

ESCUELA POLITÉCNICA NACIONAL

FACULTAD DE CIENCIAS

EVALUACIÓN DEL ALGORITMO CLARKSON DEL SISTEMA DE
PLANIFICACIÓN XIO EN EL SERVICIO DE RADIOTERAPIA DEL
HOSPITAL GENERAL DE LAS FUERZAS ARMADAS

PROYECTO DE TITULACIÓN PREVIO A LA OBTENCIÓN DEL TÍTULO DE
FÍSICO

DIEGO ULISES GARCÍA GAMBOA
di77_garcia@yahoo.es

Director: Marco Bayas, Ph.D.
marco.bayas@epn.edu.ec

2011

DECLARACIÓN

Yo DIEGO ULISES GARCÍA GAMBOA, declaro bajo juramento que el trabajo aquí escrito es de mi autoría; que no ha sido previamente presentado para ningún grado o calificación profesional; y que he consultado las referencias bibliográficas que se incluyen en este documento.

La Escuela Politécnica Nacional puede hacer uso de los derechos correspondientes a este trabajo, según lo establecido por la Ley de Propiedad Intelectual, por su Reglamento y por la normatividad institucional vigente.

Diego Ulises García Gamboa

CERTIFICACIÓN

Certifico que el presente trabajo fue desarrollado por DIEGO ULISES GARCÍA GAMBOA, bajo mi supervisión

Marco Bayas, Ph.D.
DIRECTOR

vanitas vanitatum, et omnia vanitas.

*Nihil sub sole novum,
nec valet quiscam dicere: Ecce hoc recens est:
jam enim præcessit in sæculis quæ fuerunt ante nos.*

Liber Ecclesiastes

Índice de Contenido

Lista de Figuras	iii
Lista de Tablas	vi
Resumen	vii
Abstract	viii
Introducción	1
1 Radioterapia Externa con fotones	3
1.1 Aspectos generales	3
1.2 Medición de Radiación	3
1.2.1 Magnitudes Dosimétricas Absolutas	4
1.2.2 Magnitudes Dosimétricas Relativas	7
1.3 Planificación de tratamientos en Radioterapia	12
1.3.1 Adquisición de datos anatómicos	13
1.3.2 Selección de la Técnica de tratamiento	15
1.3.3 Cálculo de Dosis	16
1.3.4 Evaluación y selección del plan de tratamiento	18
1.4 Sistemas de Planificación Computarizados	19
2 Radioterapia con Cobalto-60	22
2.1 Fuente de Cobalto-60 para Radioterapia	22
2.2 Unidad de Teleterapia	23
2.2.1 El cabezal	24
2.2.2 Brazo	25
2.3 El Sistema de Planificación "XiO"	25
2.3.1 Algoritmo Clarkson	26
2.3.2 Cálculo de tiempos de Tratamiento	28
2.4 Cálculos Manuales	28

3	Comisionamiento del Algoritmo Clarkson	30
3.1	Determinación experimental de parámetros	30
3.1.1	Parámetros Generales	31
3.1.2	Parámetros del haz	32
3.1.3	Parámetros del Algoritmo	36
3.2	Pruebas del Comisionamiento	38
4	Influencia de la Densidad Electrónica Relativa	41
4.1	Método	41
4.2	Geometría 1	42
4.2.1	Diferencias Porcentuales de Dosis	43
4.2.2	Factores de Corrección por Inhomogeneidades	47
4.3	Geometría 2	50
4.3.1	Diferencias Porcentuales de Dosis	51
4.3.2	Factores de Corrección por Inhomogeneidades	58
5	Conclusiones	60
	Referencias	62
	Anexos	66
A	Magnitudes Dosimétricas Relativas	67
B	Perfiles Transversales de Dosis	69
C	Diferencias porcentuales de dosis, Geometría 1	76
D	Curvas de Isodosis, Geometrías 1 y 2	79
E	Porcentajes de Variación de Dosis, Geometría 2	92

Lista de Figuras

1.1	Interacción de la radiación con la materia	4
1.2	Energía impartida por unidad de volumen	5
1.3	Relación entre la dosis absorbida y el Kerma	5
1.4	Geometría para la medición del factor total de dispersión	8
1.5	Geometría usada para medir la razón tejido-fantoma	10
1.6	Geometría para la medición de los porcentajes de dosis a profundidad	10
1.7	Perfiles de dosis (Definición).	11
1.8	Proceso de tratamiento con radiaciones ionizantes.	12
1.9	Técnicas de tratamiento en radioterapia	16
1.10	Histograma dosis-volumen.	19
1.11	Probabilidad de control del tumor - Probabilidad de complicación del tejido sano	20
2.1	Esquema de decaimiento del Co^{60}	22
2.2	Esquema de una unidad de tratamiento Theratron 780	24
2.3	Vista transversal del cabezal de una unidad Theratron 780	24
3.1	Comparación de los resultados para tiempos de tratamiento obtenidos en el comisionamiento inicial del Sistema de Planificación	31
3.2	Parámetros generales de la unidad de teleterapia	32
3.3	Equipos usados en la calibración	33
3.4	Factores totales de dispersión.	34
3.5	Factores de dispersión de fantoma.	35
3.6	Porcentajes de dosis a Profundidad	36
3.7	Comparación de perfiles de dosis. Tamaño de campo:10cm	37
3.8	Comparación de los resultados para tiempos de tratamiento obtenidos en el comisionamiento del Sistema de Planificación	40
4.1	Geometría 1.	42
4.2	Diferencias porcentuales de dosis, geometría 1	44
4.3	Curvas de isodosis en la geometría 1. Tamaño de campo: 10×10cm.	45

4.4	Curvas de isodosis en la geometría 1. Tamaño de campo: 20×20cm.	46
4.5	Factores de corrección por inhomogeneidades, geometría 1	47
4.6	Comparación de los FCI calculados y los obtenidos en el reporte RPT-85	49
4.7	Geometría 2.	50
4.8	Curvas de isodosis en la geometría 2. Lado: 4cm.	54
4.9	Porcentaje de variación de la dosis absorbida en función de la fracción en volumen del PTV.	55
4.10	Diferencias porcentuales de dosis. Fracción de volumen: 1 %	56
4.11	Diferencias porcentuales de dosis. Fracción de volumen: 1 %.	57
4.12	Diferencias porcentuales de dosis. Densidad electrónica: 0.26.	58
4.13	Relación entre las diferencias porcentuales de dosis y los factores de corrección por inhomogeneidades.	59
B.1	Perfiles de dosis. campo:4cm	69
B.2	Perfiles de dosis. campo:5cm	70
B.3	Perfiles de dosis. campo:6cm	70
B.4	Perfiles de dosis. campo:7cm	71
B.5	Perfiles de dosis. campo:8cm	71
B.6	Perfiles de dosis. campo:10cm	72
B.7	Perfiles de dosis. campo:12cm	72
B.8	Perfiles de dosis. campo:15cm	73
B.9	Perfiles de dosis. campo:20cm	73
B.10	Perfiles de dosis. campo:25cm	74
B.11	Perfiles de dosis. campo:30cm	74
B.12	Perfiles de dosis. campo:35cm	75
D.1	Curvas de isodosis en la geometría 1. Tamaño de campo: 10×10cm.	80
D.2	Curvas de isodosis en la geometría 1. Tamaño de campo: 20×20cm.	81
D.3	Curvas de isodosis en la geometría 2. Fracción: 1 %, PTV cúbico. . .	82
D.4	Curvas de isodosis en la geometría 2. Fracción: 2 %, PTV cúbico. . .	83
D.5	Curvas de isodosis en la geometría 2. Fracción: 3 %, PTV cúbico. . .	84
D.6	Curvas de isodosis en la geometría 2. Fracción: 5 %, PTV cúbico. . .	85
D.7	Curvas de isodosis en la geometría 2. Fracción: 7 %, PTV cúbico. . .	86
D.8	Curvas de isodosis en la geometría 2. Fracción: 1 %, PTV esférico. . .	87
D.9	Curvas de isodosis en la geometría 2. Fracción: 2 %, PTV esférico. . .	88
D.10	Curvas de isodosis en la geometría 2. Fracción: 3 %, PTV esférico. . .	89
D.11	Curvas de isodosis en la geometría 2. Fracción: 5 %, PTV esférico. . .	90
D.12	Curvas de isodosis en la geometría 2. Fracción: 7 %, PTV esférico. . .	91

E.1	Diferencias porcentuales de dosis. Fracción de volumen: 1 %.	93
E.2	Diferencias porcentuales de dosis. Fracción de volumen: 1 %.	94
E.3	Diferencias porcentuales de dosis. Fracción de volumen: 2 %.	95
E.4	Diferencias porcentuales de dosis. Fracción de volumen: 2 %.	96
E.5	Diferencias porcentuales de dosis. Fracción de volumen: 3 %.	97
E.6	Diferencias porcentuales de dosis. Fracción de volumen: 3 %.	98
E.7	Diferencias porcentuales de dosis. Fracción de volumen: 5 %.	99
E.8	Diferencias porcentuales de dosis. Fracción de volumen: 5 %.	100
E.9	Diferencias porcentuales de dosis. Fracción de volumen: 7 %.	101
E.10	Diferencias porcentuales de dosis. Fracción de volumen: 7 %.	102

Lista de Tablas

1.1	Densidades electrónicas relativas de los diferentes tejidos	15
1.2	Transformación de HU a ED.	15
3.1	Factores de cuña y bandeja	36
3.2	Comparación de tiempos de tratamiento	39
4.1	Factores de corrección por inhomogeneidades, geometría 1.	47
4.2	Volúmenes calculados por el sistema de Planificación “XiO” para un cubo.	51
4.3	Fracciones de volumen de los diferentes PTV.	51
4.4	Dosis obtenida (cGy), geometría 2	52
4.5	Dosis obtenida (cGy), geometría 2	52
4.6	Porcentaje de diferencia en la dosis debido a heterogeneidades, geometría 2, PTV cúbico	52
4.7	Porcentaje de diferencia en la dosis debido a heterogeneidades, geometría 2, PTV esférico	53
4.8	FCl en la geometría 2, PTV de forma cúbica.	59
4.9	FCl en la geometría 2, PTV de forma esférica.	59
A.1	Factores Totales de Dispersión (TSCF), Factores de Dispersión de Fantoma (PSCF). Los tamaños da campo (en cm) están medidos a la profundidad de referencia.	67
A.2	Porcentajes de dosis a Profundidad.	68
C.1	Diferencia porcentual en la dosis debida a heterogeneidades, en la geometría 1. Campo de 10×10cm.	77
C.2	Diferencia porcentual en la dosis debida a heterogeneidades, en la geometría 1. Campo de 20×20cm.	78

Resumen

El uso de radiaciones con fines terapéuticos requiere la implementación de pruebas que aseguren la calidad de los tratamientos. El presente trabajo es una evaluación del algoritmo usado en la Planificación de radioterapia con Co^{60} , en el Hospital General de las Fuerzas Armadas, usando dos procedimientos: el comisionamiento del haz de radiación y el Sistema de Planificación y un análisis de la sensibilidad de la dosis con la heterogeneidad del medio. En lo que respecta al comisionamiento del sistema de Planificación, se evaluaron dos características: los perfiles de dosis y los tiempos de tratamiento calculados para entregar una determinada dosis en un punto situado en el eje central del haz. Como resultado, se obtuvo que la diferencia entre la dosis medida con cámaras de ionización y la dosis calculada por el Algoritmo es menor al 2%; mientras que la diferencia entre el tiempo calculado manualmente y el calculado por el Algoritmo es menor al 1%. En lo que corresponde a la sensibilidad de la dosis calculada con la densidad electrónica relativa del medio, se usaron dos geometrías de tratamiento: la primera permitió evaluar el efecto exclusivo de la densidad electrónica relativa, mientras que la segunda permitió evaluar el efecto adicional que tienen la forma y el tamaño de las regiones de interés. Al comparar la dosis absorbida en un medio de densidad homogénea con la dosis en medios heterogéneos, se tiene que la diferencia depende tanto de la forma como del tamaño del volumen objetivo, llegando a ser de hasta el 16%. Finalmente, se calcularon las diferencias porcentuales en la dosis y factores de corrección por inhomogeneidades en las dos geometrías.

Palabras clave: Radioterapia, Sistemas de Planificación, Algoritmos de cálculo de dosis.

Abstract

The use of ionizing radiation for therapeutic purposes requires the implementation of tests that ensure the quality of treatments. This work is an evaluation of the algorithm used in radiotherapy Planning for Co^{60} therapy, in the Hospital General de las Fuerzas Armadas, using two procedures: the commissioning of the beam and the Planning System and an analysis of the sensitivity of the calculated dose to the heterogeneity in the medium. In the commissioning of the planning system, we evaluated two characteristics: the dose profiles and the time calculated to deliver a given dose at a point located at the beam central axis. As a result, it was found that the difference between the measured dose with ionization chambers and the dose calculated by the algorithm is less than 2%, while the difference between the manually calculated time and the one calculated by the algorithm is less than 1%. On the other hand, we analyze the sensitivity of the dose with the electron density of the medium in two geometries: with one of them we evaluated the exclusive effect of the electron density, whereas the other one evaluated the effects due to the shape and size of the interest regions. By comparing the absorbed dose in a homogeneous medium density with dose in heterogeneous media, we found that the difference is dependent on both the shape and the size of the target volume, having values of up to 16%. Finally, we calculated the percentage differences in dose and inhomogeneity correction factors for both geometries.

Keywords: Radiotherapy, Treatment Planning Systems, Dose Calculation Algorithms.

Introducción

Uno de los procedimientos más extendidos para el tratamiento de cáncer es la radioterapia. Tal es el caso que, en la actualidad, más de la mitad de los tratamientos de cáncer alrededor del mundo se realizan mediante procedimientos de radioterapia [1, 2]. La producción de radiación para uso clínico se la realiza mediante unidades de rayos X de kilovoltaje, aceleradores lineales o usando isótopos radiactivos [3].

La calibración de los campos de radiación bajo condiciones de referencia es el punto de partida para la entrega precisa de dosis [1]. Esta calibración (conocida también como *comisionamiento*), se realiza de acuerdo con lo establecido en los diversos Protocolos emitidos por organismos tales como El Organismo Internacional de Energía Atómica o la Asociación Americana de Físicos Médicos. Por otra parte, la imposibilidad de realizar mediciones directas en cada punto del paciente, hace necesario emplear métodos de cálculo para determinar el grado de afectación que tendría cada tejido al ser irradiado. Estos métodos requieren muchas veces el uso de herramientas computacionales, conocidas como *Sistemas de Planificación*, que permitan reducir el tiempo empleado en determinar la mejor estrategia de tratamiento.

De acuerdo con lo establecido en los reportes técnicos 430 [2], 1151 [4], 1540 [5] y 1583 [6] del Organismo Internacional de Energía Atómica, luego del comisionamiento inicial del sistema de Planificación, es necesario realizar periódicamente pruebas que permitan el aseguramiento de calidad de los tratamientos de radioterapia. Estos procedimientos incluyen comisionamientos periódicos del haz de tratamiento y del Sistema de Planificación, pruebas de estabilidad del sistema, entre otras.

El algoritmo Clarkson del Sistema de Planificación "XiO" es usado en la planificación de tratamientos de radioterapia con Co^{60} en el Hospital General de las Fuerzas Armadas. Como parte del control de calidad de los tratamientos de radioterapia, en el presente trabajo se realiza una evaluación de este Algoritmo. Esta evaluación se ha dividido en dos partes: el comisionamiento del haz de radiación y del sistema de planificación "XiO"; y el análisis de la sensibilidad de la dosis calculada con la heterogeneidad del medio.

El comisionamiento del Algoritmo incluye el ingreso al Sistema de los parámetros necesarios para el cálculo de dosis y una serie de pruebas de exactitud de dosis y tiempos de tratamiento. Los parámetros requeridos por el Algoritmo fueron medidos usando cámaras de ionización, en fantomas de agua. Las pruebas de exactitud se realizaron con la ayuda de los perfiles de dosis medidos y el cálculo manual del tiempo de tratamiento necesario para administrar una dosis determinada en un punto dado.

Por otra parte, en la planificación de tratamientos de radioterapia es de gran importancia la consideración de las diferentes densidades electrónicas de los tejidos, pues los efectos de la radiación indirectamente ionizante dependen no solamente de las características del haz de radiación, sino también del medio en el que inciden [7, 8, 9, 10, 11]. Para analizar la sensibilidad de la dosis con la heterogeneidad del medio se realizó un cálculo en el Sistema "XiO" tomando dos geometrías de tratamiento: en la primera se analiza el efecto aislado de la densidad electrónica relativa y la dispersión; en la segunda, se toma también en cuenta el tamaño y la forma del volumen objetivo.

CAPÍTULO 1

Radioterapia Externa con fotones

En el presente capítulo se hace una revisión de los conceptos asociados al uso de radiaciones con fines terapéuticos. Inicia con una descripción breve de la forma de interacción de los fotones con los tejidos, para posteriormente detallar los conceptos, términos y ecuaciones usadas en la radioterapia externa con fotones, independientemente de la fuente empleada en su producción. Finalmente, se describen los procedimientos a seguir para el uso clínico de radiaciones, y el rol que cumplen los Sistemas de Planificación Computarizados en ese contexto.

1.1 Aspectos generales

La interacción de la radiación indirectamente ionizante con la materia es un fenómeno de gran complejidad, en vista de su carácter microscópico [12]. En general, este proceso puede ser dividido en dos etapas: la primera involucra la interacción del fotón con un átomo causando que electrones sean puestos en movimiento, mientras que la segunda se relaciona con la transferencia de energía desde el electrón hacia el medio vía excitación o ionización [12]; procesos que son ilustrados en la figura 1.1. La radiación causa daños de amplio rango en las células mediante la producción de iones, que a su vez causan la ruptura de los enlaces moleculares, producción de radicales libres y daño al ADN [13, 14, 15, 16]. De entre éstos, los efectos más significativos se deben a lesiones irreparables en el ADN, las cuales resultan en esterilización de las células, es decir, en la destrucción de su capacidad reproductiva [17, 3, 13].

1.2 Medición de Radiación

La dosis absorbida se deriva de la deposición de energía de un haz en trayectorias de radiación [3]. Este es un fenómeno estocástico, reflejado en las secciones

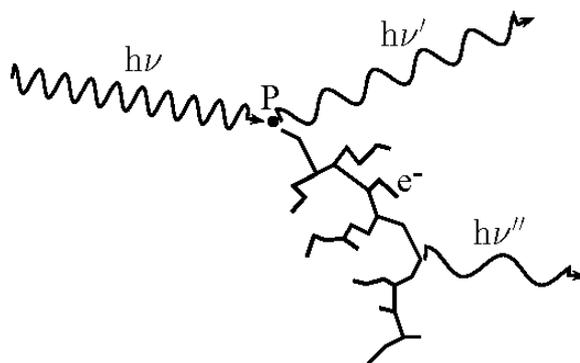


Figura 1.1: Interacción de la radiación con la materia. El fotón primario ($h\nu$) interactúa con un átomo (en el punto P), liberando electrones (e^-) y fotones secundarios ($h\nu'$ y $h\nu''$).

eficaces de los distintos procesos posibles. Si quisiéramos averiguar cuántos rayos (fotones o partículas) inciden en un punto, depositando una cierta cantidad de energía E por unidad de tiempo, debemos necesariamente asociar algún volumen no nulo a dicho punto. El volumen más simple que podemos tomar es el de una esfera centrada en el punto, que tiene la ventaja de tener la misma sección transversal para rayos incidentes en cualquier dirección. La siguiente elección que se debe hacer es la del tamaño de dicha esfera (tamaño que se ve reflejado en su masa m): a grandes volúmenes, las fluctuaciones del cociente E/m son despreciables; mientras que si se toman elementos cada vez más pequeños las fluctuaciones se vuelven considerables. Debido al hecho de que la energía se deposita mediante interacciones a lo largo de las trayectorias de las partículas, ciertos volúmenes muy pequeños contendrían muy pocas trayectorias, mientras otros contendrán muchas (ver figura 1.2). Las magnitudes expuestas a continuación son *no estocásticas*, en el sentido de que se asume que están determinadas en un elemento de masa lo suficientemente grande para que las fluctuaciones sean despreciables [3, 18].

El ICRU (International Commission on Radiation Units and Measurements), en su reporte No. 60 [19] define las magnitudes que se usan en radioterapia; estas son:

1.2.1 Magnitudes Dosimétricas Absolutas

Dosis Absorbida (D) Es igual a la energía media impartida por la radiación ionizante, dE_{av} , en un material de masa dm :

$$D = \frac{dE_{av}}{dm} \quad (1.1)$$

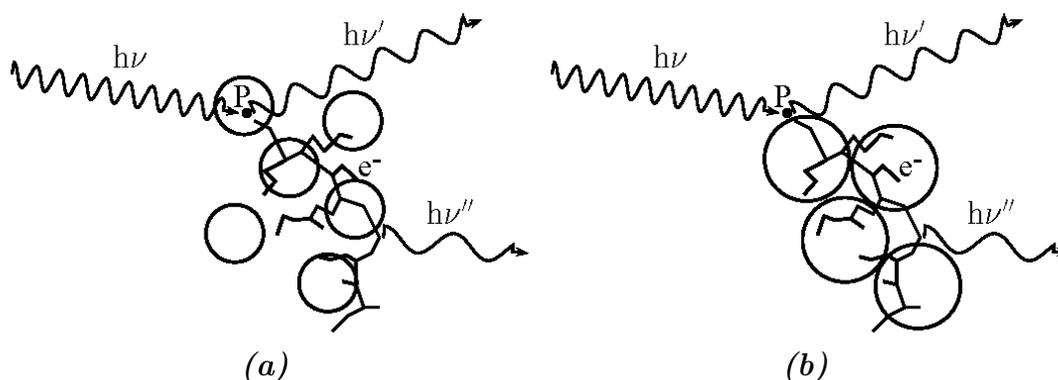


Figura 1.2: Ilustración del concepto de energía impartida por unidad de volumen por la radiación. A medida que el volumen tomado es mayor (1.2b), las fluctuaciones del cociente E/m son menos significativas.

La unidad de la dosis absorbida es el *Gray*, que es igual a 1 J/Kg.

KERMA (K) *Kinetic Energy Released in the Medium*. Es igual a suma de todas las energías cinéticas iniciales de las partículas cargadas puestas en movimiento por radiación indirectamente ionizante, dE_{tr} , en un elemento de volumen dm :

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \quad (1.2)$$

La unidad de medida para el Kerma es la misma que la de la dosis absorbida: el *Gray*.

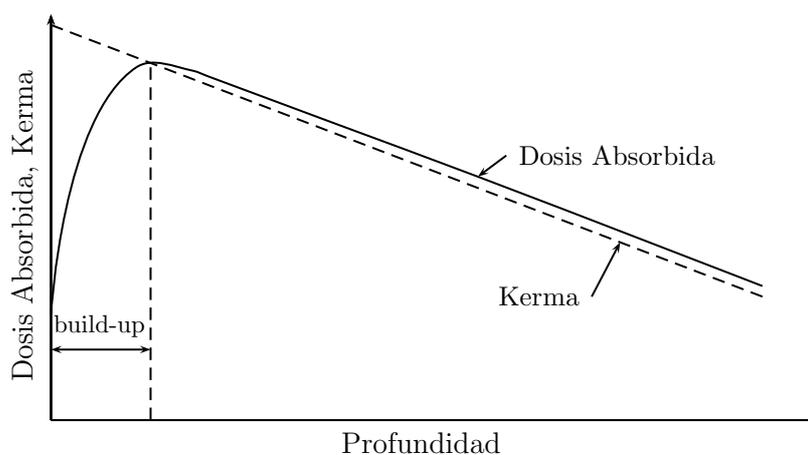


Figura 1.3: Relación entre la dosis absorbida y el Kerma

De acuerdo con las definiciones de las magnitudes dosimétricas absolutas, po-

demostremos que el Kerma es una cantidad concerniente a la energía *transferida*, mientras que la dosis absorbida hace referencia a la energía *depositada* [3]. La figura 1.3 muestra la relación que existe entre estas magnitudes. Como el Kerma representa la energía transferida por fotones a electrones directamente ionizantes, tiene su valor máximo en la superficie y decrece con la profundidad debido al decrecimiento en la fluencia energética de fotones. La dosis absorbida en cambio, se incrementa primero con la profundidad debido a que electrones de gran velocidad son liberados de la superficie y las capas exteriores; estos electrones depositan su energía a una distancia de sus sitios de origen aproximadamente igual a su rango en el medio, lo que causa que la fluencia de electrones y la dosis absorbida se incrementen con la profundidad hasta alcanzar un máximo. Más allá de esta profundidad, la dosis absorbida disminuye –al igual que el Kerma– como resultado de una disminución de la producción de electrones secundarios que resulta en una disminución de la fluencia electrónica [20].

La dosis absorbida en un punto depende principalmente de 3 factores: la distancia de la fuente a la superficie del medio, el tamaño (área) del campo de radiación y la profundidad a la que se encuentre el punto de interés. En la práctica, para medir la dosis absorbida en un medio (procedimiento conocido como *comisionamiento del haz*) se deben definir valores específicos para los factores arriba mencionados; valores conocidos como *condiciones de referencia*. Por otra parte, en la medición se deben usar materiales de características dosimétricas similares a las de los tejidos humanos, tales como el poder de frenado de radiación, el número atómico efectivo y el coeficiente de atenuación másico [17]. Estos materiales se conocen comúnmente como *fantomas*, siendo el agua el fantoma más utilizado debido a su bajo costo y fácil accesibilidad. Las medidas se realizan usando campos de forma cuadrada, por lo que a menudo al mencionar un tamaño de campo se usa solo una longitud.

Por otra parte, en razón de que las condiciones de tratamiento en pacientes difieren de las condiciones de referencia, son necesarias otras magnitudes que permitan calcular la dosis absorbida en condiciones diferentes. Por ejemplo, como los campos usados en los tratamientos tienen formas diversas, es necesario hallar una relación entre un campo de cualquier forma y un cuadrado. A esta relación se conoce como *cuadrado equivalente*, y se define como la longitud del lado de un cuadrado que tiene iguales características dosimétricas al campo original. Se calcula mediante la ecuación [21]:

$$l = \frac{2ab}{a+b} \sqrt{1 - \frac{A_{protegida}}{ab}} \quad (1.3)$$

Donde a y b son los lados del rectángulo que define el campo, y $A_{protegida}$ es el área dentro del campo de tratamiento cubierta con atenuadores para evitar la radiación a tejidos sanos.

1.2.2 Magnitudes Dosimétricas Relativas

Estas magnitudes toman en cuenta la dispersión producida por el haz primario y los efectos de las partículas secundarias emitidas. Su valor está normalizado respecto a una medida de dosis de referencia, por lo que se conocen como magnitudes *relativas*.

La dosis en un punto es la combinación de sus contribuciones primaria y de dispersión, donde la primera consiste en la energía depositada por la interacción de los fotones emitidos por la fuente y la segunda toma en cuenta la energía depositada por los fotones dispersados en el sistema de colimación del haz y en el fantoma. Sin embargo, en la práctica no es posible medir las componentes primaria y de dispersión de forma separada; pero se puede considerar la dispersión del colimador como parte del haz primario, y calcular la dispersión del fantoma por separado [17]. Esto nos lleva a la introducción de tres factores de dispersión: el factor total (que contiene la dispersión en conjunto del colimador y el fantoma), el factor del colimador y el factor de fantoma.

Además, las magnitudes dosimétricas relativas permiten hallar la relación existente entre la dosis medida en un punto (la dosis absoluta obtenida en el comisio-namiento del haz) con la dosis de los puntos adyacentes, o cuando las condiciones son distintas; y son la base del cálculo de la distribución de dosis usada en la planificación de los tratamientos. Los valores de dosis relativas son característicos de la máquina de tratamiento y consideran aspectos propios de las técnicas de trata-miento (de las que trataremos más adelante) [17, 22, 12, 13, 14].

TSCF. *Total Scatter Factor (Factor Total de Dispersión).* Toma en cuenta el efecto debido al tamaño del campo. Está definido como el cociente

$$\frac{D(r)}{D(r_0)} \quad (1.4)$$

, donde $D(r)$ es la dosis en un punto situado a una profundidad de referencia y con un tamaño de campo r y $D(r_0)$ es la dosis medida en el mismo punto usando un tamaño de campo de referencia r_0 (ver figura 1.4).

CSF. *Collimator Scatter Factor (Factor de dispersión del Colimador).* La tasa de dosis de un haz medida en aire aumenta con el tamaño de campo, por el

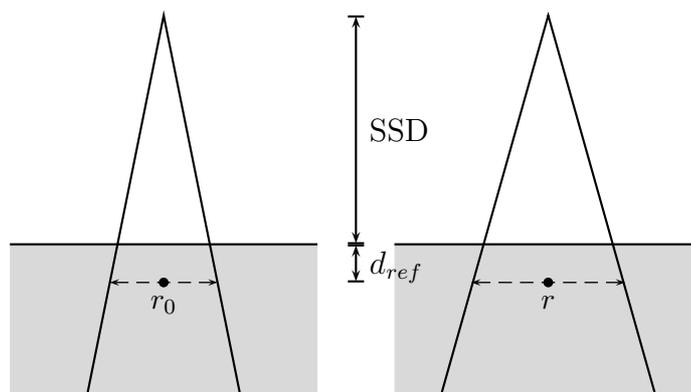


Figura 1.4: Geometría para la medición del factor total de dispersión. La dosis medida usando un tamaño de campo r se normaliza respecto a la medida realizada usando un tamaño de campo de referencia r_0 . La región en gris representa el fantoma de agua, SSD denota la distancia fuente-superficie, y d_{ref} representa la profundidad de referencia, que se mantiene constante.

incremento en la dispersión del colimador. El CSF se define mediante la razón

$$\frac{D_a(r, SAD)}{D_a(r_0, SAD)} \quad (1.5)$$

donde $D_a(r, SAD)$ es la dosis medida en aire para un tamaño de campo r a una distancia fuente-detector SAD , y $D_a(r_0, SAD)$ es la dosis en aire medida para un tamaño de campo de referencia r_0 a una distancia fuente-detector SAD . Las medidas en aire se realizan con cámaras de ionización con capa de *build-up*, proveyendo de una máxima acumulación de dosis para el haz.

PSCF. *Phantom Scatter Factor (Factor de dispersión de Fantoma)*. Este factor toma en cuenta el cambio en la radiación de dispersión que se origina en el fantoma como consecuencia del cambio en el tamaño de campo. Está definido como la razón entre la dosis medida para un campo dado respecto a la dosis medida a la misma profundidad usando un tamaño de campo de referencia, manteniendo constante la apertura del colimador. En esta definición debe destacarse que el PSCF está relacionado a los cambios en el volumen del fantoma irradiado para una apertura de campo fija; por lo que el PSCF se puede determinar, en teoría, usando un tamaño de campo grande incidente en fantomas de distintas secciones transversales. Sin embargo, un método más práctico para hallar los PSCF, consiste en la cálculo del mismo usando la ecuación:

$$PSCF = \frac{TSCF}{CSF} \quad (1.6)$$

donde TSCF y CSF son los factores total de dispersión y de dispersión del colimador, definidos anteriormente. La ecuación (1.6) se basa en la suposición de que, como el TSCF contiene la dispersión tanto del fantoma como del colimador, al dividirse para el CSF da como resultado el PSCF.

WF,TF. *Wedge Factor, Tray Factor (factor de cuña, factor de bandeja).* Son una medida de la cantidad de radiación que atraviesa cada uno de los accesorios, y se pueden determinar por medio de las relaciones

$$\frac{D(r_{wd}, d)}{D(r, d)} \quad (1.7)$$

y

$$\frac{D(r_b, d)}{D(r, d)} \quad (1.8)$$

donde $D(r_{wd}, d)$ y $D(r_b, d)$ corresponden a la dosis medida para un tamaño de campo con cuña y bandeja respectivamente, y $D(r, d)$ corresponde a la dosis medida sin la presencia de accesorios para el mismo tamaño de campo.

TPR. *Tissue-Phantom Ratio (razón tejido-fantoma).* Este factor toma en cuenta el efecto que tiene la variación en la distancia de la fuente a la superficie del fantoma manteniendo constante la distancia a un punto de referencia; se define como la razón

$$\frac{D(r, d)}{D(r, d_{ref})} \quad (1.9)$$

, donde $D(r, d)$ es la dosis en un punto situado a una profundidad d y $D(r, d_{ref})$ es la dosis medida a una profundidad de referencia d_{ref} manteniendo constante la distancia de la fuente a la cámara (ver figura 1.5).

SPR. *Scatter-Phantom Ratio (Razón Dispersión-Fantoma).* Esta es una cantidad diseñada específicamente para el cálculo de la dosis dispersada en el medio. Puede ser definida como la razón entre la dosis dispersada en un punto dado del fantoma respecto a la dosis primaria efectiva en el mismo punto a una profundidad de referencia. Matemáticamente:

$$SPR(r, d) = TPR(r, d) \left(\frac{PSCF(r)}{PSCF(0)} \right) - TPR(0, d) \quad (1.10)$$

PDD. *Percentage Dose on Depth (Porcentaje de dosis a profundidad).* El PDD es una medida del cambio en la dosis con respecto a la profundidad, manteniendo constante la distancia de la fuente a la superficie del fantoma. Es igual a la

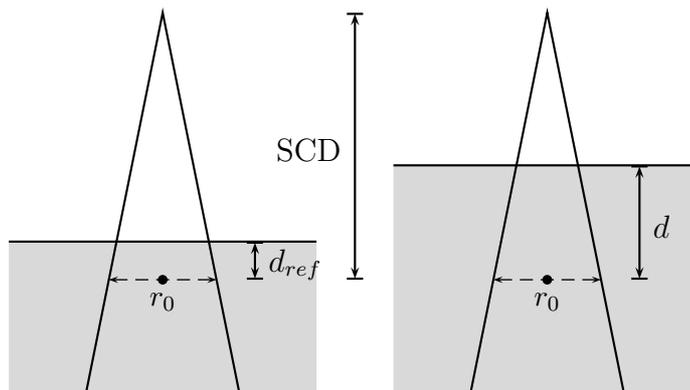


Figura 1.5: Geometría usada para medir la razón tejido-fantoma. La dosis medida a una profundidad d se normaliza respecto a la dosis medida a una profundidad de referencia d_{ref} , manteniendo constante el tamaño de campo r_0 y la distancia de la fuente a la cámara, SCD .

razón

$$\frac{D(r, d)}{D(r, d_{ref})} \quad (1.11)$$

, donde $D(r, d)$ es la dosis medida para un campo de tamaño r en un punto situado a una profundidad d ; d_{ref} es generalmente igual a d_{max} , la profundidad donde la dosis alcanza su máximo (ver figuras 3.6 y 1.7).

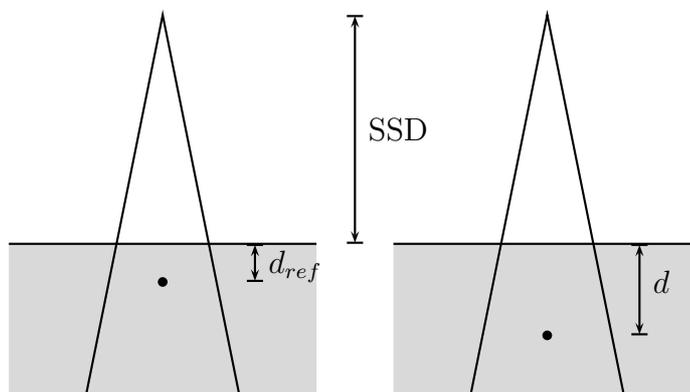


Figura 1.6: Geometría utilizada para medir los porcentajes de dosis a profundidad (PDD). La medida de dosis obtenida a una profundidad d se normaliza respecto a la medida de dosis obtenida a una profundidad de referencia d_{ref} , manteniendo constante el tamaño de campo. En gris se representa el fantoma de agua, y SSD designa la distancia fuente-superficie.

OCR. *Off-Center Ratio (razón fuera del eje)*. Está dado por:

$$\frac{D_x(r, d)}{D(r, d)} \quad (1.12)$$

donde $D(r, d)$ es la dosis medida a lo largo del eje central para un tamaño de campo r a una profundidad d , mientras que $D_x(r, d)$ es la dosis medida a una distancia x del eje central del haz de radiación sobre un eje perpendicular a este para un tamaño de campo r a una profundidad d (ver figura 1.7).

El conjunto de valores tomados usando una misma configuración en el campo se conoce frecuentemente como *perfil de dosis*. Así, al conjunto de PDD medidos usando un mismo tamaño de campo r , podemos llamarlo *perfil longitudinal de dosis*, mientras que a la colección de valores de OCR medidos a una misma profundidad d con un tamaño de campo r se conoce como *perfil transversal de dosis*. Estos perfiles se muestran en la figura 1.7. En el perfil longitudinal de dosis, se destacan dos regiones: la región de acumulación (o de build-up) y la región donde la dosis decrece con la profundidad. En cambio, en el perfil transversal de dosis podemos distinguir tres regiones: una región de altas dosis y bajos gradientes – conocida como *meseta* –, una región donde la dosis está entre el 80% y el 20% de la dosis máxima – llamada *penumbra* – y la región que se encuentra fuera del campo efectivo de tratamiento.

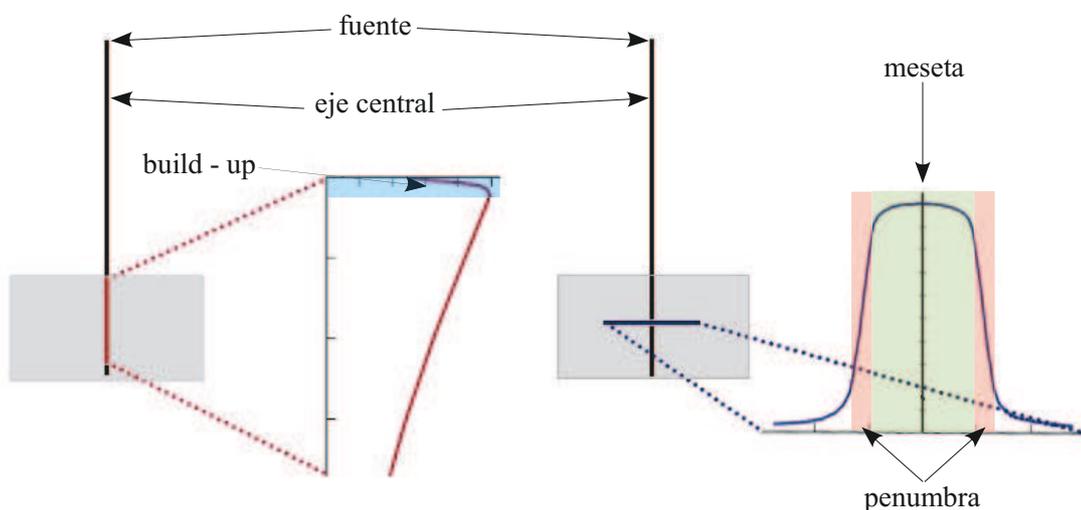


Figura 1.7: Definición de los perfiles de dosis. Izquierda: Perfil longitudinal de dosis (Azul: región de build-up). Derecha: Perfil transversal de dosis (Verde: meseta, Rojo: región de penumbra).

