

UNIVERSIDAD NACIONAL DE INGENIERÍA
FACULTAD DE CIENCIAS



TESIS

**“VALIDACIÓN E IMPLEMENTACIÓN DE UN NIVEL DE
TOLERANCIA PARA EL CÁNCER GINECOLÓGICO ENTRE EL
SISTEMA DE CÁLCULO INDEPENDIENTE DIAMOND Y EL
SISTEMA DE PLANIFICACIÓN XIO”**

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

ELABORADA POR:

NAVOR ENRIQUE FIGUEROA JAMANCA

ASESOR:

Dr. MODESTO EDILBERTO MONTOYA ZAVALETA

LIMA – PERÚ

2022

A mis padres Camilo y Florencia por inculcarme valores, enseñarme el aprecio y respeto a la vida en todas sus formas.

A mis hijas Lacey, Vanesa, Dajana y Celine, por ser mi inspiración y fortaleza, para vencer los obstáculos de la vida. A mi nieta Antonella, por su cariño y sonrisa. A Gisela por su amor y ser fuente de energía, luz y paz espiritual para mi alma.

Lista de abreviaturas

TPS: Sistema de Planificación de Tratamiento (Treatment Planning System)
EBRT: Radioterapia de Haz Externo (External Beam Radiation Therapy)
3D - CRT: Radioterapia Conformada en 3D (conformal radiationtherapy in 3D)
VMAT: Terapia Volumétrica de Arco Modulado (Volumetric Modulated Arc Therapy)
IGRT: Radioterapia Guiada por Imágenes (Image-Guided Radiation Therapy)
WPRT: Radioterapia Pelvica Completa (Complete Pelvic Radiation Therapy)
BCI: Braquiterapia Intracavitaria (Brachytherapy Intracavitary)
SSD: Distancia Fuente - Superficie (Source Surface Distance)
SAD: Distancia Fuente - Eje (Source Axis Distance)
GTV: Volumen de Tumor Macroscópico (Gross Tumor Volume)
CTV: Volumen Blanco Clínico (Clinical Target Volume)
PTV: Volumen Blanco de Planificación (Planning Target Volume)
TV: Volumen Tratado (Treated Volume)
IV: Volumen Irradiado (Irradiated Volume)
OAR: Volumen Irradiado (Irradiated Volume)
DVH: Histograma Dosis - Volumen (Dose - Volume Histogram)
PDD: Porcentaje de Dosis en Profundidad (Percentage Dose in Depth)
TAR: Razón Tejido - Aire (Air Tissue Ratio)
TPR: Razón Tejido - Fantoma (Phantom Tissue Ratio)
TMR: Razón Tejido - Máximo (Maximum Tissue Ratio)
OAF: Factor Fuera del eje (Off Axis Factor)
UM: Unidad Monitora (Unit Monitor)

Agradecimientos

Primeramente, quiero dar gracias a Dios por estar conmigo en cada instante de mi vida, fortaleciendo mi corazón e iluminando mi mente para mantenerme en mi esencia y ser una persona de bien, por haber puesto en mi camino aquellas personas que han sido mi soporte y compañía durante todo el periodo académico.

Quiero agradecer a la Dra. Adela Heredia Zelaya y al Dr. Gustavo Sarrea Bardales, por facilitarme las instalaciones del área de radioterapia para la adquisición de datos dosimétricos, que fueron parte del presente trabajo.

Quiero agradecer al personal en radioterapia del Instituto Nacional de Enfermedades Neoplásicas (INEN), por la amistad y el apoyo que me brindaron. Quiero también agradecer a mi colega Msc. Pedro Pacheco por su disposición y sugerencias en temas dosimétricos materia del presente estudio.

Finalmente, quiero agradecer a mis colegas Lic. Javier Ballón Estacio, Lic. Luis Umpire Barrios y Lic. José Centeno Ramos, por su amistad y apoyo en la toma de medidas dosimétricas.

Índice de contenidos

Lista de abreviaturas	iii
Agradecimientos	iv
Índice de contenidos	v
Índice de figuras	viii
Índice de tablas	xiii
Resumen	xv
Abstract	xvi
1. Introducción	1
1.1. Antecedentes	1
1.2. Objetivos	2
1.2.1. Objetivos específicos	2
1.3. Hipótesis	3
2. Conceptos Previos	4
2.1. Cáncer Ginecológico	4
2.2. Reportes del ICRU 50 y el ICRU 62	6
2.2.1. Volúmenes de tratamientos	7
2.2.2. Especificaciones de la dosis	8
2.2.3. Histograma Dosis - Volumen (DVH)	8
2.3. Radiación Ionizante	9
2.4. Principales Interacciones de Radiación Electromagnética con la Materia en Radioterapia	9
2.4.1. Absorción fotoeléctrica	10
2.4.2. Dispersión compton	10
2.4.3. Producción de pares	11
2.5. Equipo de Radioterapia Externa	12

2.5.1.	Acelerador lineal de electrones (Linac)	12
2.6.	Haces de Fotones Externos: Aspectos Dosimétricos y Clínicos	15
2.6.1.	Penetración de Haces de Fotones en Pacientes	15
2.6.2.	Parámetros en Tratamiento de Pacientes con Haces de Fotones	17
2.6.3.	Perfiles de Dosis	20
2.6.4.	Distribución de Dosis en un Fantoma de Agua	20
2.6.5.	Distribución de Isodosis en un Paciente	21
2.7.	Incertidumbres y Algoritmos de Cálculo	22
2.7.1.	Incertidumbres de tratamientos	22
2.7.2.	Algoritmo de Cálculo Clarkson	23
2.7.3.	Algoritmo de Convolución - Superposición en un núcleo puntual	24
2.7.4.	Comisionamiento de un Acelerador Lineal	25
3.	Materiales	27
3.1.	Materiales e instrumentos de Medición	27
3.1.1.	Acelerador lineal ELEKTA Synergy	27
3.1.2.	Cámara de Ionización: Semiflex 31010	28
3.1.3.	Electrómetro: PTW UNIDOS E.	29
3.1.4.	Fantoma de Agua: PTW con Sistema MP3-8	30
3.2.	Sistema de Planificación XIO	30
3.3.	Sistema de Cálculo Independiente DIAMOND	32
4.	Procedimiento Experimental	34
4.1.	Comisionamiento del Software Diamond	34
4.1.1.	Medición del PDD	34
4.1.2.	Mediciones de los factores S_{cp} y S_c	36
4.1.3.	Mediciones del Factor fuera del eje (OAF)	38
4.2.	Validación del DIAMOND	41
4.3.	Selección de Pacientes	48
4.4.	Tratamientos Ginecológicos Utilizando la Técnica de Radioterapia Conformada en 3D.	48
4.5.	Uso del Sistema de Cálculo Independiente Diamond	51
4.6.	Prueba “ t ” de Student	52
4.6.1.	Distribución F	53
4.6.2.	Igualdad de Varianzas Poblacionales ($\sigma_1^2 = \sigma_2^2$)	53
4.6.3.	Diferencias de Varianzas Poblacionales ($\sigma_1^2 \neq \sigma_2^2$)	54
5.	Resultados y Análisis	56
5.1.	Análisis de la Distribución Normal en Cada Campo	56
5.2.	Niveles de Tolerancia o Variación Porcentual	59

5.2.1. Análisis del Nivel de tolerancia hasta un 5 %	59
5.2.2. Análisis del Nivel de tolerancia hasta un 4 %	60
5.2.3. Análisis del Nivel de tolerancia hasta un 3 %	60
5.2.4. Análisis del Nivel de tolerancia hasta un 2 %	61
5.2.5. Análisis del Nivel de tolerancia entre 2 % y 5 %	62
5.2.6. Análisis del Nivel de tolerancia entre 3 % y 5 %	63
5.2.7. Análisis del Nivel de tolerancia entre 4 % y 5 %	63
6. Conclusiones	65
6.1. Recomendaciones	65
6.2. Trabajos futuros	66
A. Tabla de Unidades Monitores a diferentes tolerancias	67
B. Tabla de Distribución F	73
C. Tabla de Distribución t de Student	75
D. Comparación entre el Sistema XIO y el sistema DIAMOND	77
Bibliografía	103

Índice de figuras

2.1. Representación gráfica de los volúmenes de tratamientos.	8
2.2. El fotón incidente, con energía igual a $h\nu$, interactúa con el átomo expulsando el fotoelectrón con energía cinética igual a T	10
2.3. El fotón incidente, con energía igual a $h\nu$, interactúa con el electrón, dispersándose y transfiriendo parte de su energía.	11
2.4. Proceso de Producción de Pares.	11
2.5. Representación gráfica del cabezal Elekta MLC.	13
2.6. Representación gráfica de un Linac y sus principales componentes. . . .	14
2.7. Curva de dosis en profundidad generada por un haz de fotones de Megavoltaje.	16
2.8. Esquema para el porcentaje de dosis en Profundidad.	18
2.9. Esquema para la relación Tejido - Aire: (a) Dosis determinada en el punto Q, dentro del fantoma y (b) Dosis determinada en el punto Q, dentro del pequeña masa de agua, en aire.	19
2.10. Esquema para la relación Tejido - Fantoma.	19
2.11. Curvas de isodosis vista de un corte axial.	22
3.1. Acelerador Lineal ELEKTA utilizado en las mediciones dosimétricas. . .	28
3.2. Cámara de ionización Semiflex 31010, utilizado para las medidas de dosis relativa.	29
3.3. Electrómetro PTW UNIDOS E.	29
3.4. Fantoma de Agua: PTW con Sistema MP3.	30
3.5. Cáncer ginecológico obtenido de la Interfaz gráfica del TPS Xio.	31
3.6. Interfaz gráfica del sistema de cálculo independiente DIAMOND.	33
4.1. Porcentajes de dosis en profundidad obtenidos durante el comisionamiento del software Diamond para diferentes tamaños de campos normalizadas a 16 mm.	36
4.2. Representación gráfica de cargas para ambos factores, normalizadas a un campo de 10×10 : a) Factor S_c y b) Factor S_{cp}	37
4.3. Resultados del OAF normalizado a la dosis del eje central del campo. . .	38

4.4. Ventana de ingreso al Diamond.	41
4.5. Ventana para importar planes o pacientes.	41
4.6. Ventana de las carpetas donde se guardan los planes de los pacientes.	42
4.7. Ventana donde se elige el plan, busque con el nombre que fue guardado en el planificador.	42
4.8. Sección del Beam Data, aquí se ingresa los PDD's medidos para que el programa halle automáticamente los TPR's	43
4.9. Sección de Photon Scatter Factor, aquí se ingresa los factores de dispersión que se midieron con la misma configuración geométrica de la figura anterior.	43
4.10. Off axis factor, aquí se ingresa los factores fuera del eje.	43
4.11. Interfaz gráfica DIAMOND para verificación a una SSD de 100 cm, tamaño de campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$ y profundidades de 5, 10 y 20 cm.	45
4.12. Interfaz gráfica DIAMOND para verificación a una SSD de 90 cm, tamaño de campo $5 \times 5 \text{ cm}^2$, $10 \times 10 \text{ cm}^2$, $15 \times 15 \text{ cm}^2$ y $40 \times 40 \text{ cm}^2$ y profundidades de 5, 10 y 20 cm.	45
4.13. Interfaz gráfica DIAMOND para la verificación en el punto de cálculo del isocentro para tamaño de campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$ a profundidad de 5, 10, 15 y 20 cm.	45
4.14. Interfaz gráfica DIAMOND para la verificación en puntos fuera del eje central para tamaño de campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$ a profundidad de 10 cm.	46
4.15. Interfaz gráfica DIAMOND para la verificación en puntos fuera del eje central para tamaño de campo $30 \times 30 \text{ cm}^2$ a profundidad de 10 cm.	46
4.16. Interfaz gráfica DIAMOND para verificación de cuñas a $SSD = 100 \text{ cm}$ y tamaño de campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$	46
4.17. Interfaz gráfica DIAMOND para verificación de un campo irregular.	47
4.18. Interfaz gráfica DIAMOND para verificación de 4 campos isocentricos a tamaños de campos de $5 \times 5 \text{ cm}^2$, $10 \times 10 \text{ cm}^2$, $15 \times 15 \text{ cm}^2$, y $20 \times 20 \text{ cm}^2$ para ángulos de gantry igual a 0° , 90° , 180° y 270° , respectivamente.	47
4.19. Interfaz gráfica DIAMOND para verificación de 3 campos isocentricos a tamaños de campos de $5 \times 10 \text{ cm}^2$, $10 \times 15 \text{ cm}^2$ y $15 \times 15 \text{ cm}^2$ para ángulos de colimador igual a 0° , 90° , y 270° , respectivamente.	47
4.20. Interfaz gráfica DIAMOND para verificación de 3 campos isocentricos con tamaño de campo de $5 \times 10 \text{ cm}^2$ y ángulos de camilla igual a 0° , 90° , y 270°	48
4.21. Campo anterior obtenido de la interfaz gráfica XIO.	49
4.22. Campo posterior obtenido de la interfaz gráfica XIO.	49
4.23. Campo lateral izquierdo obtenido de la interfaz gráfica XIO.	49
4.24. Campo lateral derecho obtenido de la interfaz gráfica XIO.	50

4.25. Distribución de dosis y UM, en cada campo, obtenidos de la interfaz gráfica XIO.	50
4.26. Distribución de dosis evaluadas según el ICRU 62.	51
4.27. Parámetros enviados desde TPS XIO hacia el DIAMOND.	51
4.28. Interfaz gráfica DIAMOND, importación de pacientes.	52
4.29. Campo de radiación calculado desde la interfaz gráfica DIAMOND. . .	52
5.1. Histograma de frecuencias para el campo anterior.	57
5.2. Histograma de frecuencias para el campo posterior.	57
5.3. Histograma de frecuencias para el campo lateral derecho.	58
5.4. Histograma de frecuencias para el campo lateral izquierdo.	58
D.1. Resultados obtenidos del paciente 1, para: a) sistema de planificación XIO y b) sistema de calculo independiente DIAMOND.	78
D.2. Resultados obtenidos del paciente 2, para: a) sistema de planificación XIO y b) sistema de calculo independiente DIAMOND.	78
D.3. Resultados obtenidos del paciente 3, para: a) sistema de planificación XIO y b) sistema de calculo independiente DIAMOND.	79
D.4. Resultados obtenidos del paciente 4, para: a) sistema de planificación XIO y b) sistema de calculo independiente DIAMOND.	79
D.5. Resultados obtenidos del paciente 5, para: a) sistema de planificación XIO y b) sistema de calculo independiente DIAMOND.	80
D.6. Resultados obtenidos del paciente 6, para: a) sistema de planificación XIO y b) sistema de calculo independiente DIAMOND.	80
D.7. Resultados obtenidos del paciente 7, para: a) sistema de planificación XIO y b) sistema de calculo independiente DIAMOND.	81
D.8. Resultados obtenidos del paciente 8, para: a) sistema de planificación XIO y b) sistema de calculo independiente DIAMOND.	81
D.9. Resultados obtenidos del paciente 9, para: a) sistema de planificación XIO y b) sistema de calculo independiente DIAMOND.	82
D.10. Resultados obtenidos del paciente 10, para: a) sistema de planificación XIO y b) sistema de calculo independiente DIAMOND.	82
D.11. Resultados obtenidos del paciente 11, para: a) sistema de planificación XIO y b) sistema de calculo independiente DIAMOND.	83
D.12. Resultados obtenidos del paciente 12, para: a) sistema de planificación XIO y b) sistema de calculo independiente DIAMOND.	83
D.13. Resultados obtenidos del paciente 13, para: a) sistema de planificación XIO y b) sistema de calculo independiente DIAMOND.	84
D.14. Resultados obtenidos del paciente 14, para: a) sistema de planificación XIO y b) sistema de calculo independiente DIAMOND.	84

D.15.Resultados obtenidos del paciente 15, para: a) sistema de planificación XIO y b) sistema de calculo independiente DIAMOND.	85
D.16.Resultados obtenidos del paciente 16, para: a) sistema de planificación XIO y b) sistema de calculo independiente DIAMOND.	85
D.17.Resultados obtenidos del paciente 17, para: a) sistema de planificación XIO y b) sistema de calculo independiente DIAMOND.	86
D.18.Resultados obtenidos del paciente 18, para: a) sistema de planificación XIO y b) sistema de calculo independiente DIAMOND.	86
D.19.Resultados obtenidos del paciente 19, para: a) sistema de planificación XIO y b) sistema de calculo independiente DIAMOND.	87
D.20.Resultados obtenidos del paciente 20, para: a) sistema de planificación XIO y b) sistema de calculo independiente DIAMOND.	87
D.21.Resultados obtenidos del paciente 21, para: a) sistema de planificación XIO y b) sistema de calculo independiente DIAMOND.	88
D.22.Resultados obtenidos del paciente 22, para: a) sistema de planificación XIO y b) sistema de calculo independiente DIAMOND.	88
D.23.Resultados obtenidos del paciente 23, para: a) sistema de planificación XIO y b) sistema de calculo independiente DIAMOND.	89
D.24.Resultados obtenidos del paciente 24, para: a) sistema de planificación XIO y b) sistema de calculo independiente DIAMOND.	89
D.25.Resultados obtenidos del paciente 25, para: a) sistema de planificación XIO y b) sistema de calculo independiente DIAMOND.	90
D.26.Resultados obtenidos del paciente 26, para: a) sistema de planificación XIO y b) sistema de calculo independiente DIAMOND.	90
D.27.Resultados obtenidos del paciente 27, para: a) sistema de planificación XIO y b) sistema de calculo independiente DIAMOND.	91
D.28.Resultados obtenidos del paciente 28, para: a) sistema de planificación XIO y b) sistema de calculo independiente DIAMOND.	91
D.29.Resultados obtenidos del paciente 29, para: a) sistema de planificación XIO y b) sistema de calculo independiente DIAMOND.	92
D.30.Resultados obtenidos del paciente 30, para: a) sistema de planificación XIO y b) sistema de calculo independiente DIAMOND.	92
D.31.Resultados obtenidos del paciente 31, para: a) sistema de planificación XIO y b) sistema de calculo independiente DIAMOND.	93
D.32.Resultados obtenidos del paciente 32, para: a) sistema de planificación XIO y b) sistema de calculo independiente DIAMOND.	93
D.33.Resultados obtenidos del paciente 33, para: a) sistema de planificación XIO y b) sistema de calculo independiente DIAMOND.	94

D.34.Resultados obtenidos del paciente 34, para: a) sistema de planificación XIO y b) sistema de calculo independiente DIAMOND.	94
D.35.Resultados obtenidos del paciente 35, para: a) sistema de planificación XIO y b) sistema de calculo independiente DIAMOND.	95
D.36.Resultados obtenidos del paciente 36, para: a) sistema de planificación XIO y b) sistema de calculo independiente DIAMOND.	95
D.37.Resultados obtenidos del paciente 37, para: a) sistema de planificación XIO y b) sistema de calculo independiente DIAMOND.	96
D.38.Resultados obtenidos del paciente 38, para: a) sistema de planificación XIO y b) sistema de calculo independiente DIAMOND.	96
D.39.Resultados obtenidos del paciente 39, para: a) sistema de planificación XIO y b) sistema de calculo independiente DIAMOND.	97
D.40.Resultados obtenidos del paciente 40, para: a) sistema de planificación XIO y b) sistema de calculo independiente DIAMOND.	97
D.41.Resultados obtenidos del paciente 41, para: a) sistema de planificación XIO y b) sistema de calculo independiente DIAMOND.	98
D.42.Resultados obtenidos del paciente 42, para: a) sistema de planificación XIO y b) sistema de calculo independiente DIAMOND.	98
D.43.Resultados obtenidos del paciente 43, para: a) sistema de planificación XIO y b) sistema de calculo independiente DIAMOND.	99
D.44.Resultados obtenidos del paciente 44, para: a) sistema de planificación XIO y b) sistema de calculo independiente DIAMOND.	99
D.45.Resultados obtenidos del paciente 45, para: a) sistema de planificación XIO y b) sistema de calculo independiente DIAMOND.	100
D.46.Resultados obtenidos del paciente 46, para: a) sistema de planificación XIO y b) sistema de calculo independiente DIAMOND.	100
D.47.Resultados obtenidos del paciente 47, para: a) sistema de planificación XIO y b) sistema de calculo independiente DIAMOND.	101
D.48.Resultados obtenidos del paciente 48, para: a) sistema de planificación XIO y b) sistema de calculo independiente DIAMOND.	101
D.49.Resultados obtenidos del paciente 49, para: a) sistema de planificación XIO y b) sistema de calculo independiente DIAMOND.	102
D.50.Resultados obtenidos del paciente 50, para: a) sistema de planificación XIO y b) sistema de calculo independiente DIAMOND.	102

