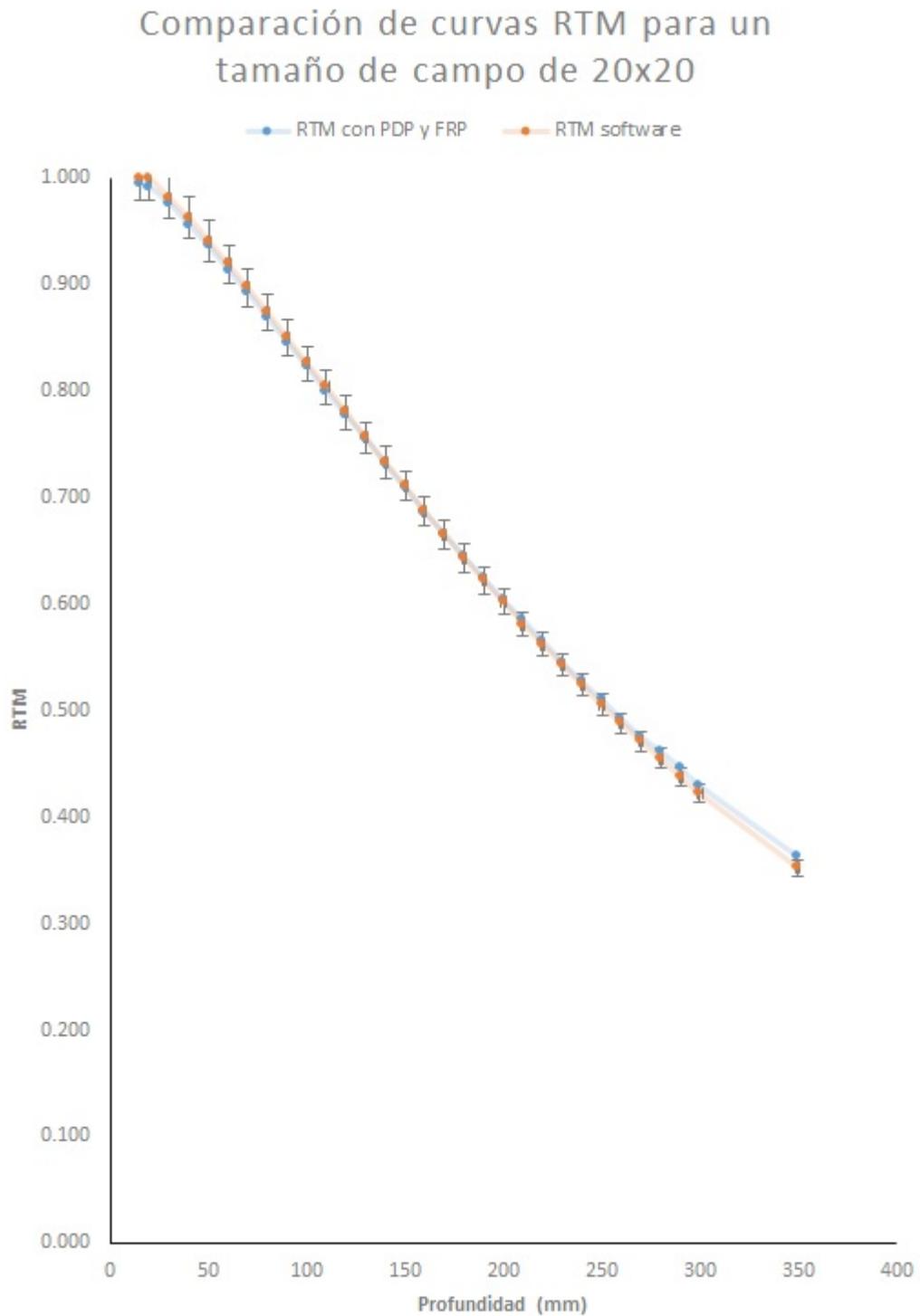


FIGURA N° 5.13: LA CURVA EN AZUL REPRESENTA LOS VALORES DE RTM CALCULADOS Y EN ROJO LOS VALORES DE RTM OBTENIDOS POR EL SOFTWARE DE DOSIMETRÍA PARA UN TAMAÑO DE CAMPO DE 30x30  $cm^2$ .

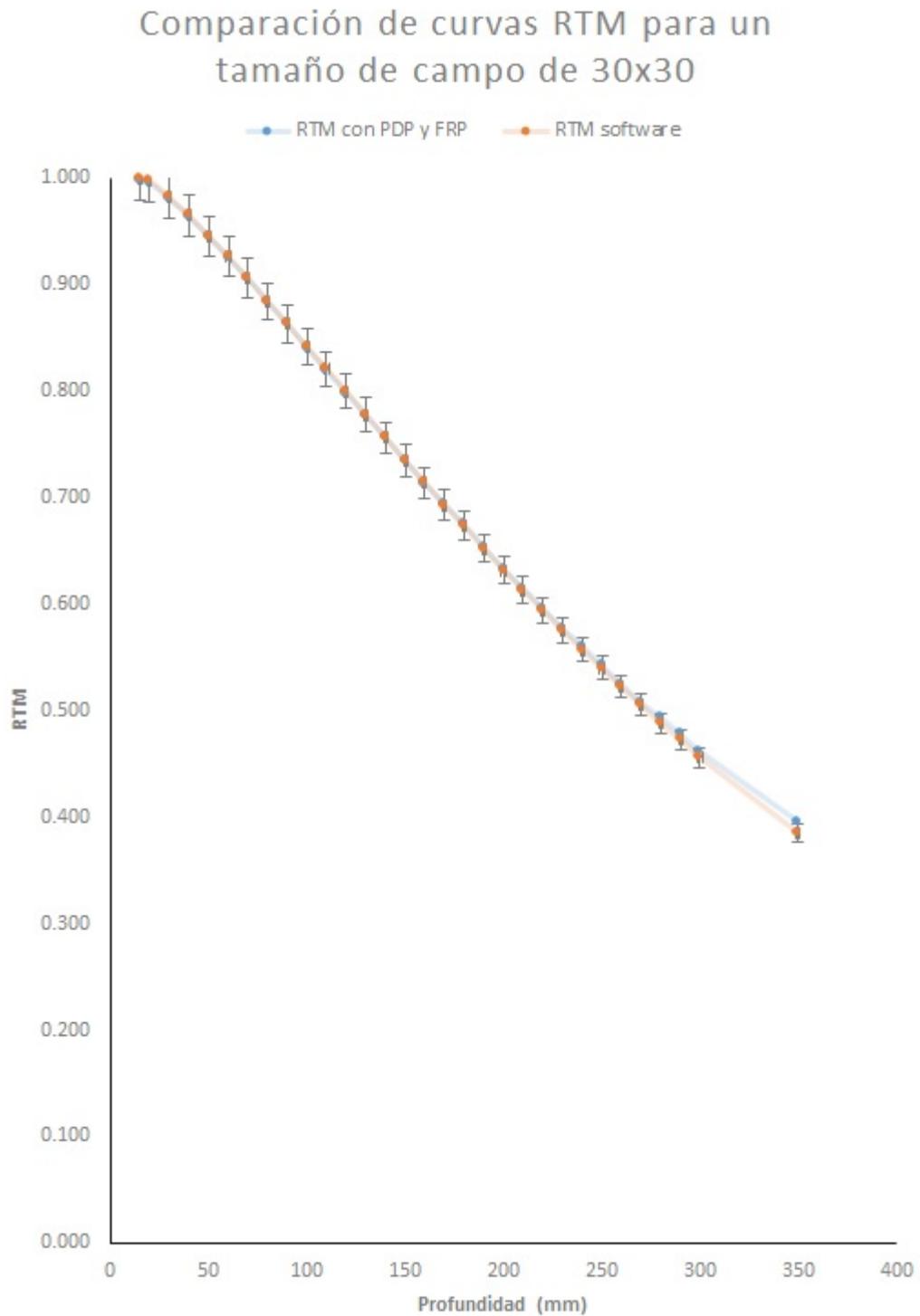


FIGURA N° 5.14: LA CURVA EN AZUL REPRESENTA LOS VALORES DE RTM CALCULADOS Y EN ROJO LOS VALORES DE RTM OBTENIDOS POR EL SOFTWARE DE DOSIMETRÍA PARA UN TAMAÑO DE CAMPO DE 35x35  $cm^2$ .