1.3 Planificación de tratamientos en Radioterapia

En la práctica de radioterapia, se han implementado una serie lógica de pasos que garanticen uso seguro de radiaciones ionizantes con fines terapéuticos; éstos se muestran en el siguiente diagrama de flujo:

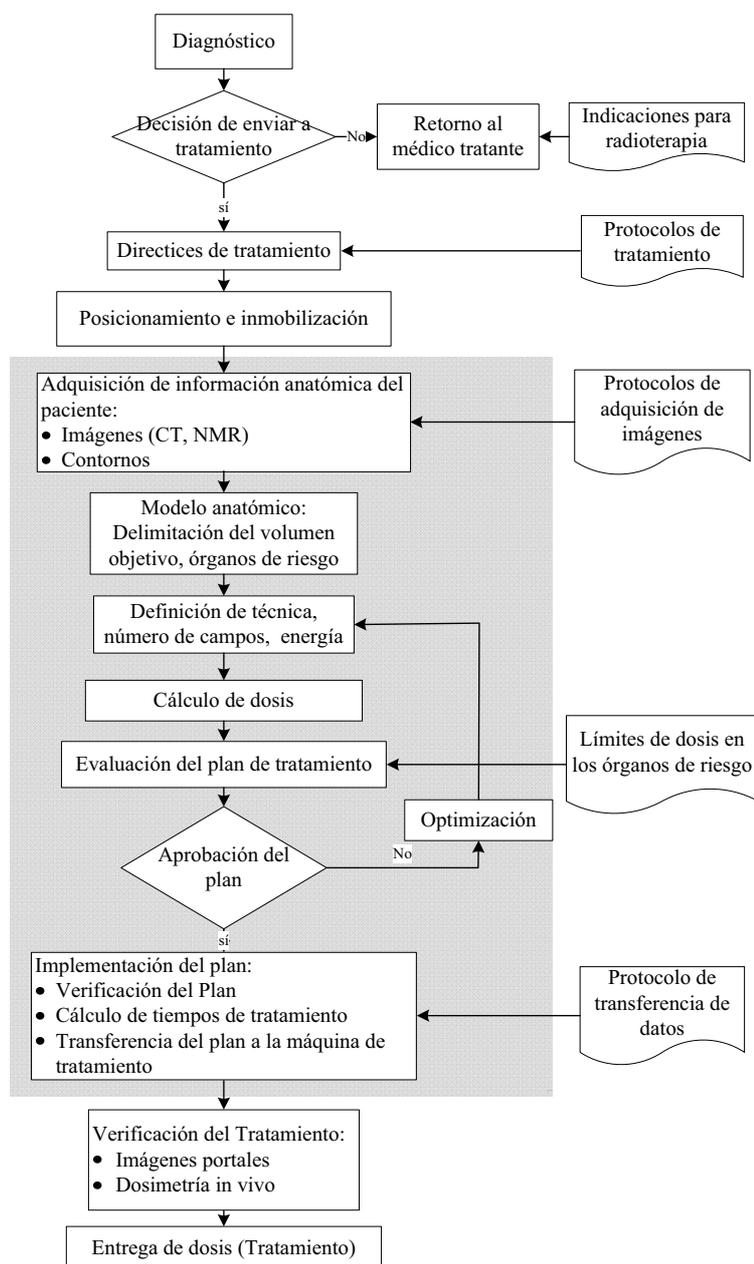


Figura 1.8: Pasos en el proceso de tratamiento con radiaciones ionizantes. Región sombreada: Etapa de Planificación.

La región en gris del diagrama de flujo es conocida como *Planificación*. Como se puede notar, la planificación es una de las etapas más importantes del proceso de tratamiento, pues es aquí donde se determina la disposición espacial de los campos, se definen los volúmenes de tratamiento y los órganos de riesgo, se calcula la dosis que recibe cada uno de los volúmenes y se evalúa el plan de tratamiento [13].

El objetivo de la Planificación del tratamiento (y del tratamiento en sí) es entregar una cierta dosis (la dosis *prescrita*) al tejido afectado con el mínimo de consecuencias en el tejido sano circundante. Para ello se han desarrollado varias técnicas de planificación. Así, de acuerdo con la forma de determinar la distribución de la dosis en el interior del paciente, la planificación puede ser convencional o inversa [1]. En la planificación convencional, el dosimetrista determina la ubicación y el tamaño de los campos y la dosis entregada por cada campo, para luego calcular la dosis total en el tumor y los órganos adyacentes, evaluar el plan y corregirlo (mediante la inclusión de atenuadores, cambiando la forma o la disposición espacial de los campos o cambiando la contribución de cada campo a la dosis total) con el fin de optimizarlo. En la planificación inversa se define únicamente la dosis objetivo en el tumor y las dosis críticas para los órganos de riesgo, y el sistema de planificación computarizado determina cuál es la conformación óptima y la dosis por cada campo [22, 23, 24].

En términos generales, y como se muestra en la figura 1.8, la planificación del tratamiento debe seguir los siguientes pasos:

1.3.1 Adquisición de datos anatómicos

En primer lugar, es necesario disponer de datos anatómicos del paciente, que permitan definir los volúmenes de tratamiento y los órganos en riesgo. Estos datos se obtienen con la ayuda de tomógrafos computarizados, u otros métodos de adquisición de imágenes de diagnóstico; la delimitación se hace siguiendo las definiciones de los diferentes *volúmenes críticos* en radioterapia. La información anatómica del paciente se completa con la asignación de la densidad electrónica relativa correspondiente a cada volumen.

1.3.1.1 Definición de volúmenes

Los reportes ICRU 50 e ICRU 62 [25, 26] definen los diversos volúmenes que se usan en radioterapia y los términos a emplearse para designarlos. Estos volúmenes son [13, 25, 26]:

- **GTV** *Gross Tumor Volume (Volumen Tumoral Macroscópico)* Es el tumor pri-

mario u otra masa tumoral mostrada por exámenes clínicos, distinguible a simple vista en las imágenes de diagnóstico.

- **CTV** *Clinical Target Volume (Volumen Objetivo Clínico)*. Incluye al GTV y al tumor subclínico circundante que debe ser erradicado para eliminar el tumor, así como a las posibles vías de difusión de oncogenes, como los ganglios linfáticos.
- **PTV** *Planification Target Volume (Volumen Objetivo de Planificación)*. Contiene al CTV y considera un margen por variaciones en el posicionamiento del paciente y el movimiento de los órganos internos. Es a este volumen al que se conforman los campos y al que se planea reciba la dosis prescrita.
- **TV** *Treated Volume (Volumen Tratado)*. Es el volumen de tejido definido por la curva de isodosis que mejor se ajuste al PTV y que tenga un gradiente de dosis no mayor al 10 % respecto a la dosis máxima.
- **IV** *Irradiated Volume (Volumen Irradiado)*. Es el volumen de tejido irradiado por una dosis que se considera significativa en términos de la tolerancia del tejido. Normalmente está delimitado por la curva de isodosis correspondiente al 50 % de la dosis total entregada.
- **OAR** *Organs at risk (Órganos de riesgo)*. Son tejidos normales cuya sensibilidad a la radiación puede influir significativamente a la planificación del tratamiento y/o a la dosis prescrita. Estos órganos deben tener un margen que tome en cuenta su movimiento, aunque el margen puede ser diferente en diferentes direcciones. Cuando los órganos de riesgo y los PTV se superponen, debe tomarse una decisión clínica respecto a priorizar el control del tumor o minimizar el daño al tejido normal.

1.3.1.2 Densidades Electrónicas Relativas

En la planificación del tratamiento se debe tomar en cuenta las diferentes densidades electrónicas de los tejidos, puesto que como éstos tienen distintas densidades poseen propiedades radiológicas diferentes. Usando la información anatómica del paciente, se asigna la densidad electrónica correspondiente a cada tejido, según la información contenida en la tabla 1.1, donde los intervalos contienen los diferentes valores reportados por los autores.

Como alternativa, se puede usar las unidades de Hounsfield, definidas para su

Tabla 1.1: Densidades electrónicas relativas de los diferentes tejidos (Adaptada de [27, 28, 29]).

tejido	densidad electrónica
pulmón	0.19 - 0.49
adiposo	0.94 - 0.97
hígado	1.05 - 1.07
hueso	1.1 - 1.6

uso en tomografía computarizada como [28]:

$$HU = 1000 \frac{\mu - \mu_w}{\mu_w} \quad (1.13)$$

Donde μ representa el coeficiente de atenuación másico del tejido correspondiente, y μ_w es el coeficiente de atenuación másico del agua. Como los coeficientes de atenuación dependen de la densidad electrónica, del número atómico del material blanco y de la calidad del haz usado en el escáner CT, se puede establecer una relación entre las unidades de Hounsfield y los respectivos valores de densidades electrónicas relativas, ingresar esos parámetros al sistema para que la asignación de densidades sea automática, de acuerdo el equipo de tomografía usado.

En este trabajo, con el fin de que el sistema de planificación considere las diferentes densidades electrónicas relativas al calcular dosis, se creó un archivo de transformación de Unidades de Hounsfield (HU) a Densidades Electrónicas Relativas (ED). Los datos usados fueron tomados del British Journal of Radiology No. 72 [28], donde se tabulan los resultados para diversos equipos de tomografía axial computarizada. Estos datos se muestran en la tabla 1.2.

Tabla 1.2: Transformación de HU a ED.

HU	ED
-740	0.26
-50	0.95
50	1.05
600	1.34
700	1.39
900	1.51

1.3.2 Selección de la Técnica de tratamiento

Existen diversas maneras de disponer geoméricamente los haces de tratamiento, dependiendo de las diversas situaciones. De acuerdo con el posicionamiento de

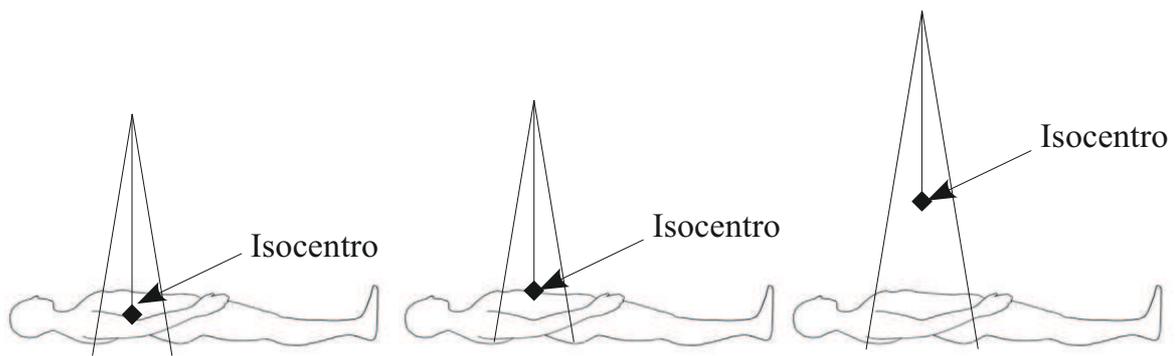


Figura 1.9: Técnicas de tratamiento en radioterapia. Izquierda: técnica fija (SSD). Centro: técnica isocéntrica (SAD). Derecha: técnica extendida

los haces de radiación en el paciente, las llamadas *técnicas de tratamiento* pueden ser: Fija (o SSD), manteniendo constante la distancia desde la fuente de radiación hasta la superficie del paciente; Isocéntrica (o SAD), donde se mantiene fijo el isocentro en el paciente (la definición de isocentro está dada en 2.2.2); y Extendida, para cubrir regiones de tratamiento más amplias. Estas técnicas se ilustran en la figura 1.9. De acuerdo a la forma de los campos, tenemos técnicas con campos abiertos (campos con formas rectangulares), aplicada en etapas iniciales del tratamiento para cubrir regiones amplias que incluyan ganglios linfáticos; o con campos conformacionales (es decir, campos que tengan una forma igual a la del volumen a tratar), usados para realizar un tratamiento más localizado. Además, las máquinas de tratamiento permiten variar el ángulo desde el cual incide el haz respecto a la vertical, lo que permite tener un amplio rango de opciones a la hora de disponer los campos de radiación.

El número de campos a utilizar depende del tipo de tumor y de su localización. De igual forma, cada campo puede aportar con un porcentaje distinto a la dosis total, por lo que se dice que cada campo de tratamiento tiene asociado un *peso*.

1.3.3 Cálculo de Dosis

Luego de contar con todos los datos anatómicos necesarios y la disposición espacial de los campos, se debe calcular la distribución tridimensional de dosis. Con este propósito, se han desarrollado varios algoritmos de cálculo, que difieren entre sí en la forma que toman en cuenta las contribuciones primaria y secundaria del haz.

1.3.3.1 Tipos de Algoritmos para el cálculo de dosis y tiempos de tratamiento

La dosis en un punto puede ser considerada como la suma de la dosis producida por el haz primario de radiación y la dosis producida por la radiación secundaria. Existen varias formas de calcular estas contribuciones, y por tanto, diversos criterios para clasificar los algoritmos empleados en radioterapia [3]: de acuerdo con la forma de los elementos unitarios en los que se divide el haz incidente (también llamados *kernels*) o de acuerdo con el modelo matemático usado en la suma de las contribuciones primaria y secundaria.

Según Makie *et al.* [1], los algoritmos para calcular la dosis absorbida en un punto y los tiempos de tratamiento involucrados se pueden clasificar de forma general en:

Algoritmos basados en modelos. Calculan la dosis en un punto como la suma de la dosis incidente en el punto y la contribución a la dosis por parte de los puntos adyacentes (convolución). Si además se consideran los efectos de la densidad electrónica del medio vía distancias radiológicas, se conoce como superposición. Dentro de estos métodos se incluyen también aquellos basados en procedimientos Monte Carlo.

Estos algoritmos tienen la capacidad de tomar en cuenta el transporte de la radiación primaria y secundaria en el interior del paciente, las variaciones en la intensidad del haz a través de la superficie del paciente, y los efectos debidos a las inhomogeneidades del tejido en la dosis y a la forma de los campos conformados por medio de colimadores multihojas. De acuerdo con estos modelos, la dosis en un punto (situado en una posición r) es igual a la suma en el volumen del TERMA (energía total depositada por unidad de masa), $T(r')$, multiplicado por el valor del *kernel* de deposición de energía originado en el punto r' y evaluado en el punto r , $H(r - r')$ [30]:

$$D(r) = \int T(r')H(r - r') d^3r' \quad \text{Convolución} \quad (1.14)$$

Si se considera además la heterogeneidad del tejido circundante al punto r , se tiene [30]:

$$D(r) = \int T(r')\frac{\rho(r')}{\bar{\rho}}K_p(\bar{\rho}|r - r'|, r - r') d^3r' \quad \text{Superposición} \quad (1.15)$$

Donde $\rho(r')$ es la densidad electrónica relativa en el sitio de interacción primaria y $\bar{\rho}$ es la densidad promedio a lo largo de la línea que une el sitio de interacción primaria y el sitio de deposición de la dosis.

Algoritmos basados en correcciones. Se basan en la medida de la dosis obtenida para un fantoma de agua en condiciones de referencia; mediante factores de corrección se determina la dosis para una situación particular.

Este tipo de algoritmos no consideran directamente las variaciones en la intensidad del haz debidas a las inhomogeneidades, sino que utilizan una aproximación usando distancias radiológicas. En general, la dosis se calcula mediante la siguiente ecuación:

$$D(r, d) = D(r_0, d_{ref}) * TSCF(r) * PDD(r, d) * WF * TF \quad (1.16)$$

Donde $D(r_0, d_{ref})$ es la dosis medida en condiciones de referencia.

1.3.4 Evaluación y selección del plan de tratamiento

Usando planificación convencional, se pueden tener muchas formas distintas de disponer los campos de tratamiento y de asignar pesos. Cada una de esas formas, o *planes de tratamiento*, trae consigo una distribución de dosis diferente, por lo que se debe escoger el plan óptimo para cada paciente. La selección del plan óptimo se hace tomando en cuenta las predicciones para las complicaciones a corto, mediano y largo plazo y la respuesta de cada órgano a la radiación determinada mediante la tolerancia de cada tejido. Las herramientas de evaluación de dosis usadas con mayor frecuencia son: el tamaño los volúmenes irradiados, los histogramas dosis-volumen y las probabilidades de control de tumor y complicación del tejido sano [13].

Con las distribuciones tridimensionales de dosis, se pueden hallar el volumen tratado (TV) y el volumen irradiado (IV), según lo descrito en 1.3.1.1. Usando el criterio de volúmenes irradiados, el mejor plan de tratamiento es aquel donde el TV y el PTV (volumen objetivo de planificación) se superponen, y donde el IV incluya mínimamente a los órganos de riesgo (OAR).

Por otra parte, los histogramas dosis volumen muestran las porciones de cada tejido que serán irradiadas con una dosis acumulada determinada. Por ejemplo, en el histograma de dosis acumulada correspondiente a la espina dorsal (figura 1.10, curva "cord") se puede apreciar que el 50% de su volumen recibe una dosis de aproximadamente 38Gy. Este valor es comparado con los reportados por algunos autores [14, 15] para evaluar los efectos tardíos de la radiación. Según [15], se requiere una dosis de 45Gy en el 50% de la espina dorsal para tener un 5% de probabilidad de complicaciones (tales como infarto o necrosis) en los 5 años posteriores al tratamiento; y 55Gy para tener un 50% de probabilidad de complicaciones en los 5 años posteriores al tratamiento; por lo que en el caso del ejemplo, el plan

de tratamiento es seguro.

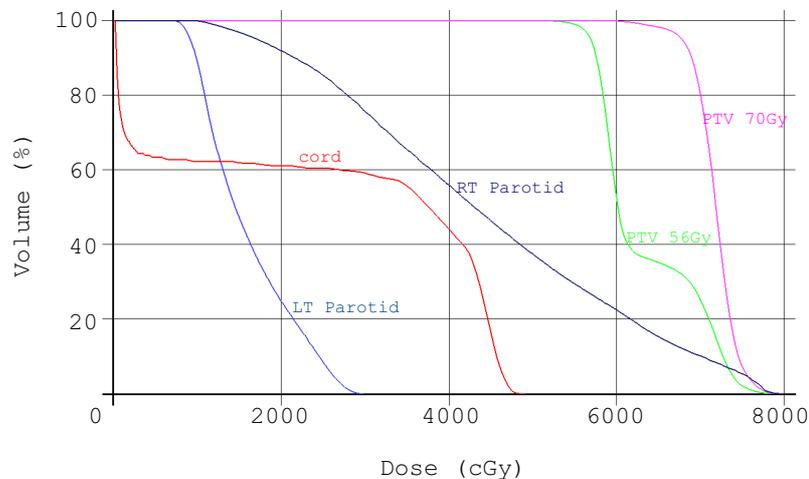


Figura 1.10: Histograma dosis-volumen. De la figura, se puede determinar la dosis que recibe cada porción de tejido, para compararlo con la tolerancia establecida.

Otra herramienta de evaluación de los planes de tratamiento son las denominadas *probabilidad de control del tumor (TCP)* y *probabilidad de complicación del tejido sano (NTCP)*. Estas probabilidades se basan en la fracción de células presentes después del tratamiento, en la capacidad de regeneración del tejido, y en la resistencia del tejido a la radiación [3, 16, 15, 14]. Se calculan en base a los histogramas dosis-volumen, calculando el número de células presentes en un determinado tiempo, sumando en todo el volumen y normalizando respecto a la concentración inicial. Un ejemplo de estas probabilidades en función de la dosis se muestra en la figura 1.11. Se observa que el efecto de la radiación sobre los tumores y tejidos normales, se comporta de acuerdo con una forma sigmoideal de la relación dosis–respuesta [2, 3]. Esto implica que en la región de mayor pendiente un cambio en alrededor del 5% en la dosis conlleva una variación en 10–30% en la respuesta [2]. Es por ello que diversos Protocolos, entre ellos el TRS-430 [2] recomiendan que el cálculo de dosis tenga una precisión del 5%, para que la dosis finalmente entregada al paciente tenga una exactitud de alrededor del 2%.

1.4 Sistemas de Planificación Computarizados

Según lo expuesto en la sección precedente, la planificación de tratamientos en radioterapia requiere una gran cantidad de cálculos precisos, que difícilmente pueden ser realizados por el dosimetrista. Para simplificar esta tarea, se ha recurrido al uso

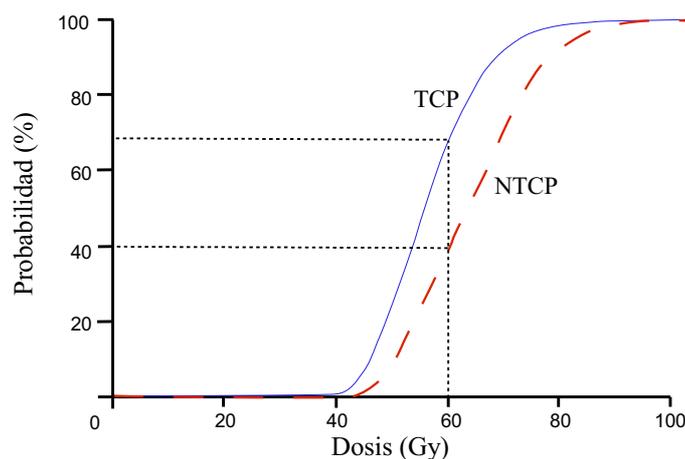


Figura 1.11: *Curvas de Probabilidad de control del tumor (TCP) y Probabilidad de complicación del tejido sano (NTCP). Al aumentar la dosis, la probabilidad de erradicar el tumor se incrementa, pero las complicaciones en los tejidos circundantes también lo hace. Por ello, las dosis prescritas se sitúan en la región de mayor pendiente de las curvas, pero esto implica que la dosis administrada debe ser exacta.*

de métodos y herramientas computacionales, estos últimos conocidos como Sistemas de Planificación Computarizados. Actualmente, un sistema de planificación computarizado es una herramienta fundamental del proceso de planificación [5].

Un Sistema de Planificación Computarizado permite, en un mismo entorno, realizar todas las tareas y cálculos necesarios en radioterapia [31], mencionados anteriormente:

- Adquisición de imágenes de diagnóstico procedentes de diversos medios: TAC, MRI, Ultrasonido, entre otros; manipulación de dichas imágenes, definición de volúmenes objetivo y órganos de riesgo.
- Prescripción y cálculo de dosis.
- Comparación y evaluación de planes de tratamiento.

En general, un Sistema de Planificación puede ser de dos o tres dimensiones, dependiendo de su capacidad para tomar en cuenta los efectos de la radiación dispersada por los puntos adyacentes al punto de cálculo en círculo o en una esfera, respectivamente, y de su capacidad para permitir la disposición de los campos de tratamiento en el espacio bidimensional o tridimensional [31].

En resumen, este capítulo muestra que el uso de radiaciones ionizantes para tratamiento requiere que se pueda determinar la dosis en cada punto del paciente; por ello, se debe conocer de antemano la distribución de dosis. Tomando en cuenta

que no es posible realizar medidas en el interior del paciente y que se requiere de un nivel de exactitud del 5%, de acuerdo a lo señalado en la sección 1.4, se debe poder predecir estas distribuciones por medio de cálculos, los mismos que son realizados en sistemas de planificación computarizados usando medidas de dosis tomadas en condiciones de referencia.

CAPÍTULO 2

Radioterapia con Cobalto-60

En el presente capítulo se describirán los elementos principales de la radioterapia externa con Cobalto-60 en el Hospital General de las Fuerzas Armadas: la máquina de tratamiento, las técnicas de tratamiento y el sistema de planificación.

2.1 Fuente de Cobalto-60 para Radioterapia

El Cobalto-60 es producido bombardeando el Co^{59} – estable – con neutrones en un reactor [17]. El Co^{60} decae en Ni^{60} mediante la emisión de dos partículas β^- , y dos fotones por desintegración con energías de 1.17 y 1.33 MeV (ver figura 2.1); éstos fotones constituyen el haz efectivo de tratamiento.

En los años 50, en Canadá, empezó a usarse el Co^{60} con fines terapéuticos [3]. La disponibilidad de una fuente relativamente pequeña, de alta actividad específica, la facilidad de construcción de fuentes que minimicen la penumbra del haz, su relativamente largo tiempo de vida media (5.27 años) y la casi monocromática emisión de fotones de alta energía son las razones principales para el uso de Co^{60} [17].

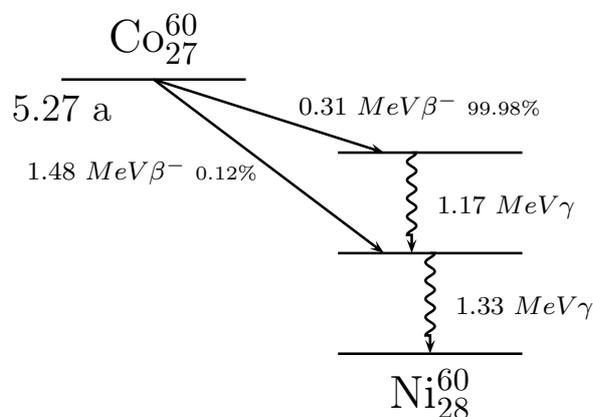


Figura 2.1: Esquema de decaimiento del Co^{60}

La fuente, en forma de cilindro sólido, discos, o más comúnmente “pellets” cilíndricos, está contenida en una cápsula de acero inoxidable sellada mediante suelda. Esta cápsula está contenida en otra cápsula de acero, también soldada; esta doble cápsula es necesaria para evitar cualquier fuga del material radiactivo. Las partículas β^- son absorbidas por el metal, produciendo a su vez radiación de frenado y rayos X característicos. Esta radiación secundaria, con energía máxima de alrededor de 0.1 MeV, no contribuye apreciablemente a la dosis entregada al paciente puesto que es fuertemente atenuada por el material de la fuente y el de la cápsula. Otros contaminantes del haz de tratamiento son los rayos γ de baja energía producidos por la interacción del haz primario con la fuente misma, la cápsula contenedora, el alojamiento de la fuente y el sistema de colimación. Los componentes por dispersión contribuyen con alrededor del 10 % de la intensidad total del haz [17]. Estas interacciones dan como resultado un haz heterogéneo. Adicionalmente, se producen electrones debido a estas interacciones, y constituyen lo que usualmente se conoce como *contaminación electrónica* del haz de radiación.

El tamaño de la cápsula cilíndrica que contiene los “pellets” es de 1.5 a 2cm, lo que permite alcanzar una actividad relativamente alta para garantizar una dosis considerable a la vez que se mantiene un tamaño pequeño en la fuente para reducir la región de penumbra en el haz. La longitud de la fuente usualmente no es mayor que el diámetro, pero esa dimensión no es crítica pues los fotones de la parte posterior de la fuente no contribuyen significativamente al haz. En una fuente típica, alrededor del 25 % de los fotones primarios producidos se pierden por auto-atenuación [3].

2.2 Unidad de Teleterapia

El Hospital cuenta con una unidad de Teleterapia con Cobalto-60 de marca Theratron 780, la misma que es utilizada para todos los tratamientos en el Hospital. La fuente de Cobalto-60 tiene una actividad de 269TBq, calibrada al 8 de junio del 2005. Un esquema general de la máquina de tratamiento se muestra en la figura 2.2. En ella se pueden distinguir sus tres componentes principales: el cabezal, que contiene la fuente radiactiva; un sistema de colimación del haz compuesto por bloques de plomo o uranio empobrecido que al desplazarse permiten obtener campos de formas rectangulares de diversos tamaños; y un brazo mecánico o “gantry” que permite la rotación de la fuente para poder cambiar el ángulo de incidencia del haz de radiación.

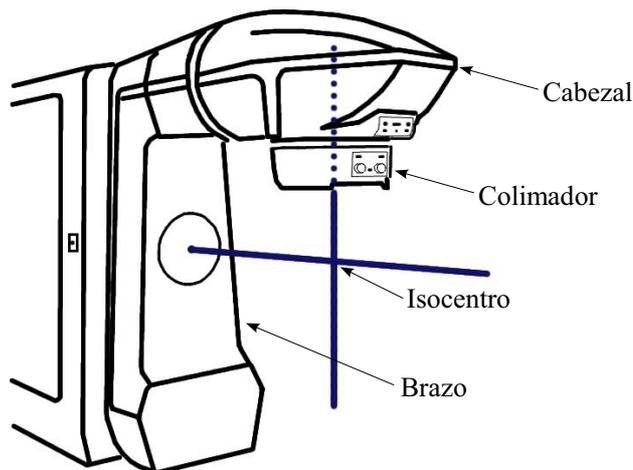


Figura 2.2: Esquema de una unidad de tratamiento Theratron 780

2.2.1 El cabezal

El diseño del cabezal de una unidad de teleterapia con Co^{60} se muestra en la figura 2.3. Este tiene tres funciones principales: proveer de blindaje cuando la fuente no esté en uso, permitir la exposición a la fuente cuando sea necesario y colimar el haz para dar forma al campo de tratamiento.

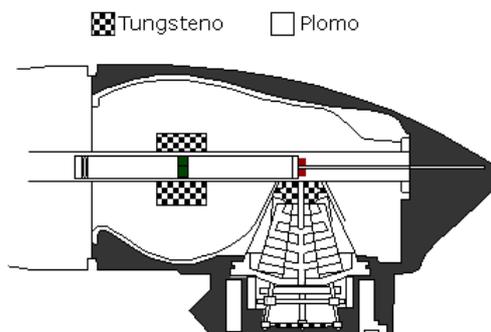


Figura 2.3: Vista transversal del cabezal de una unidad Theratron 780. (Verde: posición segura de la fuente. Rojo: Posición de irradiación)

Para conseguir el blindaje necesario, la fuente radiactiva está ubicada en un contenedor de plomo, y en algunos casos de alguna aleación de metales más pesados como el tungsteno para reducir el volumen.

El mecanismo de exposición de la fuente es un sistema que permite el movimiento de la fuente desde una posición segura a una posición de exposición, mediante un movimiento traslacional (como el de la figura 2.3). En cambio, para dar forma al campo, existen varias placas de colimación (conocidas como *quijadas*), que permiten conformar el haz formando campos rectangulares en un rango de $4 \times 4\text{cm}$

a 35×35 cm. El sistema de colimación puede girar libremente a lo largo de un eje que pasa por la fuente de radiación, para ampliar el rango de formas de campo disponibles.

Un diseño con una fuente de 1.5cm permite tener una penumbra de no más de 1cm a una profundidad (en el fantoma) de 5cm, para tamaños de campo con un área menor a 400cm^2 .

2.2.2 Brazo

Es el elemento que da soporte a la fuente y que permite su rotación a lo largo de un eje perpendicular al eje del colimador. El punto donde se intersecan los ejes de rotación del colimador y el brazo se conoce como *isocentro*. La máquina de teleterapia con Co^{60} Theratron 780 tiene una configuración isocéntrica estándar, con una distancia fuente-isocentro de 80cm que permite un buen acuerdo entre dosis de salida, profundidad de dosis y separación del paciente.

Debido a la contaminación electrónica producida en el sistema de colimación, se desaconseja el uso frecuente de la técnica isocéntrica en los tratamientos con Cobalto-60; por lo que en el Hospital se usa la técnica fija para los tratamientos. En cambio, por el diseño de la máquina de tratamiento, los campos son siempre rectangulares simétricos; en caso de requerir campos conformacionales, se debe recurrir a bloques personalizados elaborados con *cerrobend*, un material compuesto de plomo, estaño y cadmio.

2.3 El Sistema de Planificación “XiO”

Como se mencionó anteriormente, los niveles de exactitud necesarios en el cálculo de dosis hacen indispensable el uso de herramientas computacionales, o Sistemas de Planificación. El Sistema de Planificación Computarizado “XiO” desarrollado por CMS (Computerized Medical Systems, St. Louis, Missouri, USA), fue adquirido a finales del año 2007 y comisionado en el 2008. Es un Sistema de Planificación tridimensional con capacidad de interconexión con redes para hospitales (mediante el estándar DICOM para manejo y transferencia de imágenes médicas), con sistemas de almacenamiento de imágenes médicas (PACS) y con otros equipos de radioterapia compatibles, tales como simuladores, tomógrafos o aceleradores lineales de electrones. Permite hacer cálculos para radioterapia externa con electrones y fotones, así como para braquiterapia intracavitaria. Cuenta con herramientas para fusión de imágenes, evaluación de planes de tratamiento mediante criterios del

Volumen Tratado, Histogramas de Dosis-Volumen o usando índices biológicos; además, permite hacer comparaciones gráficas entre planes de tratamiento.

En lo que se refiere al cálculo de dosis en radioterapia externa, el sistema “XiO” posee dos algoritmos, uno basado en el método de integración por sectores de Clarkson [17, 23, 32, 33], y uno basado en modelos. En este trabajo se evaluará al primero de ellos, el algoritmo Clarkson.

2.3.1 Algoritmo Clarkson

Es un algoritmo basado en correcciones (ver sección 1.3.3.1). Para los cálculos, utiliza datos anatómicos del paciente, datos de la máquina de tratamiento e información de la configuración de los campos para simular la distribución de dosis en el paciente, de la forma que se detalla a continuación [34]:

Los datos del paciente consisten en una serie de “rodajas” que representan secciones transversales del paciente, y que contienen la información concerniente a la densidad electrónica relativa. Estas han sido generadas asignando valores de densidad a las áreas delimitadas por el usuario, o aplicando la conversión de unidades de Hounsfield a densidades electrónicas relativas (método al que nos referiremos en detalle en el capítulo 4) a las imágenes obtenidas desde escáneres CT.

Los datos de la máquina de tratamiento requeridos por este algoritmo consisten en un conjunto de valores de razones fantoma-tejido (TPR), perfiles de dosis, varias constantes específicas de la máquina de tratamiento (con frecuencia dependientes también de la energía del haz), e información acerca de los diferentes campos de tratamiento utilizados con sus respectivos modificadores del haz (como cuñas, bandejas o bloques).

La dosis es calculada en una rejilla tridimensional. La distribución de dosis se calcula para cada haz por separado, y la dosis total es igual a la suma de las dosis de los haces individuales.

Sea $D(d, l; f_d, f_{co}, b_a; r, th, s)$ la dosis en el punto situado localizado a una profundidad d (proyectada al eje central de radiación), a una profundidad radiológica (es decir, la distancia desde la superficie al punto, reescalada respecto a la densidad electrónica relativa al agua y proyectada en el eje central) l ; para un tamaño de campo rectangular f_d , cuyo centro está situado a una distancia f_{co} fuera del eje central, y que tiene un arreglo de bloques b_a definido por bloques; el punto de cálculo está situado a una distancia transversal (medida desde el eje central del haz) r , formando un ángulo th , desde el eje del colimador a lo largo del ancho del haz y a una distancia axial s medida sobre el eje central hasta la fuente. Los parámetros f_d , f_{co} y b_a están expresados a una profundidad d . En esta notación, los argumentos que aparecen antes del primer punto y coma se refieren a la profundidad en el pacien-

te; aquellos que aparecen entre los signos punto y coma se refieren al tamaño de campo, localización respecto al eje central y forma; mientras que los que aparecen después de los punto y comas hacen referencia a la posición del punto de interés en el campo de radiación. Entonces, según el Algoritmo Clarkson, la tasa de dosis en el punto de cálculo en el paciente está dada por la ecuación [34]:

$$\begin{aligned} \dot{D}(d, l; f_d, f_{co}, b_a; r, th, s) = & \frac{\dot{D}_c(d_c; e_d; 0; s_c)}{TPR(d_c; e_d; 0)} \left[\frac{PSCF(0)}{PSCF(e_d)} \right] * \left(\frac{s_c}{s} \right)^2 \\ & * INT(l; ; r) * WEGFAC(;; r, th) * CMPFAC(;; r, th) * TF \\ & * [TPR(l; 0; 0) * PT(; f_d, f_{co}, b_a; r, th, s) + SPR(l; f_d, f_{co}, b_a; r, th)] \end{aligned} \quad (2.1)$$

Donde:

$\frac{\dot{D}_c(d_c; e_d; 0; s_c)}{TPR(d_c; e_d; 0)}$	Es la tasa de dosis de referencia. Depende únicamente del tamaño de campo: se calcula como el producto de la tasa absoluta de dosis y el factor total de dispersión (TSCF, definido en 1.2.2). En el caso de fuentes radiactivas, la tasa absoluta de dosis se calcula a la fecha del tratamiento usando la ley del decaimiento radiactivo del isótopo utilizado.
$\left[\frac{PSCF(0)}{PSCF(e_d)} \right]$	Es el cociente entre los Factores de Dispersión de Fantoma medidos con tamaños de campo 0 y e_d .
$\left(\frac{s_c}{s} \right)^2$	Es el factor de corrección de distancia fuente-superficie (s_c representa la distancia de la fuente a la cámara). En el caso de la técnica fija, este factor es unitario.
$INT(l; ; r)$	Es el factor de corrección en la intensidad del haz por el filtro aplanador. En radioterapia con Co^{60} , este factor es unitario.
$WEGFAC(;; r, th)$	Factor de cuña. A diferencia de la definición dada en 1.2.2, en el Algoritmo Clarkson este factor se calcula para cada punto en el paciente, tomando en cuenta el espesor y la composición de la cuña (por medio del coeficiente de atenuación másico) en la trayectoria del fotón primario.
$CMPFAC(;; r, th)$	Factor de corrección por la presencia de atenuadores, tales como bloques o colimadores multihojas. Toma en cuenta la transmisión del bloque, dada por su composición. Se calcula para cada punto del paciente.
TF	Factor de bandeja, definido en 1.2.2.

$TPR(l; 0; 0)$	Razón tejido-fantoma (cf. 1.2.2) a una profundidad l
$PT(; f_d, f_{co}, b_a; r, th, s)$	Factor de corrección debido a la transmisión primaria del colimador. Este factor considera la contaminación electrónica producida por el material del colimador, y su contribución al haz primario de radiación. Al igual que los factores de cuña y atenuadores, este factor se calcula para cada punto del paciente.
$SPR(l; f_d, f_{co}, b_a; r, th)$	Razón Dispersión-Fantoma (cf. 1.2.2).

2.3.2 Cálculo de tiempos de Tratamiento

De la ecuación (2.1), podemos obtener la expresión para calcular el tiempo de tratamiento necesario para entregar la dosis prescrita (D). Así, el tiempo de tratamiento está dado por la ecuación [35]:

$$t = \frac{D}{\dot{D}_c(dc; ec; 0; sc) * \frac{PSCF(0)}{PSCF(ec)} * \left(\frac{s_c}{s}\right)^2 * TF * \left[TPR(l_w; f_{dw}, f_{co}, 0; r, th) * \frac{TSCF(f_{dw})}{TSCF(0)} \right]} \quad (2.2)$$

Donde $\dot{D}_c(dc; ec; 0; sc)$ representa la tasa de dosis para un tamaño de campo ec , que es igual a la tasa absoluta de dosis multiplicada por el Factor Total de Dispersión (TSCF) para un tamaño de campo equivalente ec .