Índice de tablas

2.1. Planificación obtenida del Instituto Nacional de Enfermedades Neoplásicas (3D - 2019).	5
2.2. Planificación obtenida del Instituto Nacional de Enfermedades Neoplásicas (IMRT - 2019).	6
3.1. Características del acelerador lineal elekta.	28
4.1. Porcentajes de dosis en profundidad para tamaños de campos entre $4 \times 4 \text{ cm}^2$ y $14 \times 14 \text{ cm}^2$ a una SSD igual a 90 cm.	35
4.2. Porcentajes de dosis en profundidad para tamaños de campos entre $16 \times 16 \text{ cm}^2$ y $40 \times 40 \text{ cm}^2$ a una SSD igual a 90 cm.	35
4.3. Factor de Campo S_{cp} .	37
4.4. Factor de Colimador S_c .	37
4.5. Mediciones del Off Axis Factor	39
4.6. Mediciones del Off Axis Factor	40
5.1. Intervalo de Tolerancia hasta el 5 %	59
5.2. Intervalo de Tolerancia al 4 %	60
5.3. Intervalo de Tolerancia al 3 %	61
5.4. Intervalo de Tolerancia al 2 %	62
5.5. Intervalo de Tolerancia entre 2 % al 5 %	62
5.6. Intervalo de Tolerancia entre 3 % al 5 %	63
5.7. Intervalo de Tolerancia entre 4 % al 5 %	64
A.1. Tabla de Unidades monitoras para tolerancias al 5 %.	68
A.2. Tabla de Unidades monitoras para tolerancias al 4 %.	69
A.3. Tabla de Unidades monitoras para tolerancias al 3 %.	70
A.4. Tabla de Unidades monitoras para tolerancias al 2 %.	70
A.5. Tabla de Unidades monitoras para tolerancias entre intervalos del 2 % al 5 %.	71
A.6. Tabla de Unidades monitoras para tolerancias entre intervalos del 3 % al 5 %.	72

A.7. Tabla de Unidades monitoras para tolerancias entre intervalos del 4%
al 5%. 72

Resumen

El cáncer ginecológico es una de las neoplasias mas comunes en mujeres y se estima un aumento para los próximos años. Existen diversos tratamientos mediante el uso de equipos, denominados aceleradores lineales, cuya finalidad es administrar dosis en las células neoplásicas evitando la irradiación en órganos y/o tejidos sanos. El objetivo de este proyecto es validar e implementar un nivel de tolerancia para el cáncer ginecológico entre dos sistemas de cálculo, dentro del Instituto Nacional de Enfermedades Neoplásicas (INEN). El primero es el sistema de planificación XIO (TPS XIO, Versión 4.80.00) y, el segundo, es el sistema de cálculo independiente PTW DIAMOND (Versión 5.3); este último es un software que se viene implementando en el área de planificación dentro del INEN. El procedimiento consta del comisionamiento del software DIAMOND; luego se seleccionaron 50 pacientes con cáncer ginecológico y tratamiento convencional (5000 cGy en 25 fracciones), con 4 campos directos. Dichos pacientes fueron planificados mediante el TPS XIO usando la técnica en radioterapia convencional en 3D (CRT-3D); posteriormente, se realizó el cálculo mediante el software DIAMOND y; por último, se analizó las Unidades Monitoras (UM) mediante la prueba *t* de student. Entre los resultados se obtuvo que: para tolerancias del 5%, en las UM entre ambos sistemas, no existe una diferencia estadísticamente significativa. De la misma manera, para tolerancias de 4%, 3% y 2%. Por su parte, si consideramos intervalos de tolerancias, entre 2% al 5% no existe diferencia significativa; mientras que, entre el 3% a 5% y entre 4% y 5% si existe una diferencia estadísticamente significativa, especialmente en los campos laterales. Por ello, se concluye que debe implementarse una tolerancia del 3% en el cáncer ginecológico.

Palabras clave: RADIOTERAPIA, CÁNCER GINECOLÓGICO, SISTEMAS DE CÁLCULO

Abstract

Gynecological cancer is one of the most common neoplasms in women and an increase is estimated for the coming years. There are several treatments through the use of equipment, called linear accelerators, whose purpose is to administer doses in neoplastic cells avoiding irradiation in healthy organs and / or tissues. The objective of this project is to validate and implement a tolerance level for gynecological cancer between two calculation systems, within the National Institute of Neoplastic Diseases (INEN). The first is the XIO planning system (TPS XIO, Version 4.80.00) and the second is the PTW DIAMOND independent calculation system (Versión 5.3); the latter is a software that has been implemented in the planning area within the INEN. The procedure consists of commissioning the DIAMOND software; then 50 patients with gynecological cancer and conventional treatment (5000 cGy in 25 fractions) were selected, with 4 direct fields. These patients were planned using the TPS XIO using the technique in conventional 3D radiotherapy (CRT-3D); later, the calculation was carried out using the DIAMOND software and; finally, the Monitoring Units (UM) were analyzed using the textitt test of student. Among the results it was obtained that: for tolerances of 5%, in the UMs between both systems, there is no statistically significant difference. In the same way, for tolerances of 4%, 3% and 2%. On the other hand, if we consider tolerance intervals, between 2% to 5% there is no significant difference; whereas, between 3% to 5% and between 4% and 5% if there is a statistically significant difference, especially in the lateral fields. Therefore, it is concluded that it should implement a tolerance of 3% in gynecological cancer.

Keywords: RADIATION THERAPY, GYNECOLOGICAL CANCER, CALCULATION SYSTEMS

Capítulo 1

Introducción

1.1. Antecedentes

El cáncer es una problemática de salud a nivel mundial, cada año se diagnostica a más de 18 millones de personas, con algún tipo de cáncer, y proyecciones futuras advierten que las cifras aumentarían a 29.5 millones para el año 2040. Asimismo, diversos estudios indican que dos tercios de muertes por cáncer se da en países en desarrollo, debido a la detección tardía y/o falta de diagnóstico, siendo el cáncer ginecológico uno de los más frecuentes. El cáncer de cuello uterino, en el año 2020, representa el 3.1 % de incidencia y el 3.3 % de mortalidad, siendo el cuarto cáncer más diagnosticado en mujeres; seguido del cáncer de endometrio que tiene una incidencia del 1.05 % y una mortalidad del 0.22 %; mientras que, el cáncer de ovario, el cáncer de vulva y el cáncer de vagina, tienen una incidencia del 0.73 %, 0.09 % y 0.04 %, respectivamente, y una mortalidad del 0.49 %, 0.03 % y 0.02 %, respectivamente. El cáncer, en el Perú, para el año 2016, constituye el 6.9 % del total de enfermedades, siendo las neoplasias malignas la segunda causante de mortalidad; por ello, es necesario el uso de técnicas modernas para su tratamiento como la radioterapia [1, 2].

El uso de tratamientos con radioterapia implican la administración de radiación mediante teleterapia o braquiterapia, ambas con el mismo objetivo, el uso de radiaciones ionizantes para reducir y/o eliminar células cancerosas evitando la dosificación de tejidos y órganos de riesgo (OAR's) [3]. En los últimos 20 años el avance de las nuevas tecnologías en adquisición de imágenes y las nuevas técnicas de tratamiento en radioterapia de haz externo (EBRT) como: la radioterapia conformada tridimensional (3D - CRT), radioterapia de intensidad modulada (IMRT), la terapia volumétrica de arco modulado (VMAT) y la radioterapia guiada por imágenes (IGRT), permiten una mejor conformidad de la dosis administrada, y así, lograr un mayor control tumoral reduciendo la toxicidad en órganos cercanos y mejorando la calidad de vida del paciente [4]. Estas técnicas de tratamiento en EBRT vienen acompañado de sistemas de

planificación de tratamientos (TPS) que realizan cálculos de dosis mediante algoritmos matemáticos muy potentes y sofisticados. Estos TPS permiten predecir la dosis dentro del paciente, a través del planificador, mediante el uso en diferentes orientaciones del haz, energías e intensidades. Sin embargo, en tratamientos avanzados de radioterapia existe un control que garantiza la calidad del tratamiento previo al uso clínico. Estos controles son comparaciones entre una estructura de material definido como fantoma, que modelan propiedades físicas en el paciente, con los datos obtenidos del TPS [5].

En nuestro país no existe un protocolo de garantía de calidad aplicado a los TPS en radioterapia conformada tridimensional (3D - CRT); por ello, es necesario un procedimiento que permita la verificación independiente del cálculo de dosis para los tratamientos en radioterapia conformada 3D e implementarlo otorgando un nivel de tolerancia propia. En los siguientes capítulos se describirán los fundamentos teóricos y prácticos utilizados en radioterapia; el Capítulo 2 describe el concepto de cáncer ginecológico, reportes ICRU 60 y 62, principales interacciones de la radiación con la materia, equipo de radioterapia externa y aspectos dosimétricos para haces de fotones; el Capítulo 3 describe los materiales e instrumentos, considerado en este proyecto, el sistema de planificación XIO y el sistema de cálculo independiente DIAMOND; el Capítulo 4 muestra el comisionamiento del software DIAMOND, tratamientos de cáncer ginecológicos con técnica convencional, uso del software DIAMOND y proceso en la prueba t de student; finalmente, el Capítulo 5 presenta las conclusiones del proyecto.

1.2. Objetivos

El presente proyecto tiene como objetivo validar e implementar un valor de tolerancia al sistema de cálculo independiente DIAMOND, para tratamientos de radioterapia conformacional 3D, y de esta manera garantizar un control calidad en los tratamientos de cáncer ginecológico en el área de radioterapia del Instituto Nacional de Enfermedades Neoplásicas (INEN).

1.2.1. Objetivos específicos

- Adquirir los datos dosimétricos del acelerador lineal Elekta modelo Synergy (Elekta Medical System, Stockholm, Sweden) de energía nominal igual a 6 MV.
- Validar los cálculos en el sistema de verificación independiente DIAMOND del acelerador lineal Elekta modelo Synergy.
- Analizar los resultados obtenidos para el cáncer ginecológico.

1.3. Hipótesis

Los tratamientos con radioterapia externa requieren de sistemas de verificación que logren asegurar una administración de dosis precisa y segura. Asimismo, es necesario el uso de estos sistemas, previo al tratamiento clínico, que permitan comparar las dosis (o unidades monitor) que existe entre el sistema de planificación de tratamiento (TPS) y el sistema de cálculo independiente (SCI). Por ello, este último debe ser implementado como un sistema de verificación de cálculo de dosis, en tratamientos convencionales 3D, para fotones de energía nominal igual a 6 MV.

Capítulo 2

Conceptos Previos

En este capítulo se describirá conceptos básicos que permiten entender el presente proyecto. Entre dichos conceptos se incluye la importancia del tratamiento para cáncer ginecológicos, recomendaciones de la Comisión Internacional de Unidades de Radiación y Medidas Radiológicas, principales interacciones de la radiación electromagnética con la materia en radioterapia, componente de los equipos de radiación externa y aspectos dosimétricos para haces de fotones.

2.1. Cáncer Ginecológico

El cáncer es una enfermedad producida por la acumulación de modificaciones epigenéticas y/o genéticas que alteran irreversiblemente el funcionamiento celular [6]. Esta enfermedad se muestra generalmente en personas mayores de 50 años; sin embargo, existe una incidencia del 10 % al 30 % en personas más jóvenes [7]. En este proyecto de tesis se abordará el cáncer ginecológico que involucra distintas neoplasias como el cáncer de cervix, cáncer de endometrio, cáncer de vagina y cáncer de vulva. El primero se relaciona directamente con el virus del papiloma humano (VPH); el método de tratamiento es utilizando teleterapia (radioterapia conformada en 3D o IMRT) y/o braquiterapia (braquiterapia de alta tasa de dosis). El cáncer de endometrio tiene diversos factores de riesgo como la terapia hormonal sustitutiva no combinada, la hiperplasia adenomatosa, el síndrome de ovarios poliquísticos, la diabetes, la hipertensión, la nuliparidad y la obesidad; el método de tratamiento va a depender del estadio en que se encuentre la neoplasia y entre ellos tenemos la braquiterapia, radioterapia pélvica y quimioterapia. Por último, para el cáncer de vagina y vulva, tiene como factores de riesgo el tabaquismo, infección por VPH, liquen escleroso vulvar y alteraciones del sistema inmunitario; los métodos de tratamiento para estas neoplasias se dan a través de una cirugía, radioterapia radical, radioterapia adyuvante y radioterapia preoperatoria [8].

El tratamiento de todas estas neoplasias involucra el uso de técnicas que suelen ser muy efectivas, en la mayoría de neoplasias ginecológicas, especialmente, en cáncer de cuello uterino y endometrio. Por ello, la mayoría de procedimientos en cáncer ginecológicos son tratados a través de la radioterapia pélvica completa (complete pelvic radiation therapy) que es la irradiación pélvica para tratamiento adyuvante o primario para pacientes con trastornos gastrointestinales, genitourinarios y otras neoplasias malignas; como también, mediante un tratamiento con braquiterapia intracavitaria (brachytherapy intracavitary). Si bien son tratamientos exitosos, existen efectos secundarios que deben ser reducidos. Actualmente, las técnicas modernas de intensidad modulada permiten conformar mejor la dosis administrada, minimizando la dosis en los órganos cercanos. Estudios clínicos registran que hay menos toxicidad gastrointestinal en pacientes tratadas con IMRT, en comparación con mujeres tratadas con WPRT convencional, entre otros como diarrea crónica, secuelas rectales, etc [9, 10].

En el año 2019, el Instituto Nacional de Enfermedades Neoplásicas (INEN) realizó, generalmente, una gran cantidad de tratamientos con cáncer ginecológico mediante la técnica en radioterapia convencional 3D. Mientras que, la cantidad de pacientes tratados con la técnica IMRT han sido menores. La tabla 2.1 y la tabla 2.2 muestran la cantidad de pacientes planificados mediante la técnica en 3D - CRT e IMRT, respectivamente.

Tabla 2.1: Planificación obtenida del Instituto Nacional de Enfermedades Neoplásicas (3D - 2019).

Neoplasias	Ene	Feb	Mar	Abr	May	Jun	Jul	Ago	Set	Oct	Nov	Dic
Cáncer de Mama	22	28	33	23	37	30	28	28	24	15	10	21
Cáncer de Próstata	00	01	03	02	03	01	03	03	01	01	03	01
Cáncer de Riñon - Vejiga - Pene	01	01	02	00	00	01	01	04	02	01	00	01
S:N:C	26	28	26	18	30	32	26	23	23	26	16	22
Linfoma	14	27	22	18	15	20	13	11	08	16	08	11
Cáncer de Tiroides	01	02	01	00	00	02	00	01	01	03	01	01
Cáncer de Lengua y Senos Maxilares	11	13	11	07	12	08	11	16	10	11	07	07
Cáncer Ginecológico	54	108	71	102	118	78	96	93	92	66	96	76
Cáncer de Piel	11	07	08	08	18	10	18	10	14	09	05	12
Neoplasia Maligna Gastrointestinal	09	10	15	15	19	13	12	09	15	20	13	07
Cáncer de Tórax (Pulmón - Esófago)	02	02	08	02	03	02	03	08	03	04	05	02
Sarcoma de partes Blandas	07	05	07	04	08	07	11	09	17	13	03	04
TOTAL	158	232	207	199	263	204	222	215	210	185	167	165

Tabla 2.2: Planificación obtenida del Instituto Nacional de Enfermedades Neoplásicas (IMRT - 2019).

Neoplasias	Ene	Feb	Mar	Abr	May	Jun	Jul	Ago	Set	Oct	Nov	Dic
Cáncer de Mama	33	47	50	47	39	31	39	58	62	53	39	62
Cáncer de Próstata	15	10	22	26	36	00	15	23	17	18	10	23
Cáncer de Riñon - Vejiga - Pene	01	01	00	01	01	00	02	02	01	00	00	01
S:N:C	12	05	01	11	04	06	02	09	04	08	10	12
Linfoma	02	03	03	06	04	05	04	05	03	03	04	02
Cáncer de Tiroides	00	05	07	06	04	00	05	06	10	05	03	00
Cáncer de Lengua y Senos Maxilares	14	03	17	16	15	00	28	27	24	20	21	20
Cáncer Ginecológico	01	05	05	06	07	06	05	06	07	07	11	06
Cáncer de Piel	02	05	05	07	08	05	06	07	09	08	07	06
Neoplasia Maligna Gastrointestinal	02	06	08	09	06	09	12	07	16	09	09	10
Cáncer de Tórax (Pulmón - Esófago)	01	00	03	00	04	01	02	01	06	02	02	00
Sarcoma de partes Blandas	02	02	02	03	04	02	02	07	02	06	05	03
TOTAL	85	105	123	138	132	104	122	158	161	139	121	145

2.2. Reportes del ICRU 50 y el ICRU 62

El reporte del ICRU 50 y su suplemento ICRU 62 son recomendaciones otorgadas por la Comisión Internacional de Unidades de Radiación y Medidas Radiológicas (ICRU) para tratamientos convencionales en 3D con radioterapia de haz externo, también aporta requerimientos para una documentación precisa en la prescripción de la dosis. Para realizar la planificación de un tratamiento con radioterapia primero se debe prescribir una dosis para el paciente, la cual tiene como objetivo controlar el tumor maligno. Sin embargo, la dosis prescrita puede afectar, en menor o mayor medida, a los tejidos sanos u órganos de riesgos [11].

El reporte N° 50 del ICRU recomienda una uniformidad de dosis, en el volumen blanco específico, con un intervalo del +7% y -5% de la dosis entregada en un punto de prescripción, dentro del volumen blanco; a su vez, define volúmenes de órganos y tejidos relacionados con el tumor y los tejidos sanos. En la radioterapia moderna se puede utilizar distintos niveles de energías y tamaños de campo bajo dos configuraciones convencionales: A una distancia constante desde la fuente de radiación hacia la superficie del paciente conocido como distancia fuente - superficie (SSD), para todos los haces, y a una configuración isocéntrica con una distancia constante desde fuente en dirección del eje central conocida como distancia fuente - eje (SAD). Por lo mencionado, debe existir una relación entre las posiciones de tejidos, órganos o volúmenes; con las orientaciones de los haces mediante sistemas de coordenadas asignados al paciente, a la unidad de imagen y a la unidad de tratamiento.

2.2.1. Volúmenes de tratamientos

Para realizar la planificación de un tratamiento, con radioterapia, se deben determinar diferentes volúmenes de tratamiento. Estos volúmenes son definidos debido a la diversa concentración de células malignas, los probables cambios en la relación espacial entre el volumen y el haz, durante la terapia, el movimiento del paciente y las posibles inexactitudes en la configuración del tratamiento. Los reportes ICRU 50 y su suplemento, ICRU 62, definen y describen los diferentes volúmenes blancos y estructuras críticas que ayudan en el proceso de planificación del tratamiento y proveen una base para la comparación de los resultados. Estos volúmenes de tratamientos se visualizan en la imagen 2.1 y son los siguientes [12].