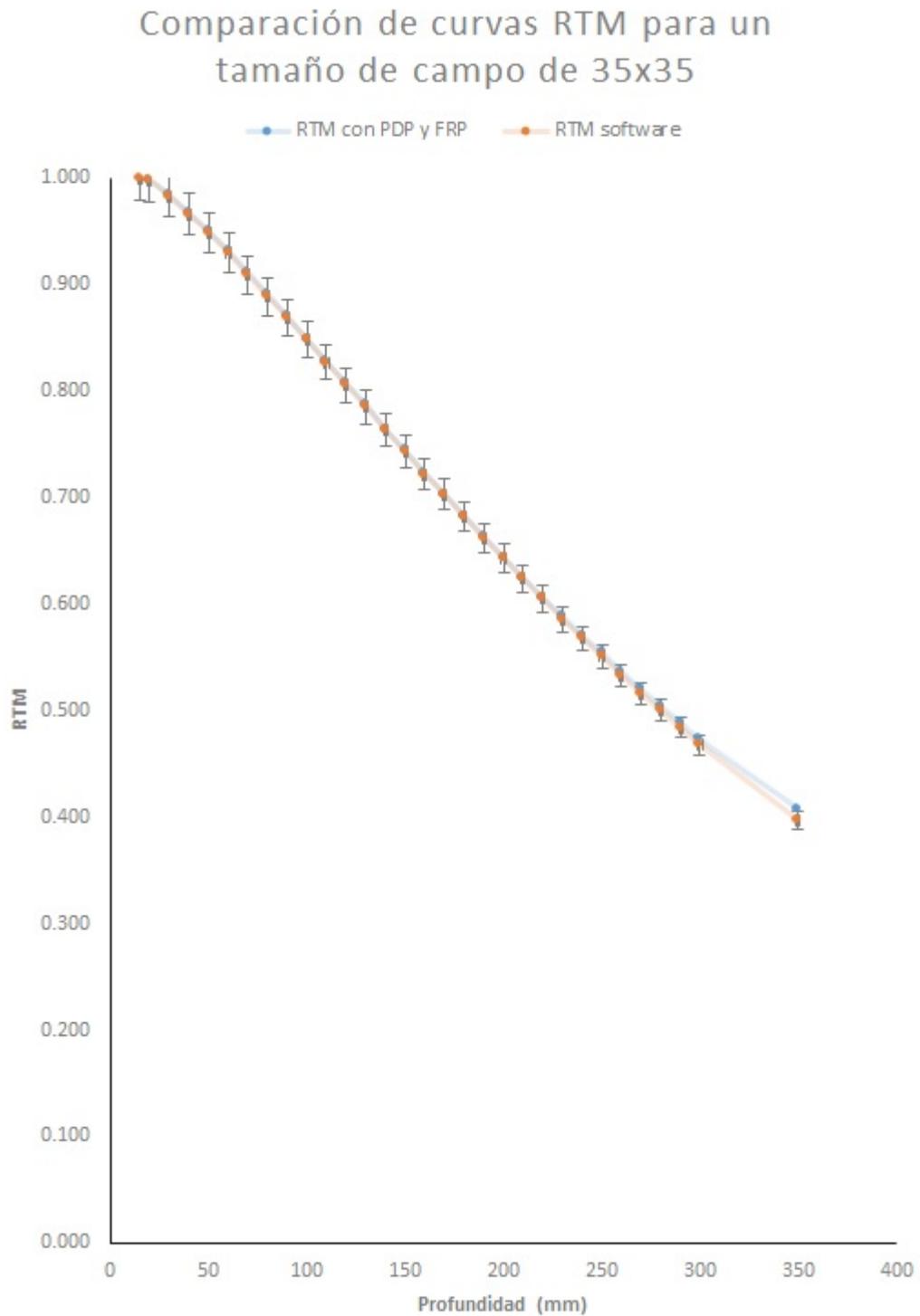
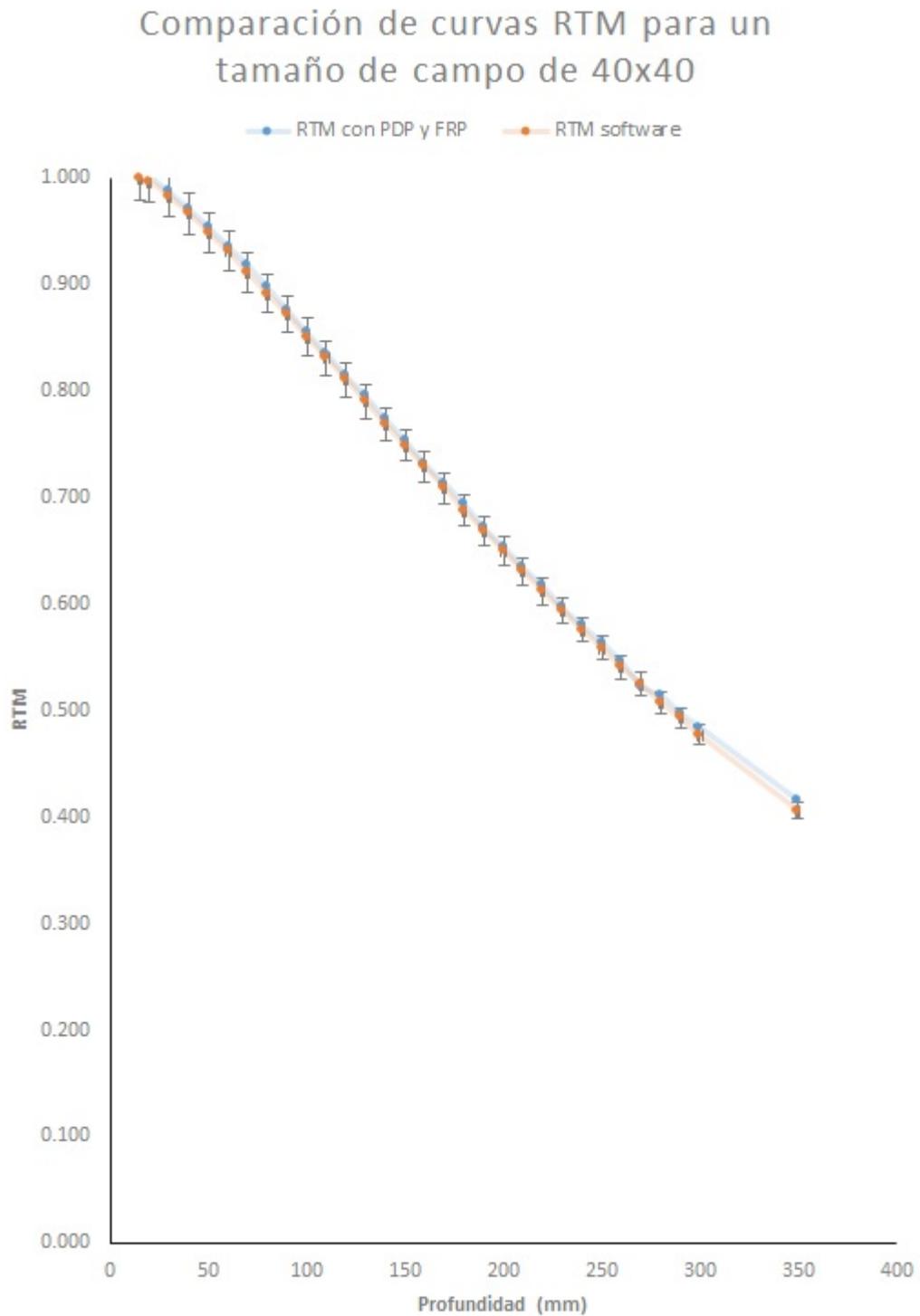


FIGURA N° 5.15: LA CURVA EN AZUL REPRESENTA LOS VALORES DE RTM CALCULADOS Y EN ROJO LOS VALORES DE RTM OBTENIDOS POR EL SOFTWARE DE DOSIMETRÍA PARA UN TAMAÑO DE CAMPO DE 40x40  $cm^2$ .



### 5.1.6. Comparación entre RTM calculados con PDP versus los obtenidos mediante el software de dosimetría

Como última parte de la investigación se realizó la comparación de los valores RTM calculados con PDP y los obtenidos mediante el software de dosimetría de las tablas [B.9](#) y [B.9](#) (ver Anexo B) para cada tamaño de campo que son mostrados en las siguientes gráficas.

Al comparar las dos curvas para cada tamaño de campo con ayuda de la hoja de cálculo se observó que hasta una profundidad de 260 mm la variación porcentual está por debajo del 2%, a mayor profundidad se encontraron mayor variación porcentual donde el máximo valor es de 3.47% para el tamaño de campo de 20x20  $cm^2$ .

FIGURA N° 5.16: LA CURVA EN AZUL REPRESENTA LOS VALORES DE RTM CALCULADOS Y EN ROJO LOS VALORES DE RTM OBTENIDOS POR EL SOFTWARE DE DOSIMETRÍA PARA UN TAMAÑO DE CAMPO DE 4x4  $cm^2$ .

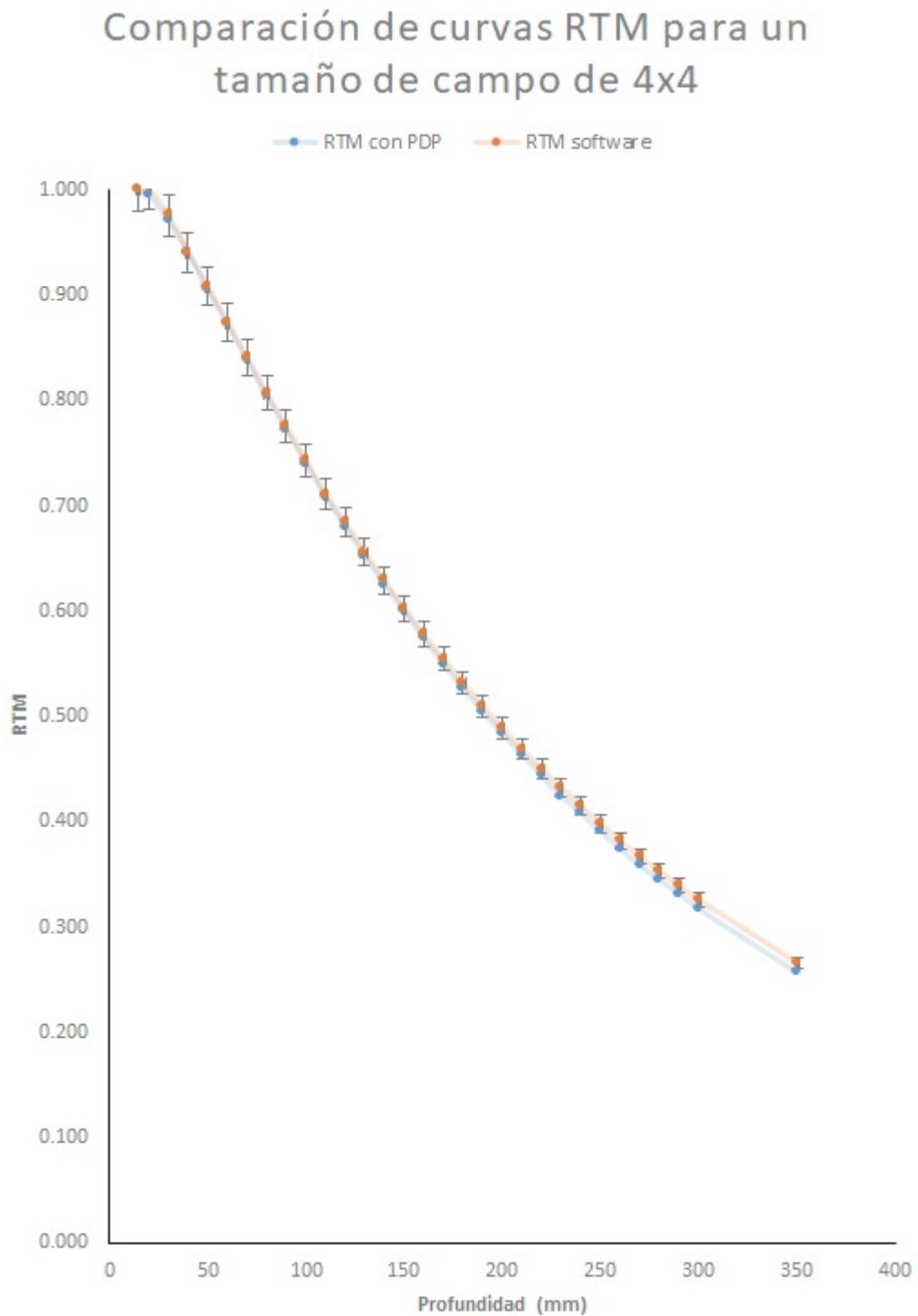


FIGURA N° 5.17: LA CURVA EN AZUL REPRESENTA LOS VALORES DE RTM CALCULADOS Y EN ROJO LOS VALORES DE RTM OBTENIDOS POR EL SOFTWARE DE DOSIMETRÍA PARA UN TAMAÑO DE CAMPO DE  $5 \times 5 \text{ cm}^2$ .

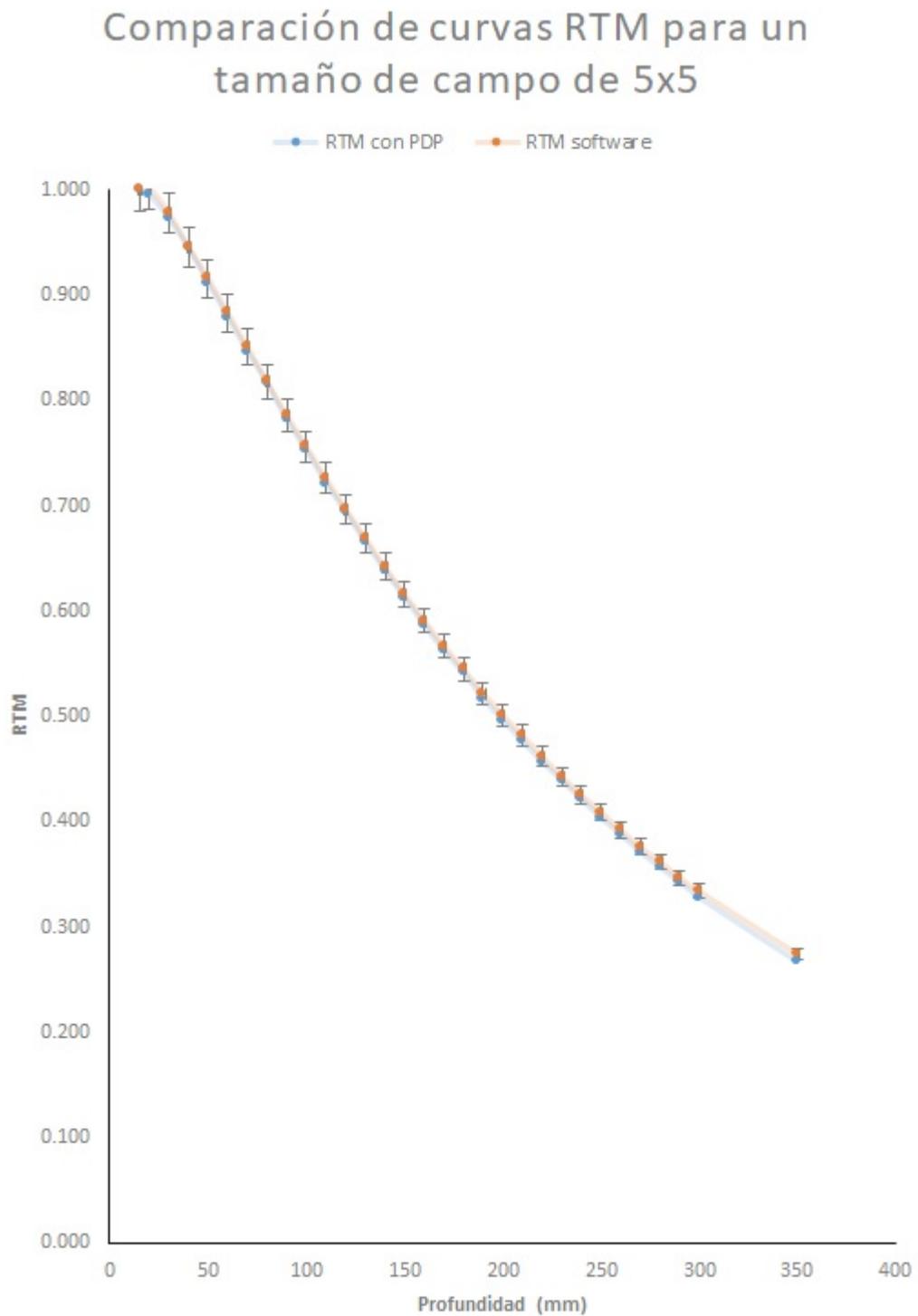


FIGURA N° 5.18: LA CURVA EN AZUL REPRESENTA LOS VALORES DE RTM CALCULADOS Y EN ROJO LOS VALORES DE RTM OBTENIDOS POR EL SOFTWARE DE DOSIMETRÍA PARA UN TAMAÑO DE CAMPO DE  $7 \times 7 \text{ cm}^2$ .