2.4 Cálculos Manuales

Para comprobar la exactitud del Algoritmo Clarkson, es necesario disponer de una ecuación alternativa para el cálculo de dosis y tiempos de tratamiento. De acuerdo con el formalismo desarrollado por diversos autores [3, 17, 18, ?, 22, 32, 36, 37], tenemos que, para una técnica fija (SSD), el tiempo de tratamiento (medido en minutos) necesario para entregar una dosis $D(r, d)$ (dosis prescrita por fracción) en un medio homogéneo, a lo largo del eje central del haz de radiación, está dado por:

$$t = \frac{D(r, d)}{\dot{D}(r_0, d_{ref}) * TSCF(r) * PDD(r, d) * WF(r) * TF} \quad (2.3)$$

donde:

- $D(r, d)$ Dosis prescrita a una profundidad d ; con un campo de tamaño r .
- $\dot{D}(r_0, d_{ref})$ Tasa de dosis de referencia, medida a una profundidad de referencia d_{ref} con un tamaño de campo r_0 .

$TSCF(r)$	Factor total de dispersión del haz, para un tamaño de campo r .
$PDD(r, d)$	Porcentaje de dosis a profundidad, para un tamaño de campo r a una profundidad d .
$WF(r)$	Factor de cuña, para un tamaño de campo r .
TF	Factor de transmisión de bandeja.

El presente trabajo es una evaluación del algoritmo Clarkson, usado en la planificación de todos los tratamientos en el Hospital, con el fin de garantizar que el mencionado algoritmo funcione en óptimas condiciones. Esta evaluación se realizó mediante dos procedimientos: el comisionamiento del Algoritmo y la medida de la influencia de la densidad electrónica relativa del medio en la dosis.

CAPÍTULO 3

Comisionamiento del Algoritmo Clarkson

El Sistema de Planificación “XiO” (y el Algoritmo Clarkson) fue comisionado en el año 2008, tras su adquisición para el Hospital. En este comisionamiento inicial se mantuvieron los datos predefinidos en el sistema “XiO” para un equipo Theratron 780 de iguales características, en lo relacionado a factores de dispersión de fantoma, OCR’s, porcentaje de dosis a profundidad y factores propios del algoritmo; modificándose únicamente los campos correspondientes a la tasa de dosis de referencia y factores totales de salida. Como prueba del comisionamiento, se calculó manualmente y mediante el Sistema de Planificación el tiempo de tratamiento necesario para entregar una dosis de 200cGy a una profundidad de referencia de 10cm (ver figura 3.1). Se encontró que la diferencia entre los valores esperados para los tiempos de tratamiento calculados manualmente y los obtenidos por el sistema de planificación para dosis en el eje central, era menor a la tolerancia establecida del 3% [2]; lo que llevó a la aceptación del sistema y a su uso para la planificación de los tratamientos en el Hospital.

Parte del presente trabajo fue la realización de un nuevo comisionamiento del haz de radiación, así como del Sistema de Planificación. El comisionamiento incluye la medición e ingreso de los parámetros necesarios para el adecuado funcionamiento del Algoritmo, pruebas en los perfiles de dosis y comparación de tiempos de tratamiento, de la forma descrita a continuación.

3.1 Determinación experimental de parámetros

Los parámetros necesarios para el comisionamiento del algoritmo Clarkson se pueden dividir en: parámetros generales para el sistema de planificación, parámetros del haz de radiación y parámetros propios del Algoritmo. Por otra parte, para que

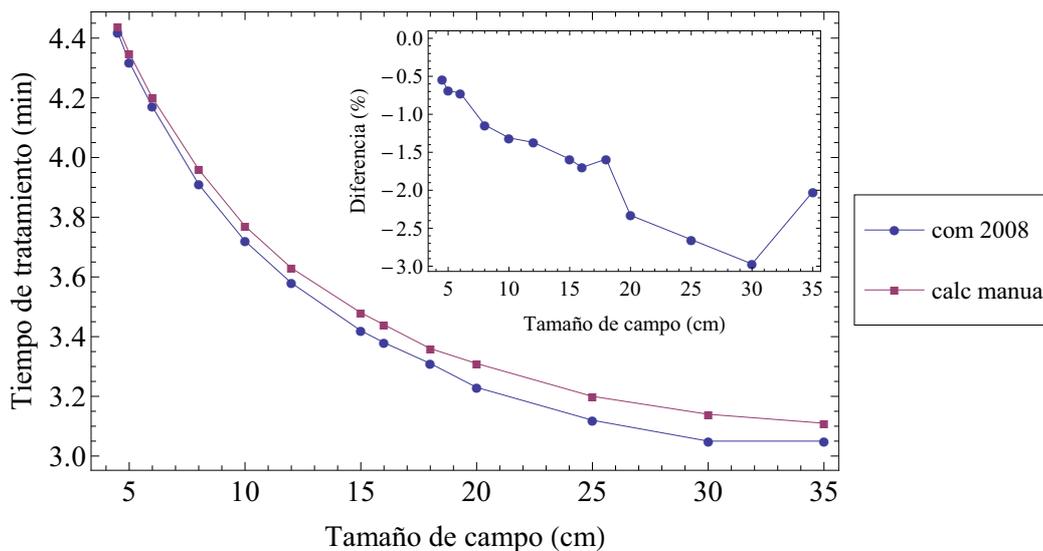


Figura 3.1: Comparación de los valores para el tiempo de tratamiento obtenidos mediante el sistema de Planificación “XiO” en el comisionamiento realizado en el 2008 y los obtenidos manualmente, para un punto situado en el eje central de radiación a una profundidad de 10cm. Los tiempos de tratamiento (en minutos) se muestran como función del tamaño de campo. Recuadro: Diferencias porcentuales en los valores.

el sistema de planificación considere las distintas densidades electrónicas relativas de los tejidos al hacer los cálculos de dosis, es necesario ingresar datos que relacionen dichas densidades con las unidades de Hounsfield propias de la tomografía computarizada (ver sección 1.3.1.2).

Condiciones de Referencia

Como se mencionó anteriormente (ver sección 1.2.2), previo al comisionamiento del haz de radiación se deben definir las *condiciones de referencia*, que servirán para ubicar el punto de medida de la dosis absoluta, y como base para la renormalización de las medidas de dosis relativas. En este trabajo se usaron: 80cm para la distancia fuente-superficie (por facilidad, este valor se tomó igual a la distancia fuente-isocentro), 10cm para el tamaño de campo de referencia (medido a la distancia fuente-superficie) y 10cm para la profundidad de referencia.

3.1.1 Parámetros Generales

Estos parámetros son usados para calcular la transmisión del sistema de colimación del haz. Son (ver figura 3.2):

- Distancia de referencia de la máquina. Se tomó el valor de la distancia fuente-isocentro: 80cm.
- Profundidad de referencia. 10cm.
- Distancia fuente-colimador. Expresada mediante la distancia fuente-quijada superior y la distancia fuente-quijada inferior. Se usa para calcular la transmisión del colimador. El valor ingresado al Sistema fue de 45cm.

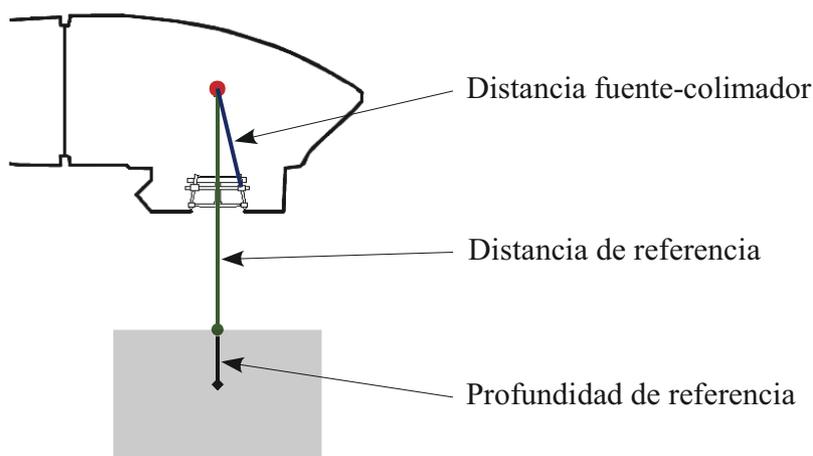


Figura 3.2: Ilustración de los parámetros generales de la unidad de teleterapia.

3.1.2 Parámetros del haz

Estos parámetros (que fueron medidos) comprenden:

- Tasa de dosis de referencia.
- Factores totales de corrección por dispersión (TSCF).
- Factores de dispersión de fantoma (PSCF).
- Factores de cuñas y bandejas (WF, TF).
- Porcentajes de dosis a profundidad (PDD).
- Perfiles de dosis (OCR-OCD).

Materiales y Equipos

Para el comisionamiento del haz de radiación se utilizaron los equipos que se muestran en la figura 3.3:

- *Fantoma de agua*. Elaborado en acrílico, con acople para cámara de ionización. Dimensiones: 32cm×32cm×23cm.
- *Cámara de ionización*. Tipo: Farmer 2571. Marca: Nuclear Enterprises. Serie 1442. Volumen de la cavidad: 0.6cm³.
- *Electrómetro*. Con opciones de medida para carga y dosis. Marca: N.E. Technology. Tipo: 2570/1B. Serie: 736.



Figura 3.3: Equipos utilizados para la calibración del haz de radiación

3.1.2.1 Tasa de dosis de Referencia

Los protocolos del Organismo Internacional de Energía Atómica TRS-277 [38] y TRS-398 [39], establecen procedimientos a seguir para el comisionamiento de haces de radiación de fotones. En el presente trabajo se utilizó el primero.

Se obtuvo que la tasa de dosis al 22 de septiembre de 2010 para un campo de referencia de 10cm×10cm y a una profundidad de d_{max} , fue de 94.8cGy/min. El valor esperado para la tasa de dosis tomando en cuenta el tiempo de vida media del Co⁶⁰, es de 95.76cGy/min, según datos tomados de la calibración anterior realizada en agosto de 2005. La diferencia entre estos valores es del 1 %.

Por su parte, la Subsecretaría de Control, Investigación y Aplicaciones Nucleares, en su calidad de organismo de regulación nacional, y de acuerdo al certificado LSCD-FOR-CERT-FTRT03-2010, emitido el 04 de noviembre de 2010, determinó

que la tasa de dosis al 24 de agosto de 2010 es de 99.78cGy/min. Llevando este valor al 22 de septiembre del mismo año usando la ley de decaimiento radiactivo, se tiene que la tasa de dosis es de 98.69cGy/min, que representa una diferencia en 3 % respecto al valor esperado.

Finalmente y de manera independiente, el Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA), según lo expresado en el documento 326-E2.21, con fecha 9 de abril de 2010, respecto a los resultados del servicio postal de auditoría de calidad de dosis, manifiesta que la dosis calculada por el usuario (el Hospital) difiere en 0.3 % del valor medido por el OIEA en los dosímetros TLD enviados con ese propósito, ratificando así la exactitud del comisionamiento realizado en el año 2005.

Analizando los resultados expuestos, se comprobó que el valor correspondiente a la tasa de dosis obtenido como parte de este trabajo difiere en no más del 1 % del valor real, por lo que fue finalmente ingresado al Sistema.

3.1.2.2 Factores totales de Dispersión (TSCF)

En la medida de estos factores, se debe cambiar el valor del tamaño de campo de referencia, tomando su medida a la profundidad de la cámara. En razón de que el lado del campo de referencia es de 10cm al isocentro (establecido como la distancia de referencia de la máquina), el tamaño de campo a la profundidad de la cámara es de 11.25cm (ya que la distancia de la fuente a la cámara es igual a la suma de la distancia de referencia más la profundidad de referencia). Los factores totales de corrección por dispersión en función de los diferentes tamaños de campo se muestran en la figura 3.4 (los valores numéricos se encuentran en la tabla A.1, del anexo A).

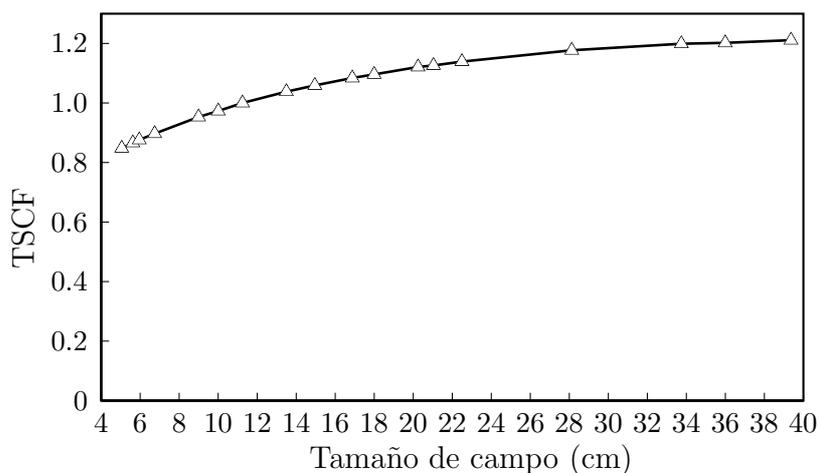


Figura 3.4: Factores totales de dispersión.

3.1.2.3 Factores de Dispersión de Fantoma (PSCF)

Para determinar estos factores, se realiza el cálculo de los cocientes entre los factores totales de dispersión (determinados anteriormente) y los factores de dispersión de colimador (medidos en aire, a una distancia fuente-cámara de 80cm, ver 1.2.2), usando la ecuación (1.6). Igual que en el caso anterior, las medida del campo de referencia se debe tomar a la profundidad de la cámara. Los factores ingresados al sistema para los diferentes tamaños de campo se muestran en la figura 3.5 (Los valores numéricos se encuentran en la tabla A.1 (anexo A)).

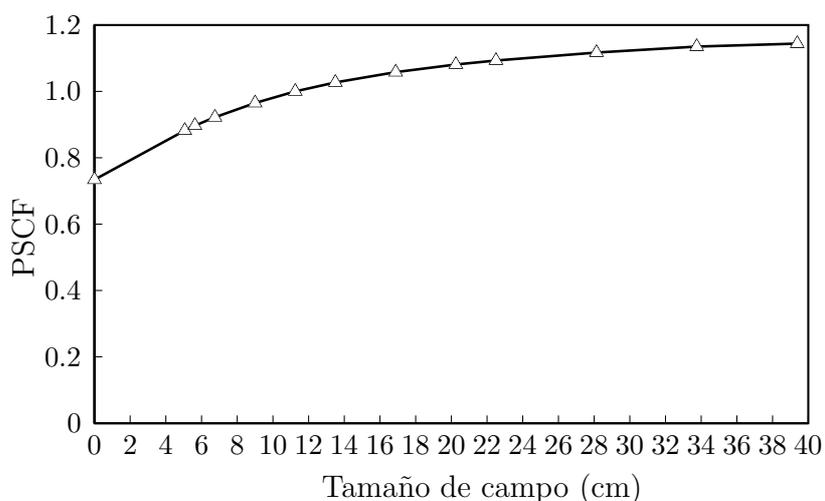


Figura 3.5: Factores de dispersión de fantoma.

3.1.2.4 Factores de cuñas y bandejas (WF, TF).

Los valores correspondientes se encuentran en la tabla 3.1.

3.1.2.5 Porcentajes de dosis a profundidad (PDD).

Como se puede notar en la ecuación (2.1), el Algoritmo Clarkson no utiliza directamente estos datos en el cálculo de dosis, pero los PDD son la base para que el Sistema calcule las razones Tejido-Fantoma (TMR) y Dispersión-Fantoma (SPR). Se obtuvieron datos para tamaños de campo cuadrados de 4, 5, 6, 7, 8, 9, 10, 12, 15, 20, 25, 30 y 35cm de lado; con profundidades de hasta 30cm. Los resultados se muestran en la figura 3.6 (Los valores se encuentran en la tabla A.2, del Anexo A).

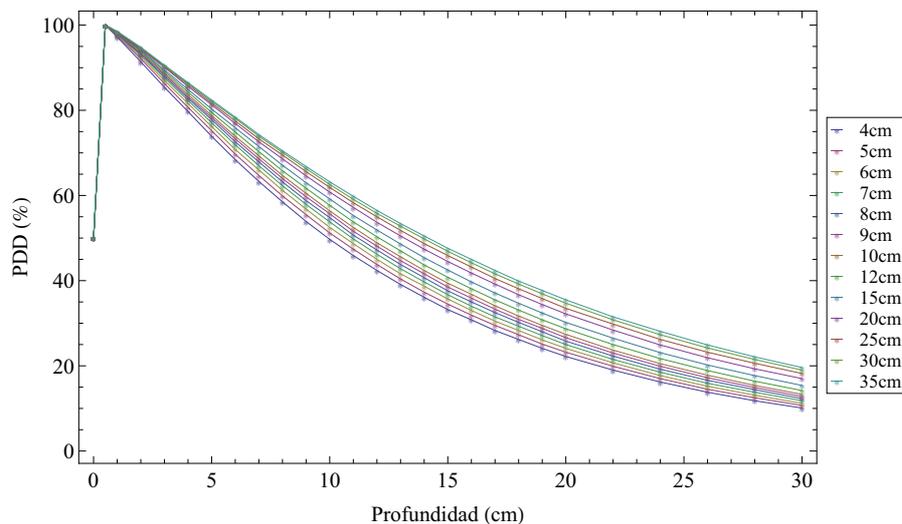
3.1.2.6 Perfiles transversales de dosis (OCR).

Los perfiles de dosis fueron medidos para profundidades de: 5cm, 10cm, 20cm, 25cm y calculados para 0.5cm; con tamaños de campo de 4×4cm, 5×5cm, 6×6cm,

Tabla 3.1: Factores de cuña y bandeja

cuña (grados)	campo (cm ²)	factor
30	6×15	0.780
	8×15	0.740
	10×15	0.710
45	6×15	0.680
	8×15	0.630
	10×15	0.580
60	6×15	0.560
	8×15	0.460
	10×15	0.400

bandeja	factor
sólida	0.96
con agujeros	0.94

**Figura 3.6:** Porcentajes de dosis a Profundidad ingresados al Sistema de Planificación “XiO”. Recuadro: lado del campo.

7×7cm, 8×8cm, 10×10cm, 12×12cm, 15×15cm, 20×20cm, 25×25cm, 30×30cm y 35×35cm. La figura 3.7 muestra un ejemplo de los resultados obtenidos, en el contexto de los parámetros del algoritmo Clarkson. Todos los perfiles se encuentran en el Anexo B

3.1.3 Parámetros del Algoritmo

Estos parámetros son:

Diámetro de la Fuente: Diámetro del cilindro de acero inoxidable que contiene

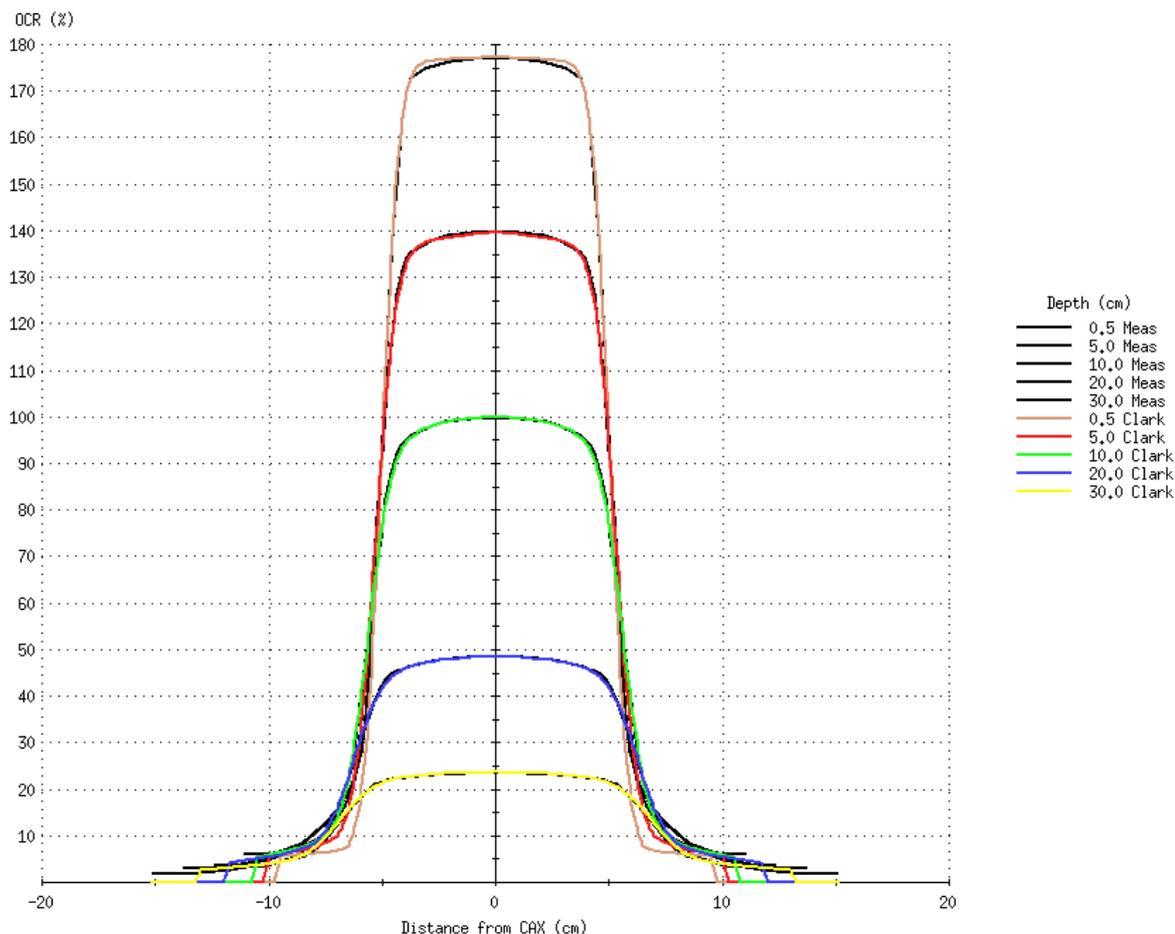


Figura 3.7: Perfiles de dosis calculados por el Sistema de Planificación "XiO" (Clark) comparados con los perfiles de dosis medidos (Meas), para distintas profundidades. Tamaño de campo: 10cm. Debido a que la diferencia entre los perfiles es menor al 2 %, las curvas se superponen.

las semillas de Co^{60} . El diámetro de la fuente que se colocó en 2005 es de 1.5cm, de acuerdo al certificado P&S 100312 emitido por MDS Nordion, empresa encargada de su instalación.

Distancia de la Fuente al Colimador: Tomada de los parámetros generales de la máquina.

Coll. Edge AL.: Define la pendiente del perfil transversal de dosis en la región de penumbra.

Coll. Trans.: Cuantifica la transmisión del colimador, es decir, la fracción de dosis que atraviesa el sistema de colimación en la región fuera del campo efectivo de tratamiento.

Block Edge AL. Define la penumbra debida a los bloques.

El ingreso y afinación de estos parámetros se la hace por medio de ensayo-error, tomando en consideración que el perfil generado por el Algoritmo y el perfil de dosis medido (OCR) e ingresado al sistema, no deben diferir en más del 2% [2] en la región de alta dosis y bajo gradiente (meseta del haz). Los valores así obtenidos fueron de 0.75 para Coll. edge AL., de 0.03 para Coll. edge. TRAN. y de 0.92 para Block Edge AL. Una gráfica de las comparaciones realizadas para un tamaño de campo de 10cm se muestran en la figura 3.7. Como se puede observar, los valores son muy cercanos entre sí, salvo en a bajas profundidades en regiones cercanas al borde del campo, y a distancias más allá del campo efectivo de tratamiento.

Los parámetros del algoritmo sirven solamente para hacer una afinación de los cálculos de dosis en las regiones de penumbra, pues no influyen significativamente en las regiones con altas dosis y bajos gradientes; de manera que la comparación entre los perfiles de dosis calculados por el Sistema y los determinados experimentalmente, constituye en sí misma una prueba del comisionamiento del algoritmo para todos los parámetros, a distintas profundidades y en regiones dentro y fuera del eje central de radiación.

3.2 Pruebas del Comisionamiento

Los protocolos de aseguramiento de calidad en radioterapia [2, 4, 5, 6] establecen pruebas de precisión y exactitud en puntos específicos del fantoma. En el presente trabajo se compararon los perfiles completos de dosis, lo que nos da resultados en regiones más extensas dentro y fuera del eje central del haz de radiación. Esta comparación constituyó la primera prueba al Sistema "XiO". La segunda prueba usada en este trabajo se relaciona con la exactitud en los de tiempos de tratamiento: se comparó los tiempos calculados por el Sistema con los calculados manualmente, en un punto situado a la profundidad de referencia.

En lo que respecta a los perfiles de dosis, se encontró que la diferencia entre los valores medidos y los calculados por el sistema en las regiones de alta dosis es menor que el 2%, valor que está en acuerdo con lo establecido en el protocolo TRS-430 [2]. En lo relativo a los tiempos de tratamiento, el método utilizado para probar la exactitud de los cálculos realizados por el Algoritmo Clarkson consiste en calcular manualmente el tiempo de irradiación necesario para entregar una dosis de 200cGy a una profundidad de 10cm y comparar este resultado con el determinado por el Sistema de Planificación. Los valores de los tiempos de tratamiento se muestran en la tabla 3.2. En la figura 3.8, se hace la comparación entre los resultados

obtenidos en el cálculo manual, el comisionamiento inicial y el realizado con motivo de este trabajo: la diferencia en los tiempos de tratamiento es menor a la tolerancia establecida en el 3 % [4, 5, 37]. Además, se puede notar que la diferencia en tiempos de tratamiento se redujo significativamente en relación a los valores iniciales, obtenidos en el 2008. Esta mejora se debe a haber ingresado al Sistema valores normalizados a la profundidad de referencia en lo relativo a Factores Totales de Dispersión y Factores de Dispersión de Fantoma.

Tabla 3.2: Comparación de tiempos de tratamiento

campo (cm)	tiempos (min)		diferencia (%)
	manual	XiO	
4.5	4.44	4.47	0.59
5	4.35	4.37	0.46
6	4.20	4.21	0.23
8	3.96	3.97	0.37
10	3.77	3.78	0.29
12	3.63	3.64	0.28
15	3.48	3.49	0.43
16	3.44	3.45	0.33
18	3.36	3.37	0.19
20	3.31	3.32	0.39
25	3.20	3.21	0.16
30	3.14	3.15	0.21
35	3.11	3.12	0.23

En resumen, luego del comisionamiento del haz de radiación y del Sistema de Planificación, se verifica que los valores de dosis calculados por el Algoritmo Clark-son se encuentran dentro de las tolerancias permitidas por los diversos reportes técnicos [2, 4, 5, 37]; por lo que el Algoritmo puede ser usado en la planificación habitual de los tratamientos de radioterapia con Co^{60} .

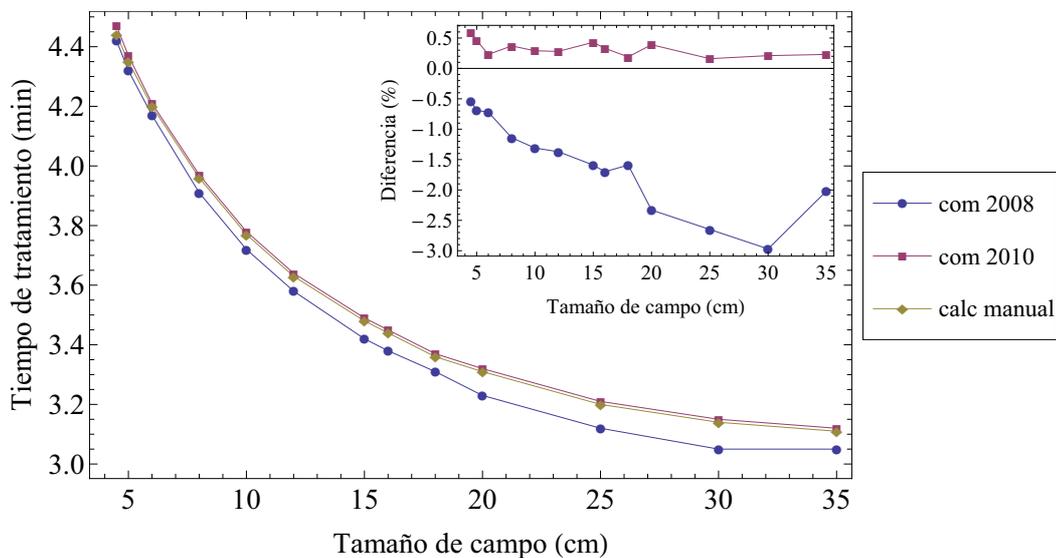


Figura 3.8: Comparación de los valores para el tiempo de tratamiento calculados mediante el sistema de Planificación “XiO” en el comisionamiento realizado en el 2008 (com 2008), en el 2010 (com 2010) y los obtenidos manualmente (calc manual), para un punto situado en el eje central de radiación a una profundidad de 10cm. Los tiempos de tratamiento (en minutos) se muestran como función del tamaño de campo. Recuadro: Diferencias porcentuales en los valores.

CAPÍTULO 4

Influencia de la Densidad Electrónica Relativa

En casos especiales, cuando se realiza la planificación del tratamiento, se omite la adquisición de imágenes de tomografía o resonancia magnética; en su lugar, se usa únicamente contornos del exterior del paciente, y se calcula la dosis asumiendo que los tejidos en el interior son totalmente homogéneos. Esta aproximación es válida la mayor parte de veces, pero cuando la diferencia de densidades electrónicas relativas (D.E.) es significativa se tiene errores grandes en los cálculos de dosis [3, 13, 17, 30, 34]. En este capítulo, se presentan los resultados de la variación en la dosis obtenida por el sistema “XiO” al variar la densidad electrónica del volumen objetivo de planificación (PTV, ver 1.3.1.1) para dos geometrías diferentes: la primera comprende un volumen de 5cm de espesor ubicado a 3cm de la superficie, con la que se analizó el efecto neto de la densidad electrónica relativa; la segunda, contiene en su centro un volumen de forma cúbica o esférica, cuya arista o radio varía con el fin de determinar el efecto adicional que tienen la forma geométrica y el tamaño del volumen objetivo. Los cálculos de tiempos y dosis absorbida se realizaron usando el Sistema de Planificación “XiO”, que a su vez usa el algoritmo Clarkson.

4.1 Método

Para determinar la influencia de la densidad electrónica relativa en la dosis absorbida, en cada geometría se calculó el tiempo de tratamiento de referencia t_r , que es el tiempo necesario para entregar una dosis de referencia D_r cuando las densidades electrónicas del medio y del PTV son iguales a 1. Posteriormente, se cambió la densidad electrónica relativa del PTV y se calculó la dosis D que se obtendría al irradiar el volumen un tiempo igual a t_r . Con los valores de D_r y D , se calculó el

error porcentual

$$\epsilon = \left(\frac{D - D_r}{D_r} \right) \times 100 \quad (4.1)$$

que se comete al no considerar las distintas densidades electrónicas en el medio donde incide el haz de radiación; y los Factores de Corrección por Inhomogeneidades definidos en el reporte RPT-85 [40] de la Asociación Americana de Físicos en Medicina (AAPM) como

$$FCI = \frac{\text{Dosis en un medio heterogéneo } (D)}{\text{Dosis en el mismo punto en un medio homogéneo } (D_r)} \quad (4.2)$$

para encontrar la corrección que se debe aplicar al valor calculado de dosis.

4.2 Geometría 1

Esta geometría es igual a la usada en el reporte 85 de la AAPM [40] para calcular los factores de corrección por inhomogeneidades. Consiste en un fantoma de densidad igual a 1, de forma cúbica, de 30cm de arista; y un PTV cuyo largo y ancho son iguales a los del fantoma y con un espesor de 5cm, que está situado en el interior del fantoma a 3cm de profundidad, para garantizar el equilibrio electrónico. El PTV tiene una densidad electrónica relativa variable entre 0.26 (que es la densidad electrónica equivalente a la del pulmón –ver tabla 1.1–), 0.5, 0.8, 1 (utilizada para definir la dosis de referencia), o 1.24 (correspondiente a los huesos). Esta geometría está representada en la figura 4.1.

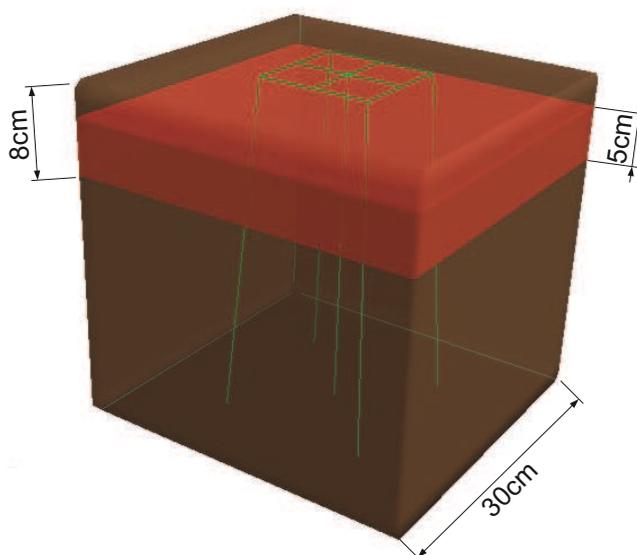


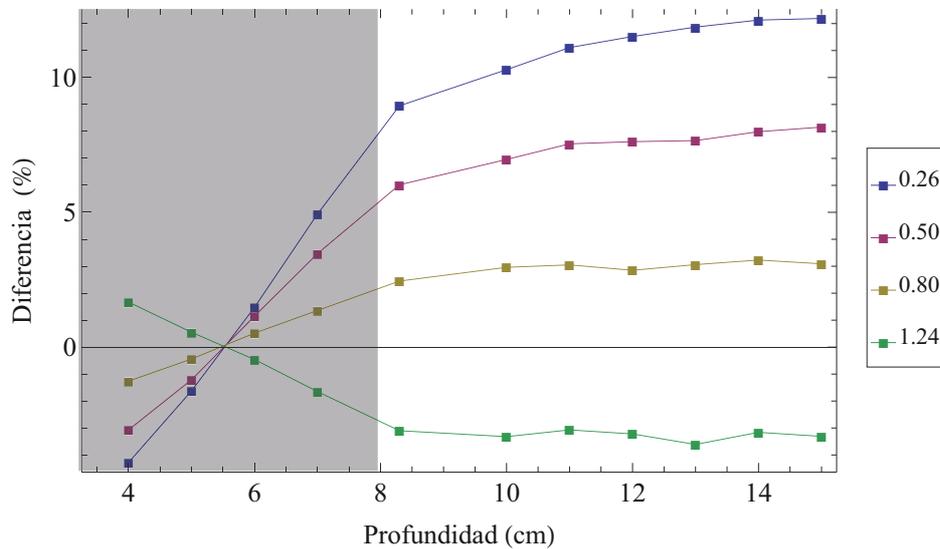
Figura 4.1: Geometría 1.

El esquema de tratamiento escogido consiste en un campo cuadrado de 10cm o 20cm de lado, orientado como se muestra en la figura (campo antero-posterior). La dosis de referencia usada fue de 200cGy prescrita al punto medio del PTV (es decir, a 5.5cm de profundidad).

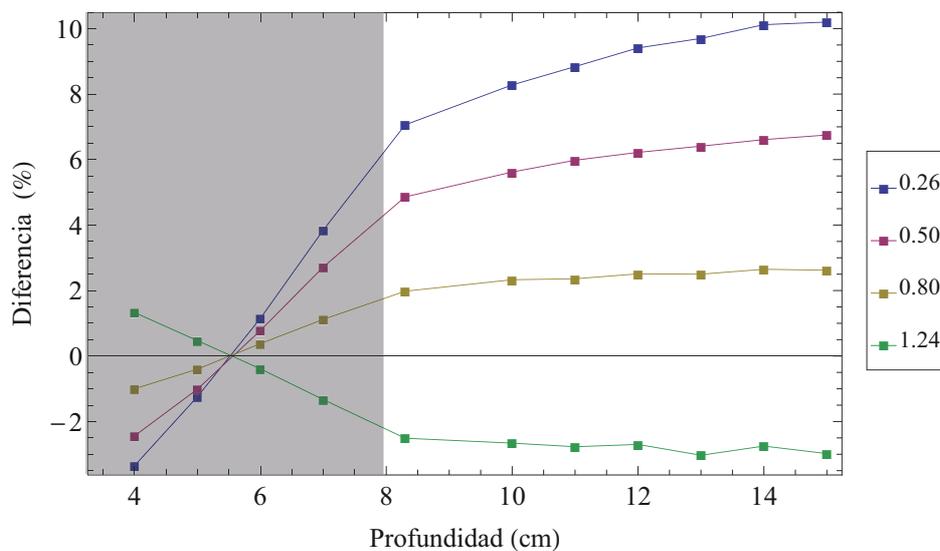
4.2.1 Diferencias Porcentuales de Dosis

Usando la geometría antes descrita, se obtuvieron los resultados mostrados en la figura 4.2a cuando el tamaño de campo es de 10cm, y en la figura 4.2b en el caso en el que el tamaño de campo es de 20cm. Como se puede notar, la mayor diferencia entre la dosis de referencia y la dosis obtenida al variar la densidad electrónica relativa se obtiene a profundidades mayores a 8cm, es decir, más allá del PTV.

La diferencia está directamente relacionada con la capacidad de penetración del haz: a densidades electrónicas bajas, el haz de radiación es más penetrante, y en consecuencia, la dosis es mayor; y a densidades electrónicas altas, el haz es menos penetrante lo que se ve reflejado en una dosis menor. Tomemos como ejemplo las curvas de isodosis obtenidas para esta geometría que se muestran en las figuras 4.3 (si el tamaño de campo es de 10cm) y 4.4 (Si el tamaño de campo es de 20cm). En la figura 4.3, se puede notar que la curva correspondiente a 170cGy llega hasta el borde del PTV (a 8cm de profundidad) cuando la densidad electrónica es igual a 1; cuando la densidad es de 0.26 llega 1cm más allá del borde (es decir, a 9cm de profundidad), y cuando la densidad es de 1.24, llega a 0.5cm antes del borde (es decir, a 7.5cm de profundidad). Se puede apreciar el mismo efecto en la figura 4.4. El conjunto completo de curvas de isodosis se encuentra en el anexo D.



(a)



(b)

Figura 4.2: Diferencias porcentuales de dosis en función de la profundidad. (4.2a): Tamaño de campo: 10cm; (4.2b): Tamaño de campo: 20cm. La región sombreada muestra la zona ocupada por el PTV, con densidad electrónica relativa según los valores del recuadro.