- Volumen de tumor macroscópico (GTV) es aquel volumen de la enfermedad macroscópica visible por técnicas de imagen, o cirugía previa.
- Volumen blanco clínico (CTV) es aquel que involucra el GTV, tiene un concepto puramente clínico-anatómico y puede ser descrito como aquel que incluye, junto al tumor conocido, estructuras con sospecha no demostrada clínicamente de diseminación.
- Volumen blanco de planificación (PTV) es aquel volumen que añadimos al CTV, se define para seleccionar los tamaños y configuraciones apropiadas de los haces teniendo en cuenta los efectos netos de todas las posibles variaciones geométricas y, de este modo, se asegure que la dosis prescrita es realmente absorbida en el CTV.
- El volumen tratado (TV) es aquella volumen rodeado por una superficie de isodosis específica y seleccionada (dosis prescrita), con el objetivo de controlar la enfermedad. En algunos casos el TV puede ser considerablemente mayor al PTV.
- El volumen irradiado (IV) es el volumen del tejido que recibe una dosis considerablemente significativa en relación con la tolerancia del tejido normal. Este volumen depende de la técnica de tratamiento usada.
- Los órganos de Riesgo (OAR) son aquellos tejidos normales cuya sensibilidad a la radiación puede influir significativamente en la planificación del tratamiento y/o la dosis prescrita.

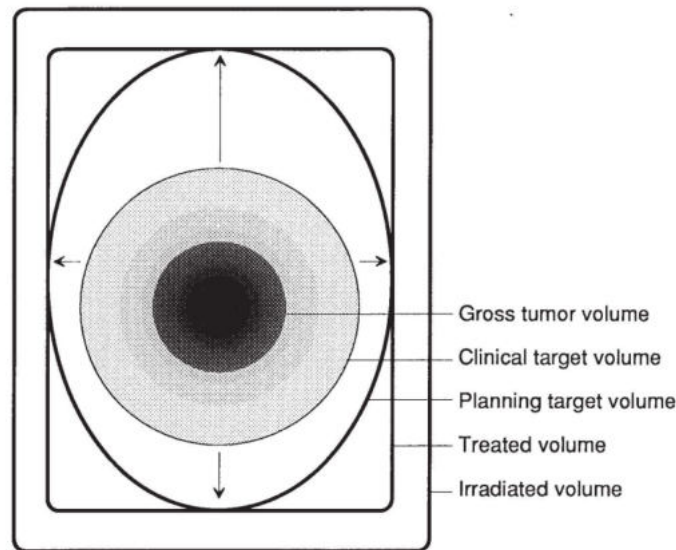


Figura 2.1: Representación gráfica de los volúmenes de tratamientos [12].

2.2.2. Especificaciones de la dosis

Para un tratamiento completo es necesario incluir una información detallada sobre los objetivos, como: los volúmenes cercanos al PTV, la prescripción de la dosis, el fraccionamiento de la dosis y la duración total del tratamiento. Dicha prescripción de dosis, en el PTV, debe ser lo más homogénea posible pero clínicamente es muy difícil obtenerlo; por ello, se acepta ciertas heterogeneidades. Pero, como ya se menciona, el ICRU 50 recomienda una uniformidad entre el +7% y el -5%, del total de dosis prescrito en el PTV. Los parámetros que caracterizan a la distribución de dosis dentro del volumen son:

- Dosis mínima en el volumen blanco.
- Dosis máxima en el volumen blanco.
- Dosis media en el volumen blanco.

La dosis objetivo mínima de planificación es la dosis más baja en el PTV, la dosis máxima de planificación, excede la dosis prescrita, y se denomina como puntos calientes; por último, la dosis media es el valor central de las dosis, motivo del cálculo de dosis a través de un gran número de puntos discretos (puntos de red) [11–14].

2.2.3. Histograma Dosis - Volumen (DVH)

Un plan en 3D contiene información de la distribución de dosis sobre una matriz de puntos, en la anatomía del paciente. El histograma dosis - volumen resume toda la

información contenida, en la distribución 3D, y representa una distribución de frecuencias de los valores de dosis dentro de un volumen definido, que puede ser el PTV o un órgano específico que se encuentre en la vecindad del PTV. Los DVH's también suelen representar el volumen cubierto, en porcentaje con respecto al volumen total, en función de la dosis de interés [15].

2.3. Radiación Ionizante

Las radiaciones ionizantes son capaces de liberar electrones de los orbitales atómicos a través de procesos denominados excitación y/o ionización. Estas radiaciones se pueden clasificar en dos categorías que son las radiaciones directamente ionizante y las indirectamente ionizante.

- **Radiación directamente Ionizante** deposita su energía mediante interacción coulumb a través de un proceso único y directo entre la partícula cargada (ion pesado, electrón y protón) y los electrones orbitales.
- **Radiación indirectamente ionizante** primero libera una partícula cargada (generado por fotones y/o neutrones) para después depositar la energía por interacción coulumb con los electrones orbitales.

2.4. Principales Interacciones de Radiación Electromagnética con la Materia en Radioterapia

Los fotones al penetrar un medio sufren una gran variedad de interacciones, con sus átomos, transfiriendo su energía de manera parcial o total. Estas interacciones pueden producirse con los electrones orbitales o los núcleos atómicos.

- Si la interacción del fotón fuese con un electrón orbital, esta va a depender de la energía de enlace. Si es un electrón débilmente ligado se puede producir una dispersión Thomson, un efecto Compton o producción de tripletes. Pero sí fuese con un electrón fuertemente ligado se produce una absorción fotoeléctrica o dispersión de Rayleigh.
- Por su parte, sí la interacción del fotón es directamente con el núcleo, entonces se produce la fotodesintegración. Pero sí la interacción es mediante el campo electrostático del núcleo, estamos ante la producción de pares.

Los procesos más importantes, para el uso en diagnóstico, son los siguientes [16, 17].

2.4.1. Absorción fotoeléctrica

El proceso de absorción fotoeléctrica se genera a partir de la interacción entre un electrón de enlace, fuertemente ligado, y un fotón incidente. Mediante este proceso el fotón transfiere toda su energía y, por consecuencia, el electrón es liberado. Este electrón liberado tendrá una energía cinética T (ecuación 2.1) y se le conoce como fotoelectrón.

$$T = h\nu - E_B \quad (2.1)$$

Donde:

- $h\nu$ es la energía transferida del fotón.
- E_B es la energía de enlace del electrón.

Una vez que el electrón se libera otorga una vacante para que otro electrón, de niveles superiores, lo ocupe; aquel proceso genera rayos X características o una cascada de electrones Auger. La imagen 2.2 muestra el proceso de absorción fotoeléctrica.

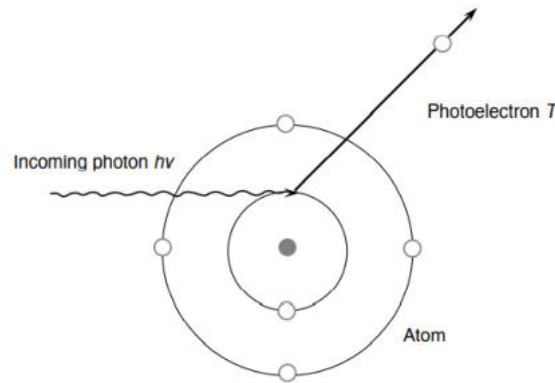


Figura 2.2: El fotón incidente, con energía igual a $h\nu$, interactúa con el átomo, expulsando el fotoelectrón con energía cinética igual a T [18].

2.4.2. Dispersión Compton

El proceso de dispersión Compton, visualizado en la imagen 2.3, se origina a partir de la incidencia de un fotón que transfiere parte de su energía a un electrón enlazado (generalmente de capas externas), originando la expulsión de este último. El fotón, con energía $h\nu$, sufre una colisión inelástica y se dispersa con una energía igual a $h\nu'$, a través de un ángulo θ . Dicho proceso fue descrito por Compton, quien asumió que el electrón estaba libre y en reposo en el momento de la colisión. La energía del fotón dispersado se visualiza en la ecuación 2.2 y es la siguiente.

$$h\nu' = \frac{h\nu}{1 + \frac{h\nu}{m_0c^2}(1 - \cos\theta)} \quad (2.2)$$

Donde:

- $h\nu$ es la energía del fotón incidente.
- θ es el ángulo de dispersión.

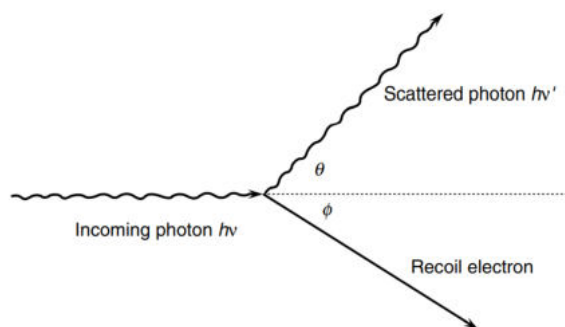


Figura 2.3: El fotón incidente, con energía igual a $h\nu$, interactúa con el electrón, dispersándose y transfiriendo parte de su energía [18].

2.4.3. Producción de pares

A diferencia de la interacción por absorción fotoeléctrica y dispersión Compton, el proceso de producción de pares se obtiene mediante la absorción del fotón con el campo eléctrico del núcleo. Dicha absorción genera un par de partículas, electrón y positrón, con energías cinéticas igual a T^- y T^+ , respectivamente, ver figura 2.4. Este proceso solamente se origina cuando el fotón tiene, como mínimo, la energía (de masa en reposo) de ambas partículas equivalente a 1022 keV. La energía cinética total del electrón y positrón, generados en este proceso, se observa en la ecuación 2.3.

$$T^- + T^+ = h\nu - 1022\text{keV} \quad (2.3)$$

Esta interacción predomina en energías superiores o del orden de los 10 MeV [18].

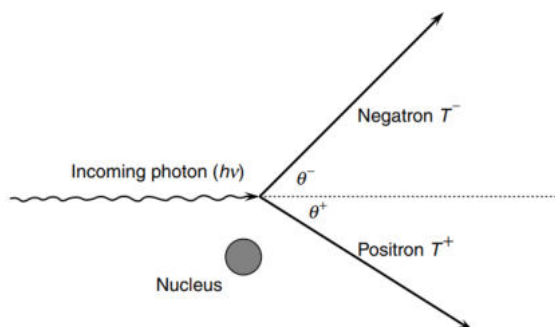


Figura 2.4: Proceso de Producción de Pares [18].

2.5. Equipo de Radioterapia Externa

El estudio y uso de las radiación ionizantes en la medicina comenzaron con el descubrimiento de los Rayos X, por Roentgen en 1895. Posteriormente, durante los primeros 50 años, las tecnologías se han ido desarrollando rápidamente con el objetivo de mejorar las técnicas en imágenes optimizando la calidad de imagen y minimizando la dosis en el paciente. Los primeros equipos usados en radioterapia fueron los equipos de ortovoltaje seguido de los equipos de cobaltoterapia y actualmente con los aceleradores lineales. La radioterapia es un metodo de tratamiento que utiliza radiación ionizante, el desarrollo de las tecnologías en radioterapia se encuentra relacionado con el uso sofisticado de cálculos de dosis en la fusión de imágenes y contorneo, en la obtención de imágenes, en la entrega de dosis al paciente, a través de los aceleradores lineales y, en la obtención y procesamiento de datos dosimétricos [19].

2.5.1. Acelerador lineal de electrones (Linac)

Los Linacs son aceleradores cíclicos donde los electrones obtienen energía, al interactuar con un campo electromagnético de radiofrecuencia sincronizado, mediante la aceleración por potencial directo. Estos electrones poseen energías cinéticas que van desde los 4 MeV a 25 MeV, con un rango de frecuencias desde 103 MHz (banda L) hasta 104 MHz (banda X), con una vasta mayoría en 2856 MHz (banda S). Los electrones acelerados siguen trayectorias rectas en estructuras especialmente evacuadas llamadas guías de ondas de aceleración. Los principales componentes que forman el haz de un acelerador lineal clínico moderno se muestran en la Figura 2.6 y son los siguientes [19]

1. Sistema de eyección.
2. Sistema generador de radiofrecuencia.
3. Guía de onda de aceleración
4. Sistema Auxiliar.
 - Sistema de bombeo de vacío.
 - Sistema de refrigeración por agua.
 - Sistema de presión de aire.
 - Sistema de blindaje por la radiación de fuga.
5. Sistema de transporte del haz.

6. Cabezal de tratamiento del Linac (Gantry)

El cabezal de tratamiento principalmente contiene los siguientes componentes que sirven para la producción, conformación, localización y monitoreo del haz de fotones o electrones clínicos [20]. La Figura 2.5 muestra una gráfica de cabezal y sus componentes son:

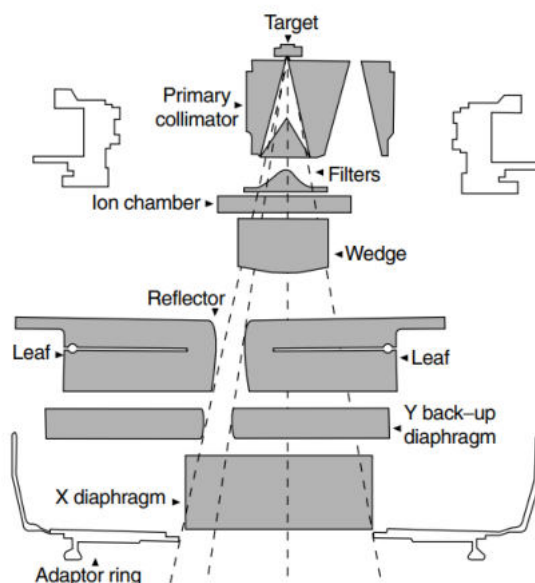


Figura 2.5: Representación gráfica del cabezal Elekta MLC [18].

- Blancos (Target) de Rayos X retráctiles, para electrones con energías menores a 15 MeV. Los blancos óptimos de Rayos X tienen un alto número atómico, mientras que los blancos óptimos para electrones con energías mayores a 15 MeV tienen un bajo número atómico.
- Filtros aplanadores y filtros de dispersión (para haces de electrones), los filtros son montados en un carrusel rotador, o cajón deslizante, para un sencillo posicionamiento mecánico dentro del haz según se requiera; cada haz de fotones tiene su propia combinación de blanco - filtro aplanador. Siendo los filtros aplanadores más óptimos, aquellos que poseen un material con bajo número atómico.
- Colimador primario, tiene un blindaje de tungsteno, con forma de cono, y define el campo circular máximo. El blindaje tiene un espesor diseñado para atenuar la intensidad promedio del haz primario, de rayos X, hasta menos del 0.1 % de su valor inicial. La Comisión Electrotécnica Internacional (IEC) recomienda que la radiación de fuga máxima no debe superar el 0.2 % del valor del campo abierto .

- Colimador secundario, es aquel que está constituido por 4 bloques, o mordaza; 2 de ellos superiores y los restantes inferiores, independientes entre sí. Dichas mordazas pueden producir un campo rectangular, o cuadrado, con una dimensión máxima de $40 \times 40 \text{ cm}^2$, en el isocentro del Linac. Al igual que los colimadores primarios, la IEC recomienda que la transmisión de los Rayos X, a través del colimador rectangular, no exceda el 2% del valor de campo abierto.
- Sistema doble de cámaras de ionización de transmisión, son usadas para monitorear la salida de los haces de radiación midiendo la dosis entregada.
- Luz, para la definición del campo; y un telémetro, que proveen un método visual para el correcto posicionamiento del paciente en el tratamiento utilizando marcas de referencia.
- Cuñas retráctiles
- Colimadores de Multiláminas (MLC's), son un agregado moderno, en la tecnología de entrega de dosis de los Linacs. Sirven para dar forma al haz de radiación conformando la estructura deseada. El número de láminas en MLC's comerciales está en incremento y actualmente puede llegar hasta 120 láminas (60 pares) y requieren 120 motores individuales computarizados.

7. Sistema de monitoreo del haz

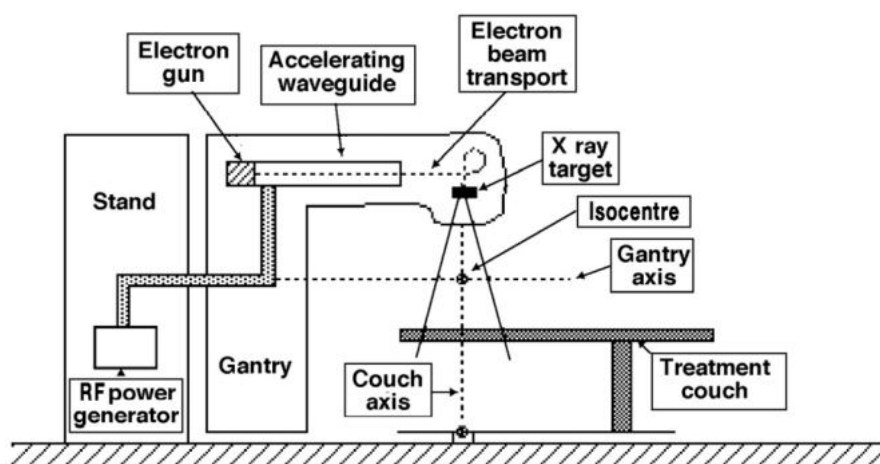


Figura 2.6: Representación gráfica de un Linac y sus principales componentes [15].

Las normas de monitoreo esta especificado en la IEC 60601-2-1 que detalla las normas de radiación que se instala en los Linacs . Las normas se definen para los detectores de radiación, la visualización de unidades de monitor, la terminación de la radiación y

el monitoreo del perfil de dosis y la tasa de dosis [21].

Las cámaras de ionización de transmisión son los monitores de dosis más comunes que se utilizan en los Linacs; consisten en dos cámaras de ionización, selladas y separadas, que tienen sus fuentes de polarización y la lectura de salida de sus electrómetros completamente independientes. Si la primera cámara falla durante el tratamiento del paciente, la segunda se encarga de detener la radiación una vez se haya completado el tratamiento. En caso de que ambas cámaras fallen el temporizador del Linac apaga la máquina con una mínima cantidad adicional de dosis entregada al paciente. La cámara de ionización primaria mide las unidades de monitor (MU's). La cámara es calibrada para que 1 MU corresponda a 1 cGy, entregado en un fantoma de agua, a la profundidad de dosis máxima en el eje central cuando es irradiado con un campo de 10×10 cm² a una distancia fuente superficie (SSD) de 100 cm [15, 19].

2.6. Haces de Fotones Externos: Aspectos Dosimétricos y Clínicos

Los haces de fotones externos son producidos para diversas aplicaciones como la industria, el tratamiento de enfermedades oncológicas, obtención de imágenes, etc. En radioterapia existen principalmente dos tipos de procedimientos que se utilizan para el tratamiento de pacientes: teleterapia y braquiterapia. En teleterapia la fuente de radiación se encuentra a una cierta distancia del paciente, o del blanco a irradiar; mientras que, en braquiterapia la fuente de radiación se encuentra dentro del paciente, o del volumen blanco. La mayoría de tratamientos con teleterapia utilizan haces de fotones, pero también se suele utilizar electrones y otro tipo de partículas como protones. Esta sección se centrará en la radioterapia externa con fotones que son generados cuando un haz de electrones impacta sobre un blanco. Las subsecciones 2.6.1, 2.6.2 y 2.6.4 están referenciados de acuerdo al formalismo TRS 398 (Technical Reports Series No. 398) [22].