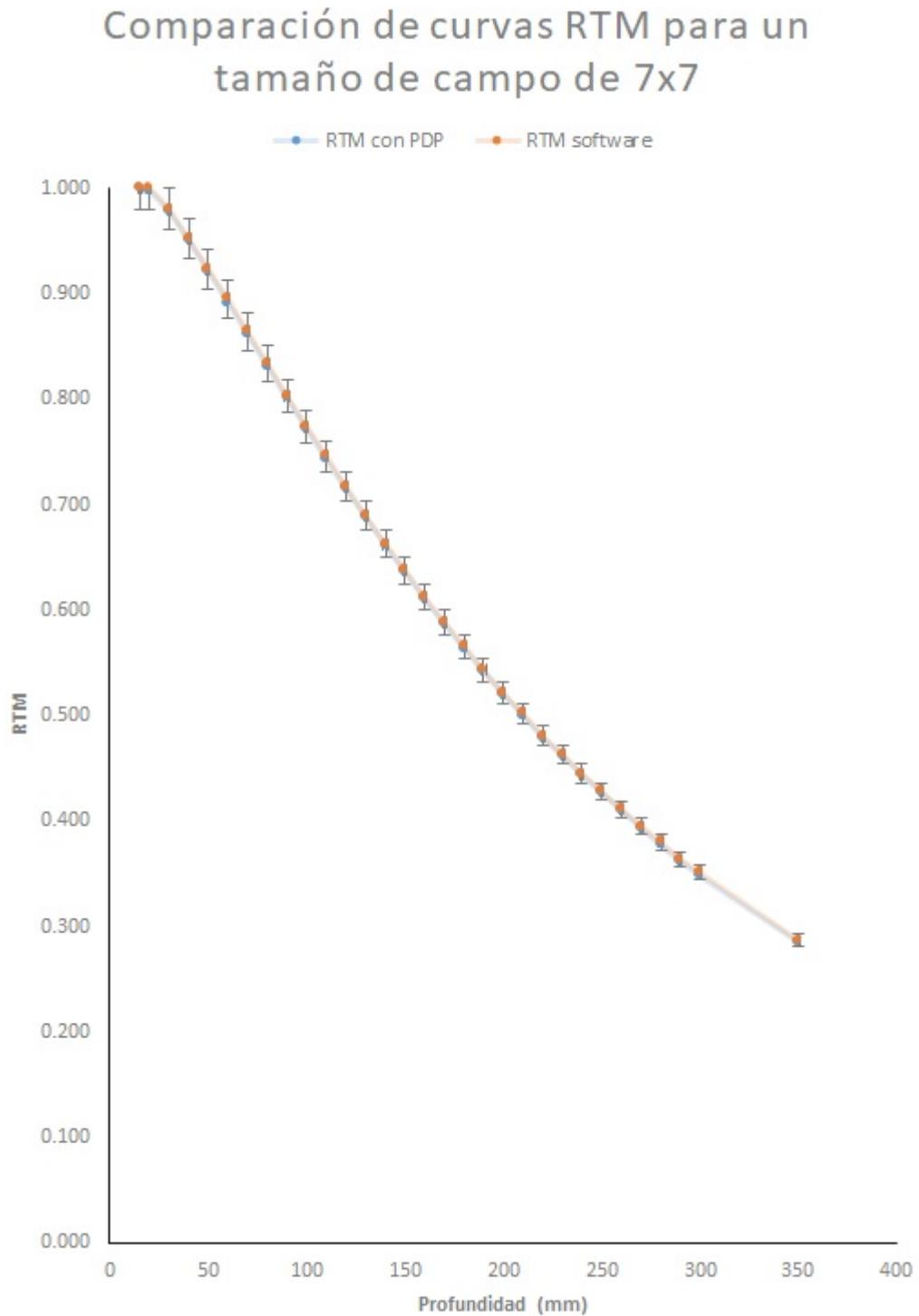


FIGURA N° 5.19: LA CURVA EN AZUL REPRESENTA LOS VALORES DE RTM CALCULADOS Y EN ROJO LOS VALORES DE RTM OBTENIDOS POR EL SOFTWARE DE DOSIMETRÍA PARA UN TAMAÑO DE CAMPO DE 10x10  $cm^2$ .

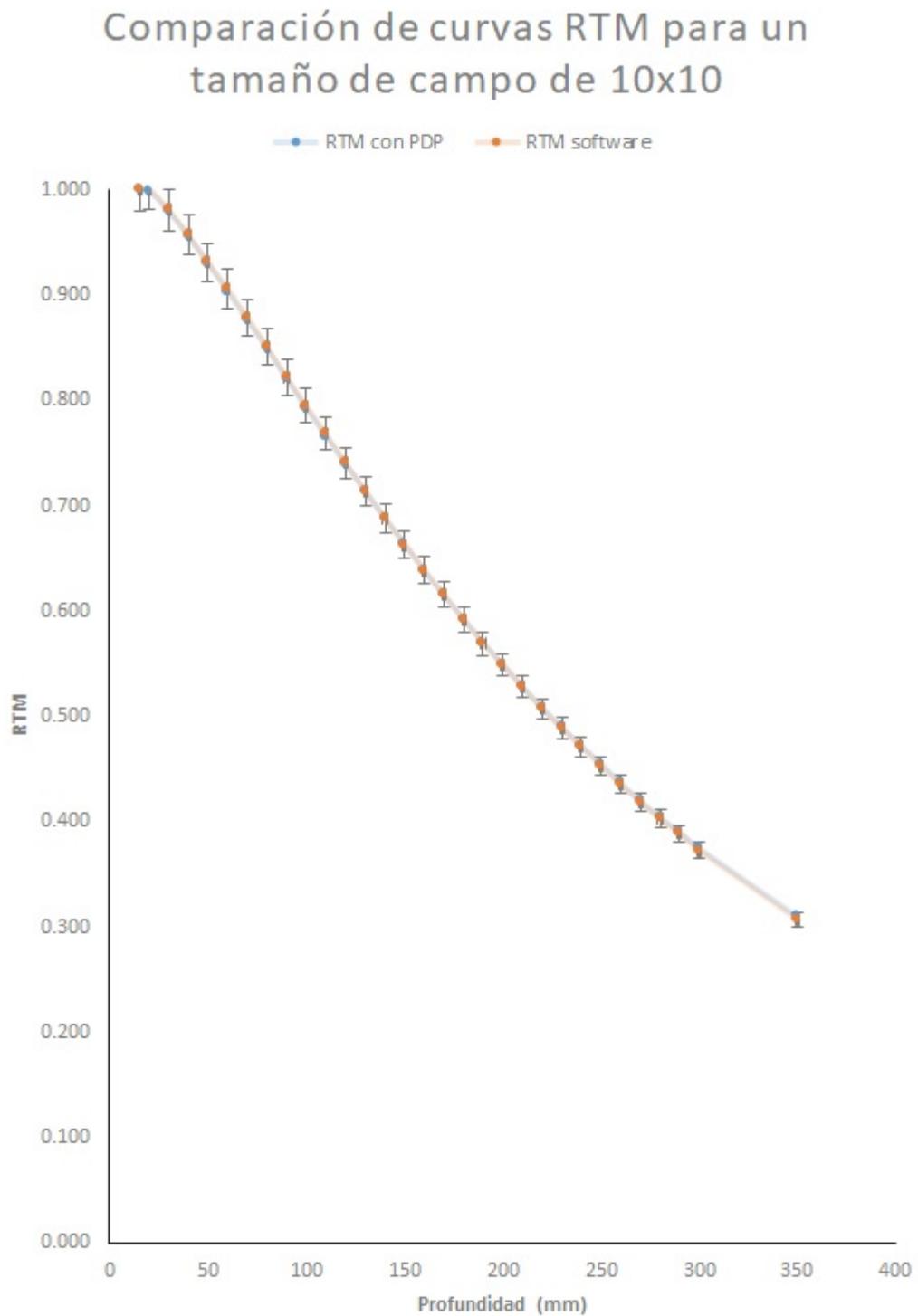


FIGURA N° 5.20: LA CURVA EN AZUL REPRESENTA LOS VALORES DE RTM CALCULADOS Y EN ROJO LOS VALORES DE RTM OBTENIDOS POR EL SOFTWARE DE DOSIMETRÍA PARA UN TAMAÑO DE CAMPO DE 15x15  $cm^2$ .