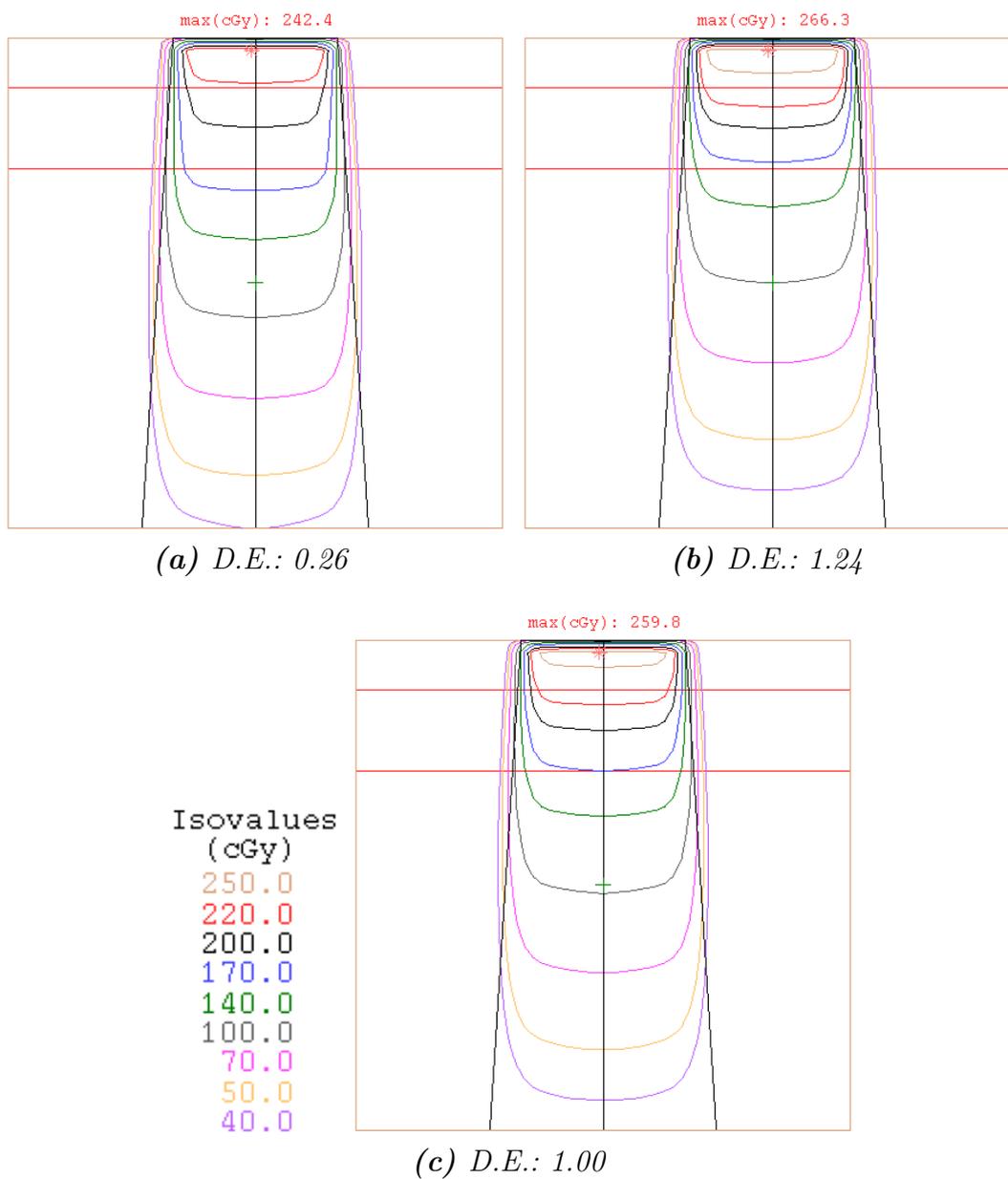


Figura 4.3: Curvas de isodosis en la geometría 1. Tamaño de campo: $10 \times 10 \text{ cm}$. Cuando la densidad electrónica relativa se incrementa, la capacidad de penetración del haz disminuye.

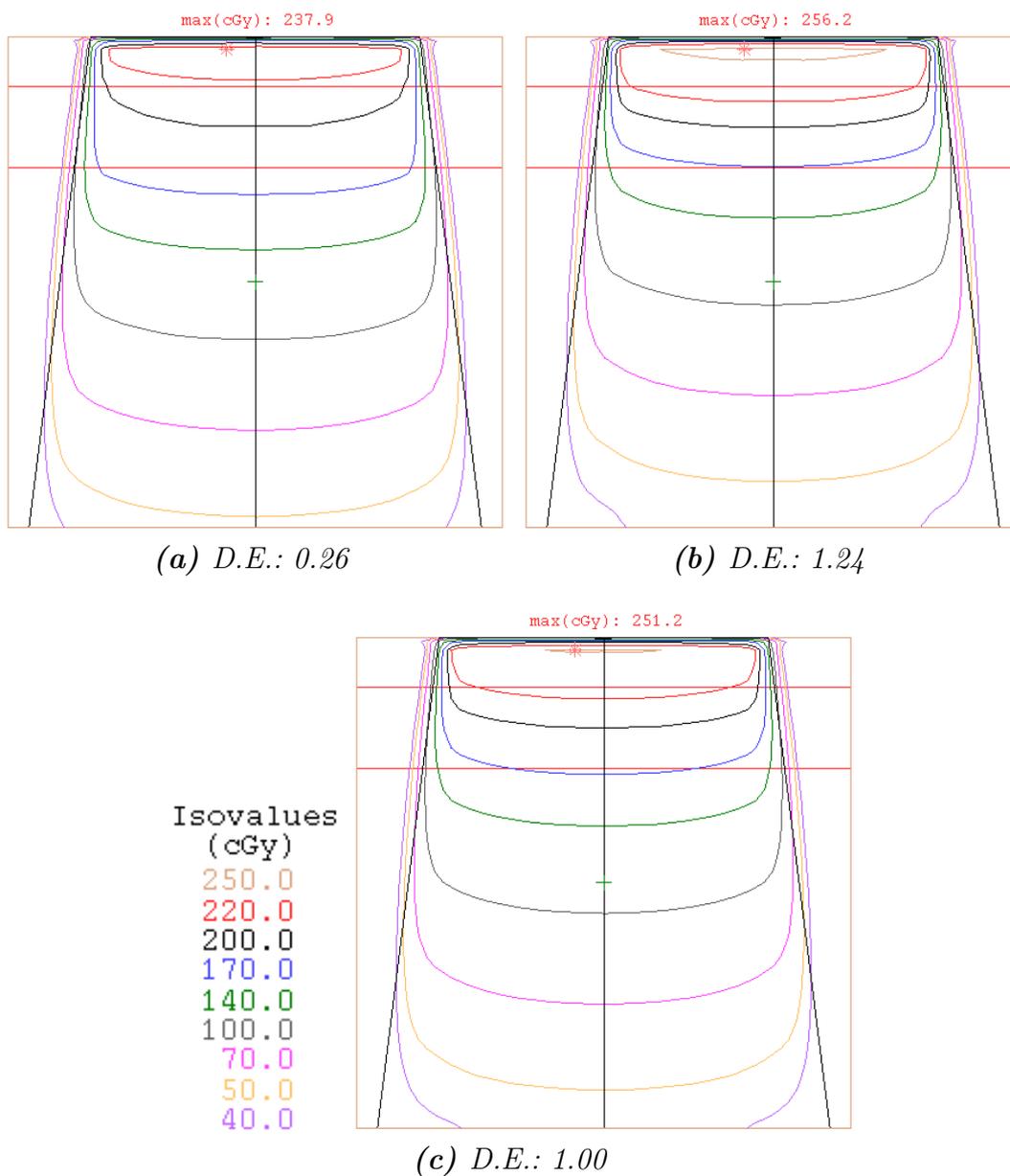


Figura 4.4: Curvas de isodosis en la geometría 1. Tamaño de campo: $20 \times 20 \text{cm}$. Cuando la densidad electrónica relativa se incrementa, la capacidad de penetración del haz disminuye.

4.2.2 Factores de Corrección por Inhomogeneidades

Utilizando la definición del Factor de Corrección por Inhomogeneidades (Ecuación (4.2)), se obtuvieron los resultados mostrados en la tabla 4.1 y en la figura 4.5, en el caso en el que la densidad electrónica del PTV es igual a 0.26.

Tabla 4.1: Factores de corrección por inhomogeneidades (densidad electrónica relativa del volumen objetivo: 0.26)

Profundidad (cm)	FCI	
	10×10 cm	20×20 cm
4	0.957	0.967
5	0.984	0.988
6	1.015	1.012
7	1.049	1.038
8.3	1.089	1.071
10	1.103	1.083
11	1.111	1.088
12	1.115	1.094
13	1.119	1.097
14	1.121	1.101
15	1.122	1.102

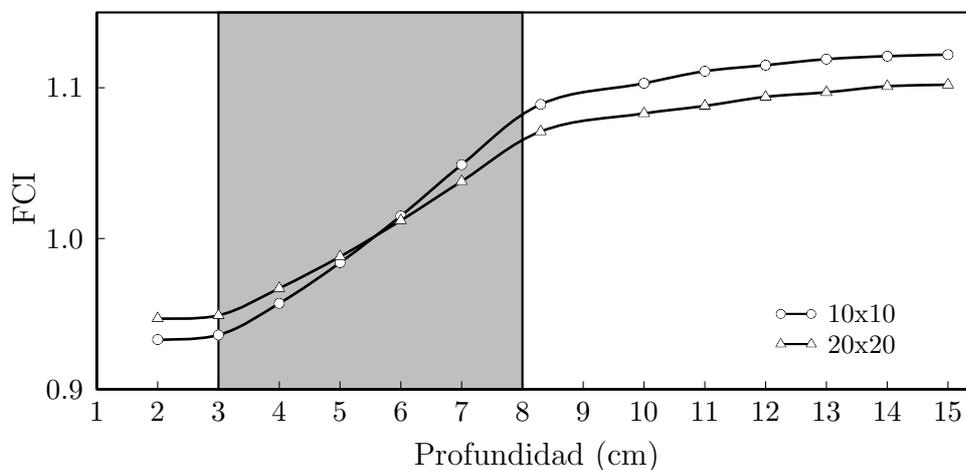
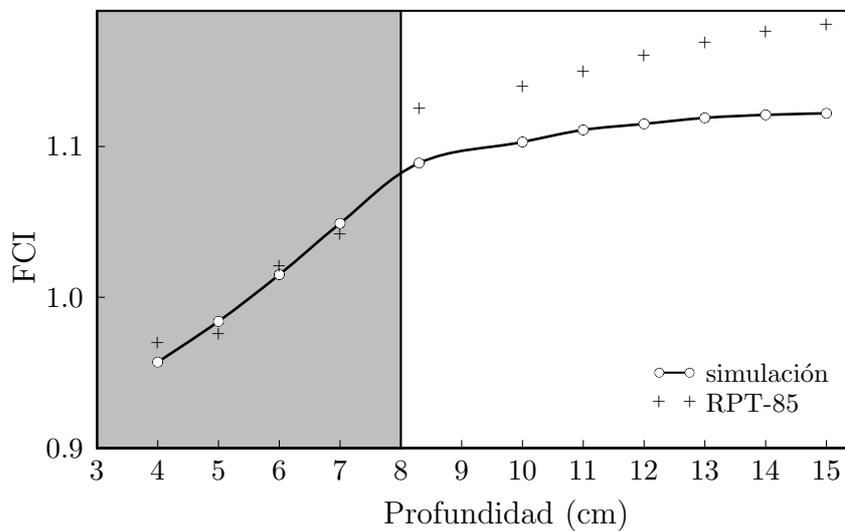
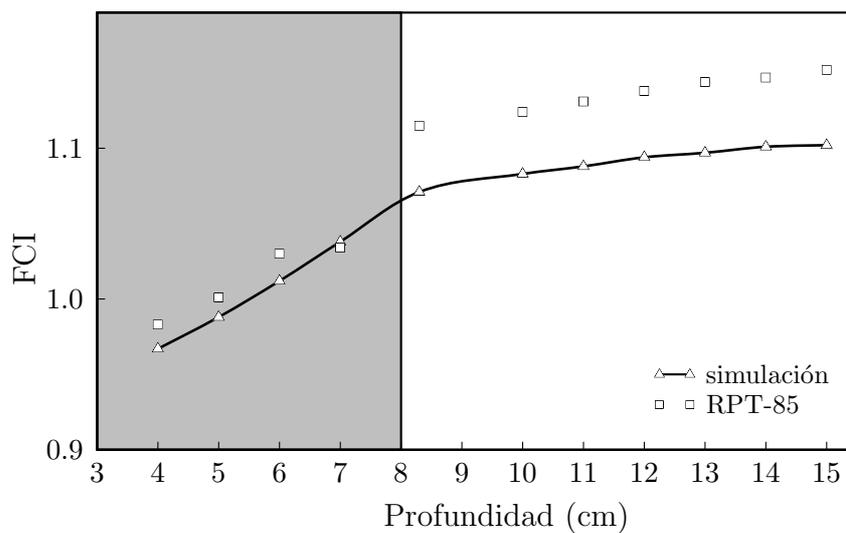


Figura 4.5: Factores de Corrección por Inhomogeneidades calculados para la geometría 1, para tamaños de campo de 10×10 y 20×20cm. La región sombreada muestra la zona donde la densidad electrónica es igual a 0.26

La comparación de estos resultados con los obtenidos en el reporte RPT-85 se muestra en la figura 4.6a cuando el tamaño de campo es igual a 10cm, y en 4.6b en el caso de que el tamaño de campo sea de 20cm. La diferencia entre los FCI es aproximadamente del 2% en el interior del PTV, y de máximo 5% a profundidades mayores a 8cm. Estas diferencias pueden deberse al hecho de que los resultados mostrados en el antes mencionado reporte fueron obtenidos experimentalmente, mientras que los obtenidos en este trabajo son producto de una simulación, la misma que considera una situación ideal en lo que se refiere a la forma geométrica del volumen objetivo y a la homogeneidad de los volúmenes. Otra posible causa es que el algoritmo Clarkson usado en la simulación tiene una menor precisión al considerar inhomogeneidades en los volúmenes, según lo reportado en varios artículos [7, 34].



(a)



(b)

Figura 4.6: Comparación de los FCI calculados y los obtenidos en el reporte RPT-85. La zona en gris representa la región con densidad electrónica relativa igual a 0.26. (4.6a): Tamaño de campo: 10cm; (4.6b): Tamaño de campo: 20cm.

4.3 Geometría 2

Esta geometría constituye una aproximación más cercana a casos clínicos reales, puesto que el volumen objetivo tiene una longitud y un ancho comparables a su espesor, lo que permite analizar el efecto adicional que tiene en la dosis absorbida el tamaño y la forma del Volumen Objetivo (PTV). La geometría consiste en un fantoma de densidad igual a la unidad, de forma cúbica de 20cm de arista, y un PTV de densidad variable entre 0.26 (densidad equivalente a pulmón) y 1.24 (correspondiente a hueso), que tiene una forma cúbica con arista variable de 4cm a 8cm o una forma esférica de volumen equivalente, localizado en el centro del fantoma. La forma y disposición de los volúmenes en la geometría 2 se muestran en la figura 4.7.

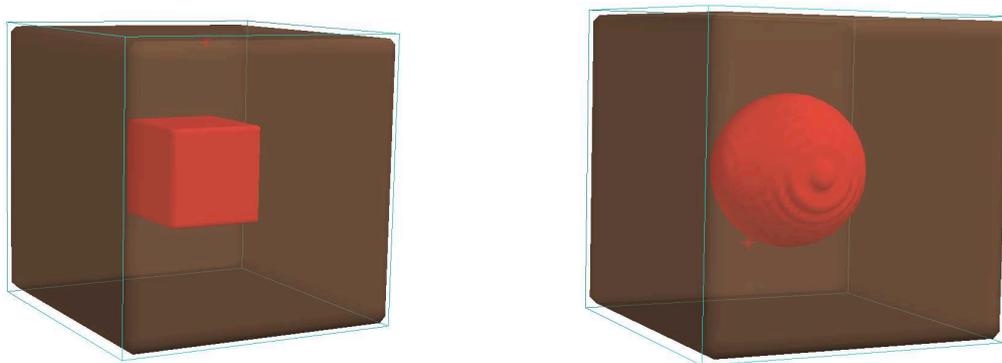


Figura 4.7: Geometría 2.

Se utilizó un esquema de tratamiento tradicional para esta geometría: cuatro campos de tratamiento (antero-posterior, postero-anterior y dos laterales) con iguales dosis individuales (pesos). Para eliminar la dependencia de la dosis con el tamaño de campo, se fijó un único tamaño de 12cm×12cm para los cuatro campos en todos los casos.

Definición de volúmenes equivalentes.

Como se estableció anteriormente, el propósito de esta geometría es determinar la dependencia de la dosis absorbida con el tamaño y la forma del volumen objetivo; con este fin, se usó inicialmente en la simulación cubos de aristas 4cm, 5cm, 6cm, 7cm y 8cm; con volúmenes esperados de 64cm³, 125cm³, 216cm³, 343cm³ y 512cm³, respectivamente. Sin embargo, luego del ingreso de contornos al Sistema "XiO", éste calculó el volumen de cada uno de estos cubos, resultando los valores mostrados en la tabla 4.2. Esta diferencia encontrada entre el volumen esperado y el calculado por el Sistema "XiO", se debe a la forma en la que el Sistema interpreta

los datos: el usuario debe ingresar secciones transversales de la geometría (contornos) separados una cierta distancia, y el Sistema interpola los contornos para generar el volumen tridimensional final.

Tabla 4.2: Volúmenes calculados por el sistema de Planificación “XiO” para un cubo.

arista del cubo (cm)	Volumen esperado (cm ³)	Volumen calculado por el sistema “XiO” (cm ³)
4	64	72
5	125	137.5
6	216	234
7	343	367.5
8	512	544

El volumen usado como referencia fue el calculado por el Sistema. Por otra parte, para hallar el radio de las esferas equivalentes a los cubos arriba descritos, se usó la siguiente ecuación:

$$r = \sqrt[3]{\frac{3V_c}{4\pi}} \quad (4.3)$$

Donde V_c es el volumen del cubo calculado por el Sistema “XiO”.

En el presente trabajo, se usaron medidas relativas de volumen (fracciones de volumen), que fueron obtenidas normalizando los volúmenes objetivo calculados por el sistema de planificación respecto al volumen total del fantoma. La tabla 4.3 muestra los resultados obtenidos para los diferentes volúmenes y las fracciones correspondientes.

Tabla 4.3: Fracciones de volumen de los diferentes PTV.

lado del cubo (cm)	volumen (cm ³)	radio de la esfera (cm)	volumen (cm ³)	fracción (%)
4	72	2.58	71.8	1
5	137.5	3.2	137.9	2
6	234	3.82	234.4	3
7	367.5	4.44	367.1	5
8	544	5.06	543.2	7

4.3.1 Diferencias Porcentuales de Dosis

Los valores obtenidos para la dosis en el punto situado en el centro de esta geometría, en función de la fracción de volumen y de la densidad electrónica relativa se

encuentran en la tabla 4.4, cuando la dosis de referencia es de 50cGy por campo, y en la tabla 4.5, si la dosis de referencia es de 100cGy por campo de tratamiento.

Tabla 4.4: Dosis obtenida (cGy), cuando el PTV tiene forma cúbica. Dosis de referencia: 50cGy.

		fracción en volumen (%)				
		1	2	3	5	7
D _E	0.26	53	53.7	54.7	55.4	56.5
	0.5	51.9	52.4	53.1	53.5	54.2
	0.8	50.6	50.8	51.1	51.2	51.5
	1	50	50	50	50	50
	1.24	48.6	48.4	48	47.8	47.4

Tabla 4.5: Dosis obtenida (cGy), cuando el PTV tiene forma cúbica. Dosis de referencia: 100cGy.

		fracción en volumen (%)				
		1	2	3	5	7
D _E	0.26	106	107.3	109.4	110.9	112.9
	0.5	103.9	104.8	106.1	107	108.3
	0.8	101.2	101.6	102.1	102.5	103
	1	100	100	100	100	100
	1.24	97.1	96.7	96.1	95.5	94.9

Tabla 4.6: Diferencia porcentual (ϵ) entre la dosis obtenida y la dosis de referencia para un PTV de forma cúbica.

		fracción en volumen (%)				
		1	2	3	5	7
D _E	0.26	6	7.3	9.4	10.9	13
	0.5	3.9	4.8	6.2	7	8.4
	0.8	1.2	1.6	2.1	2.5	3
	1	0	0	0	0	0
	1.24	-2.9	-3.3	-4	-4.5	-5.2

La diferencia porcentual entre la dosis obtenida y la dosis objetivo se muestra en la tabla 4.6. Los valores coinciden para dosis objetivo de 50cGy y 100cGy (por campo) en todos los casos, lo que prueba que la variación en la dosis absorbida es independiente de la dosis de referencia. La dosis de referencia fue fijada en 50cGy por campo de tratamiento. Como se puede notar, la mayor diferencia, es decir el mayor error que se comete al considerar homogéneo el medio, se tiene si el volumen blanco de tratamiento tiene un tamaño considerable, y la sobredosificación

puede llegar a ser del 13 % en tejidos con baja densidad electrónica relativa –similar a la densidad electrónica del pulmón–, mientras que la subdosificación puede ser del orden del 5% en casos donde el tejido tenga una densidad electrónica relativa comparable a la de los huesos.

Tabla 4.7: Diferencia porcentual (ϵ) entre la dosis obtenida y la dosis de referencia para un PTV esférico.

		fracción en volumen (%)				
		1	2	3	5	7
D _E	0.26	8	10.2	12.2	14.4	16.4
	0.5	5.2	6.6	7.8	9.4	10.8
	0.8	1.8	2.2	2.8	3.4	3.8
	1	0	0	0	0	0
	1.24	-3.6	-4.2	-4.8	-5.4	-6

Como se puede observar en la figura 4.8, el efecto de la densidad electrónica relativa en la capacidad de penetración del haz es significativa. Por ejemplo, cuando la densidad electrónica del PTV es igual a 0.26, la curva de isodosis correspondiente a 200cGy se extiende hacia afuera en la dirección de los ejes de los haces hasta aproximadamente 3cm del borde del PTV, y cuando la densidad electrónica relativa se incrementa, la curva de isodosis se acerca cada vez más a una forma cuadrada regular, como se aprecia cuando la densidad electrónica es igual a 1; más allá de este límite, la curva de isodosis desaparece (la dosis máxima es de solo 199.3cGy cuando la densidad electrónica relativa es de 1.24), y se puede observar que la curva de 190cGy se deforma ligeramente hacia adentro en la región cubierta por el PTV. Las curvas de isodosis obtenidas para todas las fracciones de volumen en un PTV cúbico se encuentran en el anexo D.

Al cambiar la forma geométrica del PTV, de cúbica a esférica, se obtienen los resultados mostrados en la tabla 4.7 (Las curvas de isodosis obtenidas para las diferentes fracciones de volumen cuando el PTV es esférico se encuentran en el anexo D). Como se muestra en la figura 4.9, la diferencia de la dosis obtenida respecto a la dosis objetivo es mayor que en el caso cúbico (aún cuando la fracción en volumen es igual), llegando a ser hasta el 16.4 %, lo cual refleja una dependencia de la dosis con la forma del PTV. Este efecto puede deberse a la variación en la fluencia lateral del haz primario de radiación –puesto que se conservó la forma cuadrada de los campos de tratamiento– y a la variación en la dispersión de las partículas secundarias: una forma esférica provoca una variación en la dispersión porque la radiación fuera del eje central recorre una mayor distancia antes de llegar a la interfase de diferente densidad electrónica relativa. Adicionalmente, si tomamos en

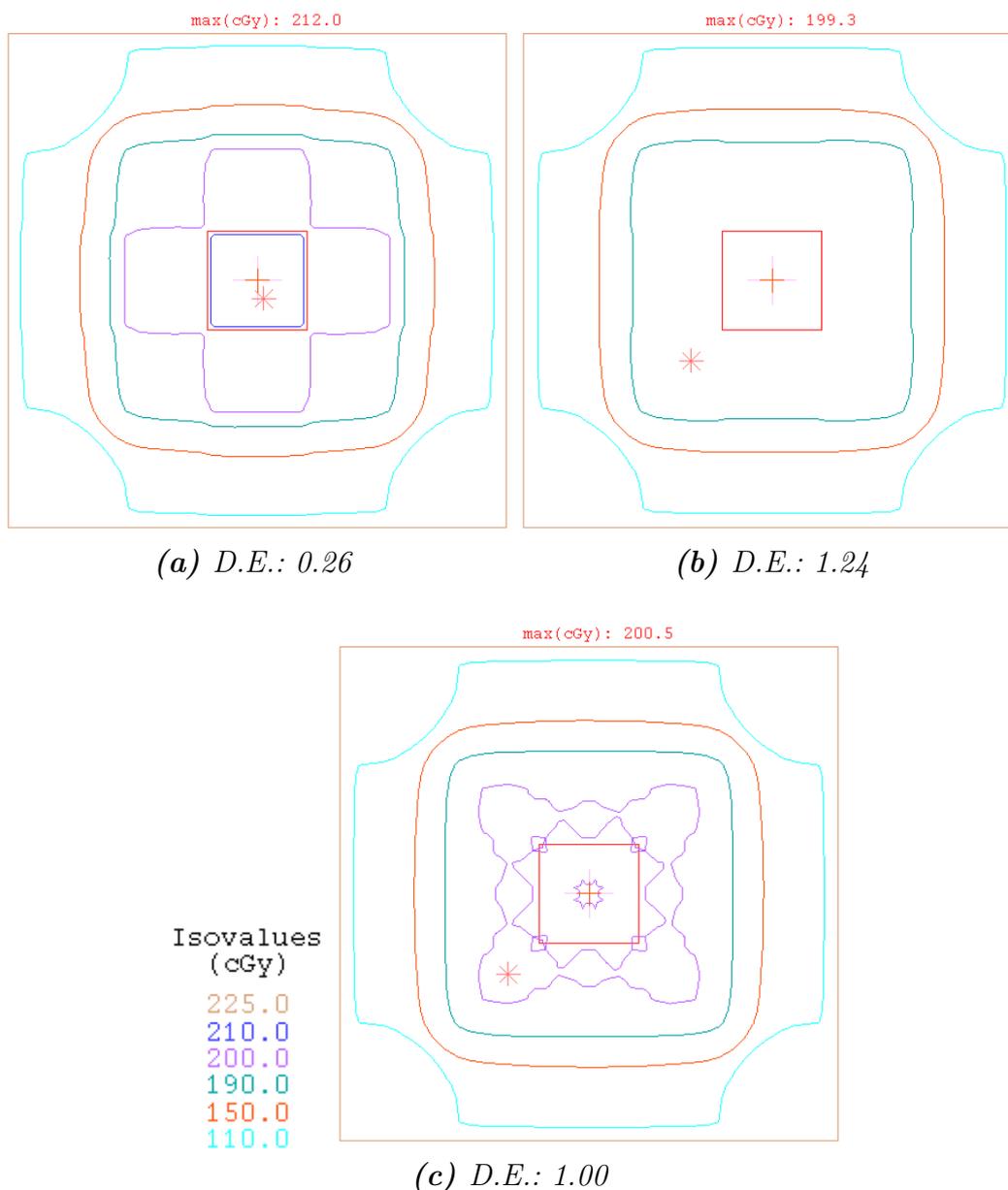


Figura 4.8: Curvas de isodosis en la geometría 2. Lado: 4cm.

cuenta la tolerancia del 3% establecida en los protocolos, notamos que en regiones donde la densidad electrónica relativa del PTV está entre 0.9 y 1.1, la aproximación de homogeneidad es válida. Este rango de densidades corresponde principalmente a la zona abdominal.

Por otra parte, en la figura 4.10 (página 56) se pueden observar las diferencias en porcentaje de la dosis absorbida a lo largo del segmento que va del centro del fantoma al borde exterior del mismo, sobre el eje central del haz de radiación. Por la simetría de la geometría 2, los resultados son iguales en los 4 segmentos formados

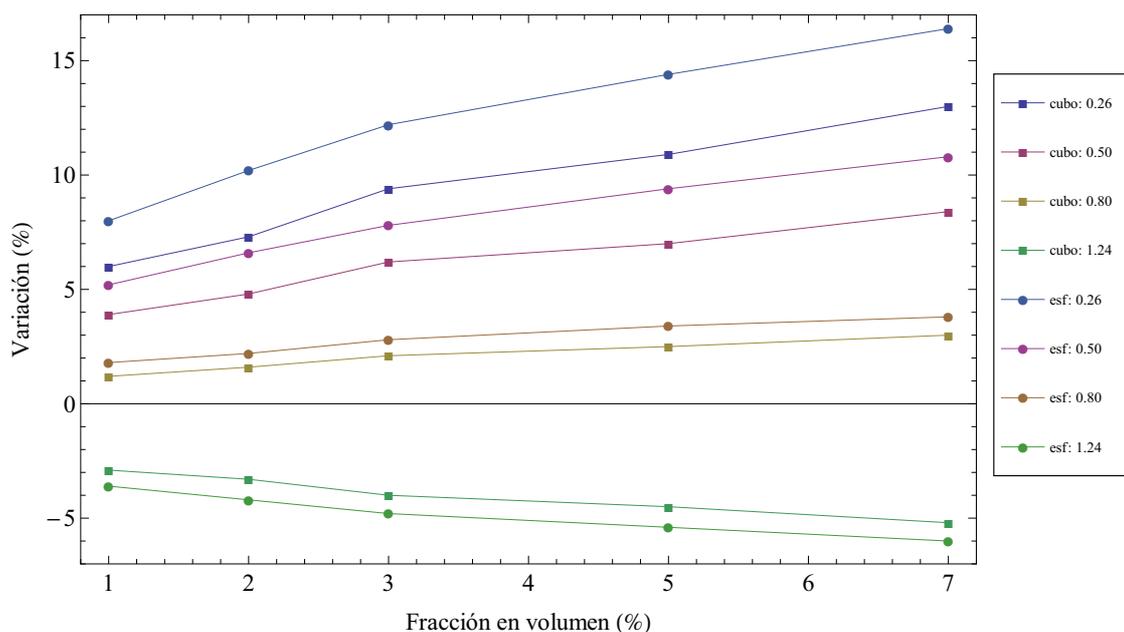
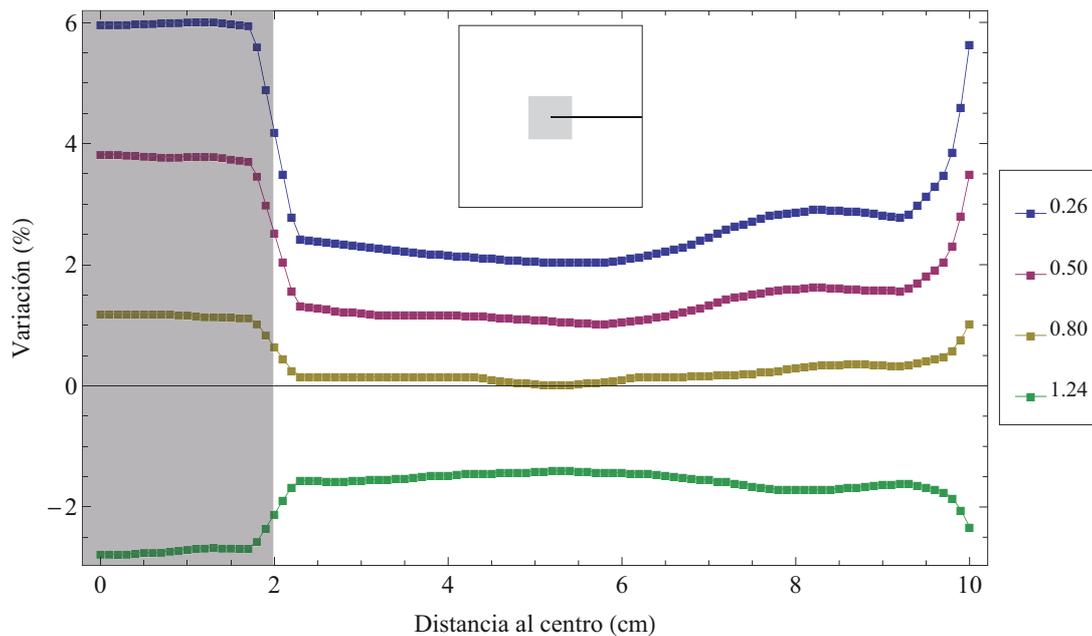


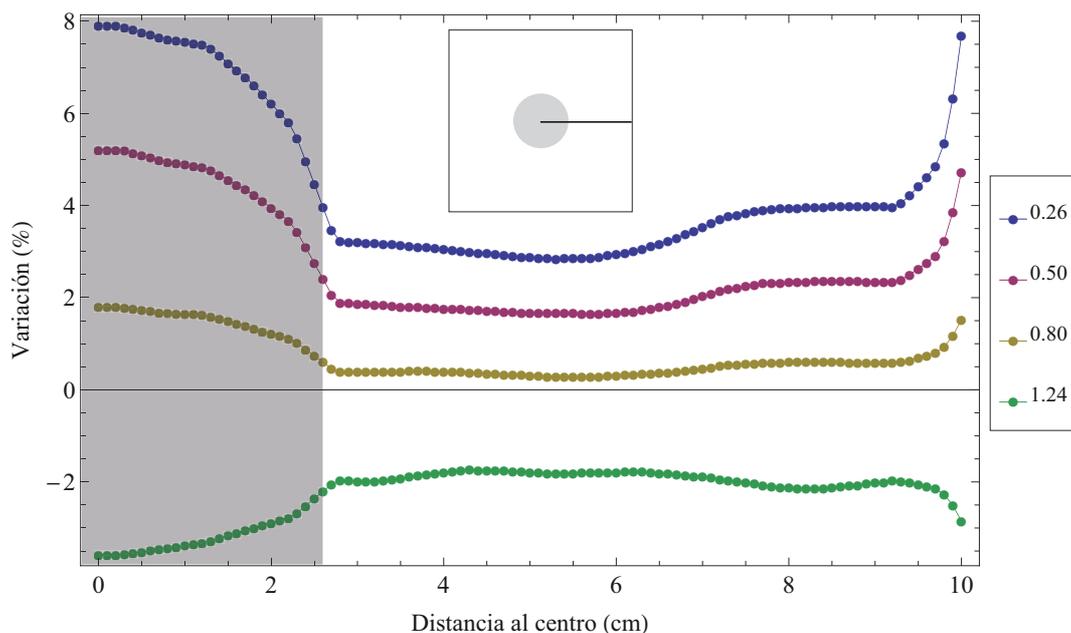
Figura 4.9: Porcentaje de variación de la dosis absorbida en el centro de la geometría 2, en función de la fracción en volumen del volumen objetivo (PTV) para las formas cúbica y esférica. Los colores representan la densidad electrónica relativa del PTV.

por los ejes centrales de los 4 campos. Como se puede notar, la diferencia es mayor dentro de la región con diferente densidad electrónica relativa (es decir, dentro del PTV), así como cerca a la superficie del fantoma (donde las contribuciones individuales de los campos son predominantes). En el caso mostrado en la figura, el cubo se extiende hasta los 2cm; mas la diferencia en la dosis no disminuye sino hasta los 2.4cm, lo que traerá consigo efectos de penumbra (altos gradientes de dosis) en esa zona. Los gráficos de las variaciones porcentuales para todas las fracciones de volumen se encuentran en el anexo E.

Si tomamos un segmento sobre una de las diagonales de la sección transversal del fantoma, desde el centro del mismo hasta uno de los vértices, obtenemos un resultado como el mostrado en la figura 4.11 (pág. 57). Como se puede observar en la figura, la diferencia en la dosis (y la dosis en sí misma) es menor en la región fuera del PTV, debido a que no hay contribuciones a la dosis en esa región (esta zona está más allá de la región de penumbra de todos los campos). Los gráficos de las variaciones porcentuales para todas las fracciones de volumen se encuentran en el anexo E.

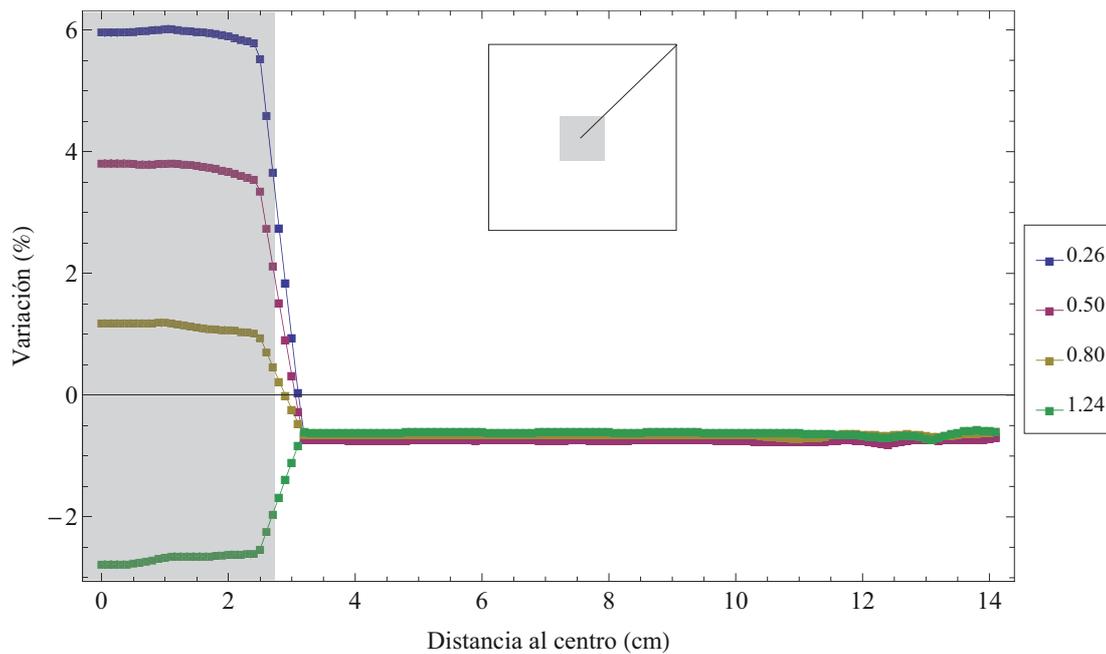


(a) PTV cúbico

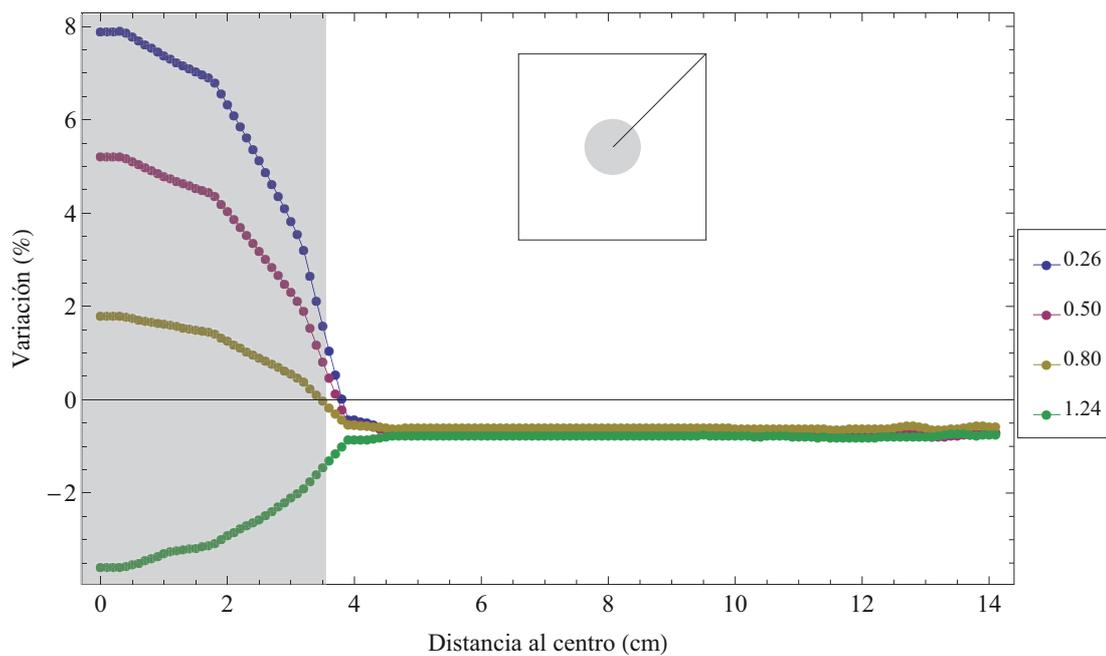


(b) PTV esférico

Figura 4.10: Porcentaje de variación de la dosis absorbida en función de la distancia al centro del fantoma, para las geometrías cúbica y esférica (fracción de volumen: 1%); a lo largo de un segmento que une el centro del fantoma con el punto medio de una de sus caras. La región en gris muestra la zona ocupada por el PTV. Recuadro: ubicación del segmento donde se analiza la dosis.