2.6.1. Penetración de Haces de Fotones en Pacientes

Un haz que se propaga a través de un fantoma o un paciente es afectado por la ley de la inversa del cuadrado, por la atenuación del haz y por la radiación dispersa (scattering). Estos tres efectos hacen que la deposición de dosis sea fenómeno muy complicado. Para un correcto tratamiento, en radioterapia, es importante conocer la distribución de dosis con bastante precisión, tanto en el volumen blanco y el tejido circundante. Como es casi imposible conocer directamente la distribución de dosis, se

utilizan funciones que relacionan la dosis en distintos puntos con la dosis conocida, en un punto de referencia, previamente calibrada en un fantoma. Las funciones dosimétricas son medidas usualmente con detectores de radiación adecuados en fantomas de tejido equivalente. La dosis o la tasa de dosis, en el punto de referencia, es determinada en fantomas de agua con una configuración específica: La profundidad en el fantoma (z), el tamaño del campo (A) y la distancia fuente superficie (SSD).

Cuando un haz externo de fotones ingresa en el paciente se detecta una dosis en la superficie (D_s), luego la dosis crece rápidamente hasta alcanzar su máximo, a una profundidad de dosis máxima (z_{\max}), posteriormente decae exponencialmente hasta alcanzar un valor de salida (D_{ex}) cuando el haz sale del paciente, ver Figura 2.7 [15, 22].

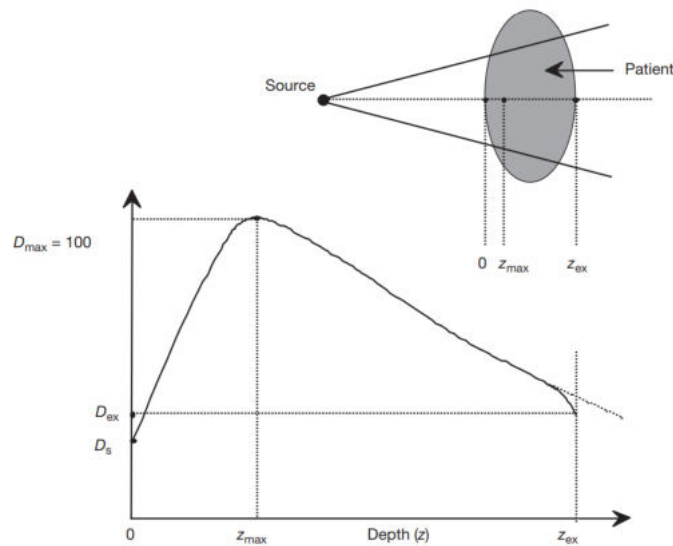


Figura 2.7: Curva de dosis en profundidad generada por un haz de fotones de Megavoltaje [15].

1. La dosis en superficie (D_s) para haces de fotones de Megavoltaje es menor que la dosis máxima, depende de la energía del haz y del tamaño del campo. Es decir, a mayor energía, la dosis en superficie es menor. Si analizamos un campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$, la dosis en superficie es aproximadamente un 30 % de la dosis máxima (para haces de cobalto), 15 % (para rayos X de 6 MV) y 10 % (para rayos X de 18 MV). Los factores que contribuyen a esta dosis en superficie son los fotones dispersados por el colimador, el filtro aplanador y el medio (aire); como también, la retrodispersión de fotones, provenientes de paciente, y los electrones de alta energía producidos por las interacciones de los fotones en el aire y en cualquier estructura de blindaje en la vecindad del paciente.
2. La zona de acumulación (buildup) es la región de dosis comprendida entre la superficie, $z = 0$, y la profundidad de dosis máxima, $z = z_{\max}$. Esta zona se

debe al rango, relativamente largo, de las partículas cargadas liberadas por la interacción de los fotones con el tejido y que luego ceden su energía cinética en el paciente mediante interacción coulombiana.

3. La profundidad de dosis máxima depende de la energía del haz y del tamaño de campo. Esta dependencia con la energía es la más importante, ya que la dependencia con el tamaño del campo es usualmente ignorado porque afecta mínimamente al z_{\max} . Para un campo de $5 \times 5 \text{ cm}^2$, los valores de z son de 0.5 cm, para máquinas de cobalto-60, 1.5 cm, para rayos X de 6 MV, y 3.5 cm para rayos X de 18 MV.
4. La dosis de salida es la dosis entregada al paciente exactamente en el punto de salida del haz. Cerca al punto de salida del haz, la curva de distribución de dosis se curva ligeramente hacia abajo. Este efecto, relativamente pequeño, se debe a la falta de contribución por dispersión en puntos más allá del punto de salida.

2.6.2. Parámetros en Tratamiento de Pacientes con Haces de Fotones

Los parámetros principales en la entrega de dosis en tratamientos con haces de fotones externos son: profundidad de tratamiento, tamaño del campo, configuraciones SSD y SAD y energía del haz.

1. **Tamaño del campo:** El tamaño y la forma del campo es generada mediante el colimador secundario o por medio de un colimador multiláminas. Existen cuatro grupos generales de formas de campo que se usan en radioterapia: Cuadrados, rectangulares, circulares e irregulares. Para cualquier tipo arbitrario de forma de campo se puede encontrar su equivalente en campo cuadrado o en campo circular. El colimador secundario está formado por cuatro bloques denominados mandíbulas. Dos mandíbulas superiores (Y1 e Y2) y dos inferiores (X1 y X2) perpendiculares entre sí. En los LINAC modernos el movimiento de estas mandíbulas son independientes de tal forma que permiten generar campos cuadrados o rectangulares simétricos o asimétricos respecto de eje del haz
2. **Configuración distancia fuente-superficie (SSD):**
 - El porcentaje de dosis en profundidad (PDD) es la distribución de dosis en el eje central, está usualmente normalizado a $D_{\max} = 100 \text{ cm}$, en la profundidad de dosis máxima z_{\max} . El PDD depende de cuatro parámetros: profundidad (z), tamaño del campo (A), distancia fuente superficie (SSD) y la energía del fotón ($h\nu$). La representación esquemática se visualiza en

la Figura 2.8, donde la dosis en un punto Q contiene dos componentes: Primaria (determinada por la atenuación lineal del haz en el material del fantoma) y de dispersión (determinada por la contribución de la radiación dispersa al punto Q).

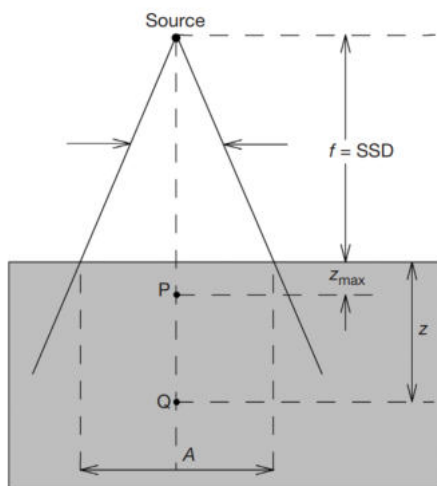


Figura 2.8: Esquema para el porcentaje de dosis en Profundidad. [15].

3. **Configuración distancia fuente al eje central (SAD):** Cuando se utilizan varios campos de radiación, es recomendable emplear una configuración isocéntrica (SAD); ya que brinda una mayor facilidad para el uso de múltiples haces y de diferentes técnicas de planificación. La configuración SAD tiene tres funciones principales:

- La relación Tejido - Aire (TAR) sirve para simplificar los cálculos de dosis con múltiples campos estacionarios y rotacionales. Esta definido como la razón entre la dosis D_Q , o la tasa de dosis \dot{D}_Q , en el punto Q del eje central (en un paciente o fantoma) y la dosis D'_Q , o tasa de dosis \dot{D}'_Q (en una pequeña masa de agua en aire) en el mismo punto Q. La TAR depende de tres factores: la profundidad z , el tamaño de campo A_Q , en el punto Q, y la energía del haz ($h\nu$). La Figura 2.9 muestra el esquema del TAR y es usada para haces con energía iguales o menores a los fotones del cobalto-60.

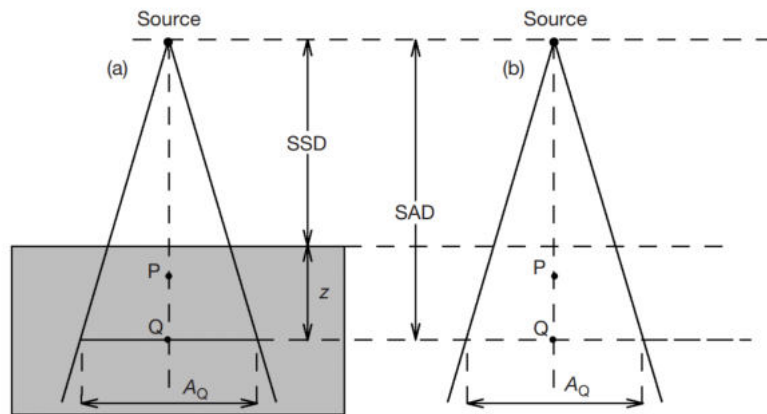


Figura 2.9: Esquema para la relación Tejido - Aire: (a) Dosis determinada en el punto Q, dentro del fantoma y (b) Dosis determinada en el punto Q, dentro de una pequeña masa de agua, en aire [15].

- La relación Tejido - Fantoma (TPR), a diferencia del TAR, es introducido para ser usado en configuraciones isocéntricas de Megavoltaje y se define como la razón entre la dosis, o tasa de dosis, dentro del fantoma en un punto Q perteneciente al eje central y la dosis, o tasa de dosis, en un fantoma a una profundidad de referencia z_{ref} , generalmente a unos 5 o 10 cm, también del eje central. Si la profundidad de referencia coincide con la profundidad máxima ($z_{ref} = z_{max}$) se denomina relación Tejido - Máximo (TMR). La siguiente imagen (Figura 2.10) esquematiza el TPR.

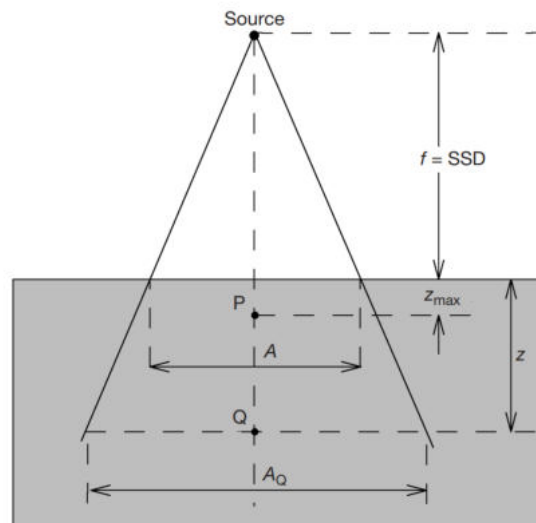


Figura 2.10: Esquema para la relación Tejido - Fantoma [15].

Al igual que el TAR, el TPR y el TMR dependen de tres parámetros: z , A_Q y $h\nu$; no dependen de las configuraciones SAD o SSD [15].

2.6.3. Perfiles de Dosis

Los perfiles de dosis son distribuciones medidas perpendicularmente al eje central del haz y a una cierta profundidad, dentro de un fantoma. Usualmente, las profundidades a las que se miden los perfiles de dosis son a z_{\max} y a 10 cm, para la verificación de conformidad con las especificaciones de la máquina, y en adición con otras profundidades requeridas por el sistema de planificación que se utilice. Al combinar la distribución de dosis en el eje central con la distribución de dosis fuera del eje se obtiene una matriz de dosis en volumen que provee información de las distribución de dosis en 2D y 3D. Los perfiles de dosis para haces de Megavoltaje se dividen en tres regiones diferentes [15, 19, 22, 23].

- Región central.- Representa la porción central del perfil que comprende desde el eje central hasta el borde del campo geométrico. La geometría ideal de un perfil sería cuadrada, ya que tendría una dosis constante desde el centro hasta el borde del campo geométrico; pero en la realidad, la región central de un perfil corresponde hasta un 80 % de la dosis, en el eje central.
- Región de penumbra.- En esta región la dosis cae rápidamente que depende de los colimadores primarios y secundarios, del tamaño finito del blanco y de la ausencia de equilibrio electrónico en los laterales. La penumbra se define como la distancia entre el 80 % y el 20 % de la dosis, en el eje central. A la penumbra total se le denomina penumbra física y contiene las siguientes componentes: penumbra de transmisión, que resulta de la transmisión de dosis a través de las multilaminas; penumbra geométrica, que resulta del tamaño finito del blanco metálico; y penumbra de dispersión, que resulta de la dispersión de rayos X en el paciente.
- Región de umbría: Es la región fuera del campo de radiación. La dosis en esta región es muy baja y usualmente es menor al 1 % de la dosis en el eje central. Esta región es resultado de la radiación transmitida a través del colimador primario y del blindaje en la cabeza del gantry .

2.6.4. Distribución de Dosis en un Fantoma de Agua

Las características físicas de un haz de radiación son medidas usualmente bajo unas condiciones estándares para un fantoma con densidad homogénea, un fantoma con superficie plana y con una incidencia del haz perpendicular. La dosis en profundidad, en el eje central y los perfiles de dosis, sirven para tener una información completa del fantoma con distribuciones de dosis en 2D y 3D. Las distribuciones de dosis planares y volumétricas son presentados usualmente en curvas de isodosis o superficies de isodosis, que conectan los puntos que tienen la misma dosis en el volumen de interés. Estas

curvas son dibujadas en intervalos regulares de dosis absorbidas y son expresadas como un porcentaje de la dosis, en un punto de referencia específico normalizada al 100%. Existen dos tipos de normalizaciones convencionales:

- Para una configuración SSD, todas las curvas de isodosis están normalizadas al 100% en un punto P en el eje central (en el punto de dosis máxima en la profundidad z_{\max}).
- Para una configuración SAD, las curvas de isodosis están normalizadas al 10% en el isocentro.

Los gráficos de isodosis, para una configuración SSD, son trazados de los valores del PDD y los gráficos de isodosis, para una configuración SAD, son trazados del TAR o TMR. Estos parámetros fueron explicados en la Subsección 2.6.2.

2.6.5. Distribución de Isodosis en un Paciente

En situaciones clínicas el haz incidente puede ingresar de manera oblicua y la superficie del paciente puede tener curvaturas, lo que requiere una corrección por incidencia oblicua y por irregularidades de contorno, la figura 2.11 muestra las curvas de isodosis utilizadas en un tratamiento de radioterapia [14]. Además, los tejidos en el paciente tienen diferentes densidades que difieren significativamente a la densidad del agua, requiriendo correcciones por heterogeneidades del tejido. La distribución de dosis en pacientes es determinada por dos diferentes enfoques:

1. Algoritmos basados en correcciones: Utiliza datos medidos de dosis en profundidad, en fantomas de agua con superficie plana, y de incidencia normal, en conjunto con varios métodos, para corregir las irregularidades en el contorno del paciente, la incidencia oblicua y las diferencias en las densidades de los tejidos.
2. Algoritmos basados en modelos: Evita los problemas de corrección modelando la distribución de dosis, por principios físicos, tomando en cuenta todas las características físicas y geométricas del paciente y tratamiento en particular.

Las correcciones para contornos irregulares y haces oblicuos, utilizan dos enfoques con el fin de solucionar ambos casos:

- El efecto se puede corregir a través de varios métodos de cálculo numérico.
- El efecto se puede compensar a través del uso de cuñas, bolus o compensadores.

Varios métodos han sido desarrollados, para corregir estos efectos. Los tres métodos más usados, aplicables para ángulos de incidencias mayores de 45° , para haces de rayos

X de megavoltaje, y en ángulos de incidencia mayores de 30° , para haces de rayos X de ortovoltaje, que son: el método efectivo SSD, el método TAR o TMR y el método de variación de isodosis [23, 24].

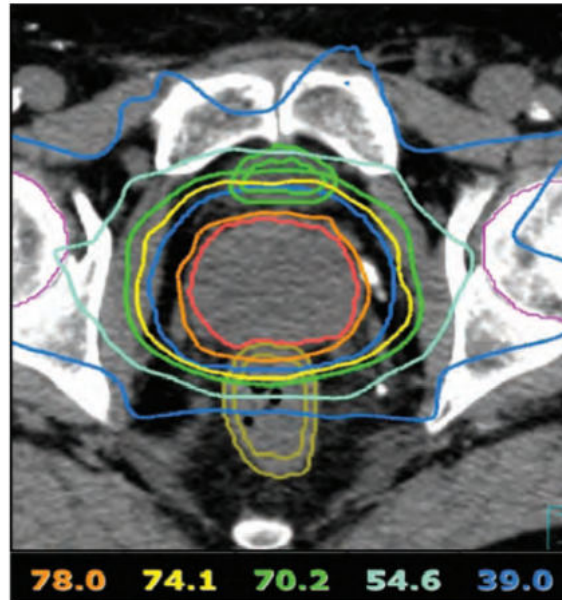


Figura 2.11: Curvas de isodosis vista de un corte axial [14].

2.7. Incertidumbres y Algoritmos de Cálculo

Los sistemas de tratamiento de planificación son software que permiten posicionar y dar forma a los haces de radiación, como también, evaluar y obtener las distribuciones de dosis. En el núcleo del TPS se encuentra el software de cálculo de dosis que es modelado mediante los datos medidos directamente, o derivados de los haces del usuario, y aplicando los datos de la geometría del plan. Todo ello puede tener una amplia complejidad generando el diversos tiempos de cálculo [25].

2.7.1. Incertidumbres de tratamientos

En radioterapia existen incertidumbres que dificultan el resultado de la distribución de dosis obtenidas por el planificador, con las distribuciones determinadas en la máquina de tratamiento; estas incertidumbres generalmente son por razones geométricas y/o computacionales. A continuación se mencionara algunas incertidumbres que influyen en el resultado de la distribución de dosis.

- Posicionamiento del paciente durante el tratamiento.
- Geometría del paciente en la planificación y su tratamiento.

- Delimitación del volumen objetivo de planificación (PTV).
- Caracterización de los haces

2.7.2. Algoritmo de Cálculo Clarkson

La incidencia de fotones, producidos por los equipos de tratamientos, generan una serie de interacciones desde el inicio de su producción hasta obtener la energía absorbida dentro del paciente. Por ello, el uso de algoritmos de cálculo son necesarios en radioterapia ya que permiten predecir dichas interacciones y los efectos que pueden generarse. Las condiciones óptimas que deben poseer estos algoritmos de cálculo son principalmente una mayor exactitud y un bajo costo de computación. A continuación se describirá los algoritmos utilizados en el presente proyecto.

Método Clarkson

El algoritmo de cálculo Clarkson se ha ido modificando constantemente durante el tiempo hasta convertirse en un modelo de cálculo en 3D. En la actualidad sigue siendo utilizado en los planificadores comerciales. El método Clarkson calcula por separado la dosis de la radiación primaria y dispersa en un punto para campos que no sean cuadrados, rectangulares o circulares. En proceso de cálculo se produce de la siguiente manera [26, 27].

1. Se considera un campo irregular dividido en N sectores circulares igualmente espaciados y con radio igual a r_i .
2. Posteriormente se relaciona el campo circular con un campo cuadrado de lado s mediante la ecuación $r_i = s/\sqrt{\pi}$.
3. El TPR para distintos tamaños de campo se determina mediante el PDD, S_c , S_p y S_{cp} .
4. Se realiza el cálculo del TPR efectivo (TPR_{eff}).
5. Por último, se suma los TPR_{eff} de cada sector circular aplicando factores de peso, factores de corrección de posición, factor de Mayneord, etc.

La ecuación 2.4 muestra el cálculo de UM en el sistema de calculo independiente DIAMOND para los planes convencionales en 3D [27].

$$MU = \frac{D_{Rx} \cdot \frac{Wt}{100}}{[TPR_{EFF} \cdot S_p \cdot S_c \cdot WF \cdot OAWR \cdot MF \cdot TF \cdot Cald \cdot R_{ref} \cdot P]} \quad (2.4)$$

Donde:

- D_{Rx} es la dosis prescrita.
- TPR_{EFF} es la relación fantoma - tejido de Clarkson.
- WF es el factor de cuña.
- $OAWR$ es la relación de cuña fuera del eje.
- TF es el factor de bandeja.
- S_p es el factor de dispersión del fantoma.
- S_c es el factor de colimación (points - eye S_c integration).
- $Cald$ es la corrección de calibración a distancia.
- Wt es la ponderación de campo en porcentaje.
- R_{ref} es la calibración de campo de referencia.
- P es la corrección de penumbra.