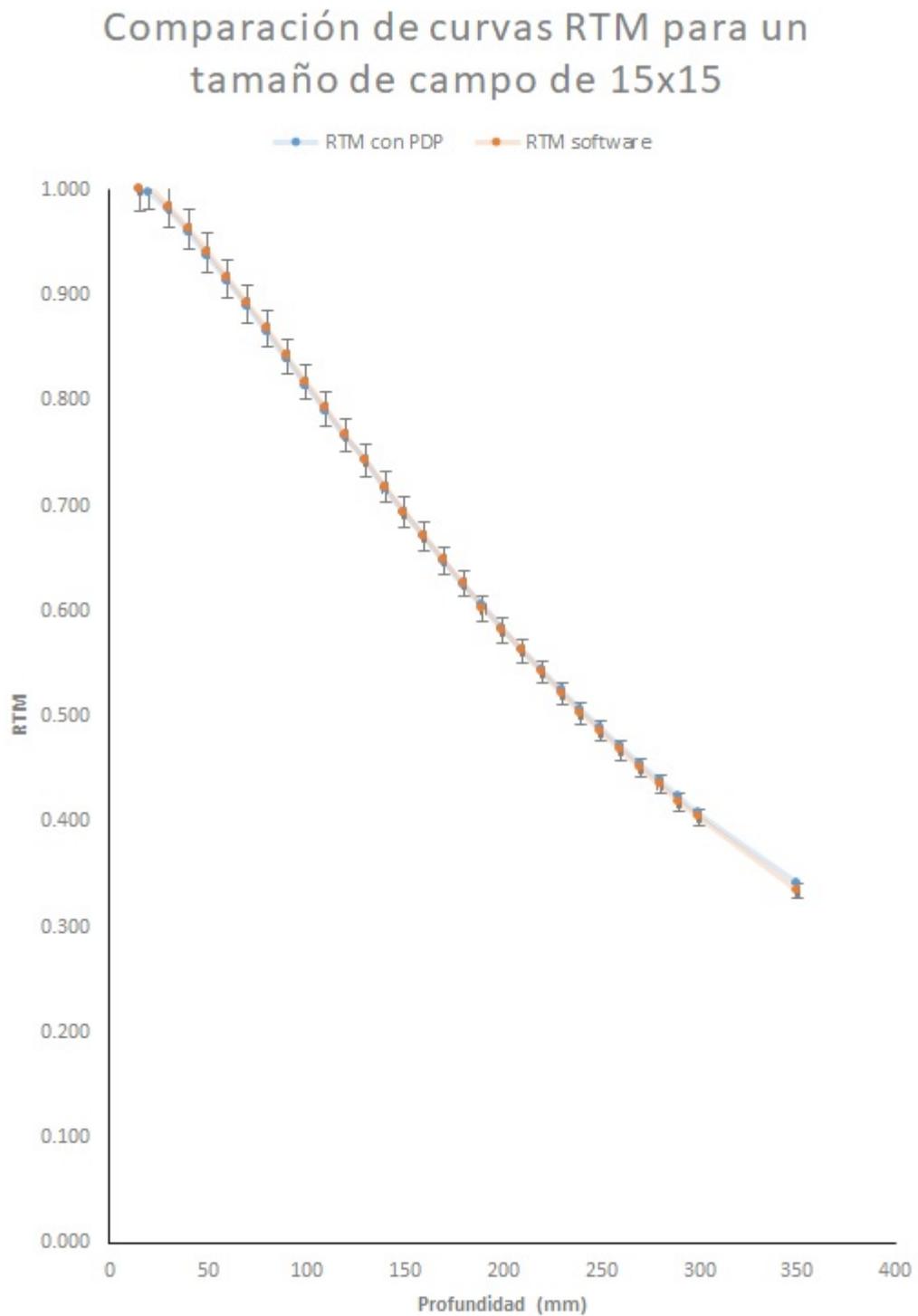


FIGURA N° 5.21: LA CURVA EN AZUL REPRESENTA LOS VALORES DE RTM CALCULADOS Y EN ROJO LOS VALORES DE RTM OBTENIDOS POR EL SOFTWARE DE DOSIMETRÍA PARA UN TAMAÑO DE CAMPO DE 20x20  $cm^2$ .

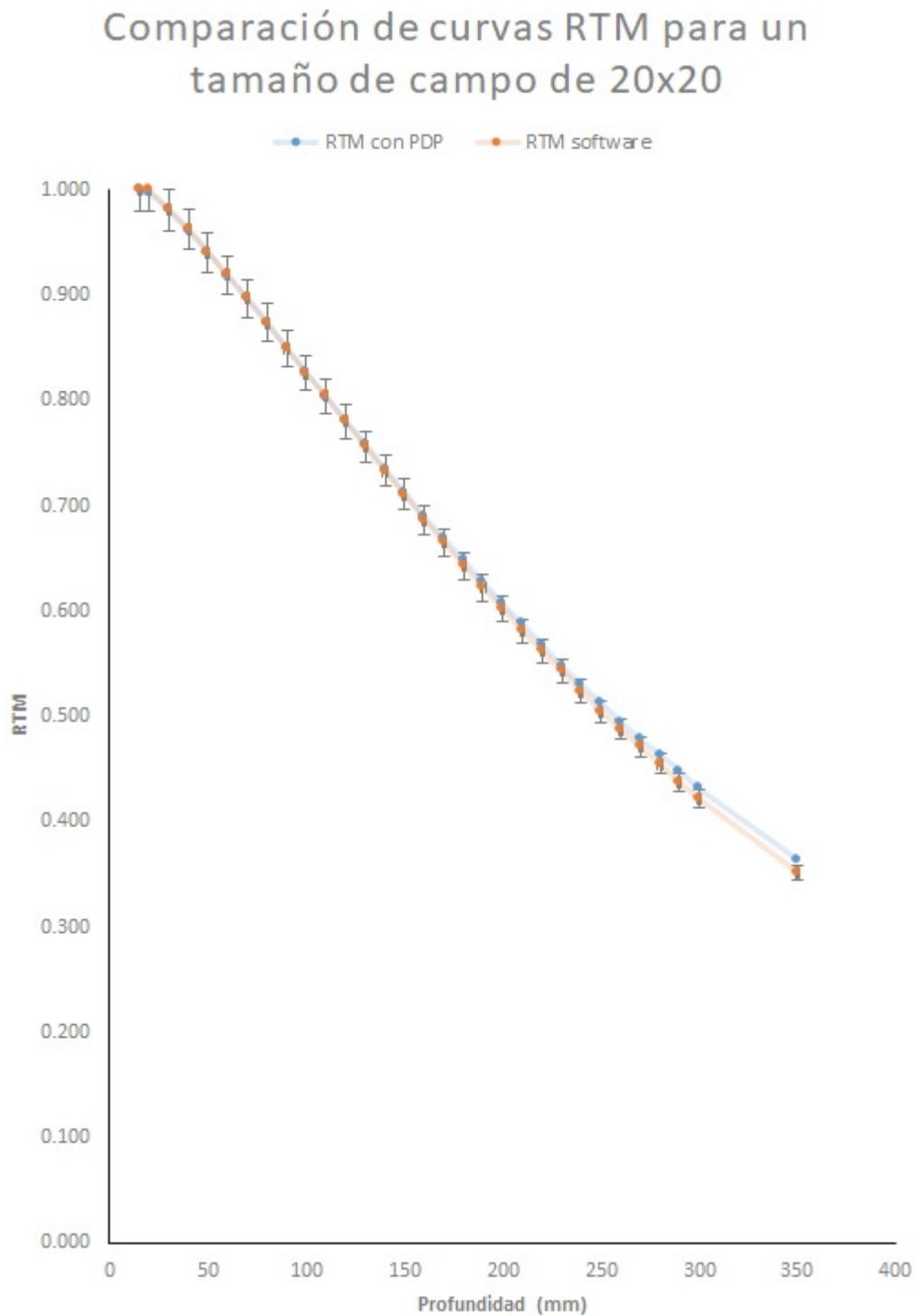


FIGURA N° 5.22: LA CURVA EN AZUL REPRESENTA LOS VALORES DE RTM CALCULADOS Y EN ROJO LOS VALORES DE RTM OBTENIDOS POR EL SOFTWARE DE DOSIMETRÍA PARA UN TAMAÑO DE CAMPO DE 30x30  $cm^2$ .

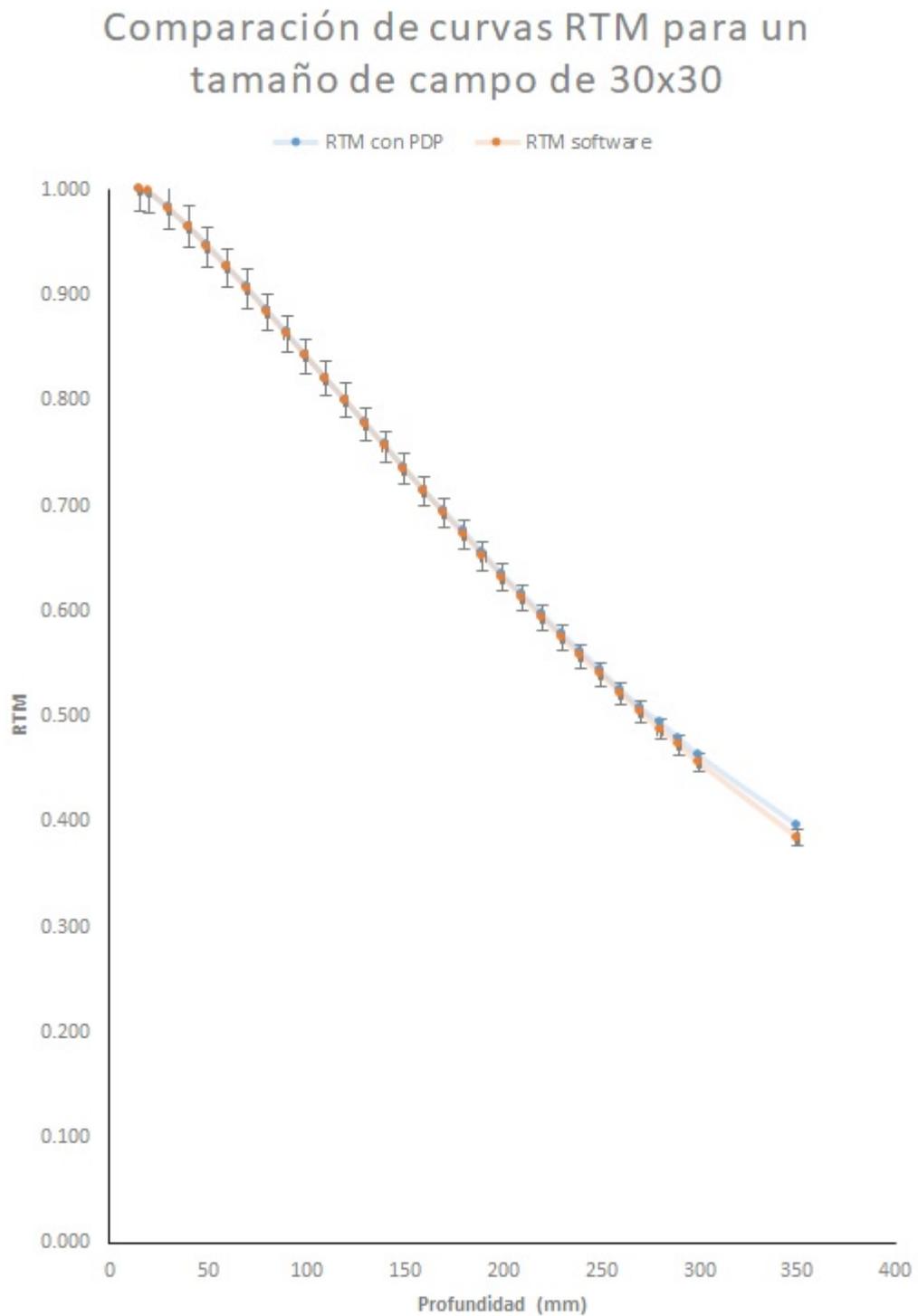


FIGURA N° 5.23: LA CURVA EN AZUL REPRESENTA LOS VALORES DE RTM CALCULADOS Y EN ROJO LOS VALORES DE RTM OBTENIDOS POR EL SOFTWARE DE DOSIMETRÍA PARA UN TAMAÑO DE CAMPO DE 35x35  $cm^2$ .