(a) PTV cúbico



(b) PTV esférico

Figura 4.11: Porcentaje de variación de la dosis absorbida en función de la distancia al centro del fantoma, para las geometrías cúbica y esférica (fracción de volumen: 1%); a lo largo de la diagonal de la sección transversal del fantoma. La región en gris muestra la zona ocupada por el PTV. Recuadro: ubicación del segmento donde se analiza la dosis.

A medida que el volumen objetivo aumenta de tamaño, la variación en la dosis también se incrementa, como se puede ver en la figura 4.12; donde cada curva muestra las variaciones en la dosis correspondientes a una fracción de volumen. Como se puede notar, la extensión de la meseta con mayor variación es consistente con el tamaño del PTV, y la mayor variación en la dosis responde directamente a la capacidad de penetración del haz primario y a la dispersión de la radiación secundaria.

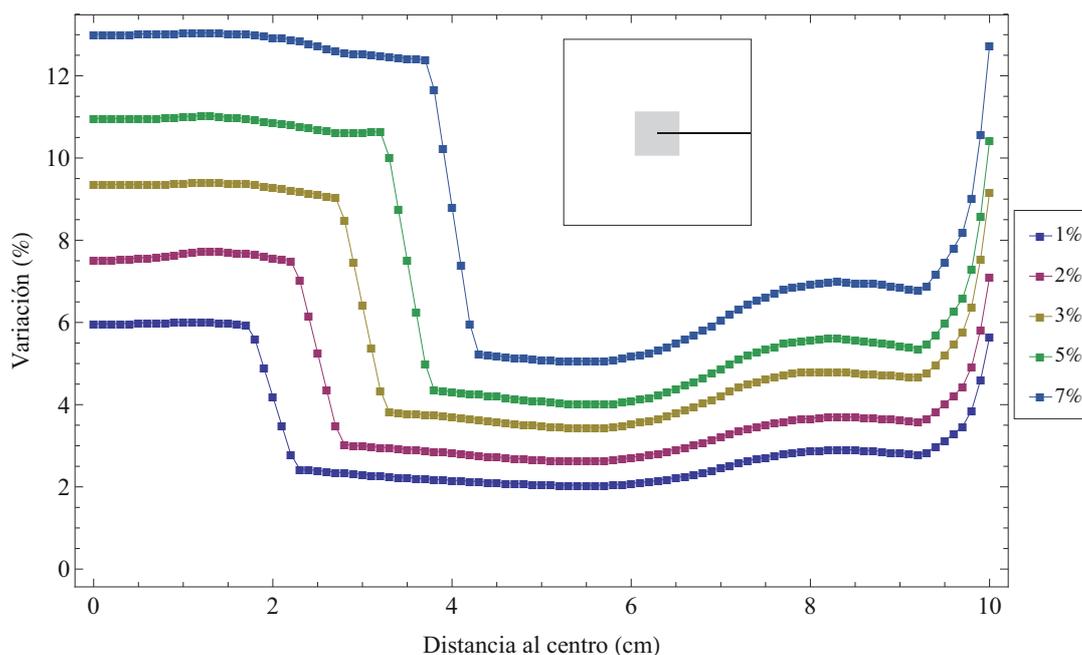


Figura 4.12: Porcentaje de variación de la dosis absorbida en función de la distancia al centro del fantoma, en la geometría cúbica (cada curva representa una diferente fracción en volumen). El recuadro muestra el segmento sobre el que se analiza la dosis. Se puede notar que a medida que se incrementa el tamaño del volumen objetivo, la variación porcentual aumenta.

4.3.2 Factores de Corrección por Inhomogeneidades

Usando la ecuación (4.2), se calcularon los factores de corrección por inhomogeneidades en la geometría 2; en un punto situado en el centro del fantoma. Los resultados se muestran en la tabla 4.8 para el caso de un PTV cúbico y en la tabla 4.9 para el caso esférico. La figura 4.13 muestra la relación existente entre los errores porcentuales de dosis (ϵ) y los Factores de Corrección por Inhomogeneidades.

Tabla 4.8: FCI en la geometría 2, PTV de forma cúbica.

		fracción en volumen (%)				
		1	2	3	5	7
D E	0.26	1.060	1.074	1.094	1.108	1.130
	0.5	1.038	1.048	1.062	1.070	1.084
	0.8	1.012	1.016	1.022	1.024	1.030
	1	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000
	1.24	0.972	0.968	0.960	0.956	0.948

Tabla 4.9: FCI en la geometría 2, PTV de forma esférica.

		fracción en volumen (%)				
		1	2	3	5	7
D E	0.26	1.080	1.102	1.122	1.144	1.164
	0.5	1.052	1.066	1.078	1.094	1.108
	0.8	1.018	1.022	1.028	1.034	1.038
	1	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000
	1.24	0.964	0.958	0.952	0.946	0.940

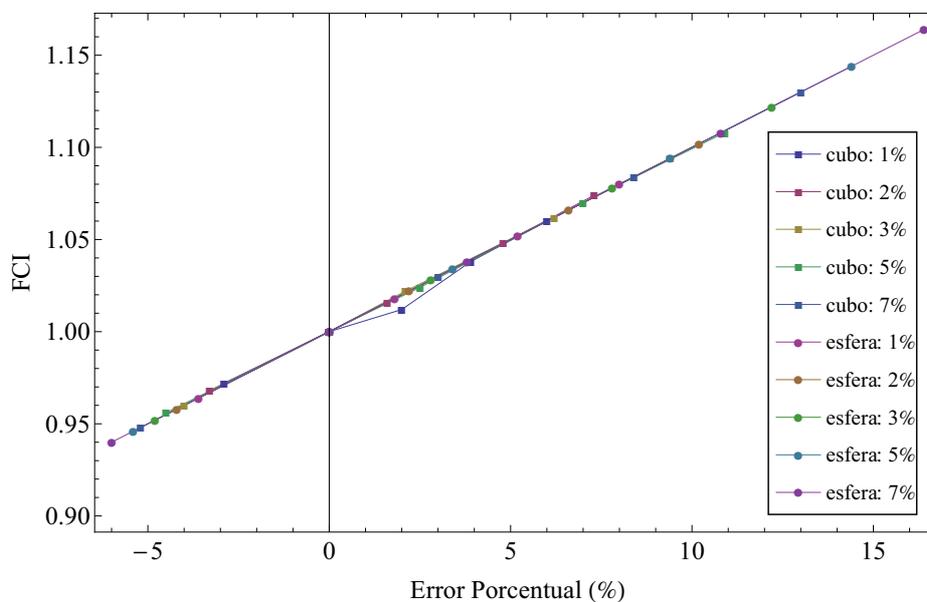


Figura 4.13: Relación entre las diferencias porcentuales de dosis y los factores de corrección por inhomogeneidades, para las diferentes fracciones de volumen y de acuerdo a la forma geométrica del PTV.

CAPÍTULO 5

Conclusiones

La evaluación del algoritmo Clarkson del sistema de planificación “XiO”, utilizado en el Servicio de Radioterapia del Hospital General de las Fuerzas Armadas concluyó exitosamente. Esta evaluación incluyó dos procedimientos: el comisionamiento del algoritmo y la cuantificación de la influencia de la densidad electrónica relativa en el cálculo de la dosis.

En lo relativo al comisionamiento del algoritmo, los resultados presentados en el capítulo 3 muestran que las diferencias porcentuales en los perfiles de dosis son menores a la tolerancia establecida por el protocolo TRS-430 [2] del 2%. Por otra parte, se obtuvo una diferencia menor al 1% entre los tiempos de tratamiento calculados por el sistema de Planificación “XiO” y los calculados manualmente para todos los casos estudiados, resultado por debajo del valor de tolerancia del 3%, dado en el reporte TRS-430.

Las geometrías usadas para medir el efecto de la densidad electrónica relativa en la dosis permitieron analizar el efecto debido exclusivamente a la densidad electrónica relativa (geometría 1) y el efecto combinado de la densidad con la forma y el tamaño del volumen blanco de planificación (geometría 2). En la geometría 1, al comparar los resultados para el Factor de Corrección por Inhomogeneidades mostrados en el reporte 85 [40] con los obtenidos en este trabajo, se tiene que la diferencia es menor al 2% en la región con diferente densidad electrónica relativa (es decir, en el interior del Volumen Objetivo – PTV –); y es menor al 5% a una profundidad mayor. Para la geometría 2 en cambio, se tiene que, en el centro del fantoma, la diferencia en la dosis absorbida en regiones heterogéneas depende linealmente del tamaño del PTV: la densidad electrónica relativa se ve reflejada en la pendiente de la recta. Por otro lado, al cambiar la forma geométrica del PTV, manteniendo constante la densidad electrónica relativa, se tiene que las diferencias en la dosis absorbida son mayores, debido a las variaciones en la fluencia lateral del haz primario de radiación. De los resultados, se concluye además que en regiones

con densidad electrónica entre 0.9 y 1.1, el error porcentual es menor al 3 %, por lo que la aproximación de homogeneidad es válida en ese rango. Adicionalmente, al analizar segmentos que van del centro a los extremos, se encontró que la variación en la dosis es máxima en dos zonas: en la región donde la densidad electrónica relativa tiene un valor distinto a 1 (es decir, dentro del PTV) y cerca al borde del fantoma, donde se hacen predominantes los haces individuales. El próximo paso sería obtener las diferencias porcentuales de dosis en planos transversales completos, pues de este modo se obtendrían curvas de errores que permitirían evaluar de mejor forma el grado de afectación que tendrían los órganos circundantes.

El presente trabajo estuvo limitado al Algoritmo Clarkson por ser éste el Algoritmo usado más frecuentemente en la planificación de tratamientos de radioterapia en el Hospital General de las Fuerzas Armadas. Sin embargo, como se puede apreciar en los factores de corrección por inhomogeneidades obtenidos en el capítulo 4, el algoritmo Clarkson conduce a mayores diferencias en la dosis en regiones con heterogeneidades; debido a su carácter basado en correcciones. Con el propósito de garantizar una mejor aproximación en regiones considerablemente heterogéneas, se recomienda comisionar el Algoritmo de Convolución/Superposición implementado en el Sistema "XiO", para lo que se requiere de datos relativos al espectro de fotones del equipo de teleterapia. Por otra parte, con el propósito de evaluar los planes de tratamiento utilizando criterios de radiobiología, es decir, por medio de índices biológicos que permitan calcular las Probabilidades tanto de Control de Tumor como de Complicación del Tejido Normal, se recomienda la medición e ingreso de los parámetros necesarios para estas herramientas.

En resumen, como uno de los resultados de este trabajo se concluye que el algoritmo Clarkson funciona adecuadamente, pues las variaciones en la dosis son menores a las tolerancias establecidas. Además, considerando que el Sistema de Planificación "XiO" funciona independientemente del equipo de teleterapia, que incluye el soporte necesario para la conexión con otro tipo de equipos tales como aceleradores lineales de electrones, y que se pueden crear directorios independientes en el Sistema que contengan los parámetros necesarios para cada máquina de tratamiento, se puede asegurar que los procedimientos descritos en este trabajo son aplicables para unidades de teleterapia distintas a las basadas en Co^{60} ; basta repetir los procesos mencionados en el capítulo 3 para la medición e ingreso de datos.

Referencias

- [1] J. Palta J. Purdy, W. Grant, editor. *3-D Conformal and Intensity Modulated Radiation Therapy: Physics & Clinical Applications*. Advanced Medical Publishing, Inc., USA, 2001.
- [2] IAEA (International Atomic Energy Agency). Commissioning and quality assurance of computerized planning systems for radiation treatment of cancer. Technical Report Series 430, International Atomic Energy Agency, Vienna, 2004.
- [3] J. C. Rosenwald P. Mayles, A. Nahum, editor. *Handbook of Radiotherapy Physics*. Taylor & Francis Group, Florida, USA, 2007.
- [4] IAEA (International Atomic Energy Agency). Aspectos físicos de la garantía de calidad en radioterapia: Protocolo de control de calidad. Technical Report 1151, International Atomic Energy Agency, Vienna, 2000.
- [5] IAEA (International Atomic Energy Agency). Specification and acceptance testing of radiotherapy treatment planning systems. Technical Report 1540, International Atomic Energy Agency, Vienna, 2007.
- [6] IAEA (International Atomic Energy Agency). Commissioning of radiotherapy treatment planning systems: Testing for typical external beam treatment techniques. Technical Report 1583, International Atomic Energy Agency, Vienna, 2008.
- [7] G. Velez D. Miller E. Korf F. Yip S. Wanwilairat S. Vatnitsky E. Gershkevitch, R. Schmidt. Dosimetric verification of radiotherapy treatment planning systems: Results of iaea pilot study. *Radiotherapy and Oncology*, (89), 2009.
- [8] C. Zacharatou T. Juhler-Notttrup T. Knöös H. Nyström L. Specht E. Weislander S. Korreman L. Aarup, A. Nahum. The effect of different lung densities on the accuracy of various radiotherapy dose calculation methods: Implications for tumor coverage. *Radiotherapy and Oncology*, (91), 2009.

- [9] P. Koken A. van 't Veld K. van Ingen B. Mijnheer M. Engelsman, E. Damen. Impact of simple tissue inhomogeneity correction algorithms on conformal radiotherapy of lung tumors. *Radiotherapy and Oncology*, (60), 2001.
- [10] M. Engelsman Y. Seppenwoolde E. Damen B. Mijnheer L. Boersma J. Lebesque K. Jaeger, M. Hoogeman. Incorporating an improved dose-calculation algorithm in conformal radiotherapy of lung cancer: re-evaluation of dose in normal lung tissue. *Radiotherapy and Oncology*, (69), 2003.
- [11] C. Eswar D. Landau J. Thornton A. Nahum P. Mayles J. Fenwick V. Panettieri, Z. Malik. Influence of dose calculation algorithms on isotoxic dose-escalation of non-small cell lung cancer radiotherapy. *Radiotherapy and Oncology*, (97), 2010.
- [12] J. Cunningham H. Johns. *The Physics of Radiology*. Charles C. Thomas Publisher, Springfield, Illinois, USA, 4 edition, 1985.
- [13] S. Morris T. Roques A. Barret, J. Dobs. *Practical Radiotherapy Planning*. Hodder Arnold, USA, 4 edition, 2009.
- [14] A. van der Kogel M. Joiner, editor. *Basic Clinical Radiobiology*. Hodder Arnold, Great Britain, 4 edition, 2009.
- [15] A. Wambersie M. Tubiana, G. Dutreix. *Introduction to Radiobiology*. Taylor & Francis, United Kingdom, 2005.
- [16] A. Giaccia E. Hall. *Radiobiology for the Radiologist*. Lippincott Williams & Wilkins, USA, 6 edition, 2006.
- [17] F. Khan. *Physics of Radiation Therapy*. Lippincott Williams & Wilkins, USA, 3 edition, 2003.
- [18] F. Attix. *Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry*. John Wiley & Sons, Inc., USA, 1983.
- [19] ICRU (International Commission on Radiation Units and Measurements). Fundamental quantities and units for ionizing radiation. Technical Report 60, International Commission on Radiation Units and Measurements, USA, 1998.
- [20] A. Brahme B. Nilsson. Relation between kerma and absorbed dose in photon beams. *Acta Radiologica Oncology*, (22), 1983.
- [21] L. Katz T. Sterling, H. Perry. Automation of radiation treatment planning. *The British Journal of Radiology*, (37), 1964.

- [22] M. Goitein. *Radiation Oncology: A Physicist's- Eye View*. Springer-Verlag New York, New York, USA, 2008.
- [23] E. Podgorsak, editor. *Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students*. IAEA, Viena, 2005.
- [24] S. Webb, editor. *Intensity-Modulated Radiation Therapy*. IOP Publishing Ltd, Great Britain, 2001.
- [25] ICRU (International Commission on Radiation Units and Measurements). Prescribing, recording, and reporting photon beam therapy. Technical Report 50, International Commission on Radiation Units and Measurements, USA, 1993.
- [26] ICRU (International Commission on Radiation Units and Measurements). Prescribing, recording, and reporting photon beam therapy (supplement to icru report 50). Technical Report 62, International Commission on Radiation Units and Measurements, USA, 1999.
- [27] Gammex, USA. *Electron Density CT Phantom - Gammex 467*, 2004.
- [28] S. J. Thomas. Relative electron density calibration of ct scanners for radiotherapy treatment planning. *The British Journal of Radiology*, (72), 1999.
- [29] K. Komanduri T. Combine S. Huq C. Scicutella S. Cheng, A. Loper. Determination of ct-to-density conversion relationship for image-based treatment planning systems. *Medical Dosimetry*, 30(3), 2005.
- [30] XIO Reference Library, USA. *Dose Calculation – FFT Convolution and Multigrid Superposition*, 2007.
- [31] J. Battista J. Van Dyk, R. Barnett. *The Modern Technology of Radiation Oncology*. Medical Physics Pub., USA, 2005.
- [32] A. Bridier B. Mijnheer J. Shaw H. Svensson A. Dutreix, B. Bjärngard. Monitor unit calculation for high energy photon beams. Technical Report 3, European Society for Therapeutic Radiology and Oncology, Belguim, 1997.
- [33] S. Perez S. Vijayakumar S. Levitt, J. Purdy. *Technical Basis of Radiation Therapy*. Springer, Germany, 4 edition, 2006.
- [34] XIO Reference Library, USA. *Dose Calculation – Clarkson*, 2007.
- [35] XIO Reference Library, USA. *Time/MU Calculations*, 2007.

- [36] A. Bridier B. Mijnheer J. Shaw H. Svensson A. Dutreix, B. Bjärngard. Monitor unit calculation for high energy photon beams - practical examples. Technical Report 6, European Society for Therapeutic Radiology and Oncology, Belgium, 2001.
- [37] C. Fiorino G. Hartmann T. Knöös J. Rosenwald H. Welleweerd B. Mijnheer, A. Olszewska. Quality assurance of treatment planning systems: Practical examples for non-imrt photon beams. Technical Report 7, European Society for Therapeutic Radiology and Oncology, Belgium, 2004.
- [38] OIEA (Organismo Internacional de Energía Atómica). Determinación de la dosis absorbida en haces de fotones y electrones. Technical Report Series 277, Organismo Internacional de Energía Atómica, Viena, 1987.
- [39] OIEA (Organismo Internacional de Energía Atómica). Determinación de la dosis absorbida en radioterapia con haces externos. Technical Report Series 398, Organismo Internacional de Energía Atómica, Viena, 2005.
- [40] AAPM (American Association of Physicists in Medicine). Tissue inhomogeneity corrections for megavoltage photon beams. Technical Report 85, American Association of Physicists in Medicine, USA, 2004.

Anexos

ANEXO A

Magnitudes Dosimétricas Relativas

Este anexo contiene los valores numéricos que fueron ingresados al Sistema “XiO” en los campos correspondientes a Factores totales de dispersión, Factores de Dispersión de Fantoma y Porcentajes de dosis a profundidad.

Tabla A.1: Factores Totales de Dispersión (TSCF), Factores de Dispersión de Fantoma (PSCF). Los tamaños da campo (en cm) están medidos a la profundidad de referencia.

campo	TSCF
5.06	0.848
5.63	0.866
5.96	0.876
6.75	0.897
9.00	0.953
10.01	0.973
11.25	1.000
13.50	1.038
14.96	1.059
16.88	1.084
18.00	1.096
20.25	1.121
21.04	1.126
22.50	1.139
28.13	1.177
33.75	1.199
36.00	1.202
39.37	1.211

campo	PSCF
0.00	0.734
5.06	0.882
5.63	0.897
6.75	0.922
9.00	0.965
11.25	1.000
13.50	1.027
16.88	1.058
20.25	1.081
22.50	1.093
28.13	1.117
33.75	1.132
39.38	1.144

Tabla A.2: *Porcentajes de dosis a Profundidad.*

	Lado del campo (cm)											Profundidad (cm)	
	4	5	6	7	8	9	10	12	15	20	25		30
0.5	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100
1	97.2	97.5	97.7	97.8	97.9	98.0	98.1	98.2	98.3	98.3	98.4	98.5	98.5
2	91.4	92.1	92.6	93.0	93.2	93.4	93.7	93.9	94.1	94.3	94.5	94.7	94.8
3	85.4	86.3	87.0	87.6	88.0	88.4	88.7	89.1	89.5	90.1	90.3	90.5	90.6
4	79.7	80.7	81.6	82.3	82.8	83.2	83.7	84.3	84.9	85.6	86.0	86.3	86.5
5	73.9	75.2	76.2	77.1	77.8	78.3	78.8	79.5	80.3	81.3	81.7	82.1	82.4
6	68.4	69.7	70.8	71.9	72.6	73.3	73.9	74.9	75.9	76.9	77.5	78.1	78.4
7	63.3	64.7	66.0	67.0	67.9	68.6	69.3	70.3	71.5	72.6	73.3	73.9	74.3
8	58.5	59.9	61.2	62.3	63.2	64.0	64.7	65.8	67.1	68.6	69.5	70.1	70.5
9	53.9	55.5	56.8	57.9	58.8	59.7	60.5	61.7	63.0	64.6	65.6	66.3	66.8
10	49.7	51.2	52.5	53.8	54.8	55.7	56.4	57.7	59.2	60.8	61.9	62.6	63.2
11	45.9	47.4	48.7	49.8	50.7	51.6	52.5	53.8	55.3	57.2	58.3	59.1	59.8
12	42.4	43.8	45.0	46.2	47.2	48.1	48.9	50.3	51.9	53.7	55.0	55.8	56.5
13	39.1	40.4	41.6	42.8	43.8	44.7	45.6	47.0	48.6	50.5	51.8	52.8	53.4
14	36.1	37.3	38.7	39.7	40.7	41.6	42.4	43.7	45.4	47.4	48.7	49.8	50.5
15	33.2	34.5	35.7	36.7	37.6	38.5	39.4	40.8	42.5	44.5	45.9	46.9	47.6
16	30.8	31.9	33.0	34.0	35.0	35.9	36.8	38.1	39.7	41.8	43.2	44.2	45.0
17	28.3	29.5	30.5	31.5	32.5	33.3	34.1	35.5	37.1	39.2	40.5	41.6	42.4
18	26.2	27.3	28.3	29.3	30.2	30.9	31.7	33.1	34.7	36.7	38.1	39.2	39.9
19	24.1	25.1	26.1	27.1	28.0	28.8	29.5	30.8	32.4	34.4	35.8	36.9	37.7
20	22.2	23.2	24.1	25.0	25.8	26.6	27.4	28.7	30.2	32.2	33.5	34.7	35.5
22	19.0	19.9	20.7	21.5	22.3	23.0	23.7	25.0	26.5	28.4	29.8	30.8	31.5
24	16.2	17.0	17.7	18.5	19.2	19.9	20.5	21.7	23.1	24.9	26.2	27.3	28.1
26	13.8	14.5	15.2	15.9	16.6	17.2	17.8	18.9	20.2	21.9	23.2	24.2	24.9
28	11.8	12.5	13.1	13.8	14.4	14.9	15.4	16.4	17.7	19.3	20.6	21.5	22.1
30	10.1	10.7	11.2	11.8	12.3	12.8	13.3	14.2	15.4	17.0	18.2	19.0	19.6

ANEXO B

Perfiles Transversales de Dosis

Los perfiles de dosis presentados a continuación son una comparación entre los valores calculados por el Algoritmo Clarkson (representados por las curvas en colores) y los determinados experimentalmente (en negro); para los tamaños de campo indicados en cada figura.