2.7.3. Algoritmo de Convulación - Superposición en un núcleo puntual

Los algoritmos fueron cambiando basados en información geométrica real y datos dosimétricos medidos, con el objetivo de predecir la distribución de dosis en un tratamiento. En la actualidad el algoritmo de cálculo de Superposición y Convulación, en un núcleo puntual, permite realizar tratamientos precisos.

La ecuación general de la dosis total $D(r)$ depositada en el punto r , se denota como la convolución del $TERMA$, con el núcleo puntual de deposición de energía, y se representa a través de la siguiente ecuación.

$$D(r) = \int_V \int_E d(E) d^3r' \frac{\mu}{\rho}(r', E) \frac{d\Psi(r', E)}{dE} A(r - r', E) \quad (2.5)$$

Donde:

- $\frac{\mu}{\rho}$ es el coeficiente de atenuación másico.
- $\frac{d\Psi(r', E)}{dE}$ es la fluencia de energía en posición r' .
- $A(r - r', E)$ es el núcleo de convolución.

Este núcleo representa la energía relativa depositada, por unidad de volumen, en la vecindad del sitio de la interacción del fotón primario. Una manera de simplificar la integral de la ecuación 2.5 es separando la integral de energía de la integral espacial, aproximando la dosis a:

$$D(r) = \int_V d^3r T(r') \bar{A}(r, r - r') \quad (2.6)$$

Donde:

- $T(r')$ es el *TERMA*

El terma incluye la transferencia energética de los fotones dispersos y las partículas cargadas. La ecuación 2.7 define el *TERMA* [11].

$$T(r') = \int_E dE \frac{\mu}{\rho}(r', E) \frac{d\Psi(r'.E)}{dE} \quad (2.7)$$

Debido a las heterogeneidades de un medio, que generalmente ocasionan un gran error en el cálculo de las distribuciones de dosis cuando no son considerados. el núcleo pasa de una representación de convolución a una de superposición [28–31].

2.7.4. Comisionamiento de un Acelerador Lineal

El uso de equipos de tratamientos que emplea radiación ionizante mediante haces, se necesita de antemano conocer su distribución de dosis para llevarlo posteriormente a tratamientos clínicos. Por ello, al momento de poner en marcha un equipo de tratamiento con radiación para uso clínico, es necesario caracterizar el comportamiento de los haces de radiación y los diferentes modificadores (cuñas, bloques, colimador). Así mismo, es importante asegurarse que las medidas tomadas en esta etapa sean precisas y completas.

El conjunto de medidas para la puesta en servicio del equipo corresponden a cálculos de la unidad de monitorización (MU) y las especificaciones de entrada de datos del haz del TPS. Sin embargo, se debe realizar una gran cantidad de mediciones para comprobar la precisión de los cálculos de TPS para comprender la influencia de modificadores de haz y de geometrías asimétricas. Estas mediciones preliminares en la máquina de tratamiento son esencialmente lo siguiente [18].

- Porcentaje de dosis en profundidad.
- Perfiles de dosis.
- Factor de campo.
- Factor de colimador.

- Dosimetría de cuña.
- Bloqueo secundario y atenuadores.
- Colimadores.

Capítulo 3

Materiales

Para realizar el presente trabajo se utilizó un acelerador lineal elekta (Elekta Medical System, Stockholm, Sweden), el electrómetro PTW UNIDOS E, una cámara de ionización Semiflex, un fantoma de agua, el software del sistema de cálculo independiente DIAMOND y el software del sistema de planificación de tratamientos XIO. Todos ellos pertenecientes al Instituto Nacional de Enfermedades Neoplásicas. A continuación se describirán detalladamente cada uno de ellos.

3.1. Materiales e instrumentos de Medición

3.1.1. Acelerador lineal ELEKTA Synergy

El acelerador lineal Elekta Synergy permite realizar diversas técnicas de tratamientos, cuenta con rayos X de energía nominal igual a 6 MV; posee una cuña motorizada (máximo 60°) que, mediante una combinación con campos directos, forman perfiles de dosis correspondientes a cuñas de diferentes angulaciones; además, este acelerador cuenta con sistema de colimación de multiláminas “Agility” de la marca Elekta, el sistema de multiláminas tiene 160 láminas con un ancho de 5 mm y un tamaño de campo máximo igual a 40×40 cm. Dichas láminas tienen una velocidad de movimiento de 6.5 cm/s y su transmisión es igual a 0.375% , de la intensidad de la radiación incidente, lo que permite reducir la dosis en los órganos de riesgo.

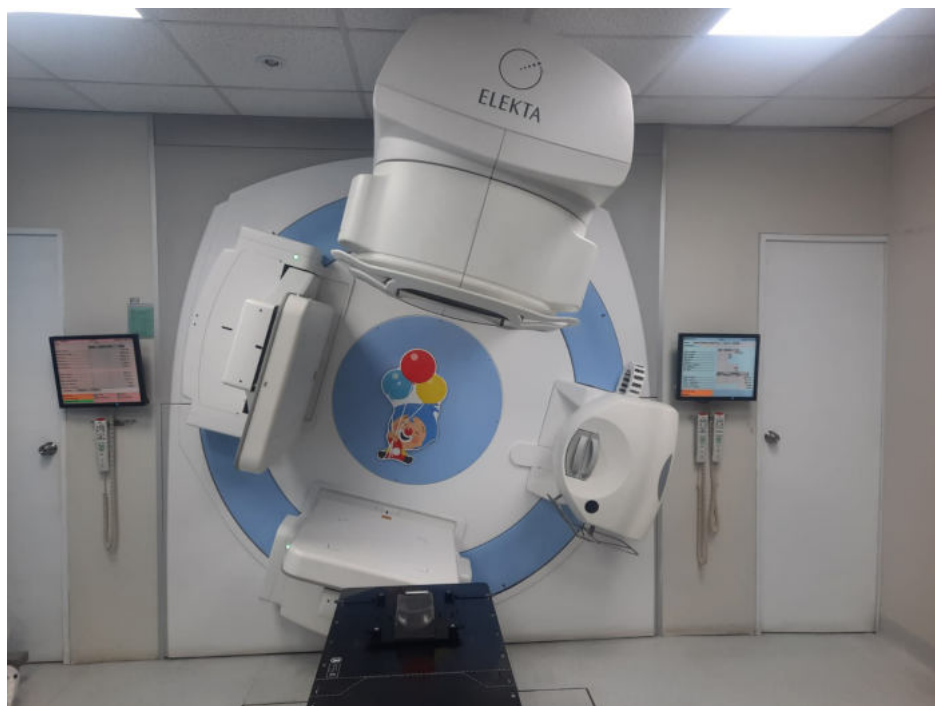


Figura 3.1: Acelerador Lineal ELEKTA utilizado en las mediciones dosimétricas.

Tabla 3.1: Características del acelerador lineal elekta.

Modelo del acelerador lineal	Elekta Synergy
Modelo del dispositivo del limitador del haz	Agility
Número de serie del acelerador	154574
Número de serie de la camilla de tratamiento	228419
Modelo del sistema de imágenes portales	IviewGT
Número de IviewGT	302089
Modelo del sistema Cone Beam CT (CBCT)	XVI

3.1.2. Cámara de Ionización: Semiflex 31010

La cámara de ionización Semiflex (Figura 3.2), de la marca PTW tipo 31010 y serie 004715, fue utilizada en el comisionamiento del software DIAMOND para obtener la información de la dosimetría relativa, requerida por el Software. Esta cámara tiene una pared de grafito cubierto por un protector acrílico; posee un volumen de 0.125 cm^3 , cuya sensibilidad de 3.3 nC/Gy , su longitud es de 6.5 mm y su diámetro es igual 5.6 mm .



Figura 3.2: Cámara de ionización Semiflex 31010, utilizado para las medidas de dosis relativa.

3.1.3. Electrómetro: PTW UNIDOS E.

El electrómetro PTW UNIDOS E, cuyo modelo y serie son T10008 y 081088, respectivamente, es un dosímetro que se utiliza principalmente para dosimetría en radioterapia; como también, permite el uso de un amplificador operacional y de esta manera es posible medir la corriente producida por el haz de radiación, sobre la cámara de ionización, durante un tiempo definido. Dicha información de corriente, o carga recolectada, facilita la adquisición de datos en la dosis relativa y absoluta, para un haz de tratamiento.



Figura 3.3: Electrómetro PTW UNIDOS E.

3.1.4. Fantoma de Agua: PTW con Sistema MP3-8

El fantoma de agua en radioterapia es una representación que simula un paciente y permite la adquisición de datos dosimétricos. Geométricamente es una cuba con paredes de vidrio acrílico; este posee un mecanismo para su traslado y, adicionalmente, posee un sistema motorizado con rango de escaneo volumétrico ($600 \times 500 \times 408$). Asimismo, tiene un control PENDAT PTW de modelo T41031 con serie 000740 y el software del sistema es el MEPHYSTO mc² PTW de versión 2.0.1.

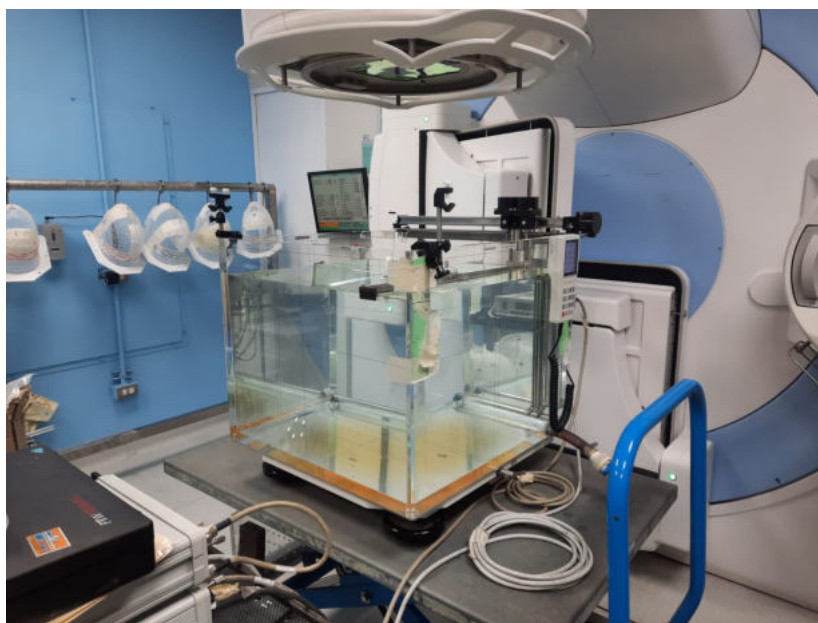


Figura 3.4: Fantoma de Agua: PTW con Sistema MP3.

3.2. Sistema de Planificación XIO

El sistema de planificación XIO (TPS XIO), versión 4.80.00, está destinado para físicos médicos, dosimetrías, técnicos en radioterapia y médicos. Este sistema permite realizar planes bidimensionales (2D), tridimensionales (3D) e IMRT; a su vez, muestra distribuciones de dosis bidimensionales o tridimensionales. Para identificar la zona afectada por la enfermedad se deben establecer, a través de datos anatómicos del paciente, los datos que constituyen la información física; es decir, los contornos de las estructuras anatómicas y la densidad del tejido de las estructuras anatómicas. Estos contornos son secciones lineales conectadas que delimitan las estructuras anatómicas individuales, estos pueden ser órganos y volúmenes objetivos; mientras que la densidad de los tejidos es un área, del tamaño de un píxel, que se determina mediante una imagen TAC combinada con el archivo correspondiente de conversión de la densidad electrónica. Por su parte, se debe considerar que en el cálculo de la distribución de dosis es necesario ingresar un valor de grilla de cálculo, que está definida en todas

las estructuras contorneadas y no se puede cambiar de tamaño durante el tiempo de cálculo. Estas grillas son pequeñas separaciones seleccionadas, dentro de las imágenes, que permiten la optimización del plan; el tamaño de grilla utilizado para los planes convencionales fueron de 0.3 cm [32].

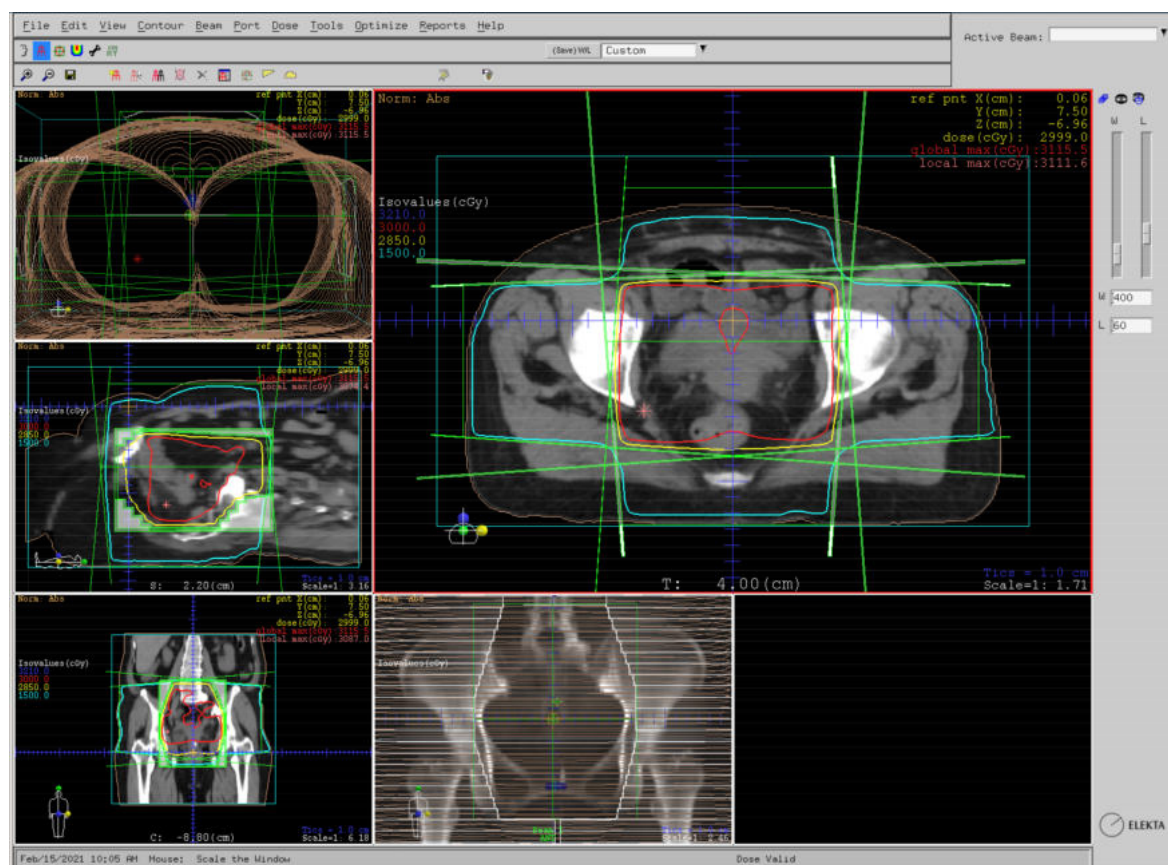


Figura 3.5: Cáncer ginecológico obtenido de la Interfaz gráfica del TPS Xio.

El sistema de planificación de tratamiento XIO se utiliza para elaborar planes en pacientes con distintas neoplasias. Este sistema posee una interfaz amigable que incluye una barra de herramientas principal con botones de contorno, creación de haces, puerto, Dosis e IMRT; barra de herramientas auxiliar como dibujar, digitalizador, editar, segmentación automática y umbral automático; área de gráficos mediante planos ortogonales que pueden ser transversales, sagitales y coronales; cuadros de listas de control como controles deslizantes, de brillo/contraste, barra de estado y el histograma dosis - volumen (DVH). En los tratamientos se crean campos con distintas angulaciones y valores de dosis (cumpliendo la dosis prescrita), evitando las dosis altas en órganos cercanos a la neoplásia; y por último, se evalúa los valores obtenidos en el DVH. El algoritmo de cálculo de los tratamientos convencionales, mediante el sistema de planificación XIO, es superposición y convolución. Este sistema calcula un componente primario y un componente disperso, en los puntos de dosis, que se encuentran dentro del colimador, del haz y para una distancia definida fuera del colimador del haz llamada

“extensión TERMA máxima” (energía total generada por unidad de masa) siendo el tiempo de cálculo de solamente segundos [33].

3.3. Sistema de Cálculo Independiente DIAMOND

El software DIAMOND está diseñado para profesionales de la salud, como físicos médicos y otros profesionales involucrados con el cálculo de dosis, en el área de la radioterapia. Este software realiza un cálculo independiente de la unidad de tratamiento de radioterapia producida por los sistemas de planificación de tratamientos, para un programa de garantía de calidad en teleterapia. Con el DIAMOND el usuario puede realizar cálculos que son exclusivos de la máquina de tratamiento de interés; los resultados de los cálculos se imprimen en informes resumidos o detallados que son adecuados para la historia clínica del paciente. También se pueden realizar cálculos rápidos para verificar y analizar otros cálculos de interés clínica del usuario. El software proporciona información de las unidades monitores (UM) y ayuda fundamentalmente a reducir los errores, que puedan producirse con los TPS de Cálculo de Dosis, en el caso de 3D fundamentalmente; ya que es un método que se utiliza para el tratamiento de pacientes con neoplasias malignas en radioterapia [34].

En el caso de IMRT, DIAMOND proporciona un medio de cálculo independiente que sería muy difícil de hacer a mano o en una hoja de cálculo. La verificación de los planes de tratamiento con este software no reemplaza los procesos de control de calidad basados en procedimientos de medición de dosis que utilizan películas o detectores. DIAMOND es una herramienta de control de calidad que podría ayudar a encontrar errores antes de que se apruebe un plan para el tratamiento. Este sistema de cálculo independiente no controla ningún dispositivo, o equipo médico, y es totalmente independiente del sistema planificación del usuario; pero tiene la capacidad de importar archivos desde un sistema informático de planificación de tratamiento o un sistema de registro y verificación. Los datos específicos de la máquina de tratamiento y los datos del paciente se almacenan en archivos de datos de máquina. El software no se basa en el servidor cliente pero tiene la capacidad de compartir datos comunes a través de un esquema de “ping and update”, que permite bloquear a otros usuarios durante las ediciones de pacientes y mantiene a todos los usuarios alertados sobre cambios como: eliminaciones de pacientes, importación de pacientes y cambios de pacientes [35, 36].