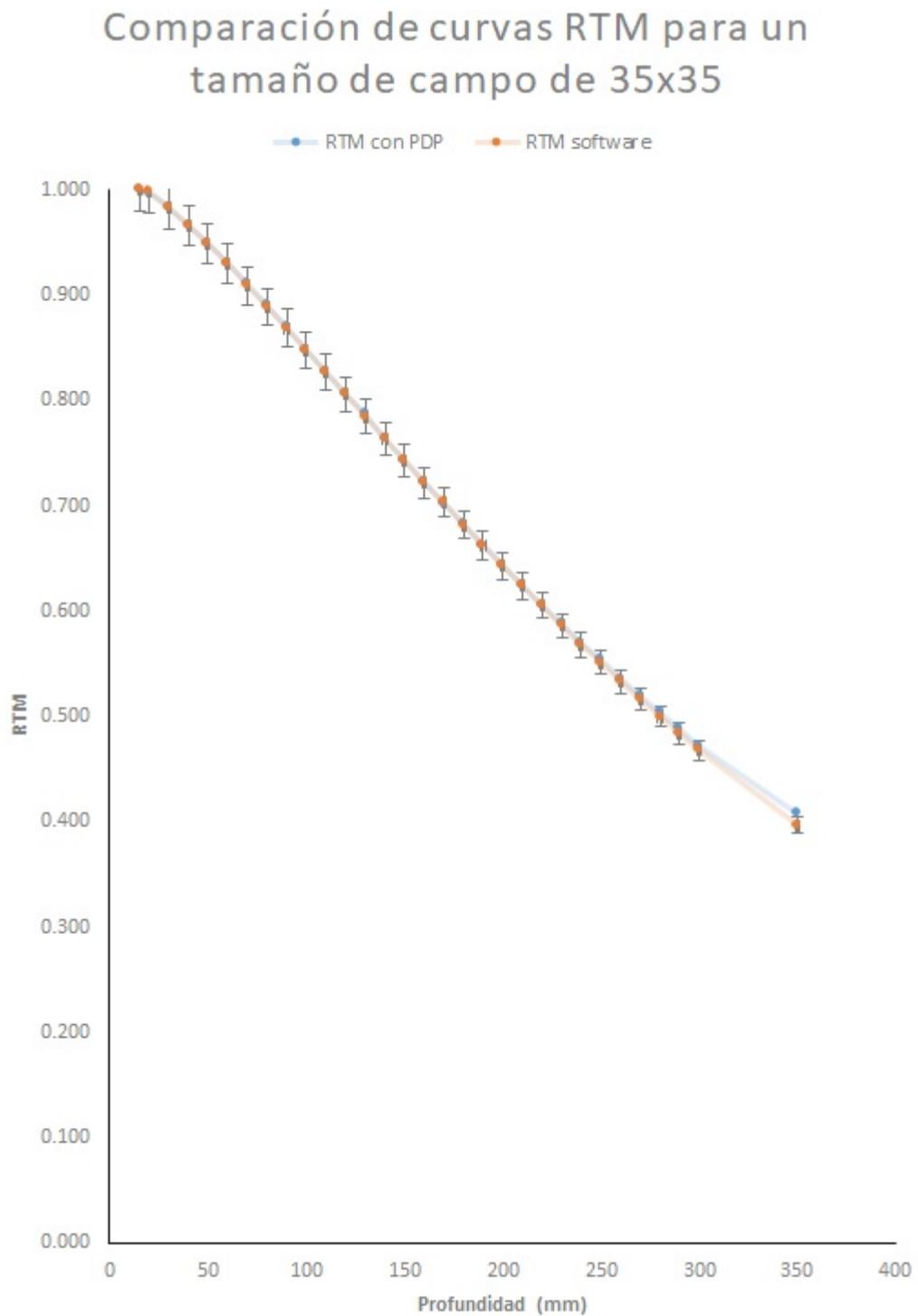
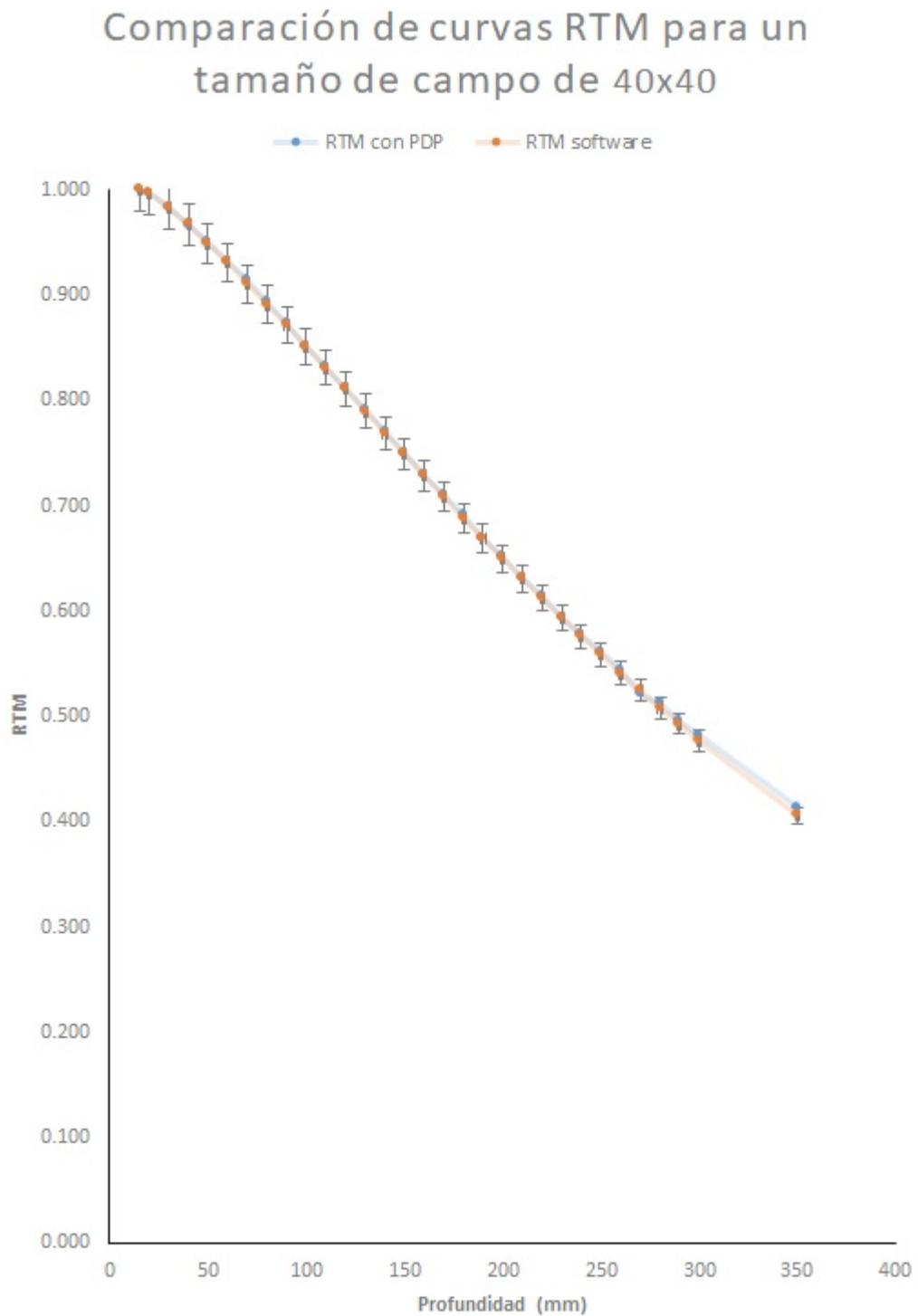


FIGURA N° 5.24: LA CURVA EN AZUL REPRESENTA LOS VALORES DE RTM CALCULADOS Y EN ROJO LOS VALORES DE RTM OBTENIDOS POR EL SOFTWARE DE DOSIMETRÍA PARA UN TAMAÑO DE CAMPO DE 40x40  $cm^2$ .



# VI. DISCUSIÓN DE RESULTADOS

## 6.1. Contrastación y demostración de la hipótesis con los resultados

El presente trabajo de tesis, los resultados obtenidos referente a los valores de RTM a partir de la medición de los PDP guarda una relación con los registrados en el software de dosimetría para el acelerador lineal Elekta Infinity con energía de 6 Mv y son menores al 2% hasta una profundidad de 250 mm para todos los tamaños de campo seleccionados como se pueden apreciar en las figuras desde N°5.16 hasta N° 5.24.

Aunque a para profundidades mayores a 250 mm se observó que la discrepancia aumenta llegando a valores superiores al 2%; el análisis se puede obviar debido a que no se encuentra en un rango clínico de tratamiento donde la contribución de dosis por dispersión es mayor. Esto nos indica que realizando una aproximación de la ecuación [2.43](#) se pueden validar los valores de RTM a partir de la medición de los PDD

## 6.2. Contrastación de los resultados con otros estudio similares

Al calcular los valores de RTM en función de los PDP y FRP a partir de la expresión [4.6](#), los resultados guardan relación con los que encontraron Van Battun [33](#), quien comparó sus mediciones encontradas de RTM con diodos para campos menores de  $5 \text{ cm}^2$ , y Edmod [12](#) quien calculó los valores de RTM para energías de 6Mv y 15Mv señalando que la diferencia porcentual entre los valores de RTM establecidos están dentro del 2% de tolerancia.

A su vez, cuando se realizó la aproximación considerando los valores de  $\text{FRP} = 1$  expresión [\(4.7\)](#); se pudo observar que los valores calculados de RTM guardan relación con los obtenidos por Jahangir [21](#) y Narayanasamy [26](#); quienes encontraron una discrepancia menor al 2% de tolerancia, indicándonos se puede prescindir de medir los valores de FRP para encontrar los valores de RTM a partir de los PDP, como se propone en este trabajo de investigación.

# CONCLUSIONES

- A. En el alcance del trabajo de investigación se concluye que es posible obtener los valores de razón tejido máximo a partir de la medición directa de los porcentajes de dosis en profundidad, con el fin de validarlos para el acelerador lineal Elekta Infinity de 6 Mv mejorando la calidad de tratamientos para el cálculo de las unidades de monitor.
  
- B. Se concluye que es factible realizar una aproximación considerando el factor de retrodispersión pico igual a 1, para encontrar la relación directa entre el porcentaje de dosis en profundidad y razón tejido máximo.
  
- C. Se concluye que los valores de RTM calculados tienen una buena aproximación con los registrados del acelerador lineal hasta una profundidad de 25 cm para todos los tamaños de campos medidos, estando dentro de un rango clínico para tratamientos radioterapéuticos.
  
- D. Se concluye que para profundidades mayores a 25 cm, los valores de RTM presentan una mayor desviación siendo más evidente para tamaños de campo por encima del  $30 \times 30 \text{ cm}^2$ , estando en concordancia con trabajo similares reportados por otros autores.

# RECOMENDACIONES

- A. Si en las instituciones clínicas no se cuenta con equipos sofisticados para realizar la medición directa de los valores de RTM, se recomienda realizar el procedimiento descrito en el presente trabajo que da una buena aproximación en la medición.
- B. El cálculo de los valores de RTM a partir de los PDP se pueden ampliar para validar otras energías con las cuales cuenta el acelerador lineal.
- C. Debido a la proximidad de los valores calculados de RTM a partir de los PDP, se recomienda incluir este procedimiento para los controles de calidad semestrales y anuales que se realizan al acelerador lineal Elekta Infinity.
- D. Para futuros trabajo de investigación, se puede ampliar la metodología para otras técnicas de tratamiento como son radiocirugía, radioterapia de intensidad modulada o tratamiento de cuerpo total.

# REFERENCIAS

## BIBLIOGRÁFICAS

- [1] ARISTU, J J. CIÉRVIDE, R. GURIDI, J y otros. *Stereotactic radiation therapy*. Disponible en : <http://scielo.isciii.es/pdf/asisna/v32s2/original7.pdf>. Artículo web. Consultada en Junio 2018.
- [2] ATTIX, Frank Herbert. *Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry*. Alemania. Editorial Wiley-VCH Verlag GmbH. Segunda Edición. 2000.
- [3] BEDFORD, J. L. HANSEN, V.N. y WEBB, S. *The derivation of tissue-maximum ratio from percentage depth dose requires peak scatter factor to be considered a function of source-to-surface distance*, en . British Journal of Radiology Supplement. Vol. 25: 879-881. Agosto 1998.
- [4] BRANDY, L W. HEILMAN, H P. y MOLLS, M. *Technical Basis of Radiation Therapy*. Alemania. Editorial Springer. Cuarta Edición. 2006.
- [5] BRITISH JOURNAL OF RADIOLOGY, Supplement 25. *Central Axis Depth Dose Data for Use in Radiotherapy: 1996*. London. British Journal of Radiology Supplement No. 25 . 1996.
- [6] BROSED SERRETA, Antonio y MILLÁN CEBRIÁN, Esther. *Fundamentos de Física Médica. Volumen 1 Medidas de la Radiación*. España. Editorial Sociedad Española de Física Médica. Primera Edición. 2001.