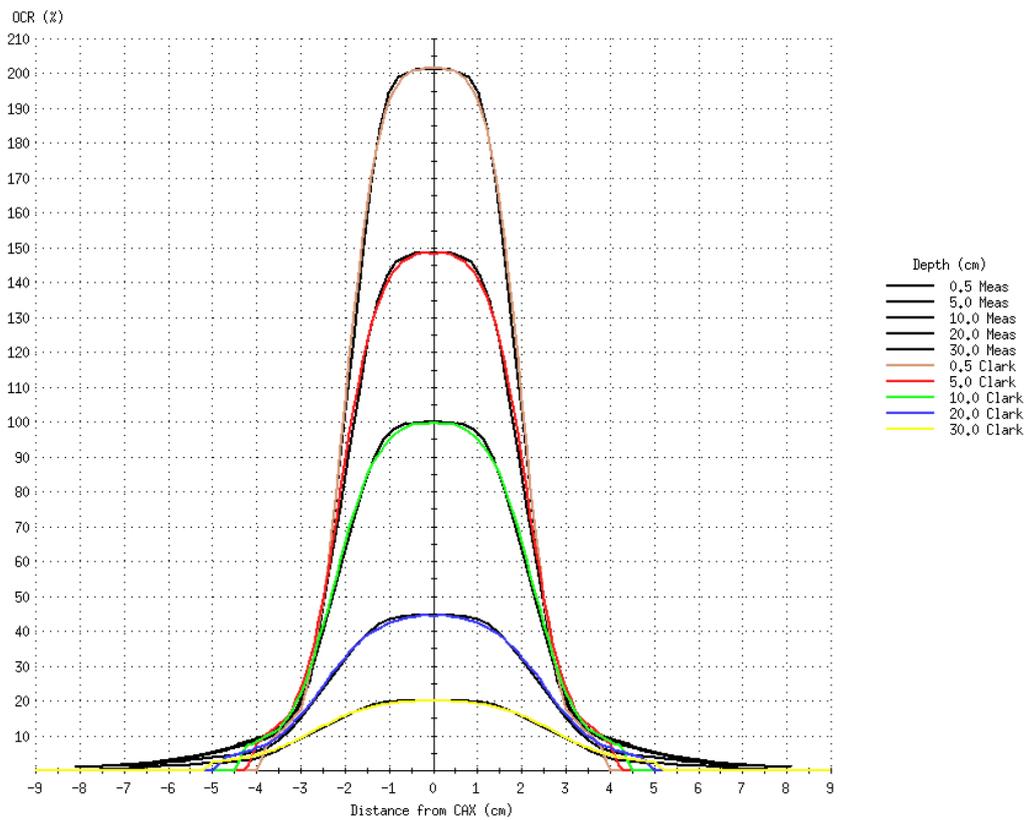


Figura B.1: Tamaño de campo: 4cm

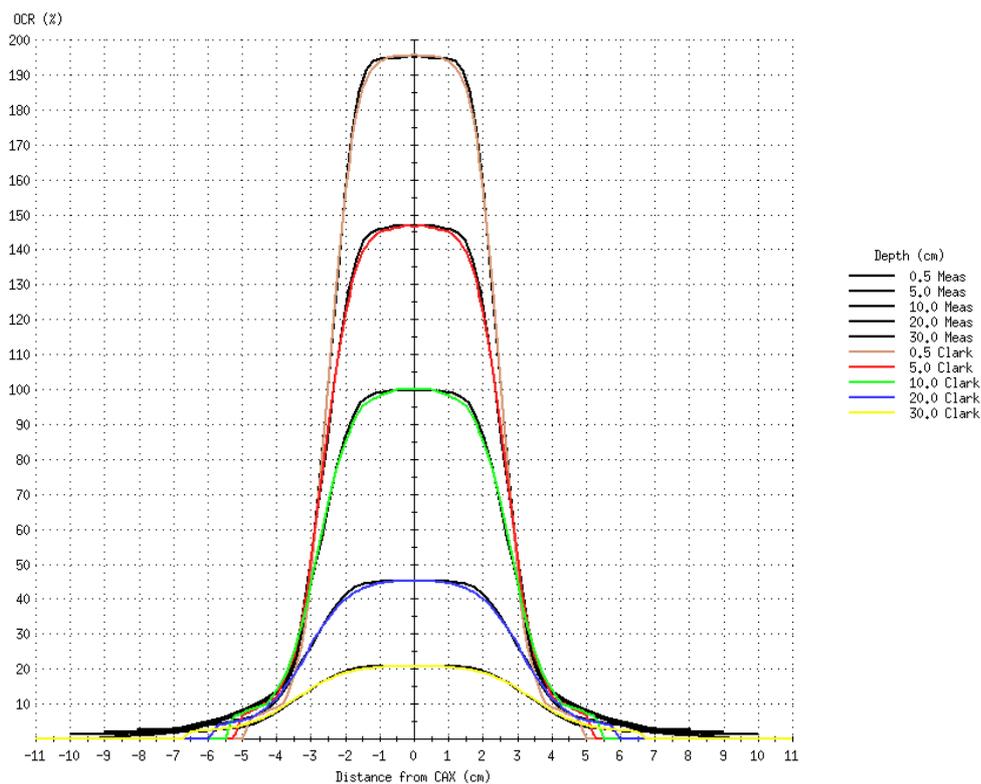


Figura B.2: Tamaño de campo: 5cm

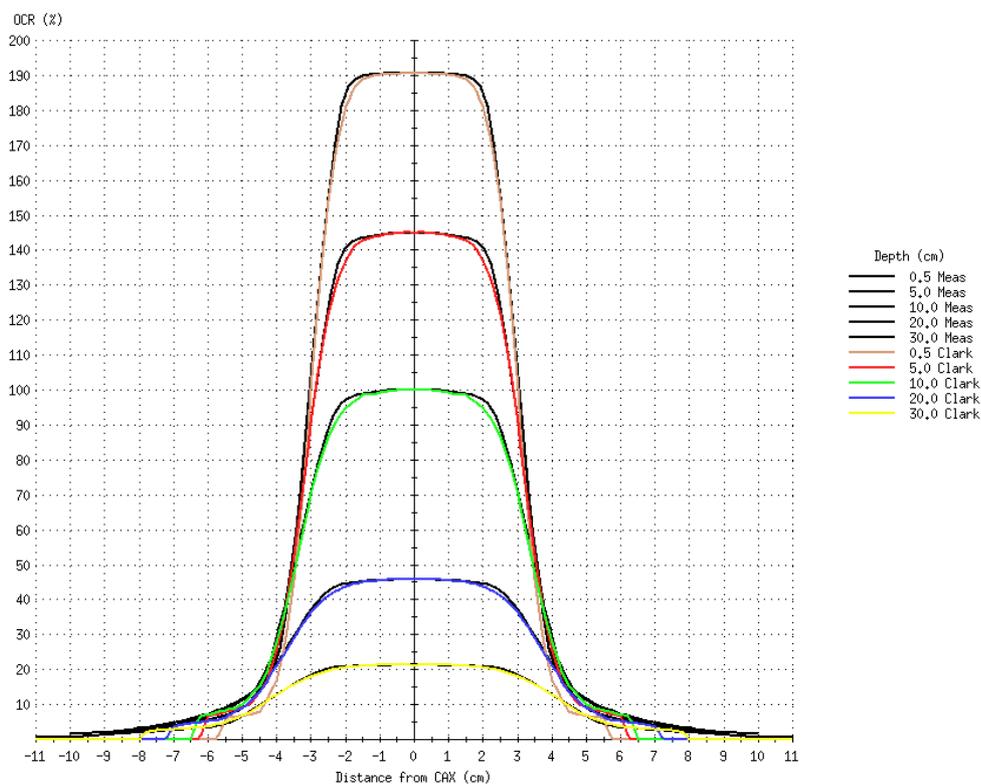


Figura B.3: Tamaño de campo: 6cm

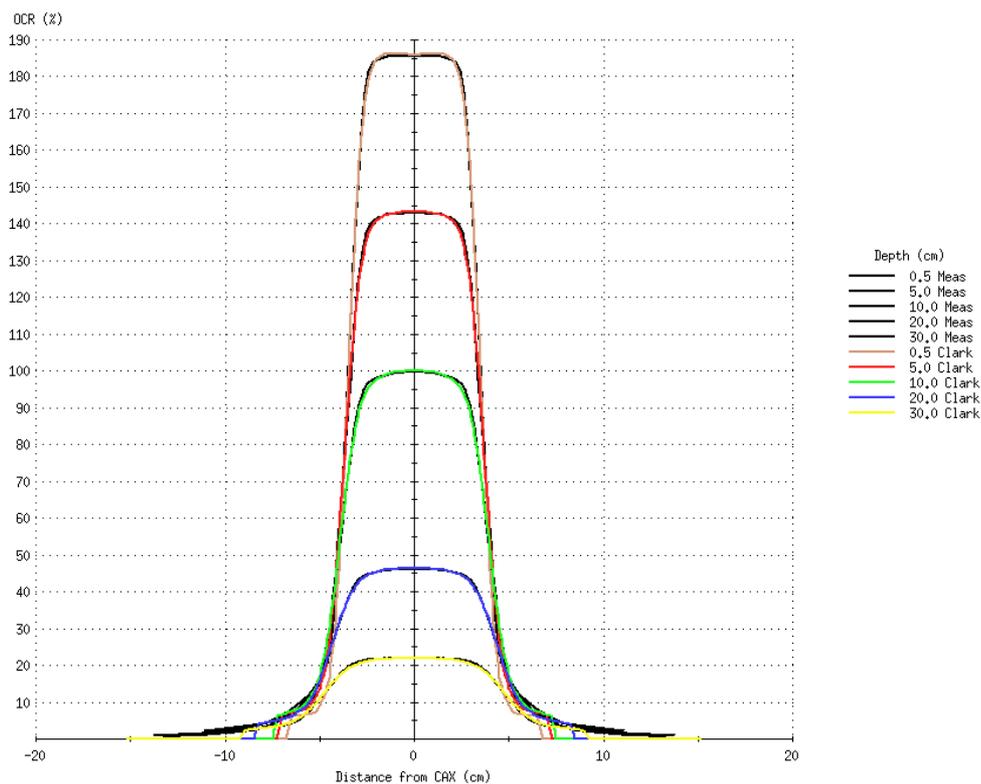


Figura B.4: Tamaño de campo: 7cm

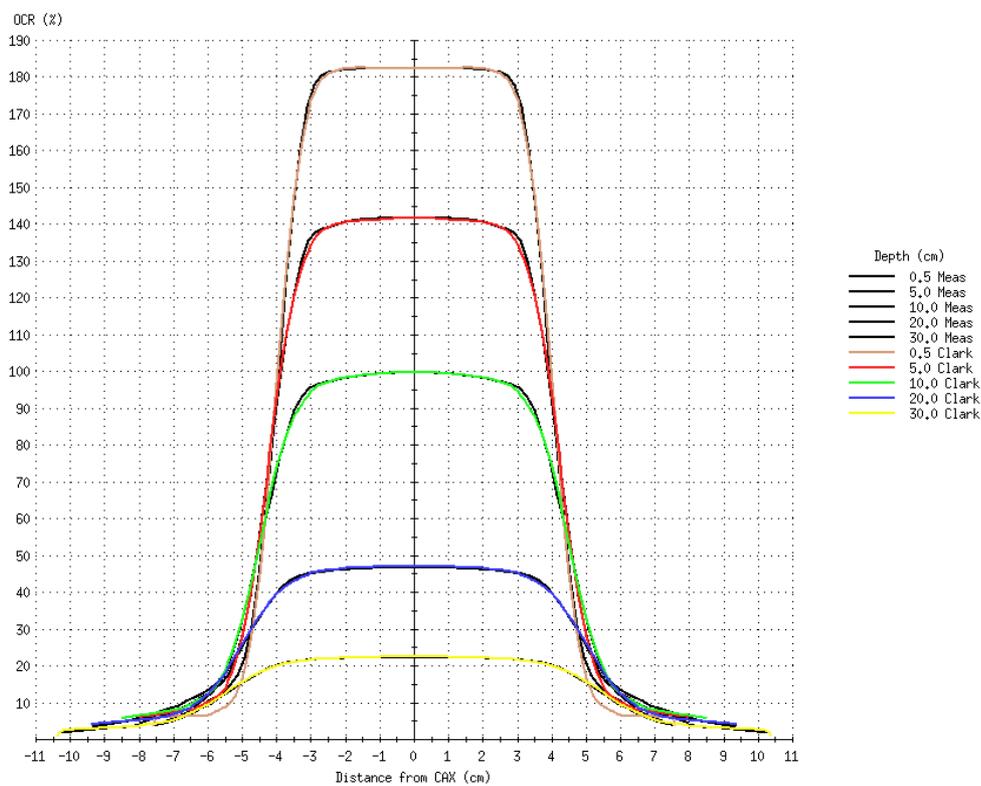


Figura B.5: Tamaño de campo: 8cm

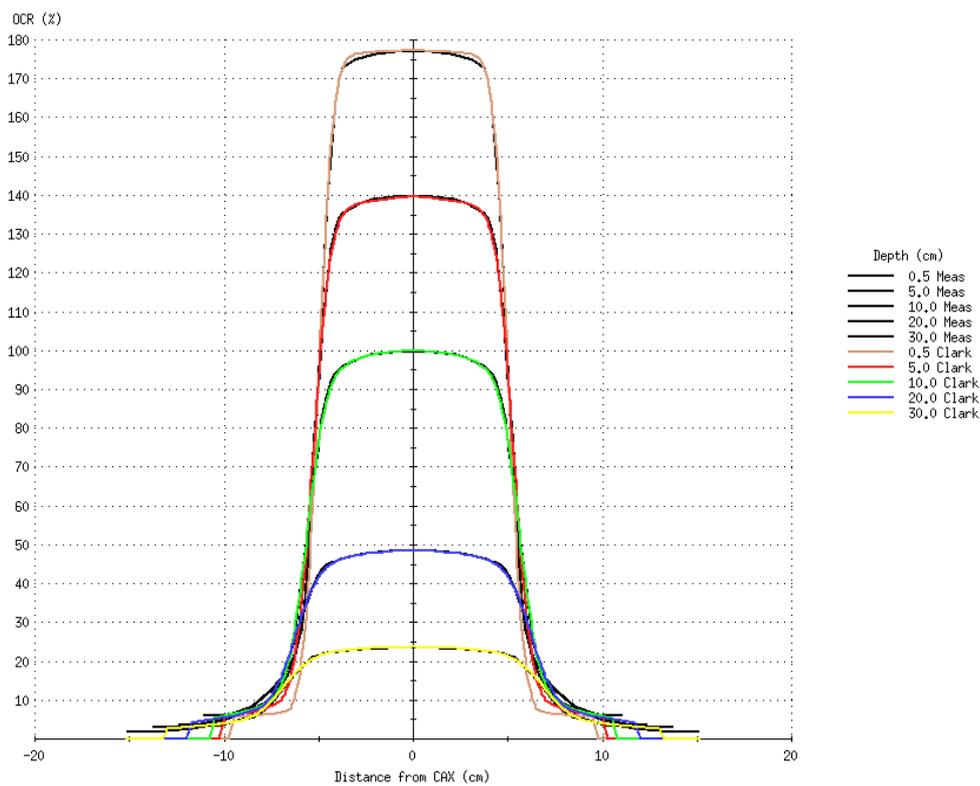


Figura B.6: Tamaño de campo: 10cm

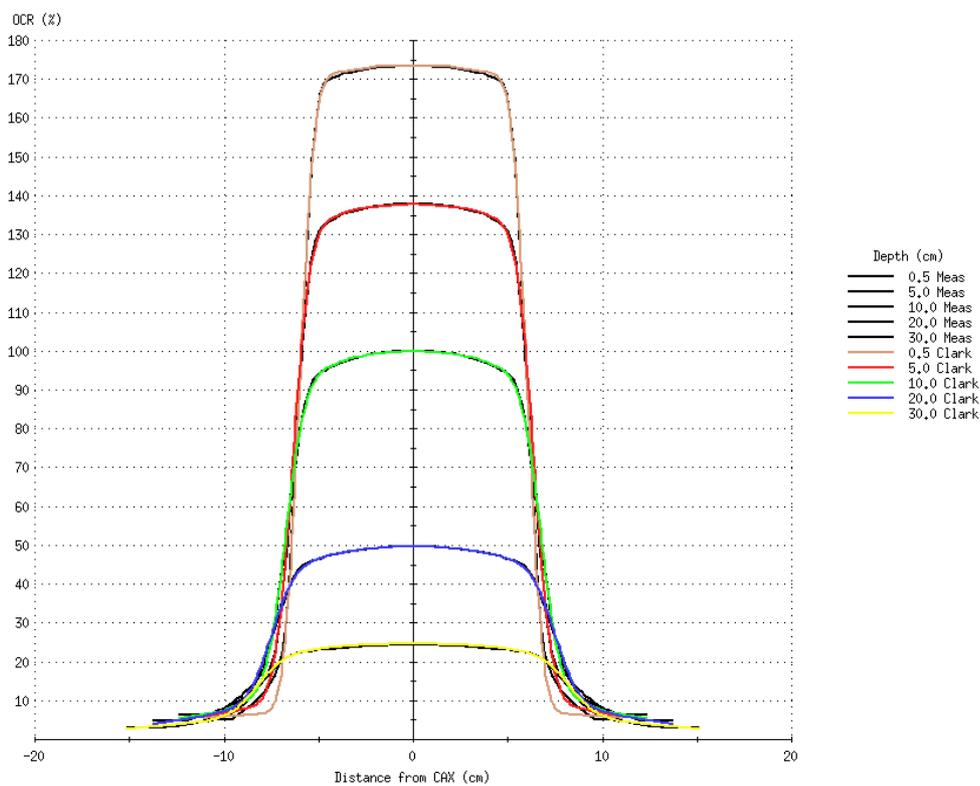


Figura B.7: Tamaño de campo: 12cm

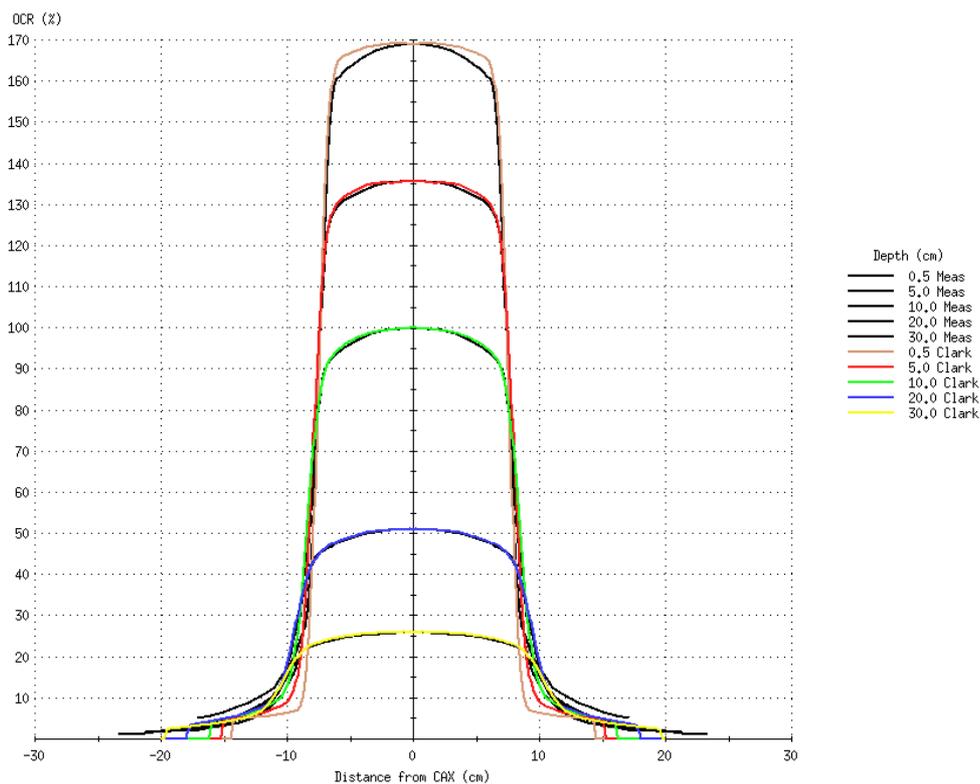


Figura B.8: Tamaño de campo: 15cm

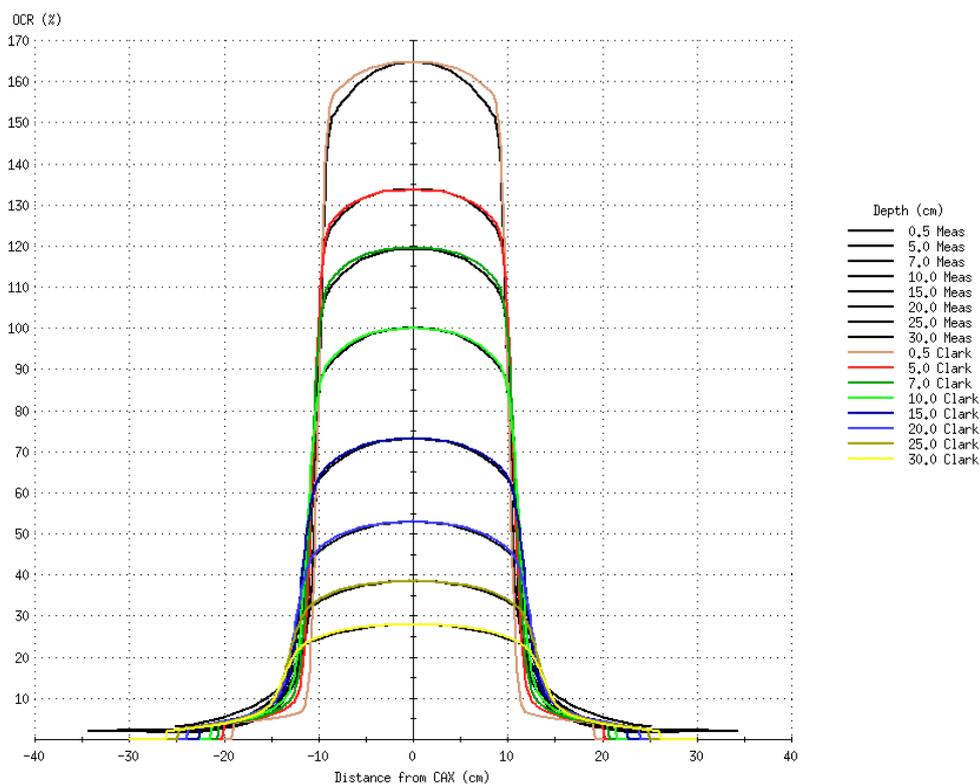


Figura B.9: Tamaño de campo: 20cm

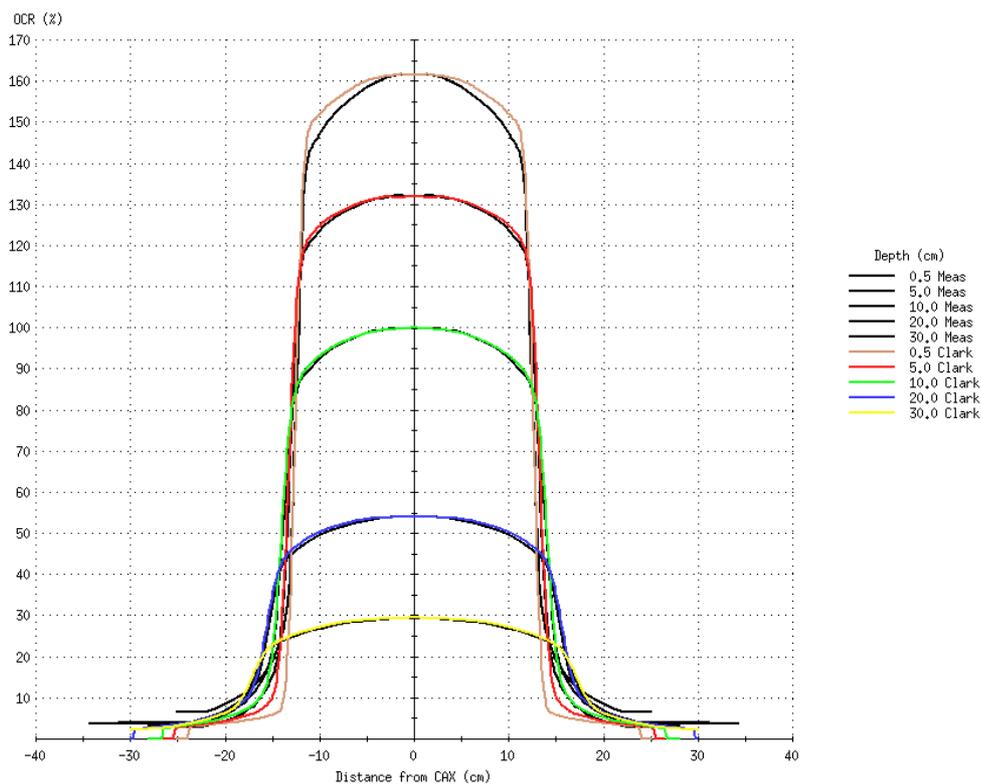


Figura B.10: Tamaño de campo: 25cm

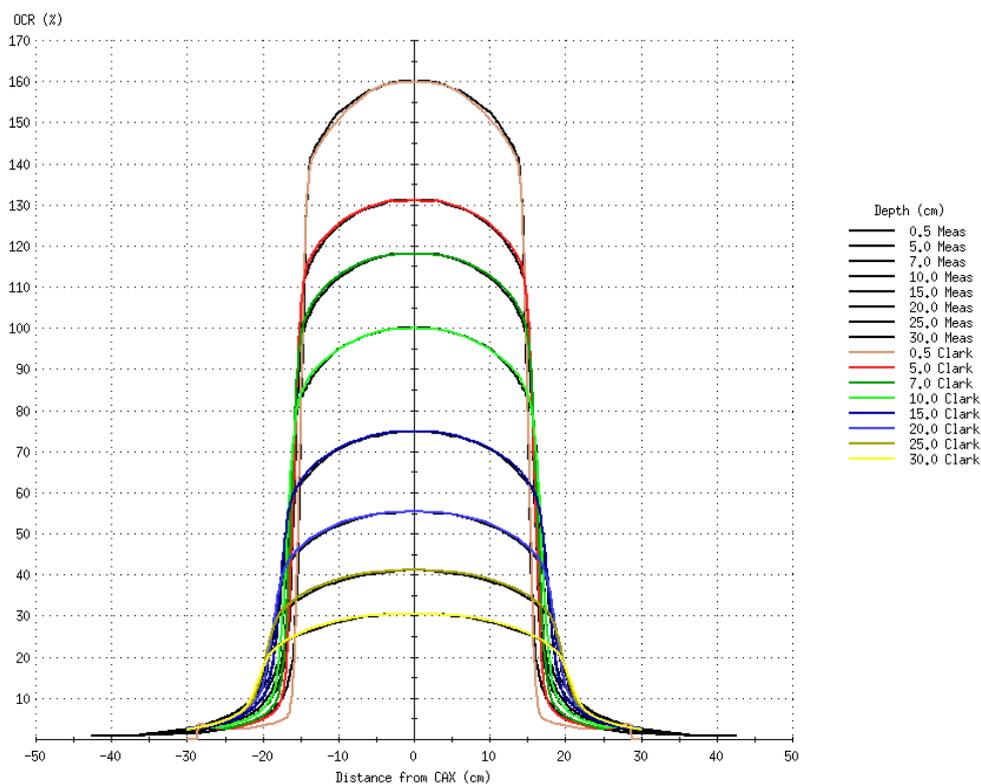


Figura B.11: Tamaño de campo: 30cm

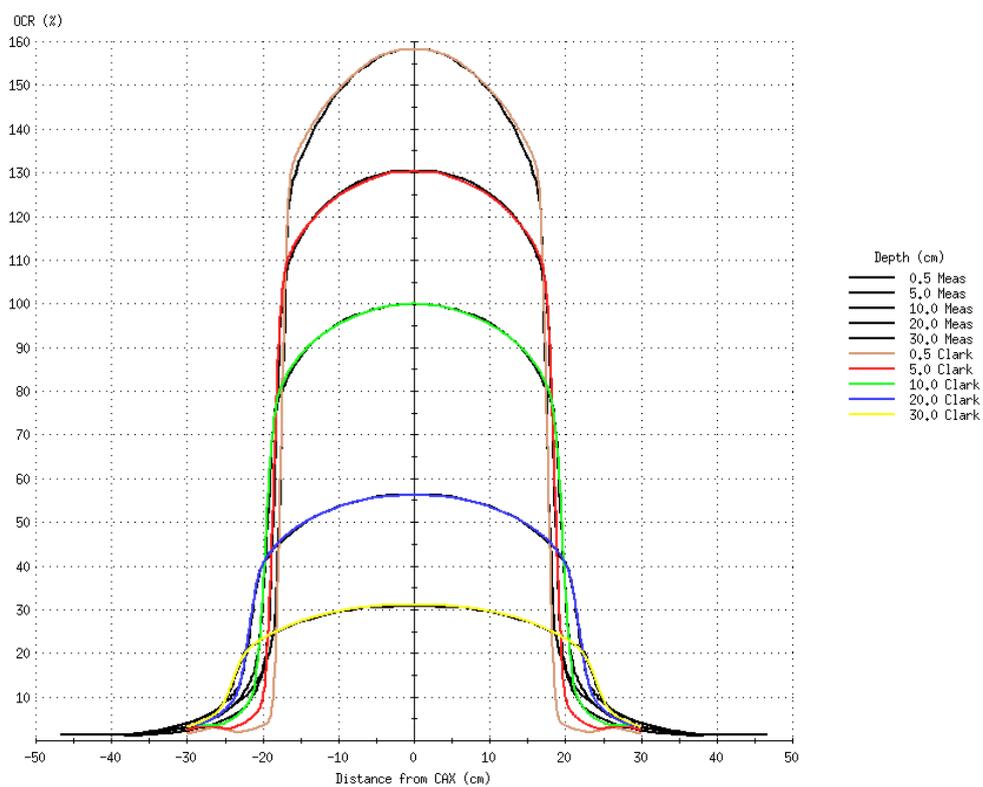


Figura B.12: Tamaño de campo: 35cm

ANEXO C

Diferencias porcentuales de dosis, Geometría 1

Tabla C.1: Diferencia porcentual en la dosis debida a heterogeneidades, en la geometría 1. Campo de $10 \times 10 \text{cm}$.

Profundidad (cm)	Dosis de referencia (cGy)	D.E.:0.26		D.E.:0.50	
		Dosis (cGy)	ϵ	Dosis (cGy)	ϵ
4	219.19	209.81	-4.28	212.46	-3.07
5	206.48	203.13	-1.62	203.98	-1.21
6	193.65	196.52	1.48	195.87	1.15
7	181.51	190.47	4.94	187.80	3.47
8.3	166.44	181.33	8.95	176.45	6.02
10	147.76	162.97	10.29	158.05	6.96
11	137.48	152.76	11.11	147.84	7.54
12	128.26	143.04	11.52	138.03	7.62
13	119.44	133.62	11.87	128.59	7.66
14	111.05	124.52	12.13	119.92	7.99
15	103.36	115.96	12.19	111.79	8.16

Profundidad (cm)	Dosis de referencia (cGy)	D.E.:0.80		D.E.:1.24	
		Dosis (cGy)	ϵ	Dosis (cGy)	ϵ
4	219.19	216.42	-1.26	222.86	1.67
5	206.48	205.58	-0.44	207.61	0.55
6	193.65	194.65	0.52	192.75	-0.46
7	181.51	183.98	1.36	178.52	-1.65
8.3	166.44	170.52	2.45	161.28	-3.10
10	147.76	152.13	2.96	142.86	-3.32
11	137.48	141.67	3.05	133.26	-3.07
12	128.26	131.92	2.85	124.13	-3.22
13	119.44	123.10	3.06	115.13	-3.61
14	111.05	114.64	3.23	107.54	-3.16
15	103.36	106.55	3.09	99.94	-3.31

Tabla C.2: Diferencia porcentual en la dosis debida a heterogeneidades, en la geometría 1. Campo de 20×20cm.

Profundidad (cm)	Dosis de referencia (cGy)	D.E.:0.26		D.E.:0.50	
		Dosis (cGy)	€	Dosis (cGy)	€
4	216.53	209.28	-3.35	211.24	-2.44
5	205.55	203.00	-1.24	203.48	-1.01
6	194.53	196.77	1.15	196.05	0.78
7	183.84	190.91	3.85	188.84	2.72
8.3	170.47	182.51	7.06	178.76	4.86
10	153.82	166.55	8.28	162.47	5.62
11	144.63	157.41	8.84	153.28	5.98
12	135.91	148.70	9.41	144.37	6.22
13	127.75	140.14	9.70	135.94	6.41
14	119.94	132.08	10.12	127.87	6.61
15	112.60	124.09	10.20	120.20	6.75

Profundidad (cm)	Dosis de referencia (cGy)	D.E.:0.80		D.E.:1.24	
		Dosis (cGy)	€	Dosis (cGy)	€
4	216.53	214.36	-1.00	219.42	1.33
5	205.55	204.73	-0.40	206.52	0.47
6	194.53	195.27	0.38	193.78	-0.39
7	183.84	185.90	1.12	181.39	-1.33
8.3	170.47	173.84	1.98	169.20	-2.51
10	153.82	157.40	2.33	149.73	-2.66
11	144.63	148.05	2.36	140.62	-2.77
12	135.91	139.32	2.51	132.24	-2.70
13	127.75	130.95	2.50	123.88	-3.03
14	119.94	123.12	2.65	116.64	-2.75
15	112.60	115.55	2.62	109.24	-2.98

ANEXO D

Curvas de Isodosis, Geometrías 1 y 2

Los gráficos que se presentan a continuación fueron realizados por el Sistema de Planificación "XiO". En todos los casos, la sección mostrada corresponde al plano transversal que pasa por el centro de la geometría. Los detalles de las geometrías, así como la discusión de los resultados, se encuentran en el capítulo 4.

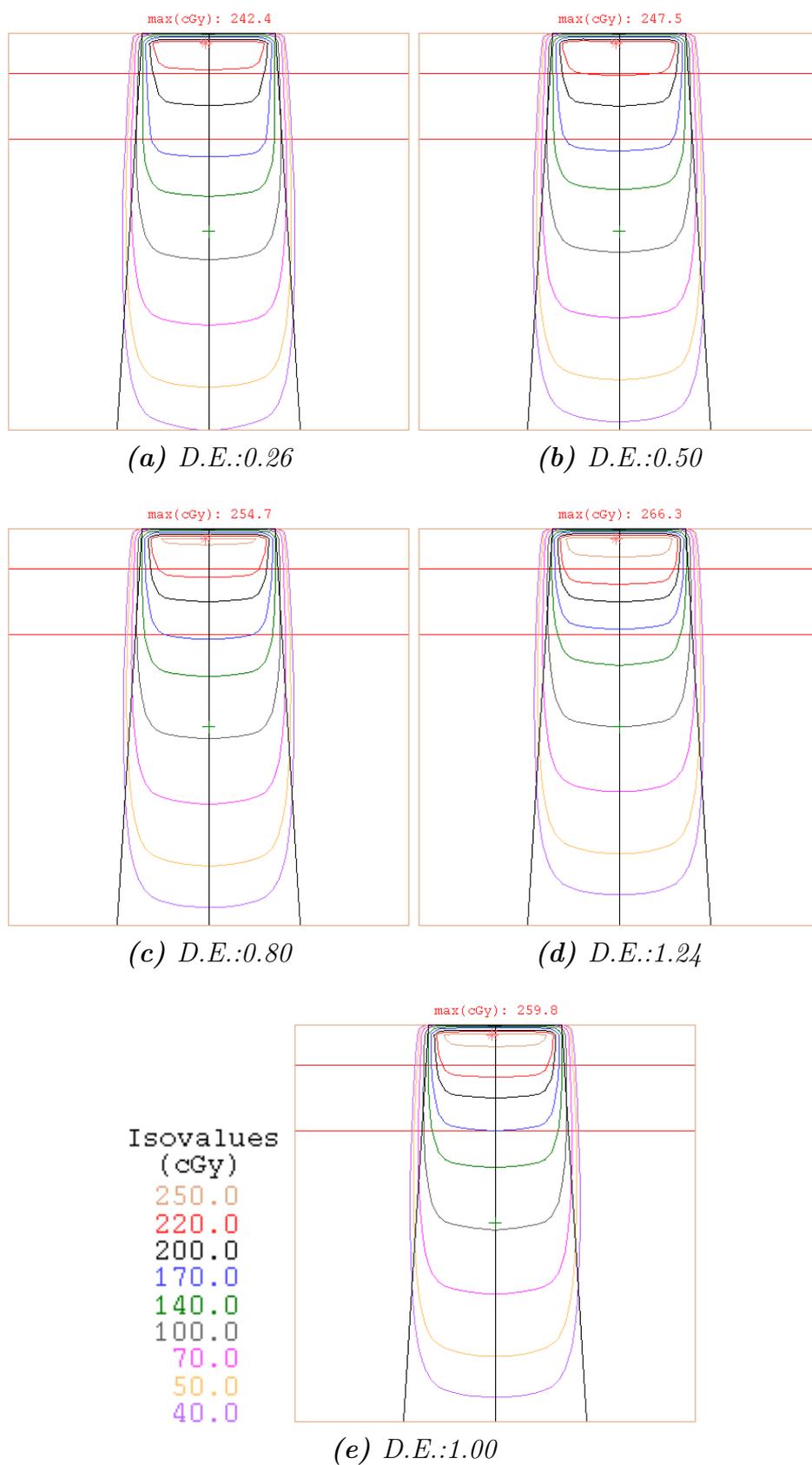


Figura D.1: Curvas de isodosis en la geometría 1. Tamaño de campo: $10 \times 10 \text{ cm}$.

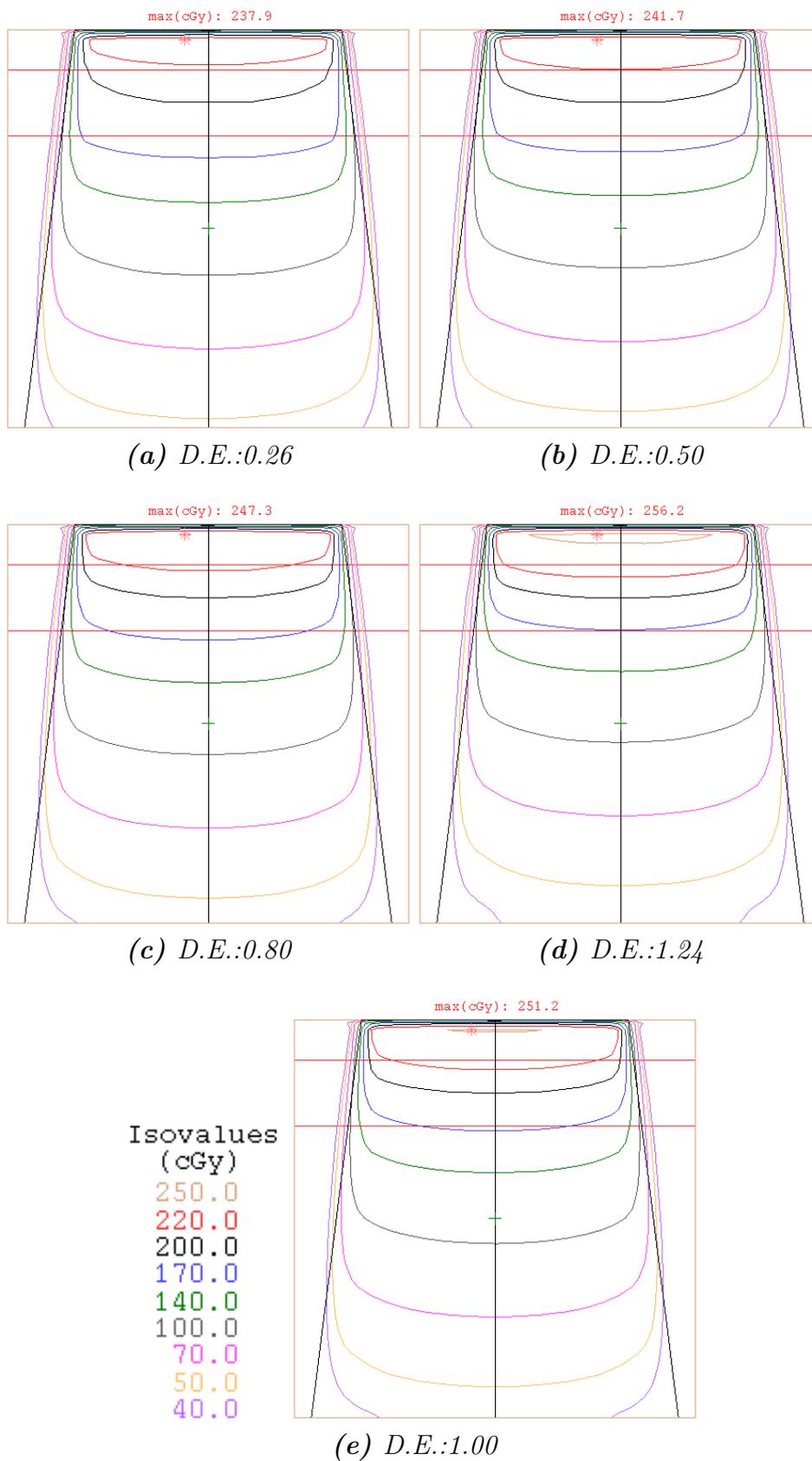


Figura D.2: Curvas de isodosis en la geometría 1. Tamaño de campo: $20 \times 20 \text{cm}$.

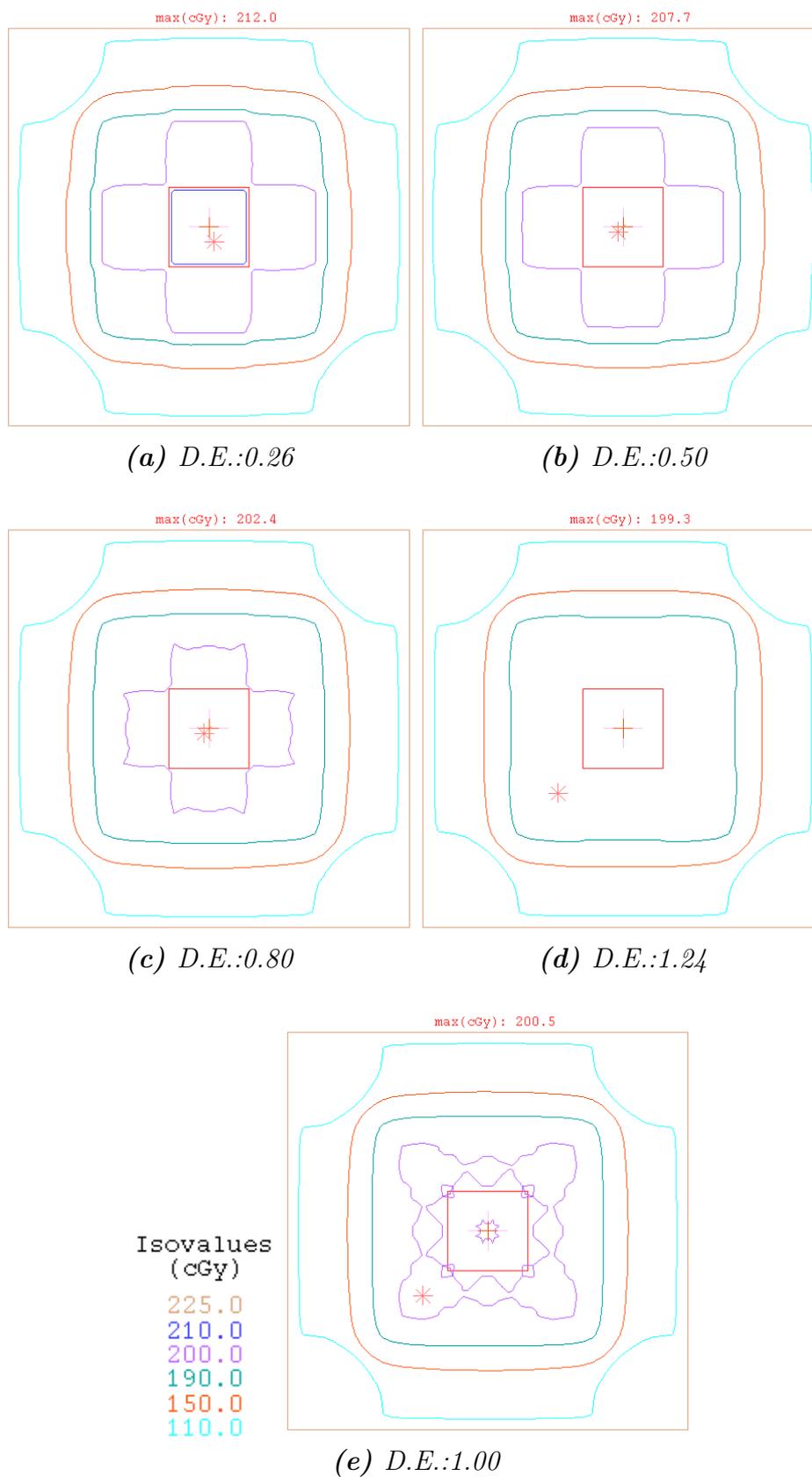


Figura D.3: Curvas de isodosis en la geometría 2. Fracción de volumen: 1%.

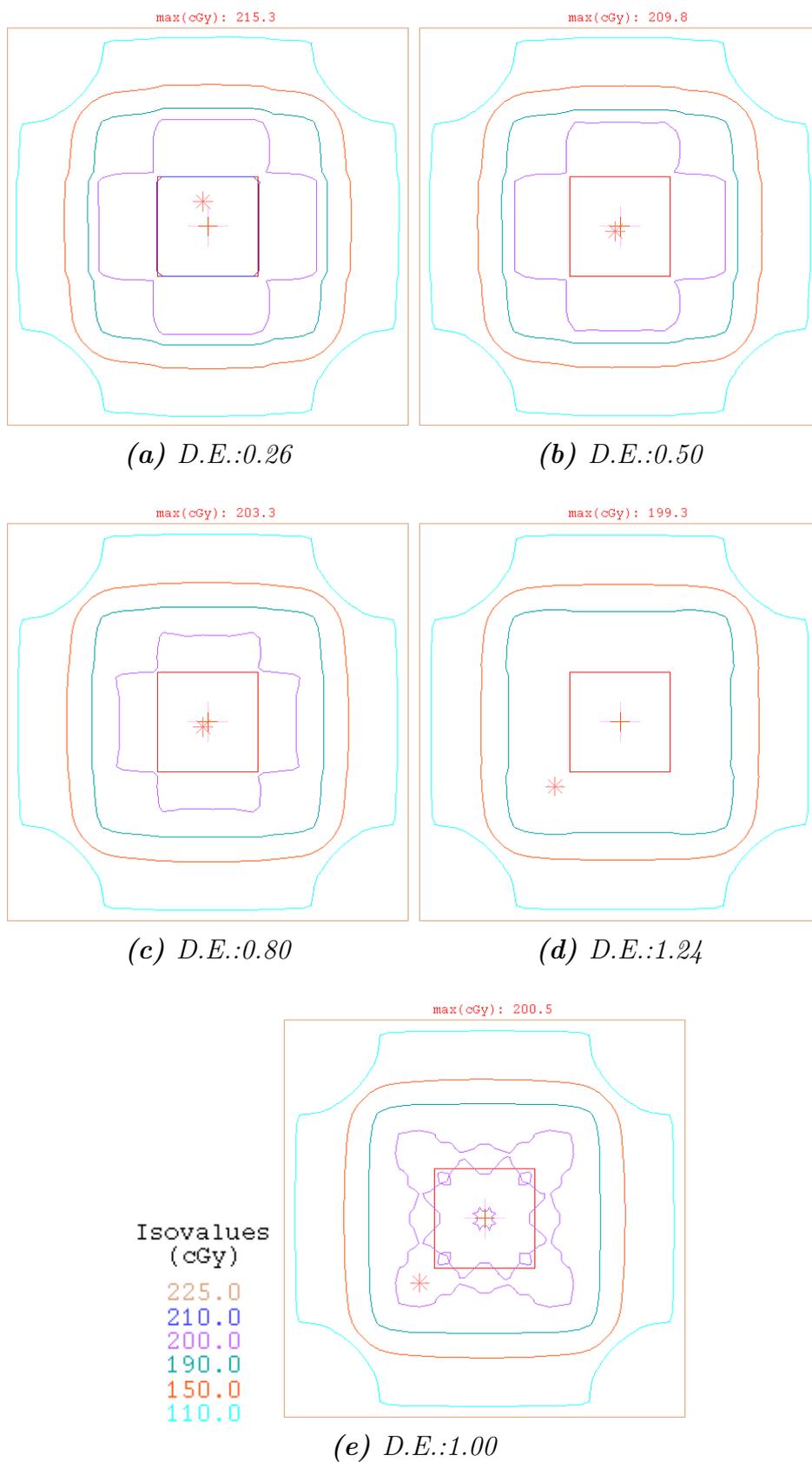


Figura D.4: Curvas de isodosis en la geometría 2. Fracción de volumen: 2%.

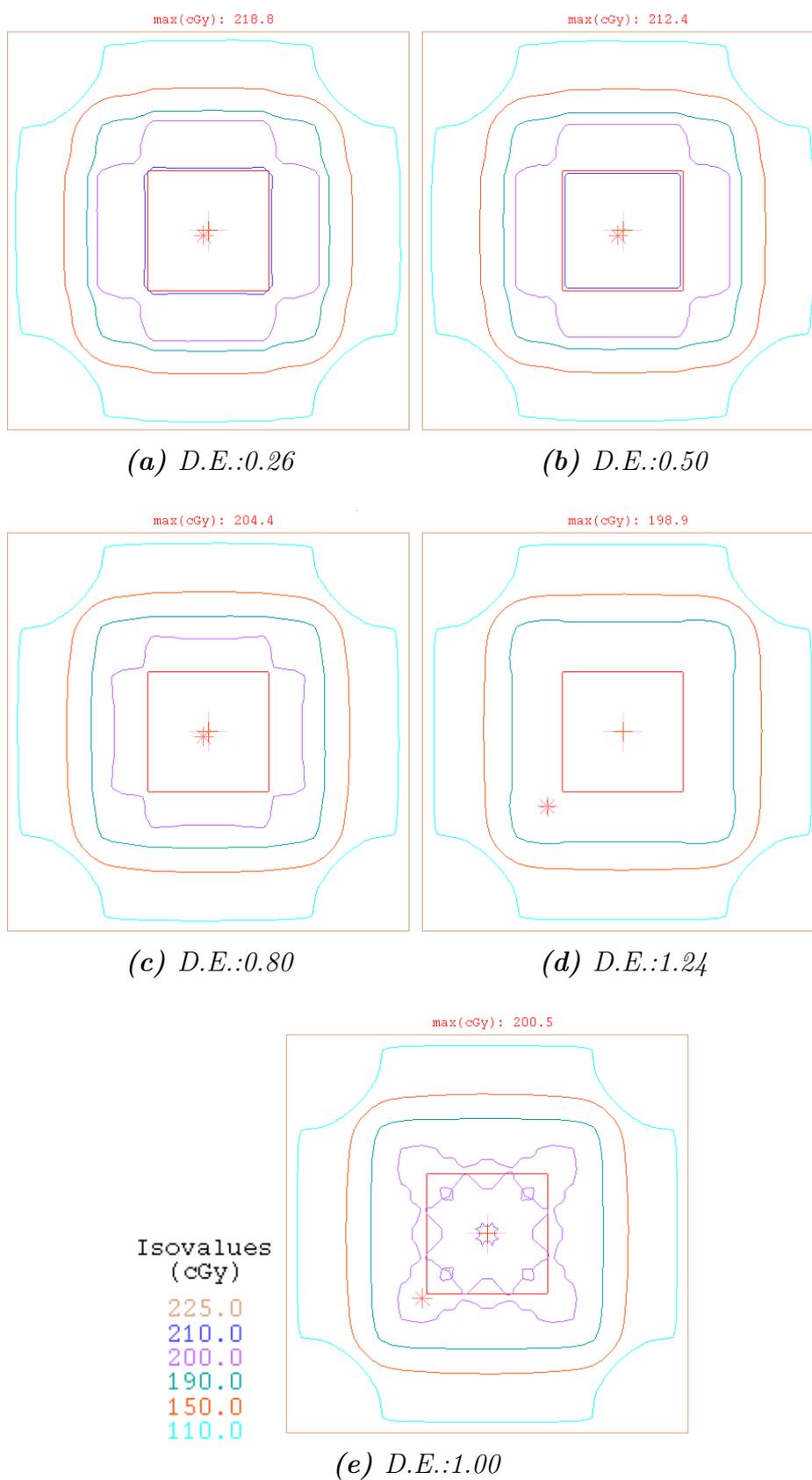


Figura D.5: Curvas de isodosis en la geometría 2. Fracción de volumen: 3%.