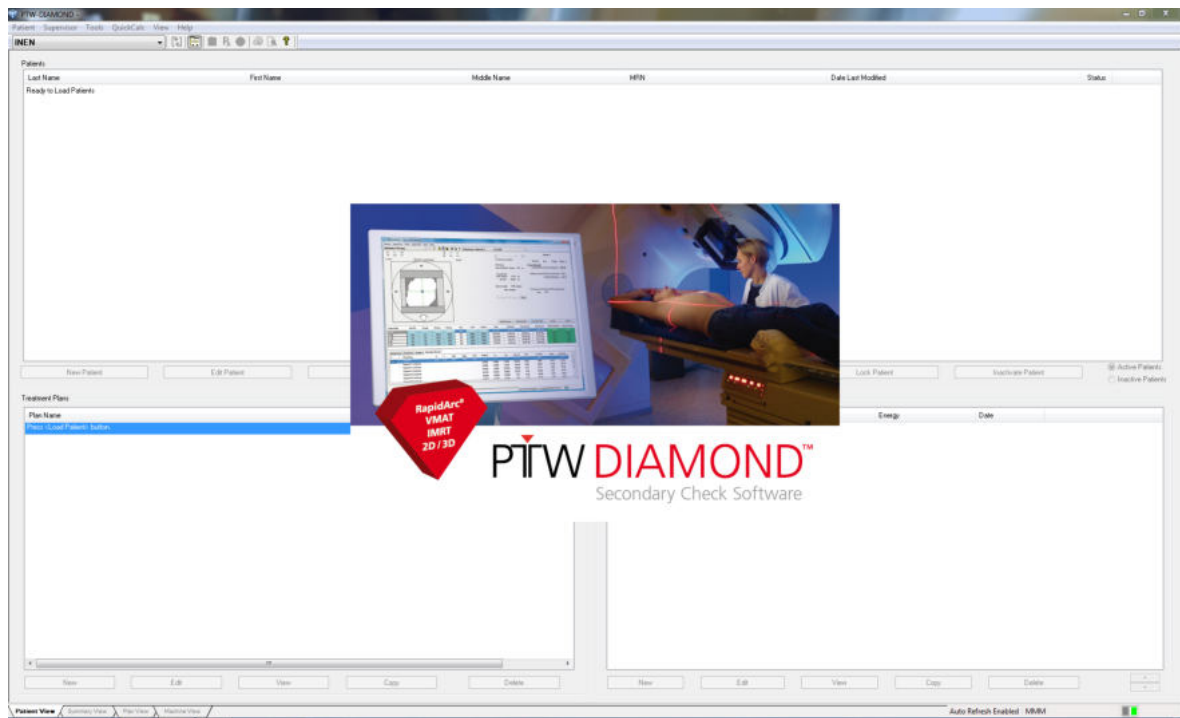


Figura 3.6: Interfaz gráfica del sistema de cálculo independiente DIAMOND.

Capítulo 4

Procedimiento Experimental

El presente capítulo describe el comisionamiento del software DIAMOND, los requisitos necesarios para la selección de pacientes, la planificación del TPS XIO, los cálculos del sistema independiente DIAMOND y la elaboración estadística de las UM obtenidas en ambos software (mediante la prueba “t” de student). Todo aquello, realizado dentro de las instalaciones del Instituto Nacional de Enfermedades Neoplásicas.

4.1. Comisionamiento del Software Diamond

Durante el comisionamiento del software Diamond, para fotones de energía nominal igual a 6 MV, se adquirió mediciones utilizando un acelerador lineal Elekta (Elekta Medical System, Stockholm, Sweden), una cámara de ionización cilíndrica Semiflex (marca PTW tipo 31010) y un fantoma de agua (marca PTW con sistema MP3). Durante estas mediciones se obtuvieron parámetros, para los cálculos en radioterapia conformacional 2D, 3D e IMRT, que son los siguientes: el porcentaje de dosis en profundidad (PDD), el factor del colimador (S_c), el factor de campo (S_{cp}) y factor fuera del eje (OAF). A continuación se describirá cada uno de estos parámetros medidos, todo ello en referencia al formalismo del TRS 398.

4.1.1. Medición del PDD

Como parte del comisionamiento, para el sistema de cálculo independiente Diamond, es necesario obtener una tabla de TPR, o TMR, a partir de las mediciones de PDD's para diferentes tamaños de campos, a una SSD de 90 cm. Los tamaños de campos utilizados para los datos del PDD, son los siguientes: $4 \times 4 \text{ cm}^2$, $5 \times 5 \text{ cm}^2$, $6 \times 6 \text{ cm}^2$, $8 \times 8 \text{ cm}^2$, $10 \times 10 \text{ cm}^2$, $12 \times 12 \text{ cm}^2$, $14 \times 14 \text{ cm}^2$, $16 \times 16 \text{ cm}^2$, $18 \times 18 \text{ cm}^2$, $20 \times 20 \text{ cm}^2$, $22 \times 22 \text{ cm}^2$, $25 \times 25 \text{ cm}^2$, $30 \times 30 \text{ cm}^2$, $35 \times 35 \text{ cm}^2$ y $40 \times 40 \text{ cm}^2$. Todo ello normalizado a una profundidad de dosis máxima, que en este caso fue de 1.6 cm. Las tablas 4.1 y 4.2 muestran los datos obtenidos del PDD, también se visualiza las

profundidades que se ingresaron al software DIAMOND. La Figura 4.1 se observa la representación gráfica de PDD's.

Tabla 4.1: Porcentajes de dosis en profundidad para tamaños de campos entre $4 \times 4 \text{ cm}^2$ y $14 \times 14 \text{ cm}^2$ a una SSD igual a 90 cm.

Profundidad (mm)	Tamaños de Campo						
	$4 \times 4 \text{ cm}^2$	$5 \times 5 \text{ cm}^2$	$6 \times 6 \text{ cm}^2$	$8 \times 8 \text{ cm}^2$	$10 \times 10 \text{ cm}^2$	$12 \times 12 \text{ cm}^2$	$14 \times 14 \text{ cm}^2$
0	0.4469	0.4590	0.4609	0.4815	0.5089	0.5176	0.5364
5	0.8036	0.8120	0.8132	0.8252	0.8503	0.8472	0.8587
10	0.9659	0.9687	0.9675	0.9715	0.9798	0.9778	0.9823
16	1.0000	1.0000	1.0000	1.0000	1.0000	1.0000	1.0000
20	0.9899	0.9899	0.9907	0.9902	0.9890	0.9903	0.9904
25	0.9670	0.9683	0.9690	0.9692	0.9680	0.9699	0.9708
30	0.9409	0.9430	0.9454	0.9466	0.9465	0.9487	0.9495
41.5	0.8808	0.8856	0.8898	0.8952	0.8965	0.8997	0.9013
53.5	0.8214	0.8270	0.8332	0.8410	0.8443	0.8484	0.8522
69.5	0.7455	0.7547	0.7618	0.7706	0.7777	0.7842	0.7892
80.1	0.6987	0.7074	0.7158	0.7282	0.7347	0.7429	0.7488
120.1	0.5471	0.5570	0.5662	0.5808	0.5912	0.6012	0.6092
160.1	0.4279	0.4380	0.4463	0.4621	0.4734	0.4848	0.4936
200.1	0.3370	0.3452	0.3533	0.3679	0.3795	0.3897	0.3987
240.1	0.2665	0.2728	0.2809	0.2932	0.3034	0.3133	0.3219
280.1	0.2113	0.2177	0.2238	0.2345	0.2441	0.2531	0.2604
320	0.1688	0.1739	0.1795	0.1888	0.1971	0.2050	0.2120

Tabla 4.2: Porcentajes de dosis en profundidad para tamaños de campos entre $16 \times 16 \text{ cm}^2$ y $40 \times 40 \text{ cm}^2$ a una SSD igual a 90 cm.

Profundidad (mm)	Tamaños de Campo						
	$16 \times 16 \text{ cm}^2$	$18 \times 18 \text{ cm}^2$	$20 \times 20 \text{ cm}^2$	$25 \times 25 \text{ cm}^2$	$30 \times 30 \text{ cm}^2$	$35 \times 35 \text{ cm}^2$	$40 \times 40 \text{ cm}^2$
0	0.5534	0.5719	0.5965	0.6320	0.6598	0.6798	0.6884
5	0.8668	0.8788	0.8933	0.9085	0.9192	0.9251	0.9267
10	0.9850	0.9866	0.9920	0.9955	0.9972	0.9981	0.9976
16	1.0000	1.0000	1.0000	1.0000	1.0000	1.0000	1.0000
20	0.9886	0.9886	0.9884	0.9883	0.9887	0.9885	0.9876
25	0.9700	0.9688	0.9691	0.9693	0.9699	0.9709	0.9715
30	0.9488	0.9495	0.9496	0.9505	0.9518	0.9522	0.9520
41.5	0.9017	0.9030	0.9040	0.9067	0.9077	0.9098	0.9124
53.5	0.8539	0.8549	0.8576	0.8605	0.8637	0.8663	0.8691
69.5	0.7927	0.7946	0.7969	0.8031	0.8067	0.8100	0.8124
80.1	0.7527	0.7550	0.7583	0.7646	0.7700	0.7733	0.7771
120.1	0.6161	0.6201	0.6255	0.6348	0.6420	0.6481	0.6531
160.1	0.5002	0.5060	0.5120	0.5238	0.5322	0.5396	0.5446
200.1	0.4057	0.4125	0.4183	0.4307	0.4394	0.4473	0.4530
240.1	0.3291	0.3353	0.3410	0.3537	0.3624	0.3704	0.3760
280.1	0.2670	0.2731	0.2788	0.2899	0.2988	0.3062	0.3117
320	0.2179	0.2229	0.2279	0.2383	0.2472	0.2532	0.2588

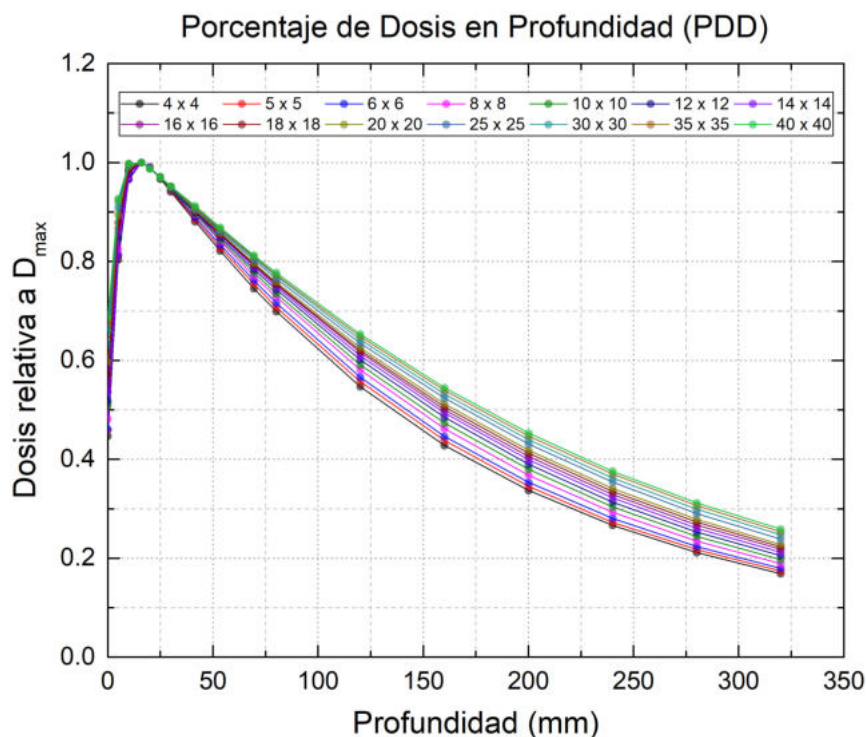


Figura 4.1: Porcentajes de dosis en profundidad obtenidos durante el comisionamiento del software Diamond para diferentes tamaños de campos normalizadas a 16 mm.

4.1.2. Mediciones de los factores S_{cp} y S_c

Las medidas del factor S_{cp} y el factor S_c se realizaron a través del uso de un fantoma de agua y un mini fantoma de agua, respectivamente. Ambos factores se determinaron con los mismos valores SAD, tamaños de campos y mismas profundidades. Por su parte, la determinación del factor de fantoma (S_p) se determina mediante la división del factor S_{cp} y el factor S_c .

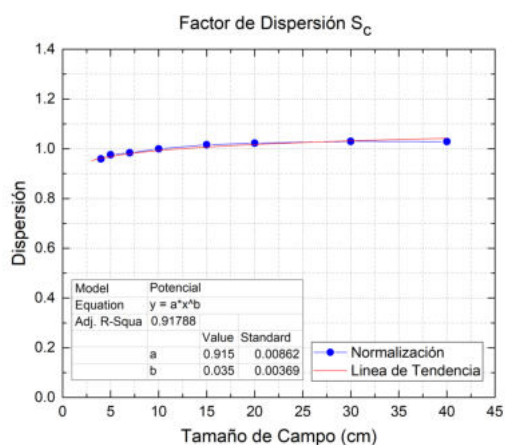
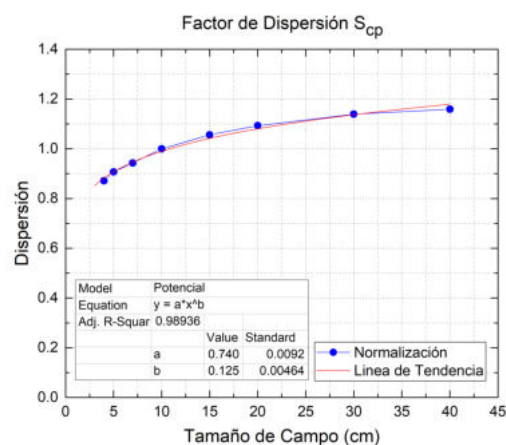
En las mediciones se colocó la cámara cilíndrica Semiflex 31010 en la orientación axial (la línea central de la cámara paralela y coincidente con el eje central). Los tamaños de campos utilizados en la determinación de estos factores son los siguientes: campos de $3 \times 3 \text{ cm}^2$, $4 \times 4 \text{ cm}^2$, $5 \times 5 \text{ cm}^2$, $7 \times 7 \text{ cm}^2$, $10 \times 10 \text{ cm}^2$, $15 \times 15 \text{ cm}^2$, $20 \times 20 \text{ cm}^2$, $30 \times 30 \text{ cm}^2$ y $40 \times 40 \text{ cm}^2$. La Tabla 4.3 y la Figura 4.2b nos muestra los datos obtenidos y la gráfica del factor S_{cp} , respectivamente. Mientras que, La Tabla 4.4 y la Figura 4.2a nos muestra los datos obtenidos y la gráfica del factor S_c , respectivamente. La cantidad de mediciones, en nC, que se tomaron con el electrometro PTW UNIDOS E fueron de tres, para cada campo fueron obtenidas .

Tabla 4.3: Factor de Campo S_{cp} .

Tamaño de Campo (cm ²)	Mediciones (nC)			Promedio (nC)	Normalización	Desv. Estandar
4 × 4	2.317	2.317	2.318	2.317	0.871	0.001
5 × 5	2.413	2.412	2.414	2.413	0.907	0.001
7 × 7	2.509	2.511	2.511	2.510	0.943	0.001
10 × 10	2.660	2.662	2.662	2.661	1.000	0.001
15 × 15	2.809	2.810	2.809	2.809	1.056	0.001
20 × 20	2.908	2.909	2.910	2.909	1.093	0.001
30 × 30	3.030	3.031	3.032	3.031	1.139	0.001
40 × 40	3.083	3.084	3.085	3.084	1.159	0.001

Tabla 4.4: Factor de Colimador S_c .

Tamaño de Campo (cm ²)	Mediciones (nC)			Promedio (nC)	Normalización	Desv. Estandar
4 × 4	13.140	13.130	13.130	13.133	0.959	0.006
5 × 5	13.370	13.370	13.370	13.370	0.976	0.000
7 × 7	13.480	13.470	13.480	13.477	0.984	0.006
10 × 10	13.690	13.700	13.700	13.697	1.000	0.006
15 × 15	13.910	13.910	13.910	13.910	1.016	0.000
20 × 20	14.010	14.000	14.010	14.007	1.023	0.006
30 × 30	14.110	14.110	14.110	14.110	1.030	0.000
40 × 40	14.090	14.090	14.090	14.090	1.029	0.000

**(a)** Factor de dispersión total S_c .**(b)** Factor de dispersión total S_{cp} .**Figura 4.2:** Representación gráfica para ambos factores, normalizadas a un tamaño de campo de 10 × 10: a) Factor S_c y b) Factor S_{cp} .

4.1.3. Mediciones del Factor fuera del eje (OAF)

Las mediciones del OAF fueron tomadas con la cámara Semiflex 31010, dentro de un fantoma de agua para un perfil de campo máximo ($40 \times 40 \text{ cm}^2$) y normalizado al eje central, fueron realizados con radios de 1.5 cm, 5 cm, 10 cm, 20 cm y 30 cm; a profundidades de 0 cm, 1 cm, 2 cm, 3 cm, 4 cm, 5 cm, 6 cm, 7 cm, 8 cm, 9 cm, 10 cm, 11 cm, 12 cm, 13 cm, 14 cm, 15 cm, 16 cm, 17 cm, 18 cm, 19 cm y 20 cm. Las tablas A.7 y 4.6 muestran los datos obtenidos, y la figura 4.3 muestra la representación gráfica.

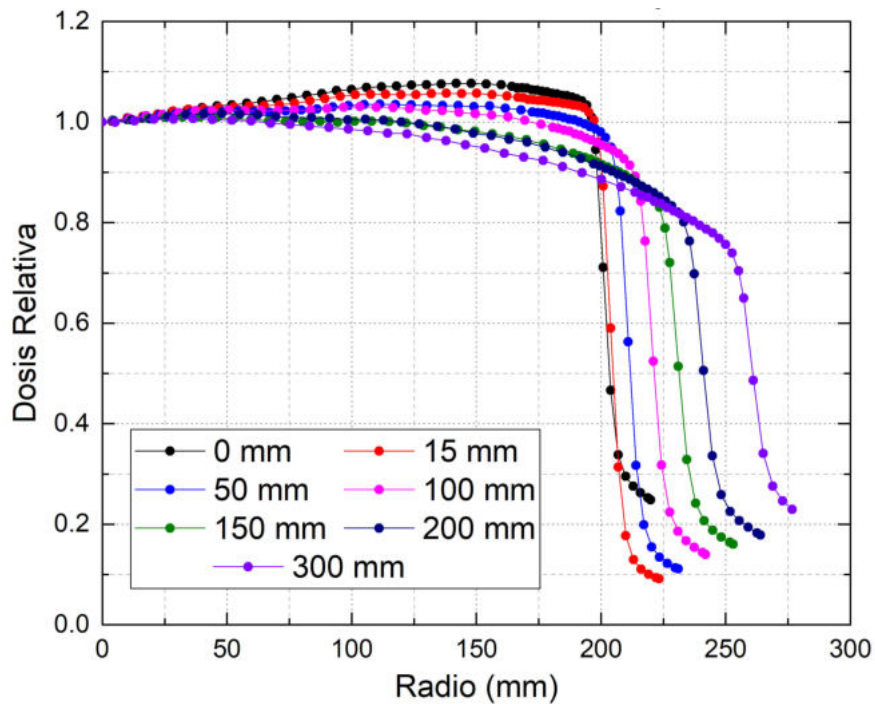


Figura 4.3: Resultados del OAF normalizado a la dosis del eje central del campo.