- [7] BROSED SERRETA, Antonio y MILLÁN CEBRIÁN, Esther. *Fundamentos de Física Médica. Volumen 3. Radioterapia externa I: Bases físicas, equipos, determinación de la dosis absorbida y programa de garantía de calidad*. España. Editorial Sociedad Española de Física Médica. Primera Edición. 2001.
- [8] BROSED SERRETA, Antonio y MILLÁN CEBRIÁN, Esther. *Fundamentos de Física Médica. Volumen 4. Radioterapia externa II: Dosimetría clínica, algoritmos de cálculo, sistemas de planificación y control de calidad*. España. Editorial Sociedad Española de Física Médica. Primera Edición. 2001.
- [9] CARO, Rafael. LÓPEZ ORTIZ, Gustavo. *Aceleradores de Partículas Parte I*. Disponible en: [https://www.csn.es/images/stories/publicaciones/unitarias/informes\\_tecnicos/acelerador\\_particulas\\_ok.pdf](https://www.csn.es/images/stories/publicaciones/unitarias/informes_tecnicos/acelerador_particulas_ok.pdf). Artículo web. Consultado en Abril 2018.
- [10] CEMBER, Hernán y JOHNSON, T. *Introduction to Health Physics*. New York. Editorial McGraw-Hill Education. Cuarta Edición. 2008.
- [11] DÍAZ, Carlos. *Correlación dosimétrica entre los cálculos de un sistema de planificación de tratamiento en radioterapia y mediciones en medios homogéneos para haces de fotones*. Tesis de Licenciado. Caracas. Facultad de Ciencias de la Ilustre Universidad Central de Venezuela. 2014.
- [12] EDMOND OSEI, Joseph. *Validation of Calculated Tissue Maximum Ratio (TMR) Obtained from Measured Percentage Depth Dose (PPD) Data for High Energy Photon Beam (6 MV and 15 MV)*. Tesis de Maestría. Ghana. Department of Medical Physics School of Nuclear and Allied Sciences University of Ghana. 2009.

- [13] ESCOBAR, Jorge. *Apuntes de Radioterapia*. Disponible en: <http://dea.unsj.edu.ar/mednuclear/apuntert.pdf>. Página web. Consultado Junio 2008.
- [14] GRANADOS GARCIA, Martín. ARRIETA RODRIGUEZ, Oscar. HINOJOSA GÓMEZ, José. *Tratamiento del cáncer. Oncología médica, quirúrgica y radioterapia*. México. Editorial El Manual Moderno. Primera Edición. 2016.
- [15] IAEA-TECDOC-1040. *Design and Implementation of a Radiotherapy Programme: Clinical, Medical Physics, Radiation Protection and Safety Aspects*. Viena. Editorial International Atomic Energy Agency. 1998.
- [16] IAEA-TECDOC-1151. *Aspectos físicos de la garantía de calidad en radioterapia: Protocolo de control de calidad*. Viena. Editorial International Atomic Energy Agency. 2000.
- [17] 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*. Viena. Editorial International Atomic Energy Agency. 2000.
- [18] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS ICRU. *Measurement of absorbed dose in a phantom irradiated by a single beam of X or gamma rays. . ICRU Report 23*. U.S.A. Bethesda, MD. 1973.
- [19] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS ICRU. *Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam Therapy (Supplement to ICRU report 50). ICRU Report 62*. U.S.A. Bethesda, MD. 1999.
- [20] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS ICRU. *Prescribing, Recording, and Reporting*

*Photon-Beam Intensity-Modulated Radiation Therapy (IMRT) ICRU Report 83*. U.S.A. Bethesda, MD. 2010.

- [21] JAHANGIR ALAM, M. RABBANI, K.S. ZAKARIA, G.A. AKRAM HUSSAIN, S.M. ADNAN, Kiber y TANVIR, Baig. *A modified formula for defining tissue phantom ratio of photon beams*, en Bangladesh Medical Research Council. Vol. 33: 92-97. Setiembre 2008.
- [22] KHAN M, Faiz y GIBBONS, J. *The Physics of Radiation Therapy*. Baltimore. Editorial Lippincott Williams and Wilkins. Quinta edición. (2014).
- [23] LÁZARO SANDOVAL, Kewin W. *Análisis de parámetros técnicos y dosimétricos en el comisionamiento de aceleradores lineales clínicos Elekta Synergy Platform*. Tesis de Maestría. Bogota. Facultad de Ciencias Universidad Nacional de Colombia. 2016.
- [24] MASSA, José María. *Optimización del Cálculo del Efecto Fotoeléctrico en dosis de Radioterapia*. Tesis de Máster. Buenos Aires. Facultad de Ciencias Exactas - Universidad Nacional del Centro de la Provincia de Buenos Aires. 2018.
- [25] MUNDT, Arno J. y ROESKE, John C. *Intensity Modulated Radiation Therapy: A Clinical Perspective*. U.S.A. Editorial BC Decker. Primera edición. 2005.
- [26] NARAYANASAMY, G. CRUZ, W. PAPANIKOLAOU, N. y STATHAKIS, S. *Comparison between measured tissue phantom ratio values and calculated from PDD with and without peak scatter correction factor in a 6 MV beam*, en International Journal of Cancer Therapy and Oncology. Vol 3(2): 03024. Febrero 2015.
- [27] REPORT OF THE AAPM THERAPY PHYSICS COMMITTEE TASK GROUP NO. 71. *Monitor unit calculations for external photon and elec-*

- tron beams*. Disponible en: [https://www.aapm.org/pubs/reports/RPT\\_258.pdf](https://www.aapm.org/pubs/reports/RPT_258.pdf). Artículo web. Consultado en Mayo 2018.
- [28] ROGÉRIO MULLER, Mario. *Cálculo Independente das Unidades Monitoras e Tempos de Tratamento em Radioterapia*. Tesis de Maestría. Sao Paulo. Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares Autarquia associada à Universidade de São Paulo. 2005.
- [29] PODGORSKAK, E. B. *Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students*. Viena. Editorial International Atomic Energy Agency. 2005.
- [30] SÁNCHEZ GALINDO, Pedro. *Introducción a la Física de la Radioterapia*. Hospital Central de Asturias. Disponible en: <https://vdocuments.site/introduccion-a-la-fisica-de-la-radioterapia-55a0d1d258efc.html>. Página web. Consultado en Junio 2018.
- [31] Spunei, M. Mihai, M. Malaescu, I. *Experimental results in percentage depth dose (PDD) determination at the extended distances*, en Romanian Reports in Physics. Vol. 66(1): 157-165. Setiembre 2014.
- [32] VALENTE, Mauro. *Física de la Radioterapia*. Disponible en: [http://www.famaf.unc.edu.ar/~valente/Documents/DidacticsMaterial/NOTAS\\_FisicaRadioterapia\\_UFRO\\_2015.pdf](http://www.famaf.unc.edu.ar/~valente/Documents/DidacticsMaterial/NOTAS_FisicaRadioterapia_UFRO_2015.pdf). Artículo web. Consultado en Junio 2018.
- [33] VAN BATTUM, L. J. ESSERS, M. y STORCHI, P. R. *Conversion of measured percentage depth dose to tissue maximum ratio values in stereotactic radiotherapy*, en Physics in Medicine and Biology. 47: 3289-3300. Setiembre 2002.
- [34] WILLIAM, Parker. y PATROCINO, Horacio. *Review of Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students*. Disponible

en: [http://www.irsn.fr/FR/professionnels\\_sante/documentation/Documents/syllabus\\_chapitre\\_7.pdf](http://www.irsn.fr/FR/professionnels_sante/documentation/Documents/syllabus_chapitre_7.pdf). Artículo web. Consultado en Julio 2018.

# Anexos

# A. Matriz de consistencia

Problema	Objetivos	Hipótesis	Variables	Metodología	Población
<p><b>Problema general:</b> ¿Es posible validar los valores de razón tejido-máximo del acelerador lineal Elekta Infinity a partir de la medición del porcentaje de dosis en profundidad?</p> <p><b>Problemas específicos:</b></p> <ol style="list-style-type: none"> <li>¿En qué medida se relacionan los valores de razón tejido-máximo de y porcentaje de dosis en profundidad de manera teórica?</li> <li>¿En qué medida serán obtenidos los valores de razón tejido-máximo?</li> <li>¿En qué medida serán validados los valores de razón tejido-máximo?</li> </ol>	<p><b>Objetivo general:</b> Validar los valores razón tejido-máximo a partir de los valores de porcentaje de dosis en profundidad del acelerador lineal Elekta Infinity de 6 MV.</p> <p><b>Objetivos específicos:</b></p> <ol style="list-style-type: none"> <li>Establecer las bases teóricas de las relaciones entre la razón tejido-máximo y el Porcentaje de Dosis en Profundidad.</li> <li>Calcular los valores de razón tejido-máximo a partir de sus relaciones con el porcentaje de dosis en profundidad.</li> <li>Compara los valores de la razón tejido-máximo obtenidos con los valores razón tejido-máximo registrados en el planificador del acelerador lineal.</li> </ol>	<p><b>Hipótesis general:</b> La medición del PDP realizando la dosimetría de fotones validan los valores de RTM del acelerador lineal Elekta Infinity de 6 MV.</p> <p><b>Hipótesis específicas:</b></p> <ol style="list-style-type: none"> <li>El uso de los porcentajes de dosis en profundidad sirve para calcular los valores de razón tejido-máximo.</li> <li>El uso de los valores de razón tejido-máximo registrados en el software de dosimetría sirve para validar los valores de razón tejido-máximo calculados.</li> <li>Los valores razón tejido-máximo obtenidos a partir de los porcentajes de dosis en profundidad son compatibles con los registrados en el planificador del acelerador lineal.</li> </ol>	<p><b>Variable dependiente:</b> Razón tejido-máximo.</p> <p><b>Variable independiente:</b> Porcentaje de dosis en profundidad</p>	<p><b>Tipo y diseño de investigación:</b> El presente trabajo de investigación es de tipo aplicada y diseño experimental.</p> <p><b>Método de investigación:</b> Se utilizó el método deductivo.</p>	<p>Debido a la naturaleza de la investigación no requiere población y muestra.</p>

## B. Otros Anexos

### B.1. Protocolo TRS-698 para haces de fotones de alta energía

#### B.1.1. Formalismo basado en $N_{D,w}$

La determinación de la dosis absorbida en agua para haces de fotones de alta energía se realiza utilizando una cámara de ionización cilíndrica calibrado en términos de dosis absorbida en agua en un haz de cobalto-60  $Q_0$  [17]. La ecuación básica para determinar la dosis a una profundidad de referencia  $z_{ref}$  viene dado por:

$$N_{w,Q_0} = M_{Q_0} N_{D,w,Q_0} \quad (\text{B.1})$$

el término  $M_{Q_0}$  es la lectura de la cámara de ionización en condiciones de referencia y  $N_{D,w,Q_0}$  es el factor de calibración de dosis absorbida en agua propio de la cámara obtenidos en un laboratorio primario de calibración.

#### B.1.2. Corrección por magnitudes de influencia

El factor de calibración de la cámara es válido para las condiciones de referencia que se aplicaron en la calibración, si ocurre perturbaciones en las condiciones de referencia al momento de utilizar la cámara de ionización se deberá utilizar

factores de corrección, estos factores de corrección se aplican en el término  $M_{Q_0}$  y viene dado por:

$$M_{Q_0} = M_1 k_{P,T} k_{elec} k_{pol} k_s \quad (\text{B.2})$$

### **Corrección por presión y temperatura**

Debido a que las cámaras de ionización son abiertas al aire, la masa del aire dentro del volumen de la cavidad están expuestas a variaciones de presión y temperatura por lo que el factor de corrección viene dado por:

$$k_{P,T} = \frac{(273,2 + T)P_0}{(273,2 + T_0)P} \quad (\text{B.3})$$

Los términos  $P$  y  $T$  son los valores de presión y temperatura respectivamente al momento de la medición y  $P_0$  y  $T_0$  son los valores en condiciones de referencia (101.3 kPa y 20 °C respectivamente)

### **Corrección por calibración del electrómetro**

Cuando la cámara de ionización y el electrómetro son calibrados de forma conjunta, el valor del factor de calibración es la unidad,  $k_{elec} = 1$ , si son calibrados de forma separada el laboratorio suministrará un factor de calibración para cada equipo de medida.