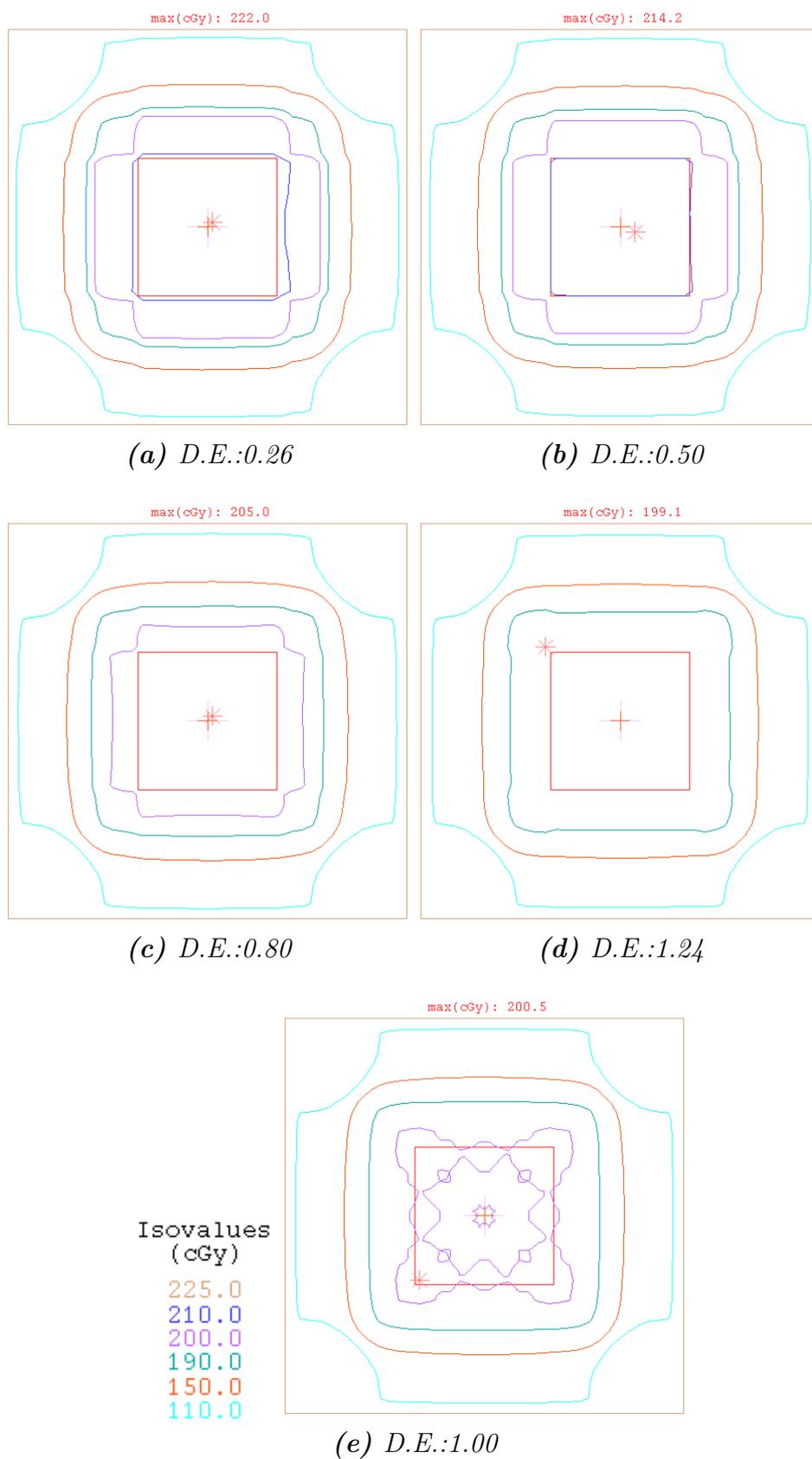


Figura D.6: Curvas de isodosis en la geometría 2. Fracción de volumen: 5%.

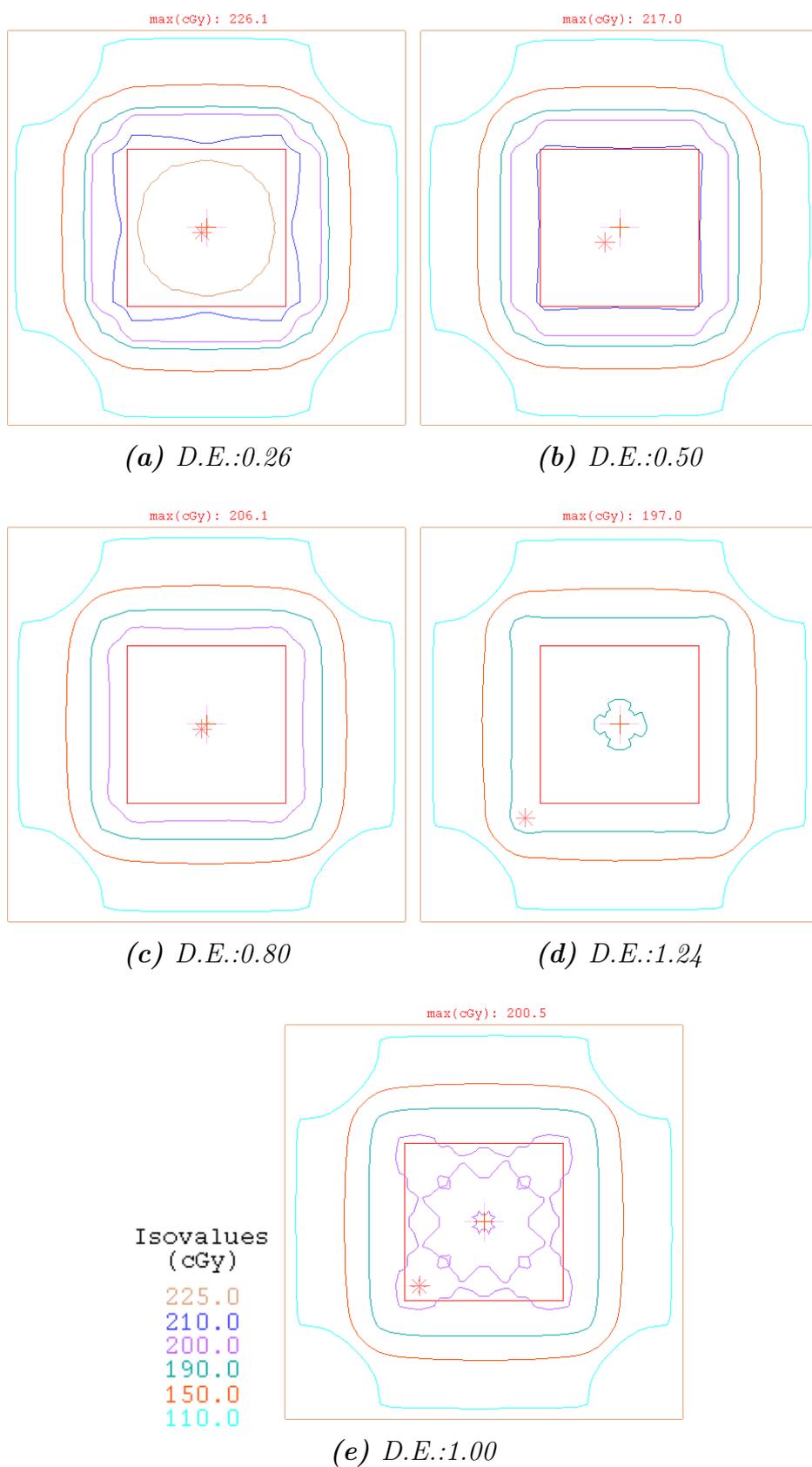


Figura D.7: Curvas de isodosis en la geometría 2. Fracción de volumen: 7%.

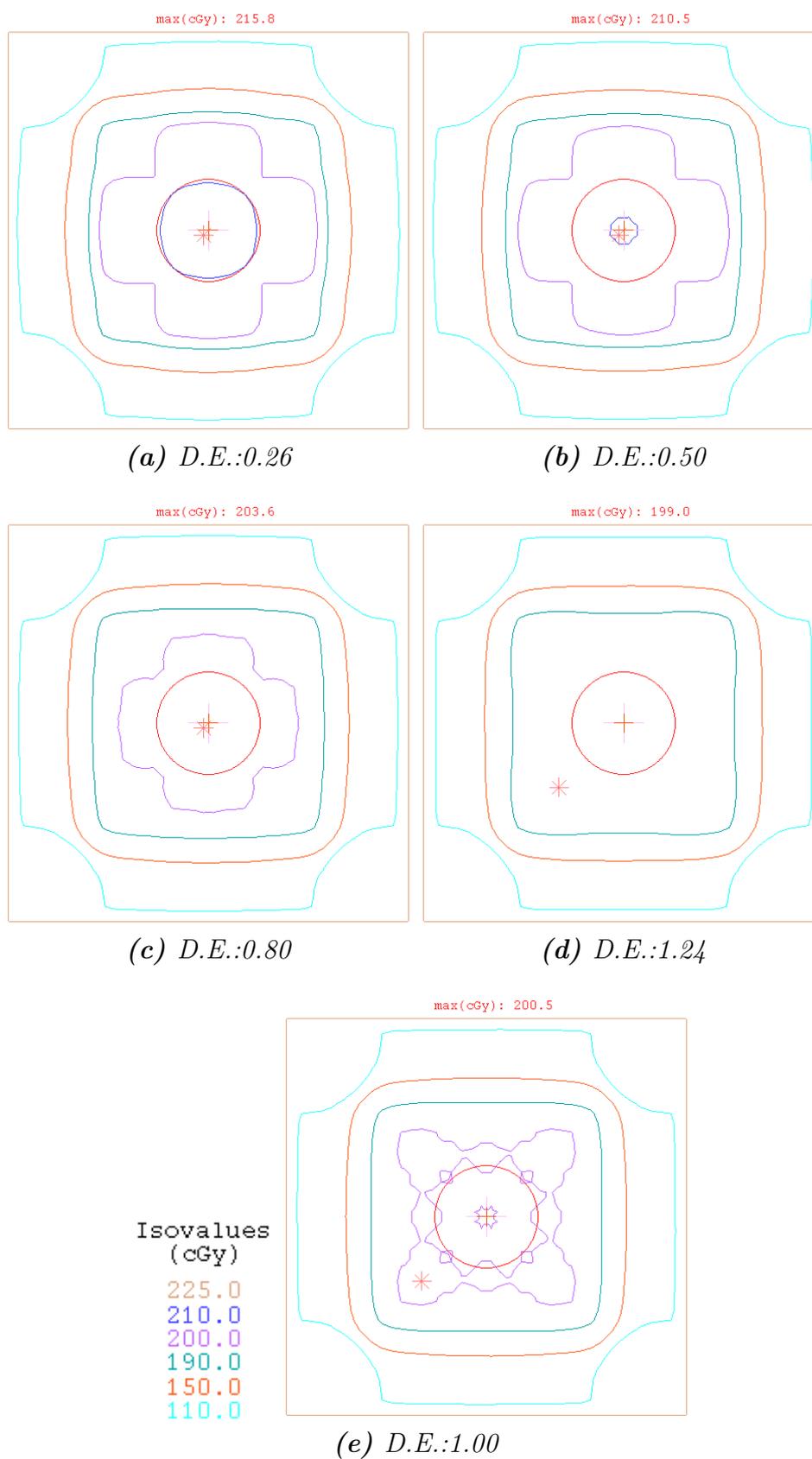


Figura D.8: Curvas de isodosis en la geometría 2. Fracción de volumen: 1%.

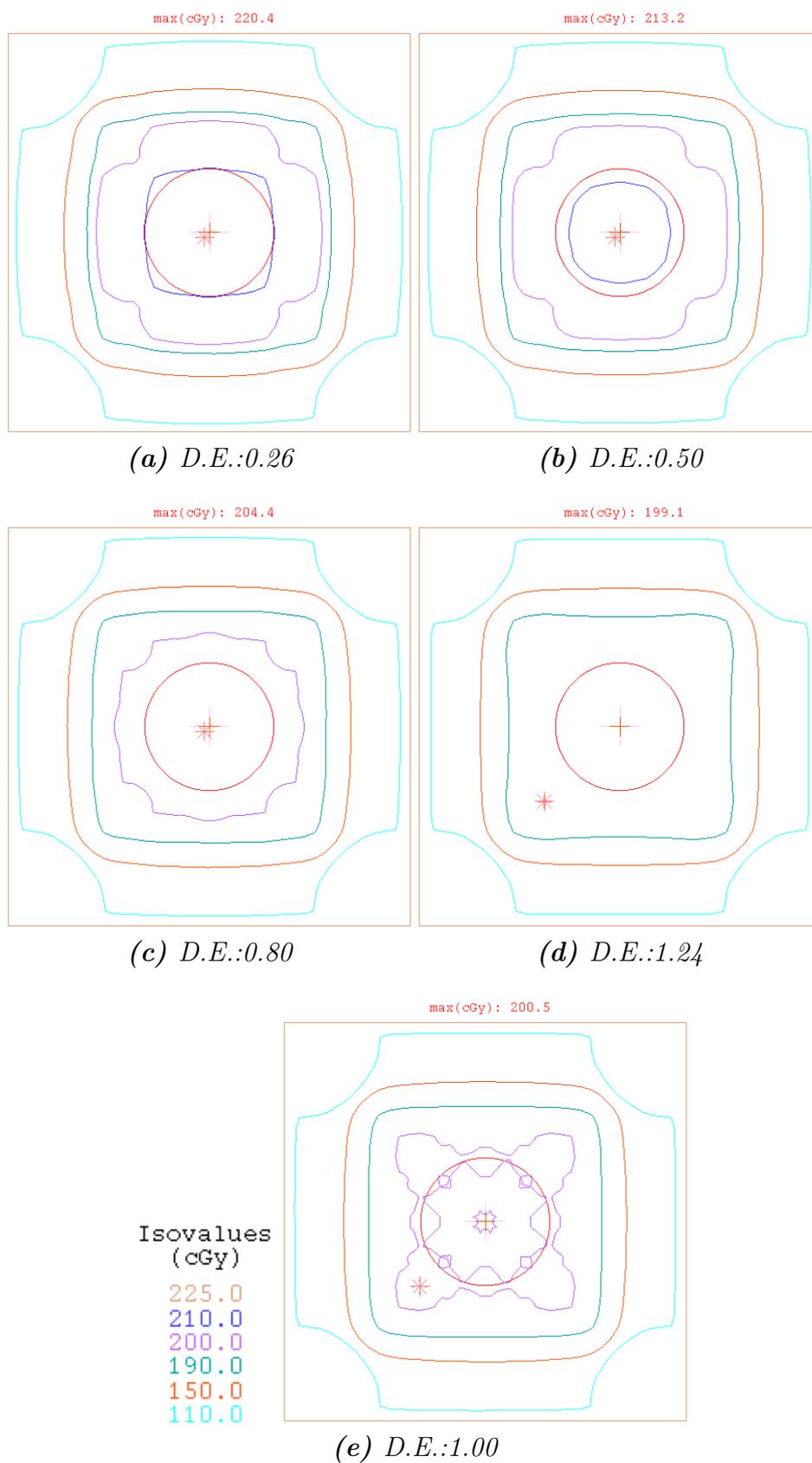


Figura D.9: Curvas de isodosis en la geometría 2. Fracción de volumen: 2%.

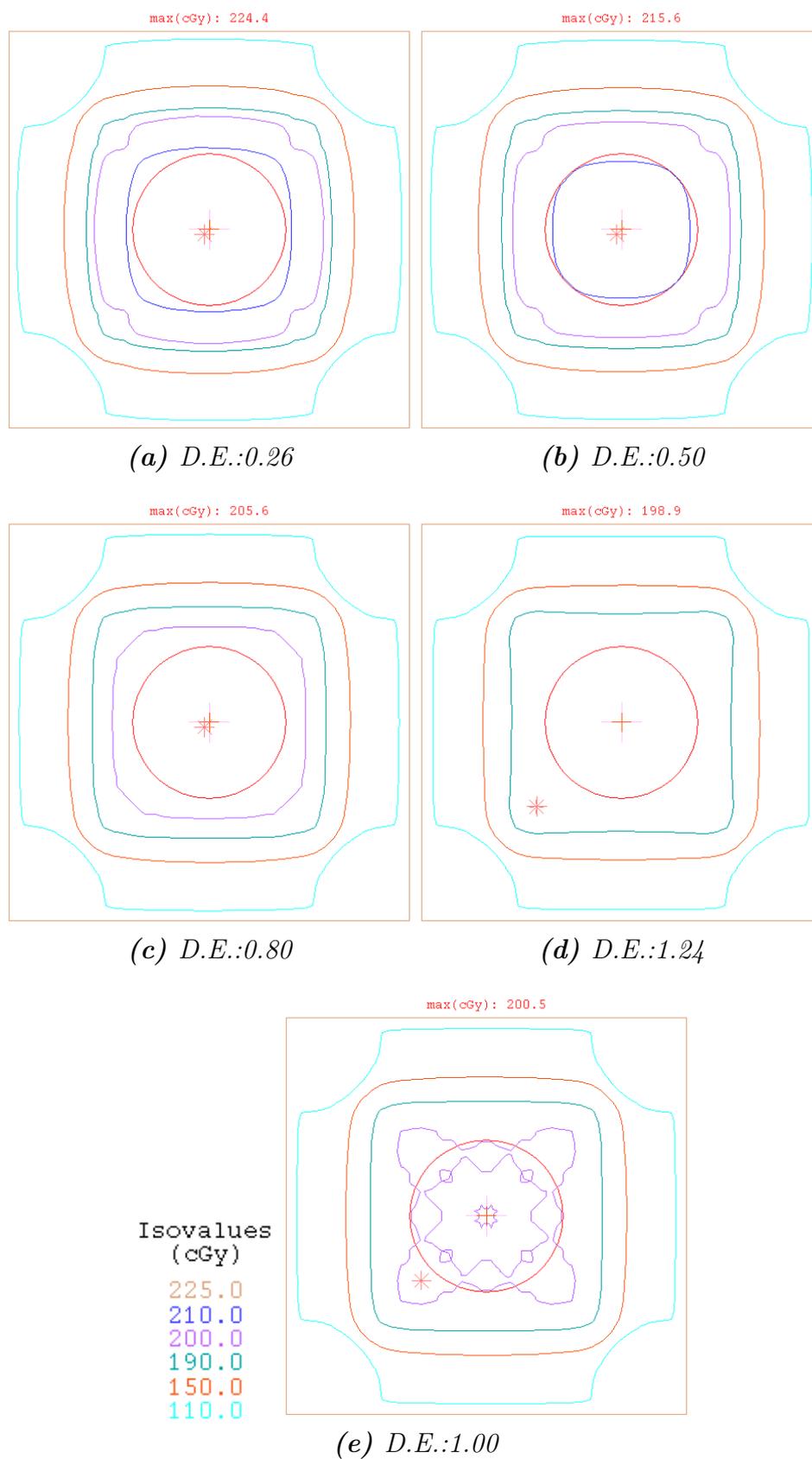


Figura D.10: Curvas de isodosis en la geometría 2. Fracción de volumen: 3%.

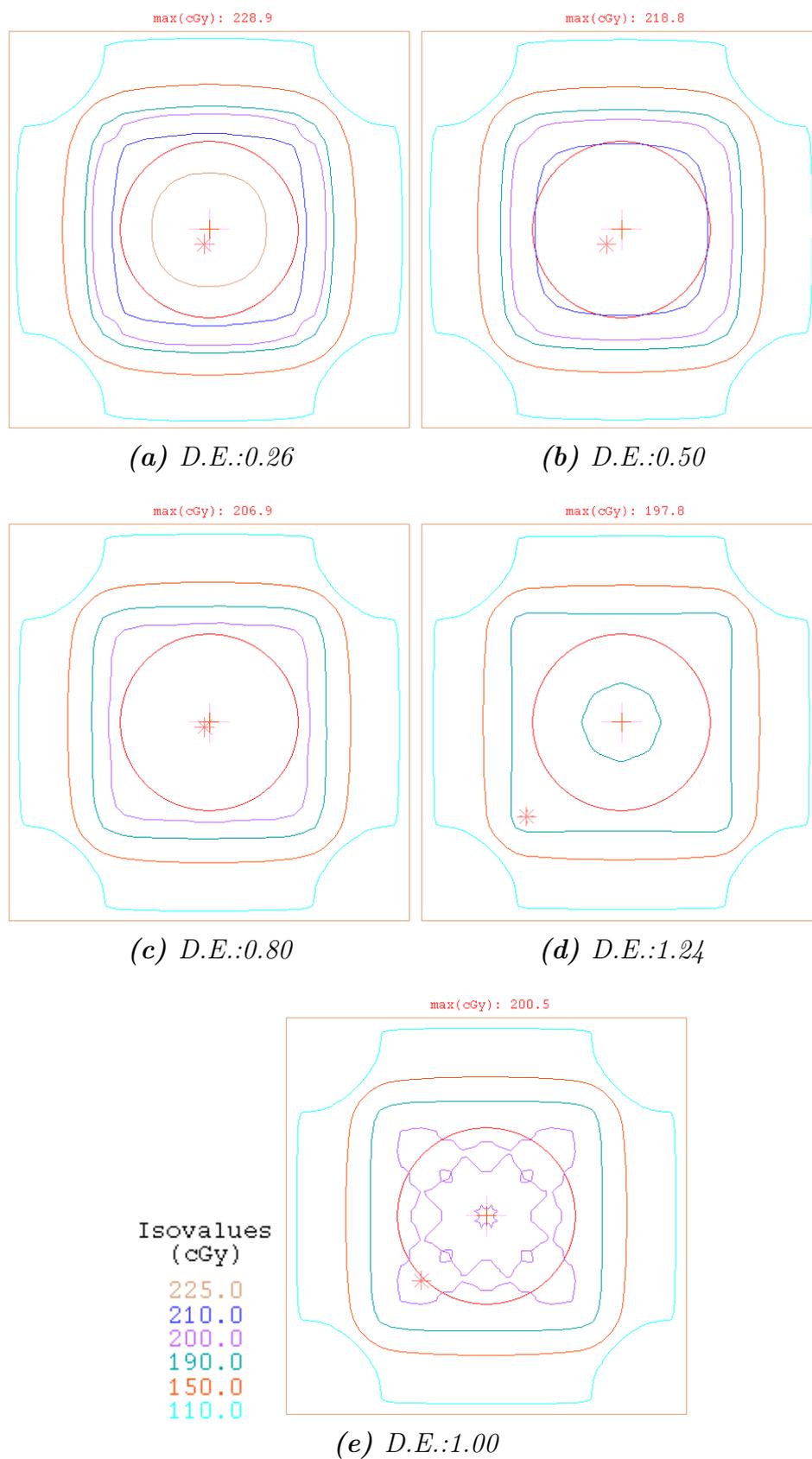


Figura D.11: Curvas de isodosis en la geometría 2. Fracción de volumen: 5%.

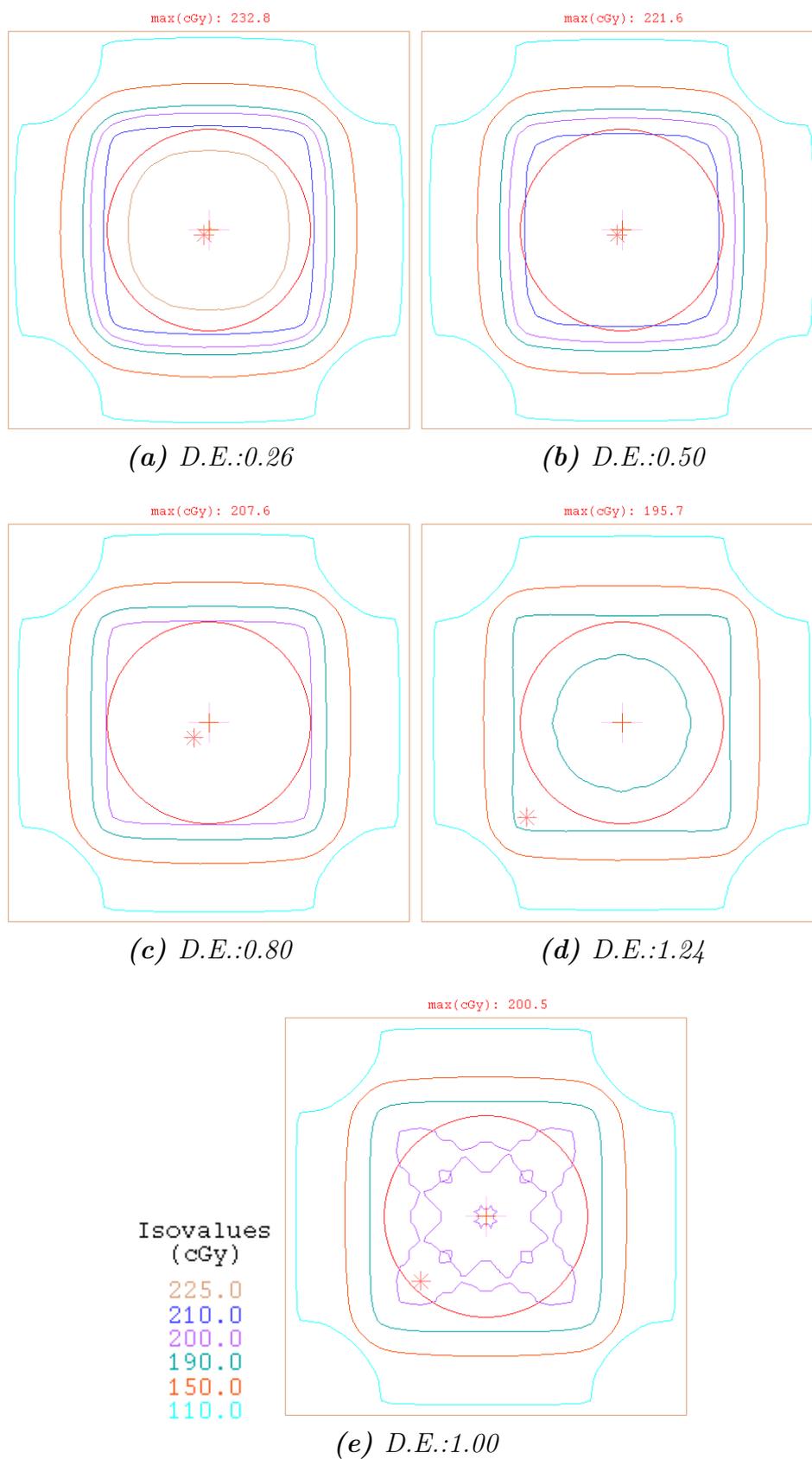
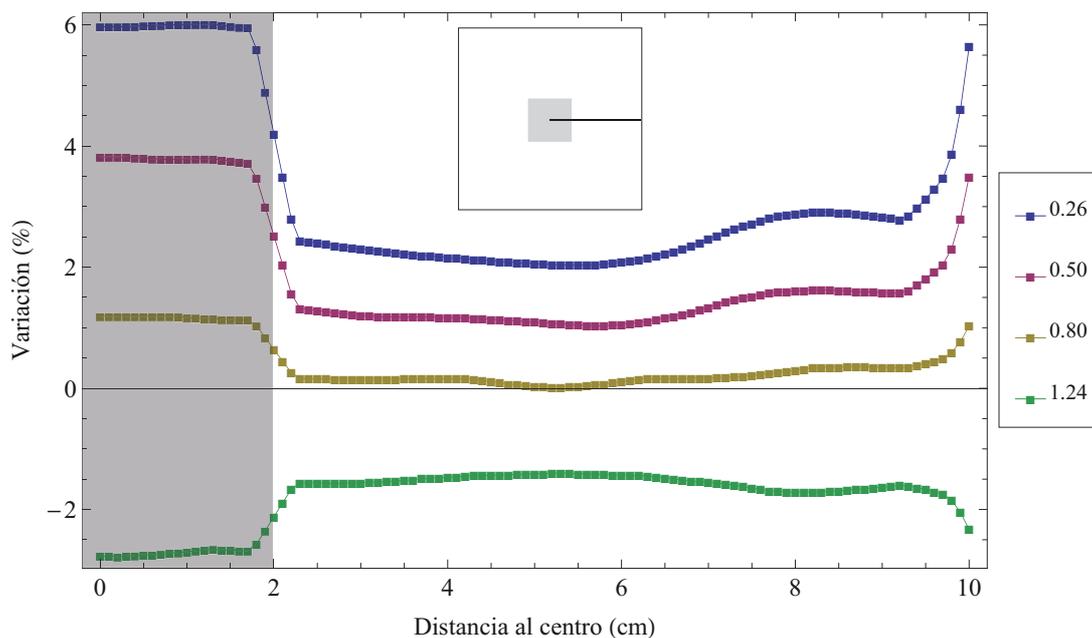


Figura D.12: Curvas de isodosis en la geometría 2. Fracción de volumen: 7%.

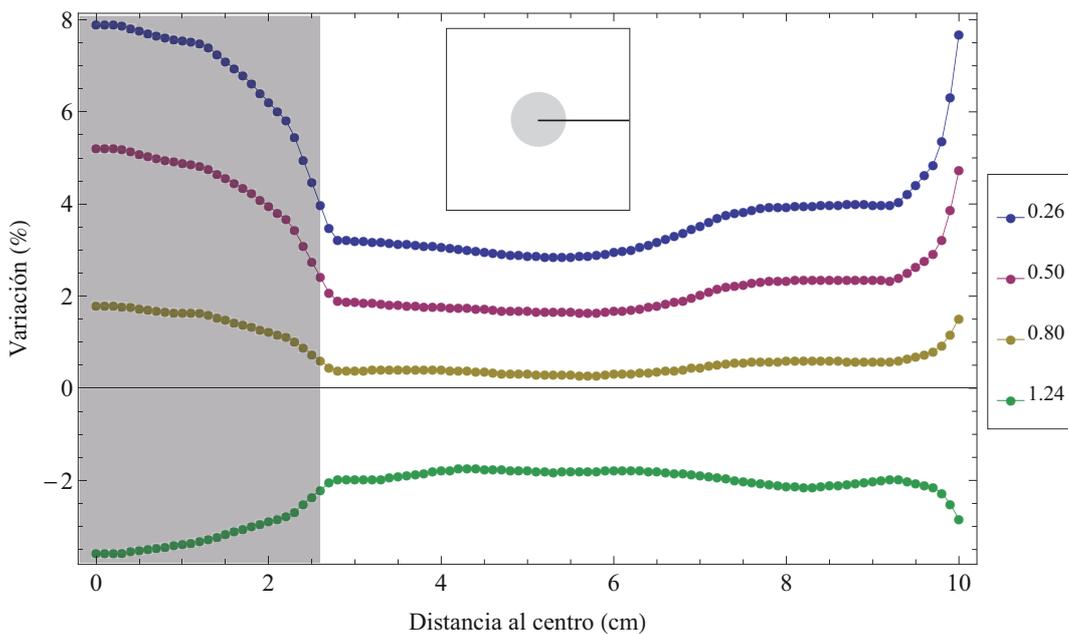
ANEXO E

Porcentajes de Variación de Dosis, Geometría 2

En este anexo se presentan los porcentajes de variación de dosis absorbida calculados a lo largo de los segmentos indicados en los recuadros de los gráficos, para la geometría 2. Los aspectos relativos a esta geometría, así como el detalle e interpretación de los resultados, se encuentran en la sección 4.3.

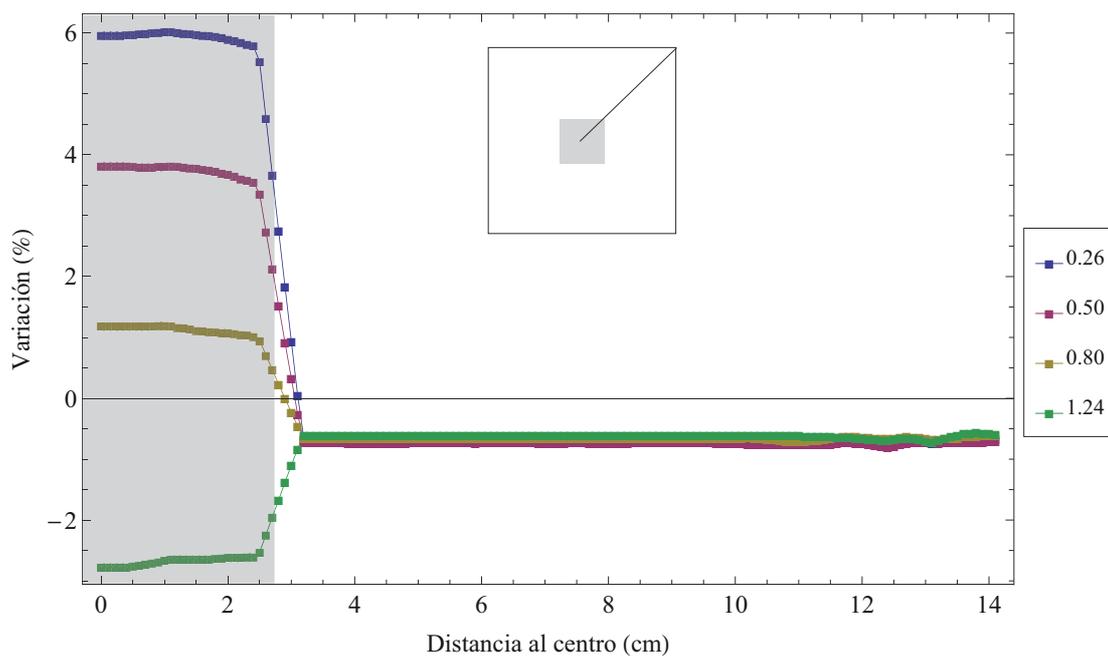


(a) PTV cúbico

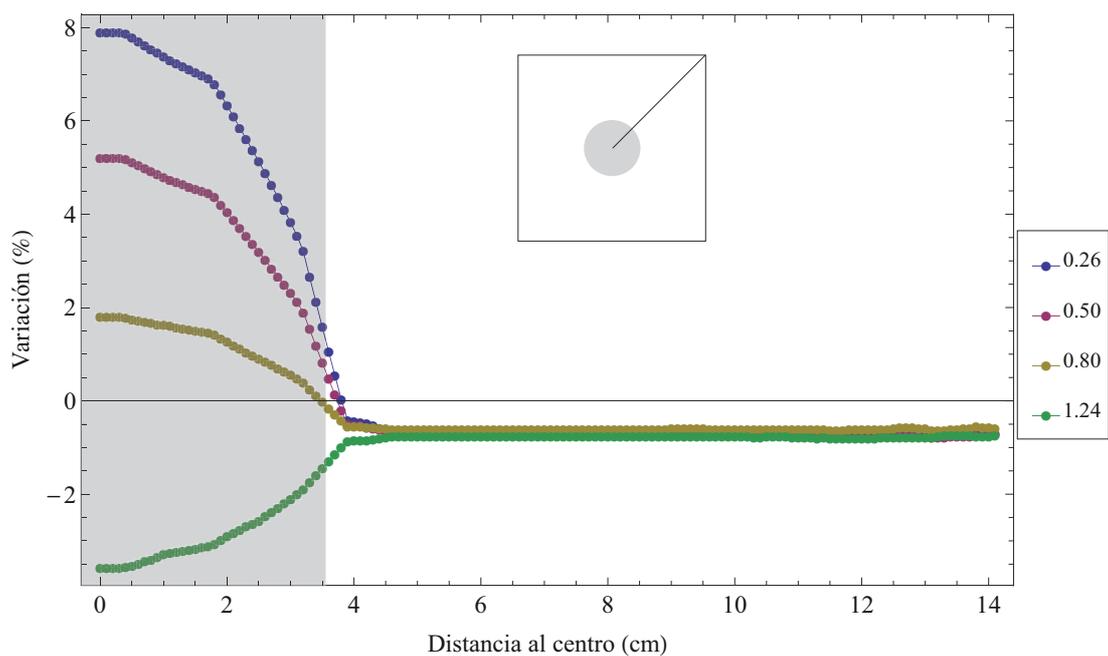


(b) PTV esférico

Figura E.1: Porcentaje de variación de la dosis absorbida en función de la distancia al centro del fantoma, para las geometrías cúbica y esférica (fracción de volumen: 1%); a lo largo de un segmento que une el centro del fantoma con el punto medio de una de sus caras. La región en gris muestra la zona ocupada por el PTV. Recuadro: ubicación del segmento donde se analiza la dosis.