Tabla 4.5: Mediciones del Off Axis Factor.

profundidad: 0 mm		profundidad: 15 mm		profundidad: 50 mm		profundidad: 100 mm	
Distancia	Dosis	Distancia	Dosis	Distancia	Dosis	Distancia	Dosis
(mm)	Normalizada	(mm)	Normalizada	(mm)	Normalizada	(mm)	Normalizada
0	1.00000	0	1.00000	0	1.00000	0	1.00000
4	1.00176	4.06	1.00266	4.2	1.00331	4.4	1.00267
10	1.00519	10.15	1.00819	10.5	1.00678	11	1.00710
16	1.00764	16.24	1.01112	16.8	1.01032	17.6	1.01207
22	1.01274	22.33	1.01578	23.1	1.01468	24.2	1.01539
28	1.02048	28.42	1.02191	29.4	1.01619	30.8	1.01853
34	1.02293	34.51	1.02510	35.7	1.01950	37.4	1.02258
40	1.02890	40.6	1.02684	42	1.02033	44	1.02249
46	1.03223	46.69	1.02863	48.3	1.02078	50.6	1.02415
52	1.03400	52.78	1.03037	54.6	1.02161	57.2	1.02249
58	1.03733	58.87	1.03183	60.9	1.02093	63.8	1.02249
64	1.04076	64.96	1.03270	67.2	1.01943	70.4	1.02258
70	1.04497	71.05	1.03443	73.5	1.02199	77	1.02406
76	1.04810	77.14	1.03736	79.8	1.02417	83.6	1.02415
82	1.05320	83.23	1.04209	86.1	1.02613	90.2	1.02636
88	1.05633	89.32	1.04641	92.4	1.03004	96.8	1.02903
94	1.06231	95.41	1.05088	98.7	1.03260	103.4	1.03051
100	1.06476	101.5	1.05434	105	1.03501	110	1.02968
106	1.06897	107.59	1.05527	111.3	1.03524	116.6	1.02894
112	1.06985	113.68	1.05527	117.6	1.03501	123.2	1.02655
118	1.07142	119.77	1.05434	123.9	1.03396	129.8	1.02323
124	1.07319	125.86	1.05434	130.2	1.03305	136.4	1.02267
130	1.07397	131.95	1.05680	136.5	1.03260	143	1.01945
136	1.07573	138.04	1.05707	142.8	1.03260	149.6	1.01622
142	1.07671	144.13	1.05667	149.1	1.03042	156.2	1.01373
148	1.07661	150.22	1.05720	155.4	1.03200	162.8	1.01060
154	1.07583	156.31	1.05454	161.7	1.02756	169.4	1.00323
160	1.07416	162.4	1.05181	168	1.02417	176	0.99521
164.3	1.07074	166.76	1.04881	172.51	1.02003	180.73	0.98958
166.3	1.06819	168.79	1.04828	174.61	1.01867	182.93	0.98719
168.3	1.06829	170.82	1.04528	176.71	1.01762	185.13	0.98387
170.3	1.06740	172.85	1.04435	178.82	1.01506	187.33	0.98157
172.3	1.06398	174.88	1.04322	180.91	1.01288	189.53	0.97659
174.3	1.06319	176.91	1.04262	183.01	1.01175	191.73	0.97345
176.3	1.06143	178.94	1.04089	185.11	1.00896	193.93	0.96857
178.3	1.05986	180.97	1.03942	187.21	1.00565	196.13	0.96451
180.3	1.05731	183	1.03916	189.31	1.00392	198.33	0.95972
192.3	1.04203	195.18	1.01911	201.91	0.96898	211.53	0.91367
194.3	1.03360	197.21	1.00353	204.01	0.94963	213.73	0.89191
200.9	0.71116	203.91	0.58999	210.94	0.56283	220.99	0.52439
203.9	0.46646	206.96	0.31338	214.09	0.31705	224.29	0.31773
206.9	0.33806	210	0.17685	217.24	0.19864	227.59	0.22406
209.9	0.29518	213.05	0.12965	220.39	0.15475	230.89	0.18613
212.9	0.27572	216.09	0.11035	223.54	0.13439	234.19	0.16682
218.9	0.25239	222.18	0.09363	229.84	0.11353	240.79	0.14368
220	0.24872	223.3	0.09155	231	0.11090	242	0.13963

Tabla 4.6: Mediciones del Off Axis Factor.

profundidad: 150 mm		profundidad: 200 mm		profundidad: 300 mm	
Distancia (mm)	Dosis Normalizada	Distancia (mm)	Dosis Normalizada	Distancia (mm)	Dosis Normalizada
0	1.00000	0	1.00000	0	1.00000
4.6	1.00275	4.8	1.00183	5.2	0.99980
11.5	1.00397	12	1.00393	13	1.00240
18.4	1.00683	19.2	1.00603	20.8	1.00538
46	1.00870	48	1.01681	52	1.00327
52.9	1.00696	55.2	1.01595	59.8	1.00240
59.8	1.00532	62.4	1.01444	67.6	0.99769
66.7	1.00250	69.6	1.01099	75.4	0.99526
73.6	1.00163	76.8	1.00913	83.2	0.99179
80.5	1.00065	84	1.00876	91	0.98910
80.5	1.00065	84	1.00876	91	0.98910
87.4	1.00151	91.2	1.00765	98.8	0.98574
94.3	0.99967	98.4	1.00456	106.6	0.98285
101.2	1.00163	105.6	1.00579	114.4	0.97804
108.1	1.00151	112.8	1.00368	122.2	0.97664
115	1.00065	120	1.00034	130	0.96885
121.9	0.99846	127.2	0.99637	137.8	0.96313
128.8	0.99280	134.4	0.99155	145.6	0.95490
135.7	0.98974	141.6	0.98624	153.4	0.94814
142.6	0.98484	148.8	0.97770	161.2	0.93786
149.5	0.98176	156	0.97302	169	0.93051
156.4	0.97627	163.2	0.96561	176.8	0.92322
163.3	0.97122	170.4	0.95996	184.6	0.91127
170.2	0.96483	177.6	0.94966	192.4	0.89890
177.1	0.95575	184.8	0.93946	200.2	0.88575
184	0.94550	192	0.92758	208	0.87124
195.85	0.92631	204.36	0.90246	221.39	0.84191
198.15	0.92049	206.76	0.89653	223.99	0.83784
200.44	0.91549	209.16	0.89132	226.59	0.82992
202.74	0.91078	211.56	0.88575	229.19	0.82318
209.65	0.89468	218.76	0.86633	236.99	0.80309
211.94	0.88752	221.16	0.85940	239.59	0.79470
231.03	0.51371	241.08	0.50580	261.17	0.48621

4.2. Validación del DIAMOND

Una vez obtenidos los datos necesarios de la máquina de tratamiento, se requirió una validación de distintos planes de tratamiento planificados en el TPS y luego verificados en el Diamond. A partir de estos resultados finales, se prosiguió a verificar planes de tratamiento en técnica conformacional 3D realizados en el TPS, los cuales fueron verificados exitosamente. El procedimiento fue el siguiente:

1. Ingresar a Diamond el Usuario y la contraseña.

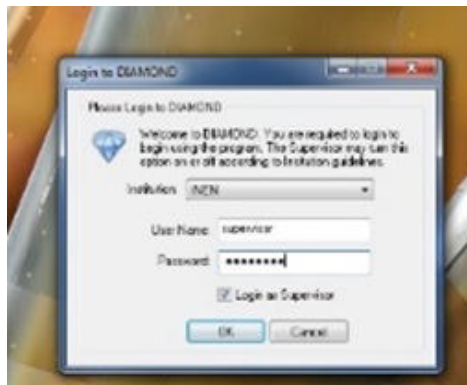


Figura 4.4: Ventana de ingreso al Diamond.

2. Abrir paciente e importar el archivo DICOM.RP del plan a evaluar.

- Patient
- Import/Export plan
- Import DICOM RT file

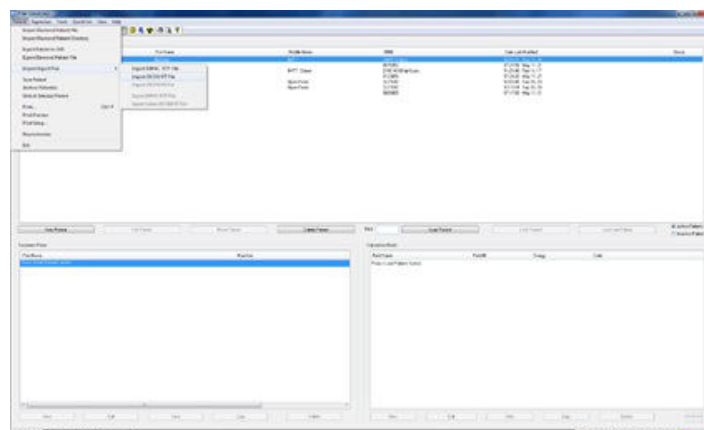


Figura 4.5: Ventana para importar planes o pacientes.

3. Buscar la ventana donde se encuentran los pacientes exportados del XIO al DIAMOND, dicha carpeta de pacientes tiene como nombre “validación”.

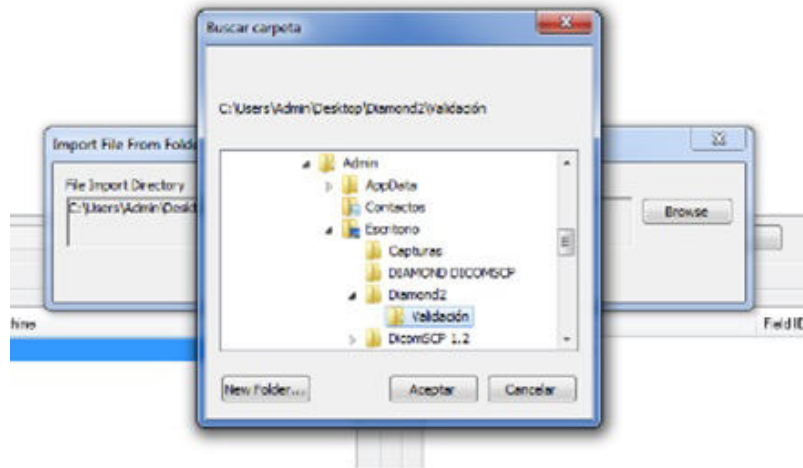


Figura 4.6: Ventana de las carpetas donde se guardan los planes de los pacientes.

4. Se importa el plan del paciente dentro de la interfaz gráfica del DIAMOND.

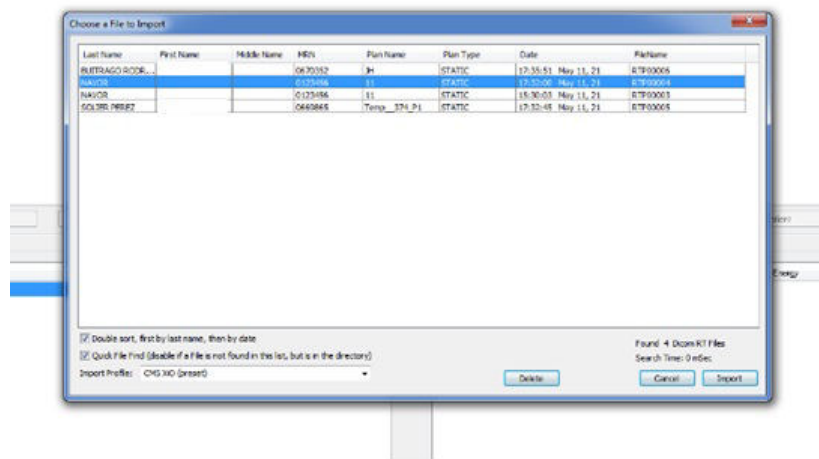


Figura 4.7: Ventana donde se elige el plan, busque con el nombre que fue guardado en el planificador.

Para validar los campos del sistema de planificación XIO con el sistema de cálculo independiente DIAMOND, se debe ingresar los valores de obtenidos en el PDD, S_p , S_{cp} y OAF. Como se muestra en la figura 4.8, 4.9 y 4.10.

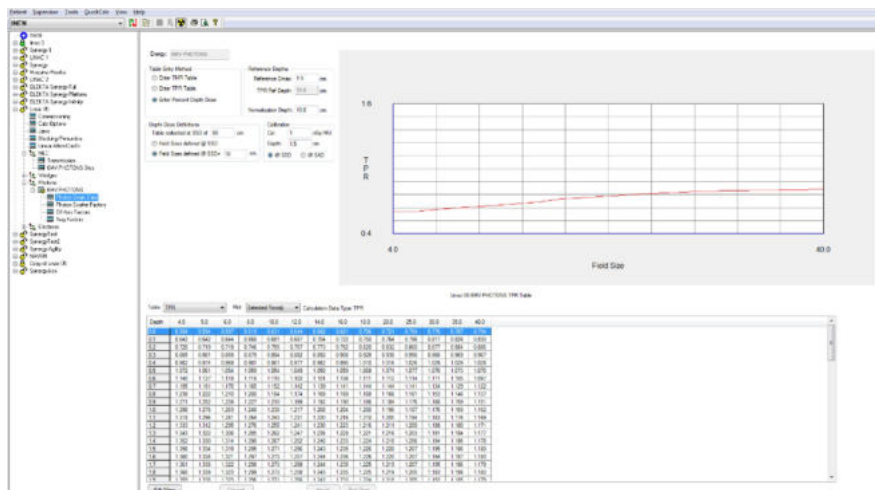


Figura 4.8: Sección del Beam Data, aquí se ingresa los PDD's medidos para que el programa halle automáticamente los TPR's

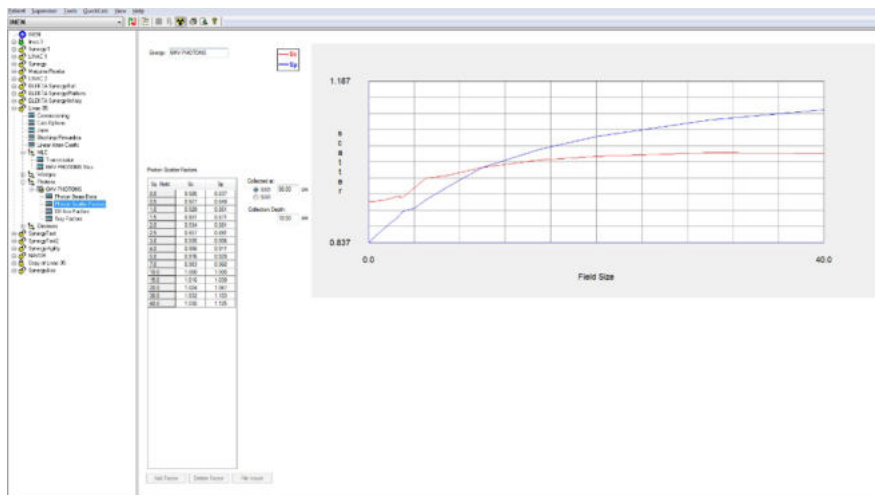


Figura 4.9: Sección de Photon Scatter Factor, aquí se ingresa los factores de dispersión que se midieron con la misma configuración geométrica de la figura anterior.

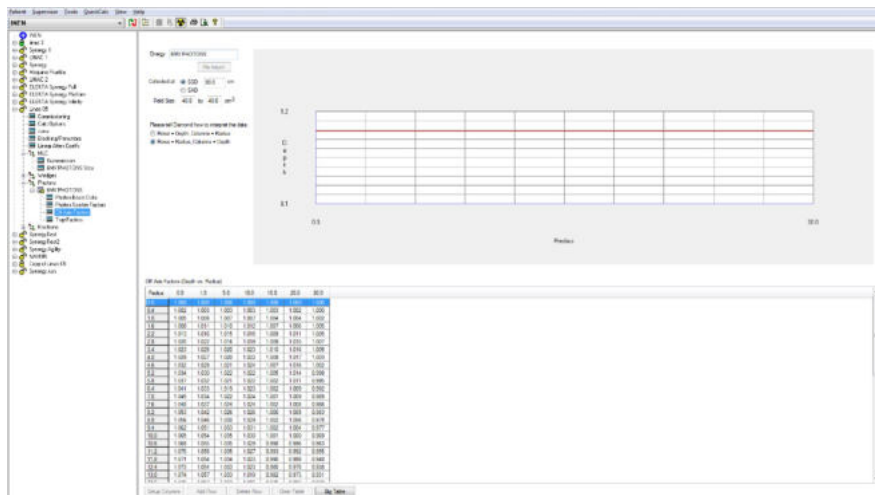


Figura 4.10: Off axis factor, aquí se ingresa los factores fuera del eje.

Para finalizar, se hizo la comparación de los valores ingresados en el DIAMOND, con distintas condiciones de irradiación. Los 10 planes de validación considerados en la comparación son los siguientes.

1. Campo de calibración a $SSD = 100$ cm, gantry 0° y colimador 0° ; para el campo de 10 cm \times 10 cm en profundidades de 5 cm, 10 cm y 20 cm. Ver figura 4.11.
2. Campo de calibración $SSD = 90$ cm, gantry 0° y colimador 0° para los campos de 5×5 cm², 10×10 cm², 15×15 cm² y 40×40 cm². Todos a profundidad de 10 cm. Ver figura 4.12.
3. Campo de verificación en el punto de cálculo en el isocentro fijo, gantry 0° y colimador 0° para el campo de 10×10 cm² en profundidades de 5 cm, 10 cm, 15 cm y 20 cm. Ver figura 4.13
4. Puntos fuera del eje central del haz a $SSD = 90$ cm, gantry 0° y colimador 0° para el campo de 10×10 cm² en profundidad de 10 cm. Puntos de referencia (2 cm, 3 cm) y (2 cm, -3 cm). Ver figura 4.14.
5. Puntos fuera del eje central del haz a $SSD = 90$ cm, gantry 0° y colimador 0° para el campo de 30×30 cm² en profundidad de 10 cm. Puntos de referencia (20 cm, 30 cm) y (20 cm, -30 cm). Ver figura 4.15.
6. Para cuñas a $SSD = 100$ cm, gantry 0° y colimador 0° para tamaño de campo de 10×10 cm², un campo para cada cuña física y dos ángulos diferentes para cada cuña. Ver figura 4.16.
7. Campo irregular, Gantry 0° y colimador 0° . Ver figura 4.17.
8. Rotación del gantry, cuatro campos isocentricos con puntos de cálculo en el isocentro, dosis de 2 Gy. Tamaño de campos a 5×5 cm², 10×10 cm², 15×15 cm², y 20×20 cm² con ángulos de gantry de 0° , 90° , 180° y 270° , respectivamente. Colimador y camilla a 0° . Ver figura 4.18.
9. Rotación del gantry, cuatro campos isocentricos con puntos de cálculo en el isocentro, dosis de 2 Gy. Tamaño de campos a 5×10 cm², 10×15 cm², y 15×15 cm² con ángulos de Colimador de 0° , 90° y 270° , respectivamente. Gantry y camilla a 0° . Ver figura 4.19.
10. Rotación del gantry, cuatro campos isocentricos con puntos de cálculo en el isocentro, dosis de 2 Gy. Tamaño de campo a 5×10 cm² con ángulos de camilla de 0° , 90° y 270° . Gantry y Colimador a 0° . Ver figura 4.20.

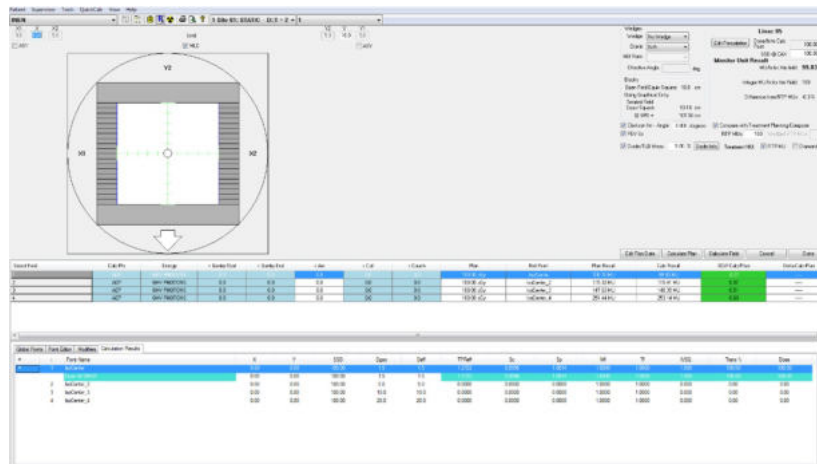


Figura 4.11: Interfaz gráfica DIAMOND para verificación a una SSD de 100 cm, tamaño de campo 10 × 10 cm² y profundidades de 5, 10 y 20 cm.