### **Corrección por polaridad**

Cuando se utiliza una cámara de ionización se escoge una tensión y polaridad determinada del electrómetro al realizar las medidas; mediante este factor de corrección se puede tener en cuenta el efecto de utilizar tensiones de colección de polaridad opuesta en la lectura de la cámara y viene dado por

$$k_{pol} = \frac{|M_+| + |M_-|}{2M} \quad (\text{B.4})$$

Los valores  $|M_+|$  y  $|M_-|$  son las lecturas del electrómetro medidos con polaridad positiva y negativa.

### Corrección por recombinación de iones

Cuando se utiliza la cámara de ionización, se produce un colección incompleta de las cargas debido a la recombinación de los iones, por lo que es necesario utilizar un factor de corrección que viene dado por:

$$k_s = a_0 + a_1\left(\frac{M_1}{M_2}\right) + a_2\left(\frac{M_1}{M_2}\right)^2 \quad (\text{B.5})$$

$M_1$  y  $M_2$  son las lecturas de cargas medidas con las tensiones  $V_1$  y  $V_2$ ,  $V_1$  es el valor de la tensión normal que se toma las medidas y  $V_2$  es un valor de tensión inferior. Los términos  $a_0$ ,  $a_1$  y  $a_2$  se determinan en función de la razón de las tensiones de medidas y son mostradas en la siguiente tabla.

TABLA N° B.1: DETERMINACIÓN DE LOS COEFICIENTES PARA EL CÁLCULO DEL FACTOR  $K_s$  EN FUNCIÓN DEL COCIENTE DE TENSIONES  $V_1/V_2$ .

$V_1/V_2$	$a_0$	$a_1$	$a_2$
2.0	2.337	-3.636	2.299
2.5	1.474	-1.587	1.114
3.0	1.198	-0.875	0.677
3.5	1.080	-0.542	0.463
4.0	1.022	-0.363	0.341

Fuente: Valores recuperados de Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy: An International Code of Practice for Dosimetry based on Standards of Absorbed Dose to Water. Viena (2000).

### B.1.3. Condiciones de referencia

Las condiciones de referencia para determinar la dosis absorbida en agua se especifican en la siguiente tabla.

TABLA N° B.2: CONDICIONES DE REFERENCIA PARA DETERMINAR LA DOSIS ABSORBIDA EN AGUA.

<b>Magnitudes</b>	<b>Características de referencia</b>
Material del fantoma.	Agua.
Tipo de cámara.	Cilíndrica
Profundidad de medida $z_{ref}$ .	$10 \text{ g/cm}^2$
Punto de referencia de la cámara.	En el eje central, en el centro del volumen de la cavidad
Posición del punto de referencia de la cámara.	En la profundidad de medida $z_{ref}$ .
SAD.	100 cm
Tamaño de campo.	$10 \times 10 \text{ cm}^2$

Fuente: Modificado de Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy: An International Code of Practice for Dosimetry based on Standards of Absorbed Dose to Water. Viena (2000).

### B.1.4. Worksheet de la calibración del acelerador lineal

FIGURA N° B.1: WORKSHEET DONDE SE MUESTRAN LOS VALORES DE LAS MEDIDAS REALIZADAS CONFORME AL PROTOCOLO 398.

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

User: [redacted] Date: 9/09/2018

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

Accelerator: Infinity  
 Nominal dose rate: 600.0 MU min<sup>-1</sup>  
 Reference phantom: water  
 Reference field size: 10 x 10 cm x cm  
 Reference depth  $Z_{ref}$ : 10.0 g cm<sup>-2</sup>  
 Nominal Acc Potential: 6 MV  
 Beam quality,  $Q$  ( $TPR_{20,10}$ ): 0.636  
 Set up:  SSD  SAD  
 Reference distance: 100 cm

**2. Ionization chamber and electrometer**

Ion. chamber model: PTW 31002 flexible Serial No.: 5972  
 Chamber wall material: PMMA thickness: 0.078 g cm<sup>-2</sup>  
 Waterproof sleeve material: thickness: g cm<sup>-2</sup>  
 Phantom window material: thickness: g cm<sup>-2</sup>

Abs. dose-to-water calibration factor <sup>a</sup>  $N_{D,w,Q_0}$  = 3.10E-01  Gy/mC  Gy/rdg

Calibration quality  $Q_c$ :  Co-60  photon beam Calibration depth: 5 g cm<sup>-2</sup>  
 If  $Q_c$  is photons, give  $TPR_{20,10}$ :

Reference conditions for calibration  
 $P_0$ : 101.3 kPa  $T_0$ : 20.0 °C Rel. humidity: 50 %  
 Polarizing potential  $V_p$ : V  
 Calibration polarity:  +ve  -ve  corrected for polarity effect  
 User polarity:  +ve  -ve

Calibration laboratory: INEN Date: 2/06/2018  
 Electrometer model: UNIDOS E T10010 Serial no.: 719  
 Calib. separately from chamber:  yes  no Range setting:  
 If yes Calibration laboratory: Date:

**3. Dosimetry reading <sup>b</sup> and correction for influence quantities**

Uncorrected dosimeter reading at  $V_p$  and user polarity: 2.174  nC  rdg  
 Corresponding accelerator monitor units: 100 MU  
 Ratio of dosimeter reading and monitor units:  $M_1 = 0.0217$   nC/MU  rdg/MU

(i)  $P$ : 100.3 kPa  $T$ : 18.0 °C Rel. humidity: 50 %  

$$k_{T,P} = \frac{(273.2 + T) P_0}{(273.2 + T_0) P} = 1.003$$

(ii) Electrometer calibration factor  $k_{elec}$ : 1.0000  nC/rdg  dimensionless

(iii) Polarity correction <sup>d</sup> rdg at  $+V_p$ :  $M_+ = 2.328$  rdg at  $-V_p$ :  $M_- = -2.389$   

$$k_{pol} = \frac{|M_+| + |M_-|}{2M_+} = 1.013$$

Fuente: Hoja de cálculo con los valores de las mediciones realizadas, elaboración propia.

FIGURA N° B.2: WORKSHEET DONDE SE MUESTRA EL VALOR DE LA TASA DE DOSIS DE 1CGY POR UNIDAD DE MONITOR PARA EL ACELERADOR LINEAL ELEKTA INFINITY.

(iv) Recombination correction (two-voltage method)

Polarizing voltages:  $V_1$  (normal) = 400 V       $V_2$  (reduced) = 200 V

Readings at each  $^{\circ}$  V:  $M_1$  = 2.328       $M_2$  = 2.321

Beam type:  pulsed       pulsed-scanned

Voltage ratio  $V_1 / V_2$  = 2.0000      Ratio of read.  $M_1 / M_2$  = 1.003

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

$$k_r = a_2 + a_1 \left( \frac{M_1}{M_2} \right) + a_0 \left( \frac{M_1}{M_2} \right)^2 = 1.003^{1k}$$

Corrected dosimeter reading at the voltage  $V_1$ :

$$M_Q = M_1 k_{TP} k_{vol} k_{pol} k_r = 2.2165E-02$$

rC / MU       rd3 / MU

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

Beam quality corr. factor for user quality Q:  $k_{Q,Q_0} = 0.5894$

taken from:  Table 14       Other, specify:

$$D_{w,Q}(z_{ref}) = M_Q N_{D,w,Q_0} k_{Q,Q_0} = 6.7960E-03 \text{ Gy / MU}$$

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

Depth of dose maximum:  $z_{max} = 1.50 \text{ g cm}^{-2}$

(i) SSD set-up

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

$$PDD(z_{ref}; 10.0 \text{ g cm}^{-2}) = 67.92 \%$$

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

$$D_{w,Q}(z_{max}) = 100 D_{w,Q}(z_{ref}) / PDD(z_{ref}) = 1.0006E-02 \text{ Gy / MU}$$

(ii) SAD set-up

TMR at  $z_{ref}$  for a 10 cm x 10 cm field size:

$$TMR(z_{ref}; 10.0 \text{ g cm}^{-2}) =$$

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

$$D_{w,Q}(z_{max}) = D_{w,Q}(z_{ref}) / TMR(z_{ref}) = \text{Gy / MU}$$


---

Notes:

Fuente: Hoja de cálculo con los valores de las mediciones realizadas, elaboración propia.

## **B.2. Valores de Porcentajes de dosis en profundidad medidos**

En las tablas [B.3](#) y [B.4](#) muestran los valores de porcentaje de dosis en profundidad normalizados obtenidos con la cámara de ionización semifelx.

TABLA N° B.3: VALORES DE PDP PARA DIFERENTES TAMAÑOS DE CAMPO MEDIDOS DESDE UNA PROFUNDIDAD DE 0 MILÍMETROS HASTA 140 MILÍMETROS.

Profundidad	Tamaño de campo $cm^2$									
	4x4	5x5	7x7	10x10	15x15	20x20	30x30	35x35	40x40	
mm										
0	0.443	0.449	0.463	0.495	0.541	0.584	0.645	0.665	0.677	
5	0.808	0.814	0.817	0.838	0.861	0.887	0.912	0.916	0.919	
15	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	
20	0.985	0.986	0.988	0.989	0.987	0.987	0.988	0.988	0.988	
30	0.943	0.945	0.949	0.951	0.952	0.953	0.954	0.954	0.955	
40	0.896	0.900	0.905	0.910	0.914	0.915	0.919	0.921	0.921	
50	0.846	0.852	0.861	0.869	0.875	0.879	0.885	0.887	0.888	
60	0.800	0.806	0.817	0.828	0.837	0.842	0.850	0.853	0.855	
70	0.755	0.762	0.775	0.788	0.800	0.807	0.816	0.820	0.823	
80	0.710	0.721	0.734	0.750	0.763	0.771	0.782	0.786	0.789	
90	0.670	0.678	0.694	0.711	0.727	0.737	0.750	0.754	0.757	
100	0.630	0.641	0.657	0.675	0.693	0.704	0.717	0.722	0.725	
110	0.593	0.603	0.621	0.640	0.660	0.672	0.686	0.691	0.695	
120	0.558	0.570	0.587	0.607	0.628	0.641	0.657	0.662	0.666	
130	0.526	0.537	0.555	0.576	0.600	0.612	0.628	0.635	0.639	
140	0.496	0.506	0.524	0.546	0.568	0.582	0.601	0.605	0.611	

TABLA N° B.4: VALORES DE PDP PARA DIFERENTES TAMAÑOS DE CAMPO MEDIDOS DESDE UNA PROFUNDIDAD DE 150 MILÍMETROS HASTA 350 MILÍMETROS.

Profundidad	Tamaño de campo $cm^2$									
	4x4	5x5	7x7	10x10	15x15	20x20	30x30	35x35	40x40	
mm										
150	0.467	0.477	0.495	0.517	0.540	0.555	0.573	0.579	0.585	
160	0.439	0.449	0.467	0.489	0.513	0.528	0.547	0.553	0.558	
170	0.414	0.423	0.442	0.463	0.487	0.504	0.523	0.529	0.535	
180	0.390	0.401	0.417	0.439	0.462	0.479	0.500	0.505	0.511	
190	0.367	0.376	0.394	0.415	0.440	0.457	0.477	0.482	0.487	
200	0.346	0.355	0.372	0.393	0.417	0.434	0.454	0.460	0.466	
210	0.326	0.335	0.352	0.372	0.396	0.414	0.433	0.439	0.444	
220	0.307	0.316	0.332	0.352	0.377	0.393	0.414	0.419	0.425	
230	0.289	0.299	0.315	0.334	0.357	0.373	0.394	0.400	0.405	
240	0.273	0.282	0.297	0.316	0.339	0.355	0.376	0.382	0.387	
250	0.257	0.266	0.281	0.300	0.322	0.338	0.358	0.365	0.370	
260	0.243	0.252	0.266	0.283	0.306	0.321	0.341	0.348	0.353	
270	0.229	0.237	0.251	0.268	0.290	0.305	0.325	0.332	0.333	
280	0.217	0.224	0.237	0.254	0.276	0.292	0.311	0.317	0.322	
290	0.205	0.212	0.224	0.242	0.262	0.278	0.297	0.302	0.307	
300	0.193	0.200	0.212	0.229	0.248	0.263	0.282	0.288	0.294	
350	0.145	0.151	0.161	0.175	0.193	0.206	0.224	0.230	0.234	

### B.3. Valores de RTM calculados mediante los PDP

TABLA N° B.5: VALORES DE RTM CALCULADOS A PARTIR DE LOS VALORES DE PDP DE LA TABLA B.3 SIN INCLUIR EL FACTOR DE RETRODIPERSIÓN PICO.