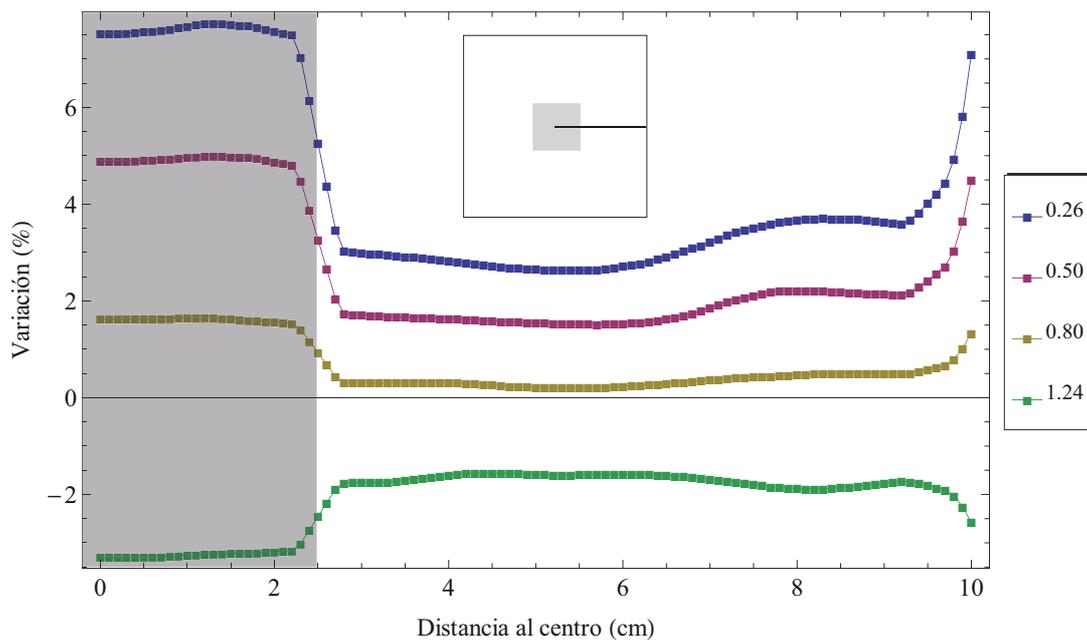


(a) PTV cúbico

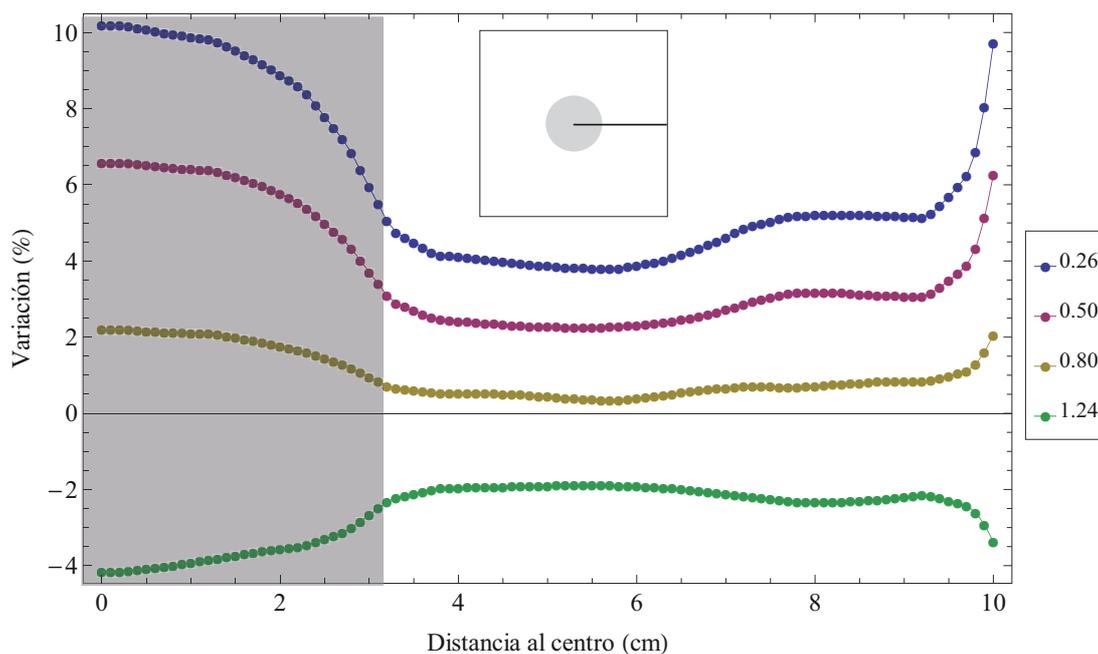


(b) PTV esférico

Figura E.2: Porcentaje de variación de la dosis absorbida en función de la distancia al centro del fantoma, para las geometrías cúbica y esférica (fracción de volumen: 1%); a lo largo de la diagonal de la sección transversal del fantoma. La región en gris muestra la zona ocupada por el PTV. Recuadro: ubicación del segmento donde se analiza la dosis.

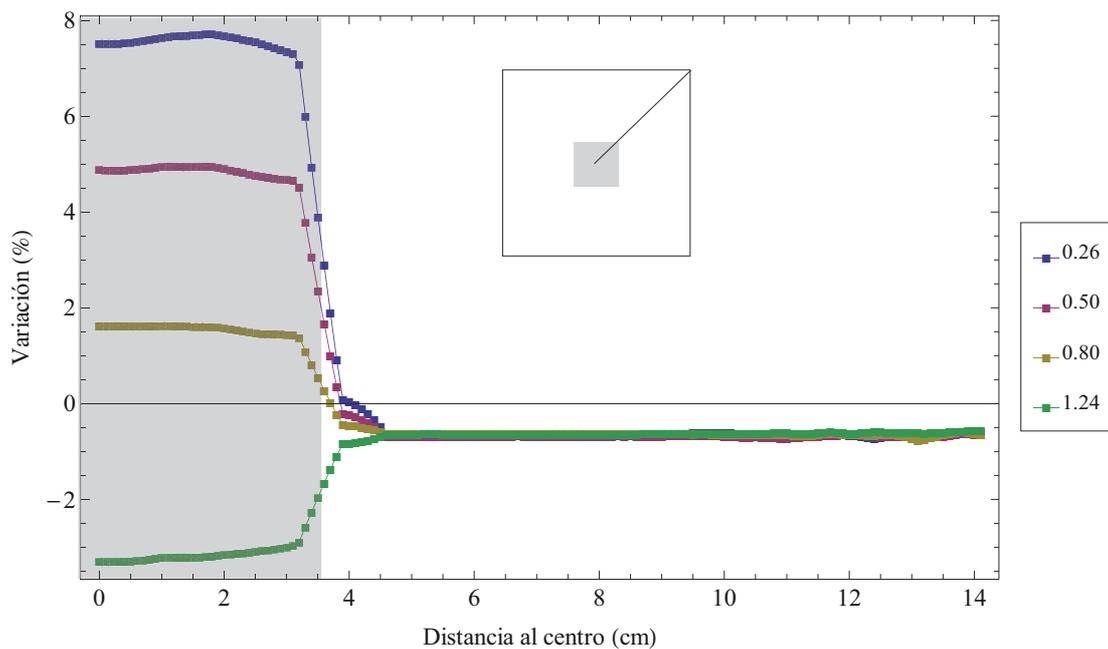


(a) PTV cúbico

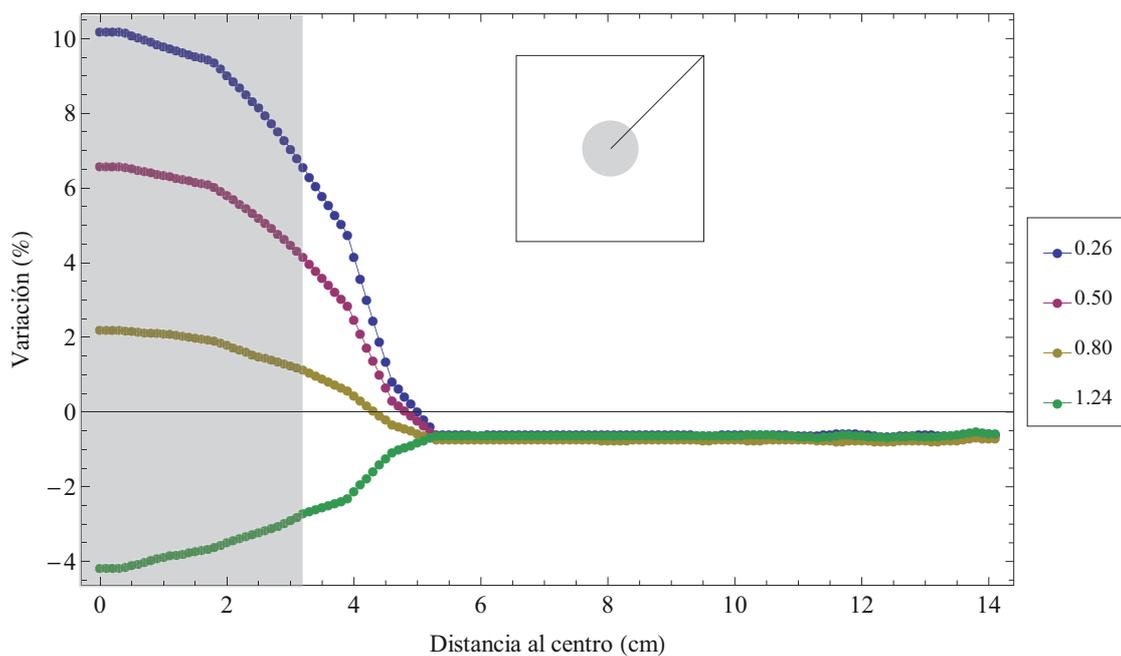


(b) PTV esférico

Figura E.3: Porcentaje de variación de la dosis absorbida en función de la distancia al centro del fantoma, para las geometrías cúbica y esférica (fracción de volumen: 2%); a lo largo de un segmento que une el centro del fantoma con el punto medio de una de sus caras. La región en gris muestra la zona ocupada por el PTV. Recuadro: ubicación del segmento donde se analiza la dosis.

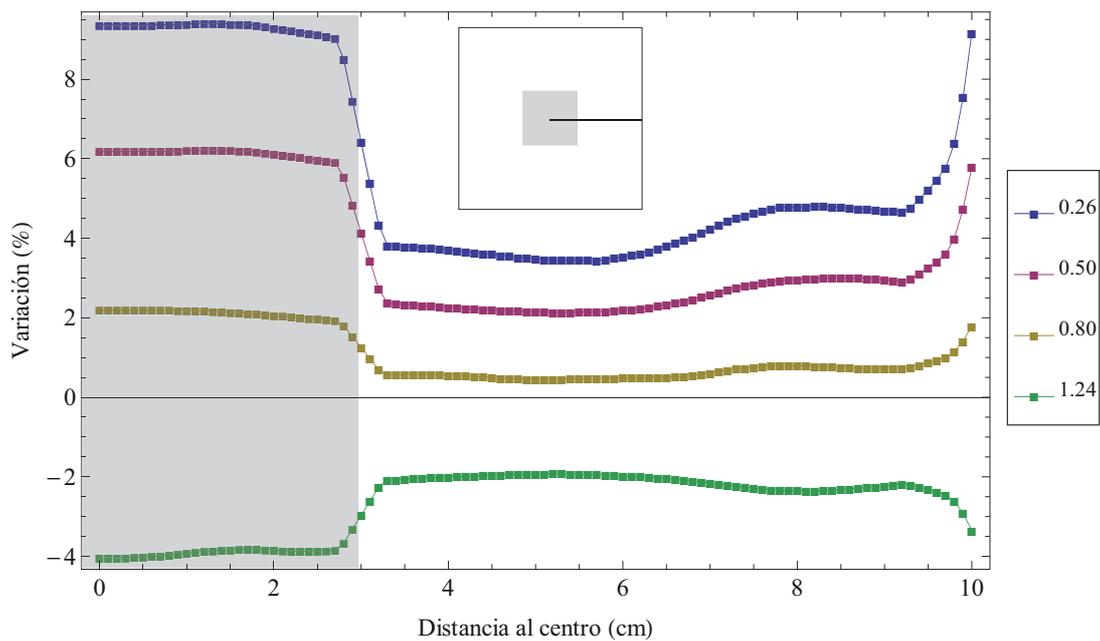


(a) PTV cúbico

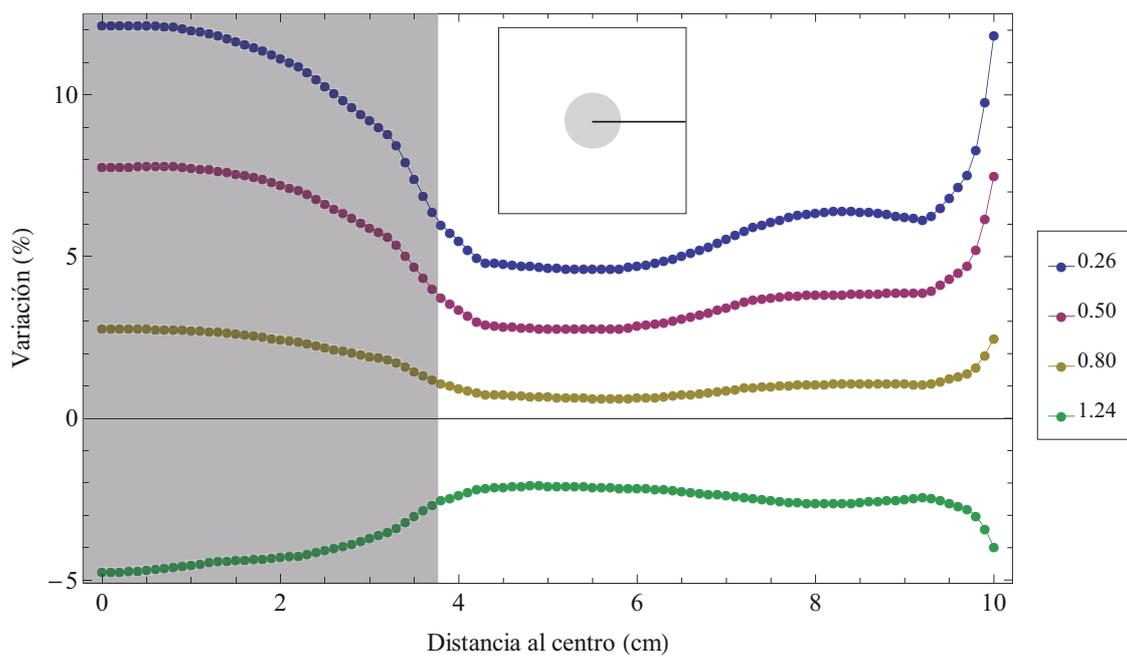


(b) PTV esférico

Figura E.4: Porcentaje de variación de la dosis absorbida en función de la distancia al centro del fantoma, para las geometrías cúbica y esférica (fracción de volumen: 2%); a lo largo de la diagonal de la sección transversal del fantoma. La región en gris muestra la zona ocupada por el PTV. Recuadro: ubicación del segmento donde se analiza la dosis.

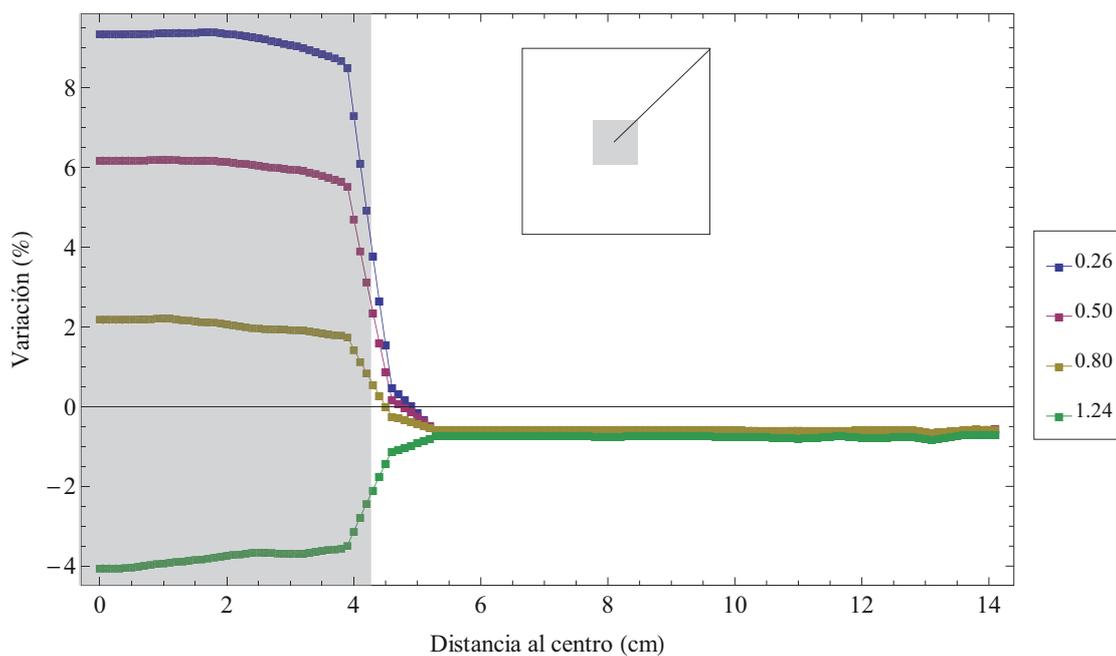


(a) PTV cúbico

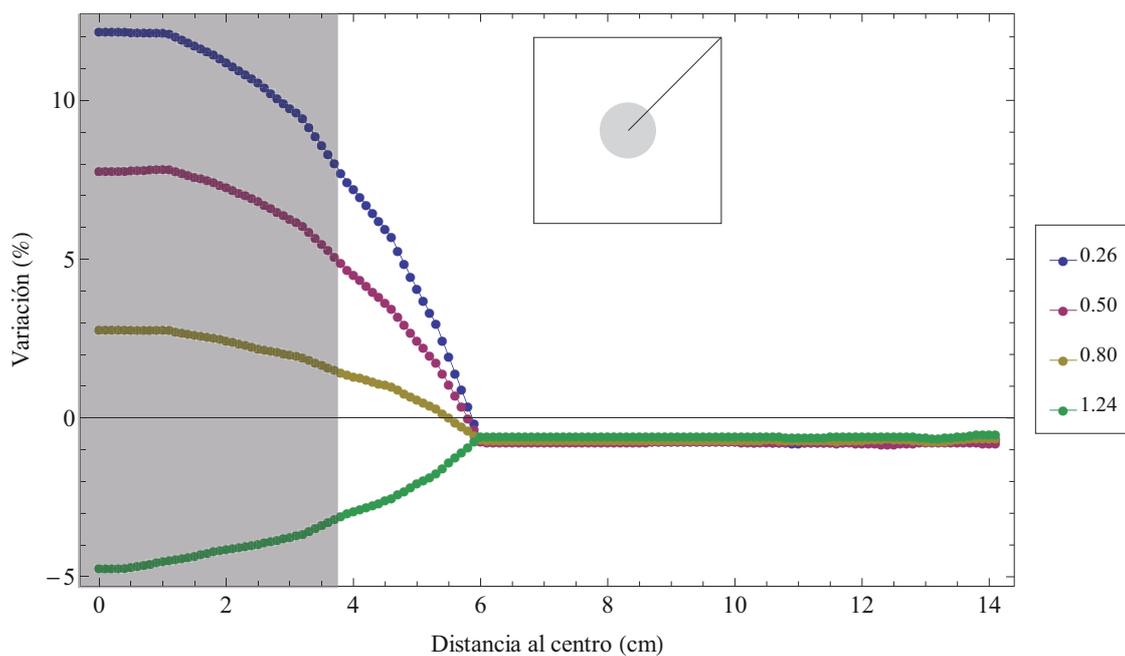


(b) PTV esférico

Figura E.5: Porcentaje de variación de la dosis absorbida en función de la distancia al centro del fantoma, para las geometrías cúbica y esférica (fracción de volumen: 3%); a lo largo de un segmento que une el centro del fantoma con el punto medio de una de sus caras. La región en gris muestra la zona ocupada por el PTV. Recuadro: ubicación del segmento donde se analiza la dosis.

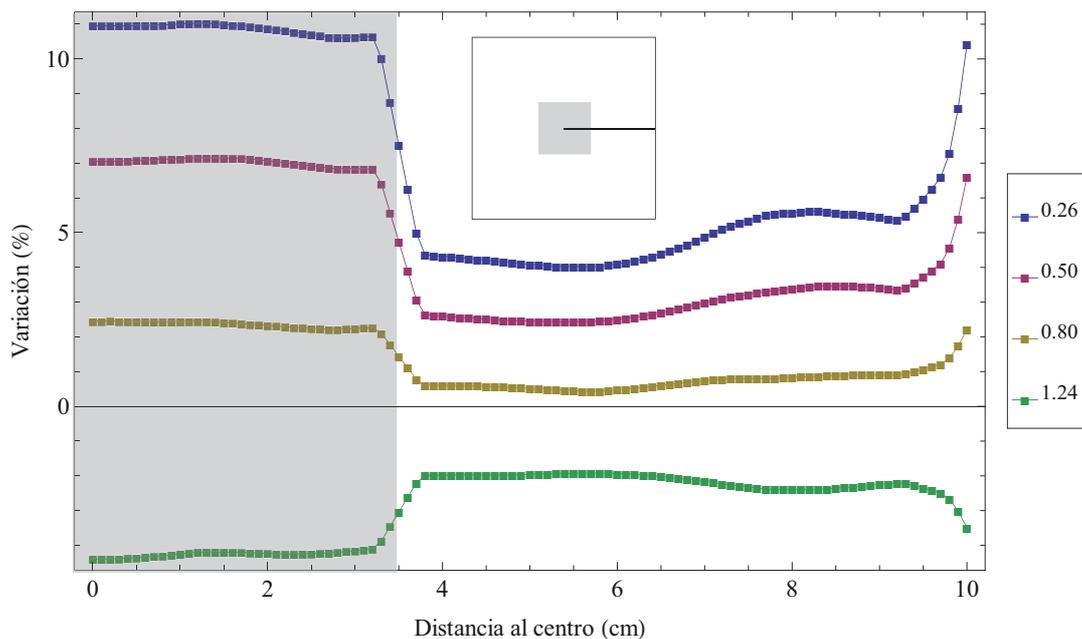


(a) PTV cúbico

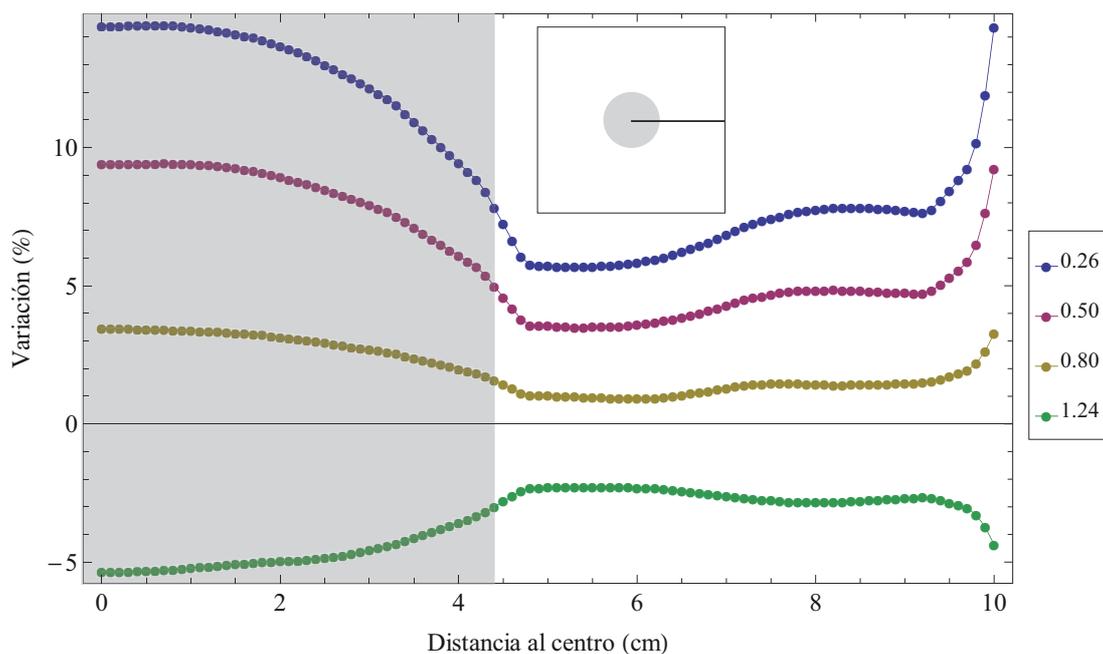


(b) PTV esférico

Figura E.6: Porcentaje de variación de la dosis absorbida en función de la distancia al centro del fantoma, para las geometrías cúbica y esférica (fracción de volumen: 3%); a lo largo de la diagonal de la sección transversal del fantoma. La región en gris muestra la zona ocupada por el PTV. Recuadro: ubicación del segmento donde se analiza la dosis.

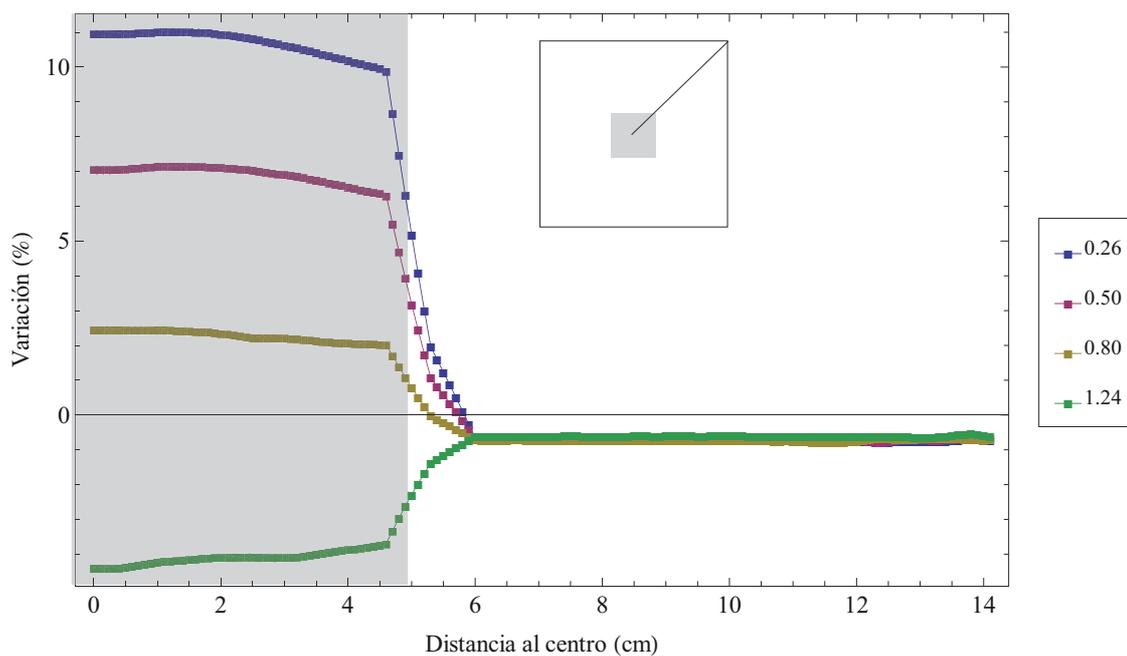


(a) PTV cúbico

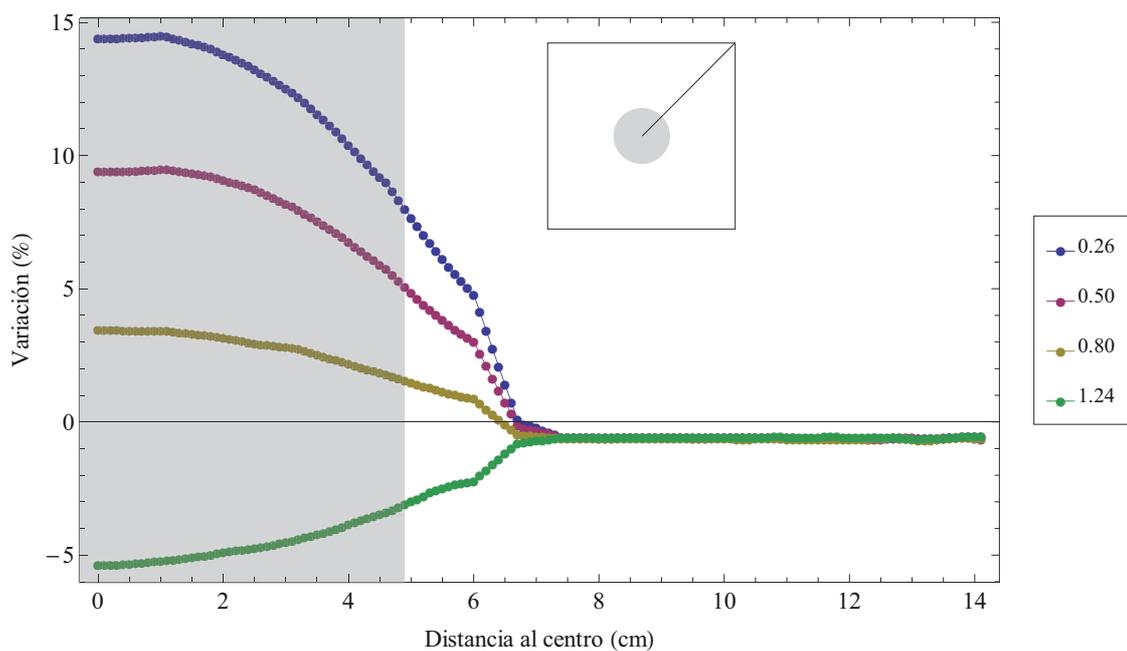


(b) PTV esférico

Figura E.7: Porcentaje de variación de la dosis absorbida en función de la distancia al centro del fantoma, para las geometrías cúbica y esférica (fracción de volumen: 5%); a lo largo de un segmento que une el centro del fantoma con el punto medio de una de sus caras. La región en gris muestra la zona ocupada por el PTV. Recuadro: ubicación del segmento donde se analiza la dosis.

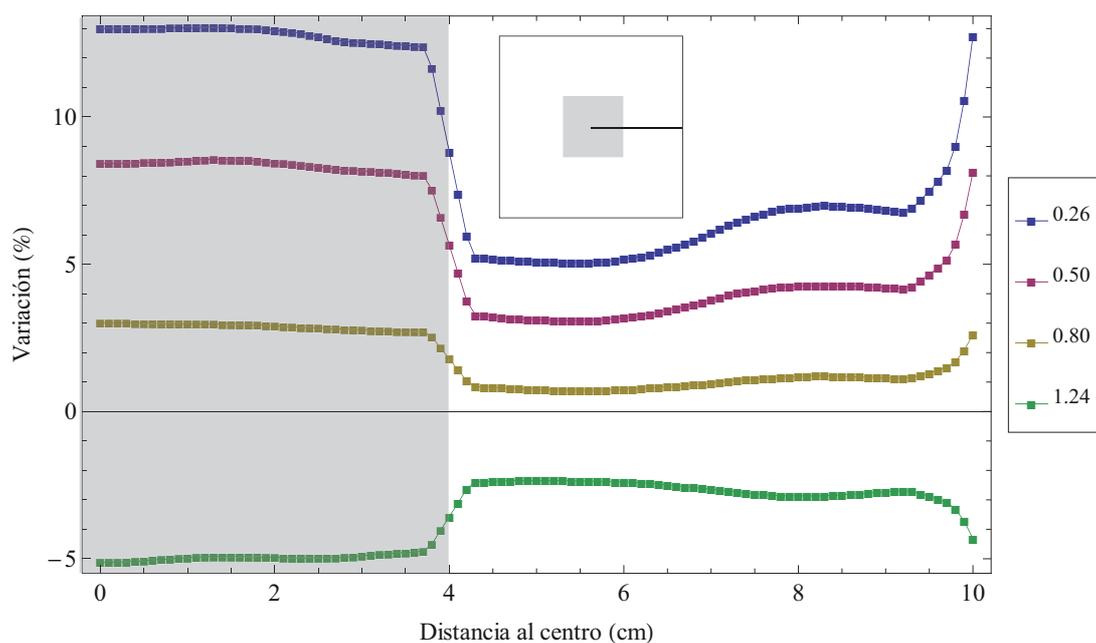


(a) PTV cúbico

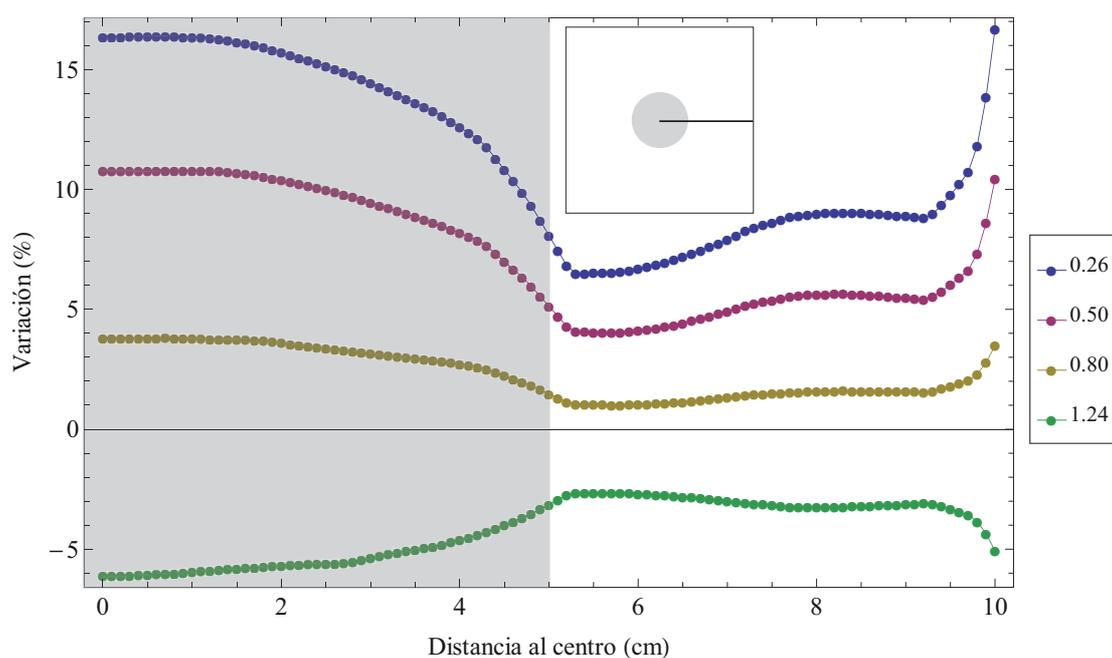


(b) PTV esférico

Figura E.8: Porcentaje de variación de la dosis absorbida en función de la distancia al centro del fantoma, para las geometrías cúbica y esférica (fracción de volumen: 5%); a lo largo de la diagonal de la sección transversal del fantoma. La región en gris muestra la zona ocupada por el PTV. Recuadro: ubicación del segmento donde se analiza la dosis.

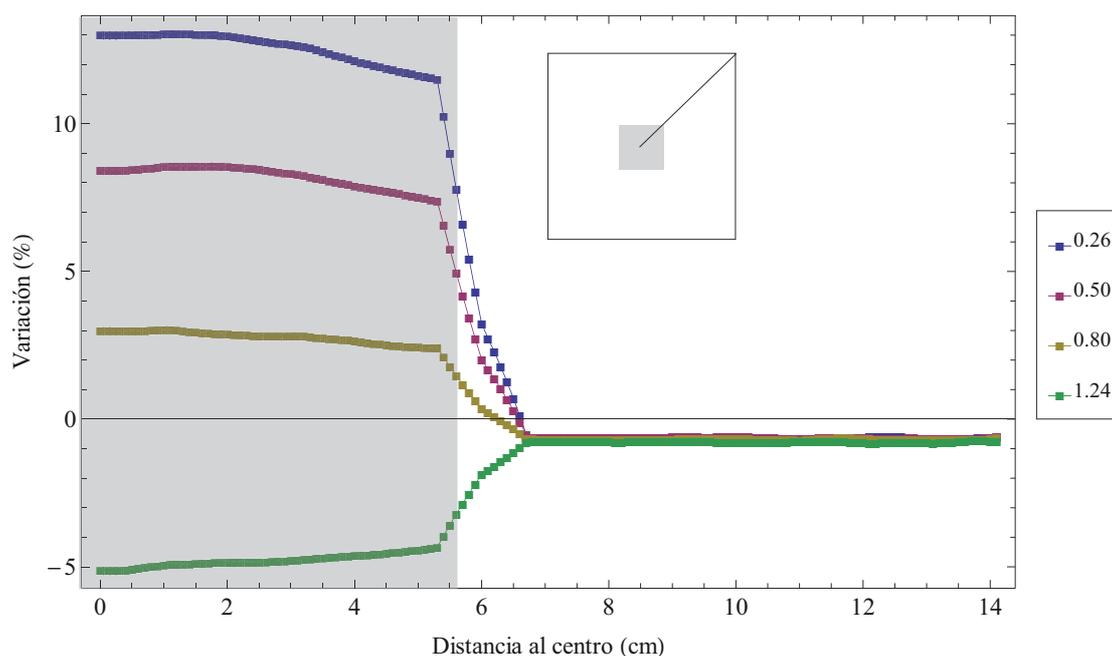


(a) PTV cúbico

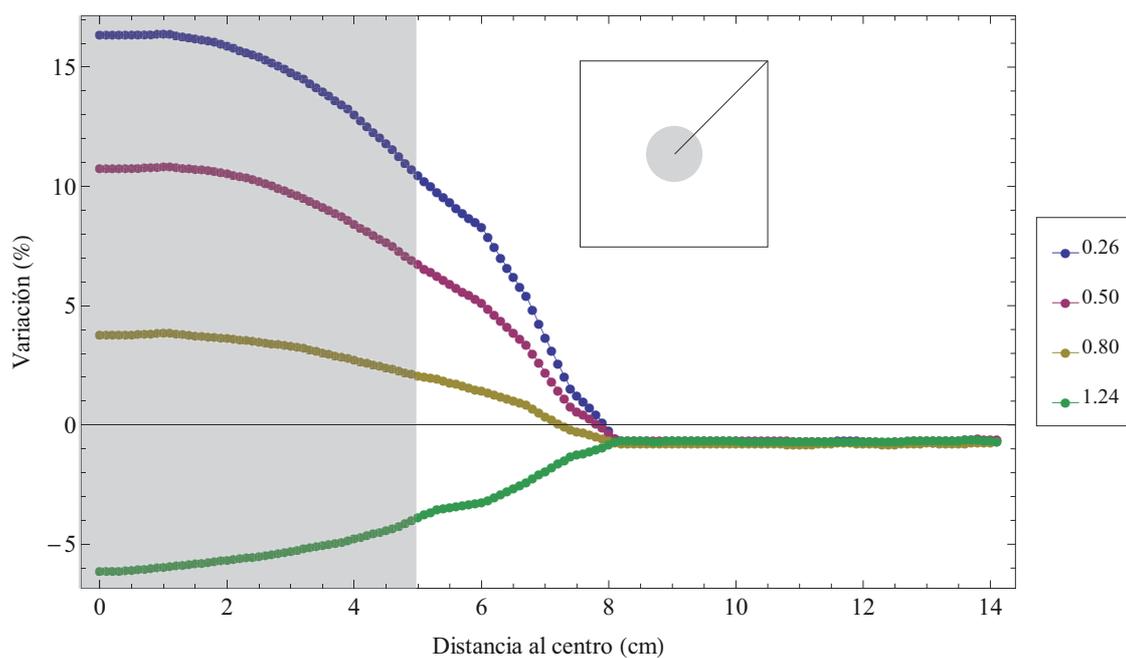


(b) PTV esférico

Figura E.9: Porcentaje de variación de la dosis absorbida en función de la distancia al centro del fantoma, para las geometrías cúbica y esférica (fracción de volumen: 7%); a lo largo de un segmento que une el centro del fantoma con el punto medio de una de sus caras. La región en gris muestra la zona ocupada por el PTV. Recuadro: ubicación del segmento donde se analiza la dosis.



(a) PTV cúbico



(b) PTV esférico

Figura E.10: Porcentaje de variación de la dosis absorbida en función de la distancia al centro del fantoma, para las geometrías cúbica y esférica (fracción de volumen: 7%); a lo largo de la diagonal de la sección transversal del fantoma. La región en gris muestra la zona ocupada por el PTV. Recuadro: ubicación del segmento donde se analiza la dosis.