Profundidad	Tamaño de campo $cm^2$									
	4x4	5x5	7x7	10x10	15x15	20x20	30x30	35x35	40x40	
15	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000
20	0.995	0.996	0.998	0.999	0.997	0.997	0.997	0.997	0.997	0.997
30	0.971	0.973	0.977	0.979	0.981	0.981	0.982	0.983	0.983	0.983
40	0.941	0.945	0.950	0.956	0.960	0.961	0.965	0.967	0.967	0.967
50	0.906	0.912	0.921	0.930	0.936	0.941	0.947	0.949	0.950	0.950
60	0.873	0.879	0.891	0.903	0.913	0.918	0.927	0.931	0.932	0.932
70	0.839	0.847	0.861	0.876	0.889	0.897	0.907	0.911	0.915	0.915
80	0.804	0.816	0.831	0.849	0.864	0.873	0.886	0.890	0.894	0.894
90	0.772	0.782	0.801	0.820	0.839	0.850	0.865	0.869	0.873	0.873
100	0.740	0.753	0.772	0.792	0.814	0.827	0.842	0.848	0.851	0.851
110	0.709	0.721	0.742	0.766	0.790	0.804	0.821	0.827	0.832	0.832
120	0.680	0.694	0.715	0.739	0.765	0.781	0.800	0.806	0.811	0.811
130	0.652	0.666	0.688	0.714	0.744	0.759	0.778	0.787	0.792	0.792
140	0.625	0.638	0.661	0.688	0.716	0.735	0.758	0.763	0.771	0.771
150	0.600	0.613	0.636	0.664	0.693	0.712	0.736	0.743	0.750	0.750
160	0.574	0.587	0.610	0.638	0.670	0.690	0.714	0.722	0.729	0.729

TABLA N° B.6: VALORES DE RTM CALCULADOS A PARTIR DE LOS VALORES DE PDP DE LA TABLA B.4 SIN INCLUIR EL FACTOR DE RETRODIPERSIÓN PICO.

Profundidad mm	Tamaño de campo $cm^2$									
	4x4	5x5	7x7	10x10	15x15	20x20	30x30	35x35	40x40	
170	0.549	0.563	0.587	0.615	0.647	0.669	0.695	0.703	0.710	
180	0.526	0.541	0.564	0.593	0.624	0.648	0.676	0.682	0.691	
190	0.505	0.517	0.541	0.570	0.605	0.628	0.655	0.663	0.669	
200	0.484	0.496	0.520	0.549	0.583	0.607	0.634	0.643	0.651	
210	0.464	0.476	0.500	0.528	0.563	0.588	0.616	0.624	0.631	
220	0.443	0.457	0.479	0.508	0.544	0.568	0.597	0.605	0.615	
230	0.424	0.439	0.462	0.490	0.525	0.548	0.578	0.588	0.594	
240	0.408	0.421	0.444	0.472	0.506	0.530	0.562	0.570	0.578	
250	0.390	0.404	0.427	0.455	0.489	0.513	0.543	0.554	0.562	
260	0.374	0.388	0.410	0.437	0.472	0.495	0.525	0.536	0.544	
270	0.359	0.371	0.394	0.420	0.455	0.478	0.509	0.520	0.521	
280	0.345	0.357	0.377	0.404	0.439	0.464	0.494	0.504	0.512	
290	0.332	0.343	0.362	0.390	0.423	0.449	0.479	0.488	0.496	
300	0.317	0.328	0.348	0.375	0.407	0.431	0.463	0.472	0.482	
350	0.257	0.267	0.285	0.310	0.342	0.364	0.396	0.407	0.414	

## B.4. Valores de RTM calculados mediante el PDP y FRP

TABLA N° B.7: VALORES DE RTM CALCULADOS A PARTIR DE LOS VALORES DE PDP DE LA TABLA B.3 Y EL FACTOR DE RETRODISPERSIÓN PICO.

Profundidad	Tamaño de campo $cm^2$									
	4x4	5x5	7x7	10x10	15x15	20x20	30x30	35x35	40x40	
mm										
15	0.997	0.998	0.996	0.996	0.995	0.995	0.998	1.001	1.004	
20	0.992	0.994	0.993	0.995	0.992	0.992	0.996	0.998	1.001	
30	0.968	0.971	0.973	0.975	0.976	0.976	0.981	0.984	0.987	
40	0.938	0.943	0.946	0.952	0.955	0.956	0.963	0.968	0.971	
50	0.903	0.910	0.918	0.926	0.932	0.936	0.946	0.950	0.954	
60	0.870	0.877	0.887	0.899	0.909	0.914	0.925	0.932	0.936	
70	0.836	0.845	0.857	0.872	0.885	0.892	0.905	0.912	0.918	
80	0.802	0.814	0.828	0.846	0.860	0.869	0.884	0.891	0.897	
90	0.770	0.780	0.798	0.817	0.835	0.846	0.863	0.870	0.876	
100	0.738	0.751	0.769	0.789	0.810	0.823	0.840	0.849	0.855	
110	0.706	0.720	0.739	0.763	0.786	0.799	0.819	0.828	0.835	
120	0.677	0.693	0.712	0.736	0.761	0.777	0.798	0.807	0.814	
130	0.650	0.664	0.686	0.711	0.740	0.755	0.777	0.788	0.795	
140	0.623	0.637	0.658	0.685	0.712	0.731	0.756	0.764	0.774	
150	0.598	0.611	0.633	0.662	0.690	0.709	0.734	0.744	0.753	
160	0.572	0.586	0.608	0.636	0.667	0.686	0.713	0.723	0.732	

TABLA N° B.8: VALORES DE RTM CALCULADOS A PARTIR DE LOS VALORES DE PDP DE LA TABLA [B.4](#) Y EL FACTOR DE RETRODIFUSIÓN PICO.

Profundidad mm	Tamaño de campo $cm^2$									
	4x4	5x5	7x7	10x10	15x15	20x20	30x30	35x35	40x40	
170	0.548	0.562	0.584	0.613	0.644	0.666	0.693	0.703	0.713	
180	0.525	0.540	0.561	0.590	0.621	0.645	0.675	0.683	0.694	
190	0.503	0.516	0.539	0.568	0.602	0.624	0.654	0.664	0.672	
200	0.482	0.495	0.518	0.547	0.581	0.603	0.633	0.644	0.654	
210	0.462	0.475	0.498	0.526	0.560	0.585	0.615	0.625	0.634	
220	0.442	0.456	0.477	0.506	0.541	0.565	0.596	0.606	0.617	
230	0.423	0.438	0.460	0.488	0.522	0.545	0.577	0.589	0.597	
240	0.407	0.421	0.442	0.470	0.503	0.527	0.561	0.570	0.580	
250	0.389	0.403	0.425	0.453	0.486	0.511	0.542	0.555	0.564	
260	0.373	0.387	0.408	0.435	0.469	0.492	0.524	0.536	0.546	
270	0.358	0.370	0.392	0.418	0.452	0.476	0.508	0.520	0.523	
280	0.344	0.356	0.375	0.402	0.437	0.461	0.493	0.504	0.514	
290	0.331	0.342	0.361	0.389	0.421	0.446	0.478	0.489	0.498	
300	0.316	0.328	0.346	0.373	0.405	0.429	0.462	0.473	0.484	
350	0.256	0.266	0.284	0.309	0.340	0.362	0.396	0.408	0.416	

## B.5. Valores de RTM obtenidos del software de dosimetría para el acelerador lineal Elekta Infinity

TABLA N° B.9: VALORES DE RTM OBTENIDOS DEL SOFTWARE DE DOSIMETRÍA.

Profundidad	Tamaño de campo $cm^2$									
	4x4	5x5	7x7	10x10	15x15	20x20	30x30	35x35	40x40	
mm										
15	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000
20	1.001	1.002	1	1.001	1.002	1	0.998	0.998	0.997	0.997
30	0.976	0.978	0.98	0.981	0.984	0.981	0.982	0.983	0.983	0.983
40	0.941	0.946	0.952	0.957	0.963	0.963	0.965	0.966	0.967	0.967
50	0.908	0.916	0.923	0.931	0.941	0.941	0.945	0.949	0.949	0.949
60	0.874	0.883	0.895	0.906	0.916	0.919	0.926	0.93	0.931	0.931
70	0.841	0.851	0.864	0.879	0.892	0.897	0.906	0.909	0.911	0.911
80	0.807	0.818	0.834	0.851	0.868	0.874	0.884	0.889	0.891	0.891
90	0.775	0.786	0.803	0.822	0.842	0.85	0.863	0.869	0.872	0.872
100	0.743	0.756	0.774	0.795	0.817	0.826	0.842	0.848	0.851	0.851
110	0.711	0.726	0.746	0.768	0.792	0.804	0.821	0.827	0.831	0.831
120	0.684	0.697	0.717	0.741	0.767	0.78	0.8	0.806	0.811	0.811
130	0.656	0.669	0.689	0.714	0.743	0.756	0.778	0.785	0.79	0.79
140	0.629	0.642	0.663	0.688	0.718	0.733	0.756	0.764	0.769	0.769
150	0.603	0.616	0.638	0.663	0.694	0.711	0.735	0.743	0.749	0.749
160	0.578	0.591	0.612	0.639	0.671	0.687	0.714	0.722	0.729	0.729

TABLA N° B.10: VALORES DE RTM OBTENIDOS DEL SOFTWARE DE DOSIMETRÍA.

Profundidad	Tamaño de campo $cm^2$									
	4x4	5x5	7x7	10x10	15x15	20x20	30x30	35x35	40x40	
mm										
170	0.555	0.567	0.589	0.616	0.648	0.665	0.693	0.703	0.709	
180	0.532	0.545	0.566	0.592	0.626	0.643	0.673	0.682	0.688	
190	0.51	0.522	0.543	0.569	0.603	0.622	0.652	0.662	0.669	
200	0.489	0.501	0.521	0.549	0.582	0.602	0.632	0.643	0.65	
210	0.469	0.482	0.502	0.528	0.562	0.581	0.613	0.624	0.631	
220	0.45	0.462	0.481	0.507	0.542	0.562	0.594	0.605	0.612	
230	0.432	0.443	0.463	0.489	0.522	0.543	0.575	0.586	0.594	
240	0.415	0.425	0.445	0.471	0.503	0.524	0.557	0.568	0.576	
250	0.398	0.409	0.428	0.453	0.486	0.505	0.54	0.551	0.559	
260	0.382	0.392	0.411	0.435	0.468	0.488	0.522	0.533	0.541	
270	0.367	0.376	0.395	0.419	0.451	0.471	0.505	0.516	0.525	
280	0.353	0.362	0.38	0.403	0.435	0.455	0.488	0.5	0.508	
290	0.339	0.347	0.364	0.389	0.419	0.438	0.473	0.484	0.493	
300	0.326	0.334	0.351	0.373	0.404	0.422	0.456	0.468	0.477	
350	0.266	0.274	0.287	0.307	0.335	0.352	0.385	0.397	0.406	