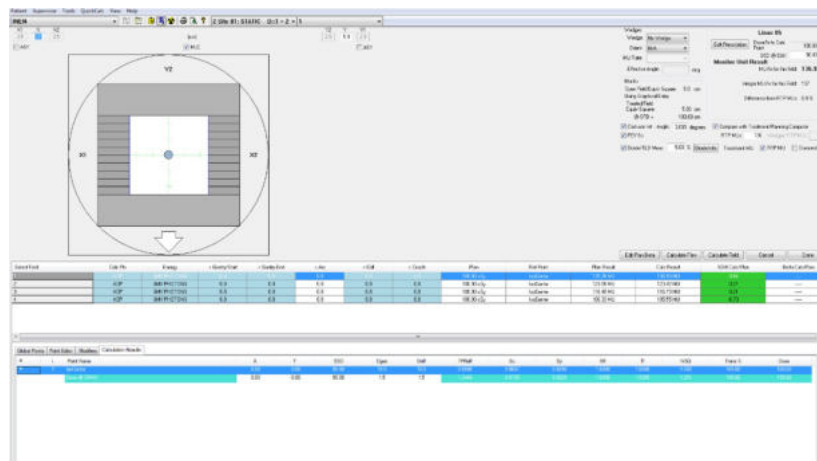


Figura 4.12: Interfaz gráfica DIAMOND para verificación a una SSD de 90 cm, tamaño de campo 5 × 5 cm², 10 × 10 cm², 15 × 15 cm² y 40 × 40 cm² y profundidades de 5, 10 y 20 cm.

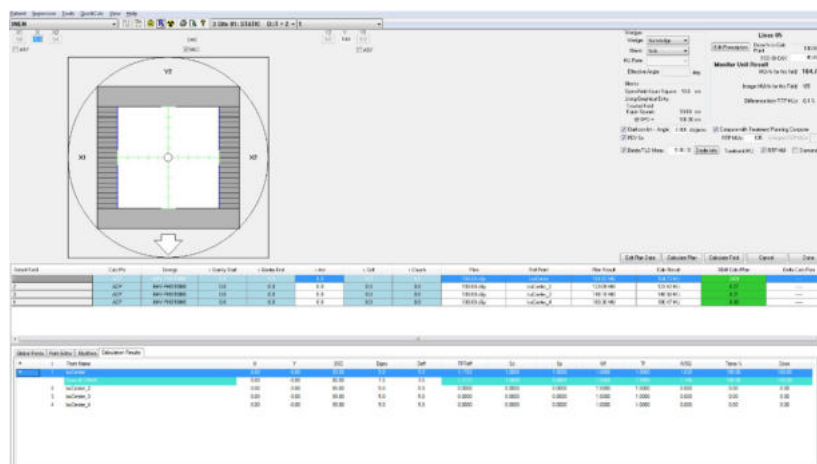


Figura 4.13: Interfaz gráfica DIAMOND para la verificación en el punto de cálculo del isocentro para tamaño de campo 10 × 10 cm² a profundidad de 5, 10, 15 y 20 cm.

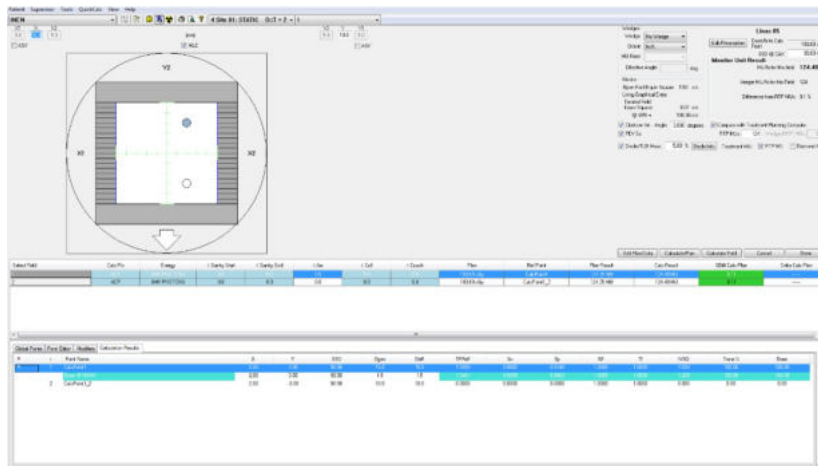


Figura 4.14: [Interfaz gráfica DIAMOND para la verificación en puntos fuera del eje central para tamaño de campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$ a profundidad de 10 cm.

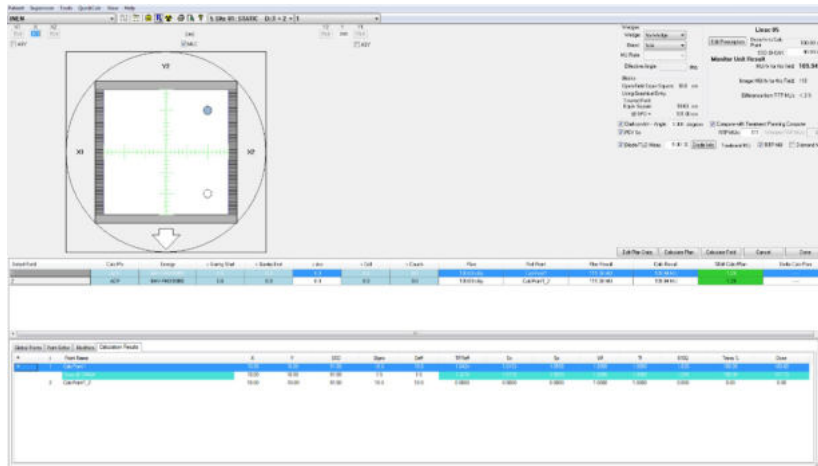


Figura 4.15: Interfaz gráfica DIAMOND para la verificación en puntos fuera del eje central para tamaño de campo $30 \times 30 \text{ cm}^2$ a profundidad de 10 cm.

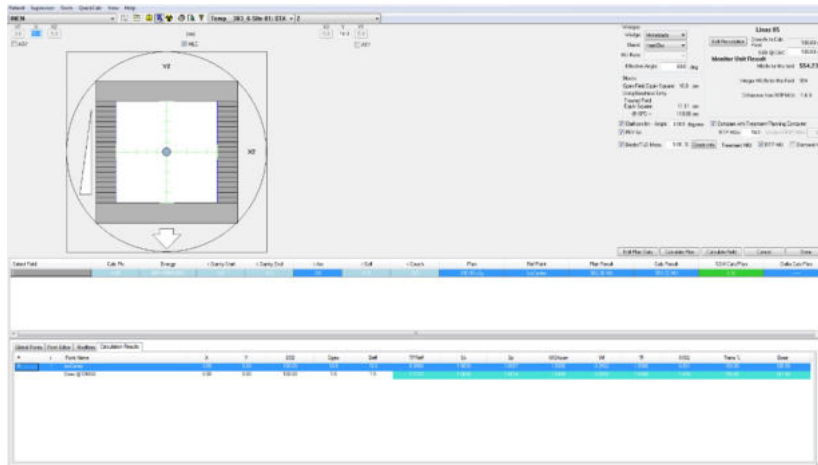


Figura 4.16: Interfaz gráfica DIAMOND para verificación de cuñas a $SSD = 100 \text{ cm}$ y tamaño de campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$.

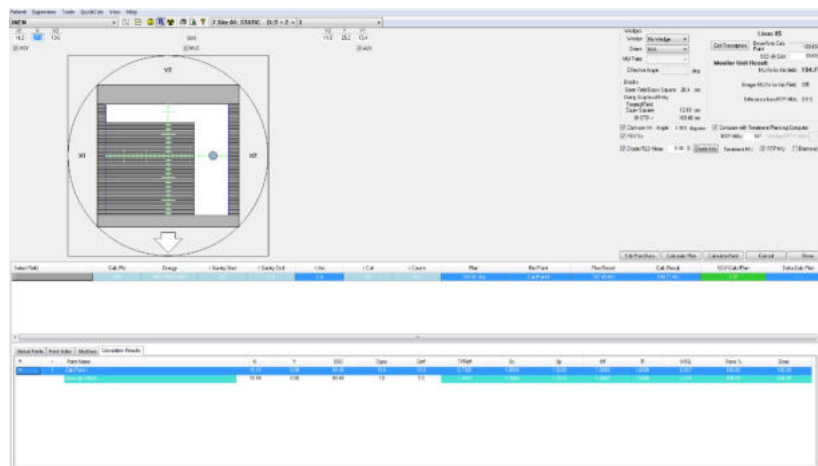


Figura 4.17: Interfaz gráfica DIAMOND para verificación de un campo irregular.

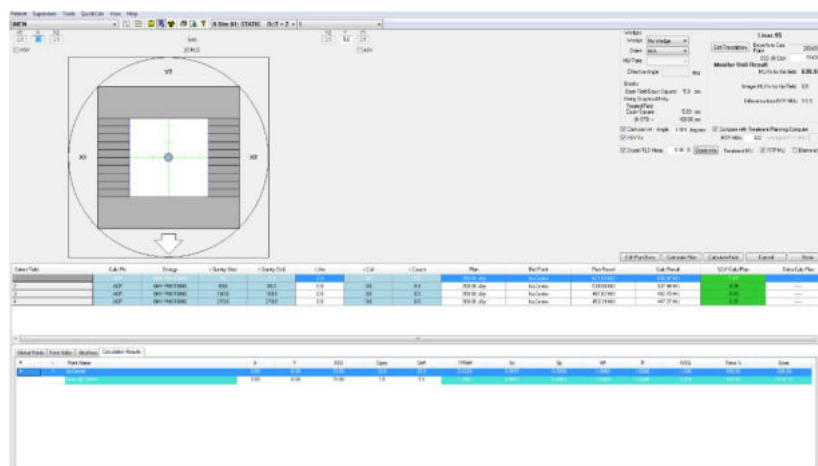


Figura 4.18: Interfaz gráfica DIAMOND para verificación de 4 campos isocentricos a tamaños de campos de $5 \times 5 \text{ cm}^2$, $10 \times 10 \text{ cm}^2$, $15 \times 15 \text{ cm}^2$, y $20 \times 20 \text{ cm}^2$ para ángulos de gantry igual a 0° , 90° , 180° y 270° , respectivamente.

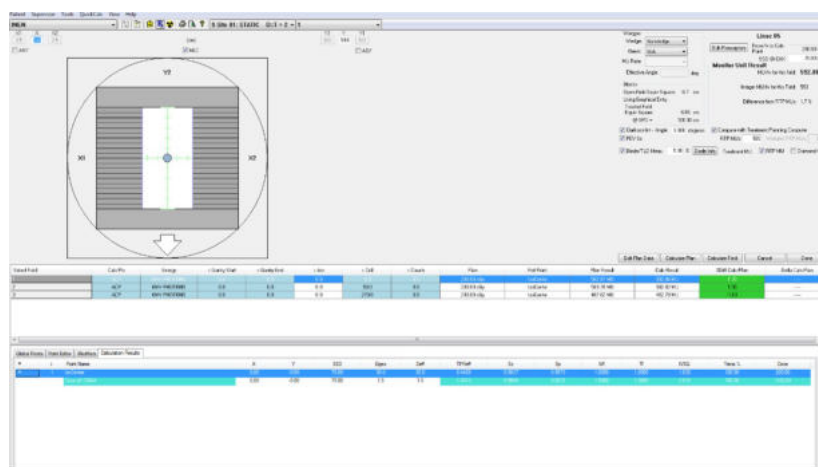


Figura 4.19: Interfaz gráfica DIAMOND para verificación de 3 campos isocentricos a tamaños de campos de $5 \times 10 \text{ cm}^2$, $10 \times 15 \text{ cm}^2$ y $15 \times 15 \text{ cm}^2$ para ángulos de colimador igual a 0° , 90° , y 270° , respectivamente.

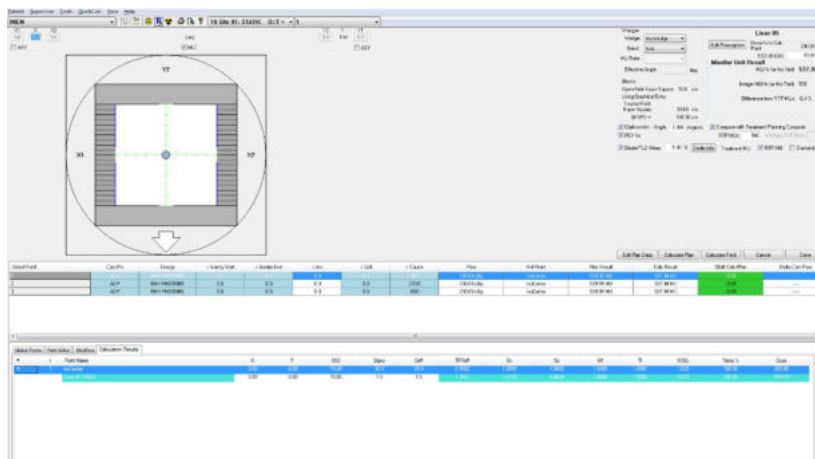


Figura 4.20: Interfaz gráfica DIAMOND para verificación de 3 campos isocentricos con tamaño de campo de $5 \times 10 \text{ cm}^2$ y ángulos de camilla igual a 0° , 90° , y 270° .

4.3. Selección de Pacientes

Para elaborar los resultados estadísticos, mediante la prueba "t" de Student, es necesario considerar una muestra de 50 pacientes que cumplan ciertos requisitos. Estos requisitos implican una misma neoplasia a estudiar, una misma prescripción de dosis, mismos ángulos del colimador y mismos ángulos del gantry. Para este proyecto se eligió pacientes con cáncer ginecológica (explicados en la Subsección 2.1) a una dosis prescrita de 5000 cGy.

4.4. Tratamientos Ginecológicos Utilizando la Técnica de Radioterapia Conformada en 3D.

Los tratamientos ginecológicos, mediante radioterapia convencional 3D, suelen ser prescritos con dosis de 5000 cGy, en 25 fracciones (convencional). Esta dosis es repartida en cuatro campos directos llamados campo posterior, anterior, lateral izquierdo y lateral derecho. Para el campo 1 (campo anterior) el ángulo del gantry es de 0° , el campo 2 (campo posterior) tendrá un ángulo igual a 180° , el campo 3 (campo lateral izquierdo) el ángulo del gantry ha sido de 90° , y por último, para el campo 4 (campo lateral derecho) el ángulo del gantry fue de 270° . Las figuras 4.21, 4.22, 4.23 y 4.24 muestran el campo anterior, posterior, lateral izquierdo y lateral derecho, respectivamente; que han sido producidos en el sistema de planificación XIO, donde las multilaminas conforman la región de interés (ROI), prescrita por el médico.

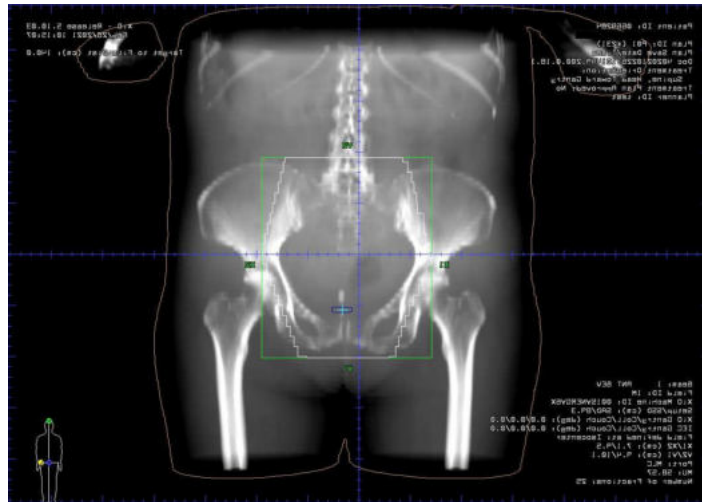


Figura 4.21: Campo anterior obtenido de la interfaz gráfica XIO.

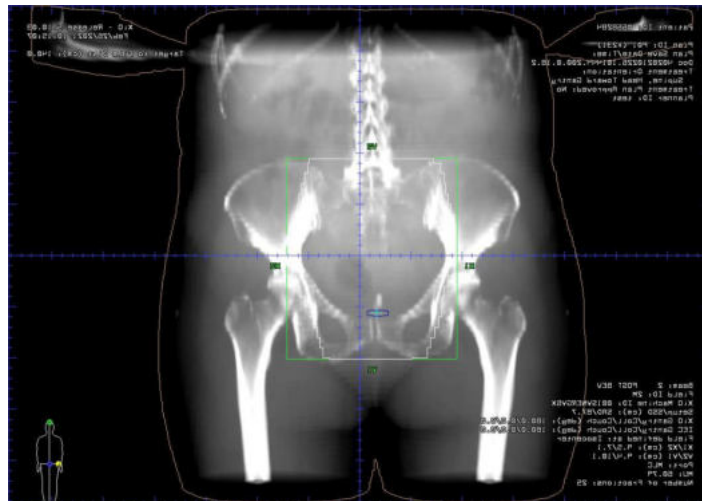


Figura 4.22: Campo posterior obtenido de la interfaz gráfica XIO.

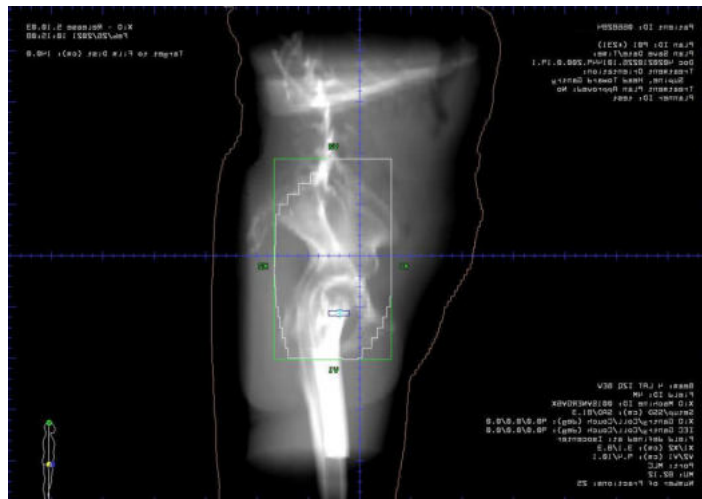


Figura 4.23: Campo lateral izquierdo obtenido de la interfaz gráfica XIO.

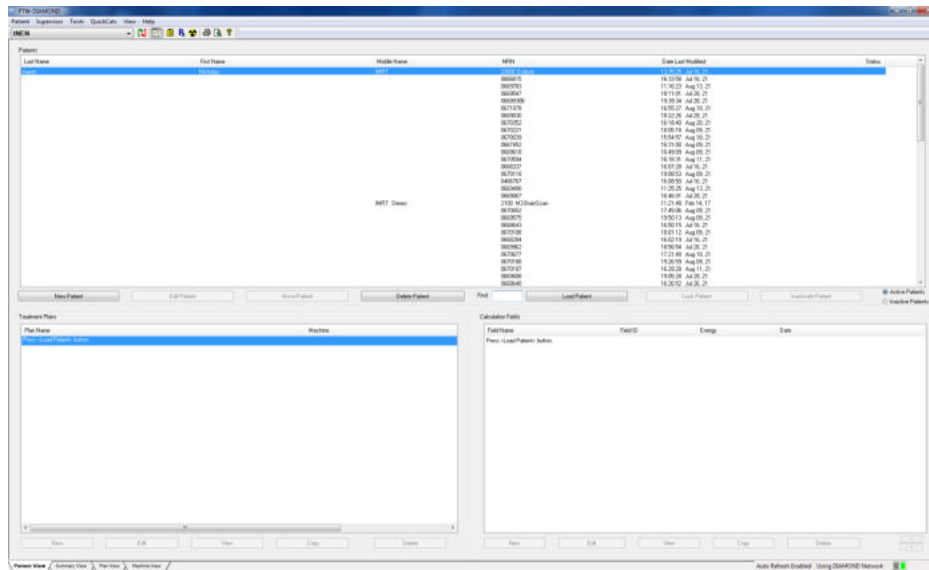


Figura 4.28: Interfaz gráfica DIAMOND, importación de pacientes.

Este sistema permite realizar una verificación de otros cálculos de interés clínico, con el objetivo de obtener las UM y la variación porcentual. La siguiente figura muestra un paciente calculado mediante el DIAMOND.

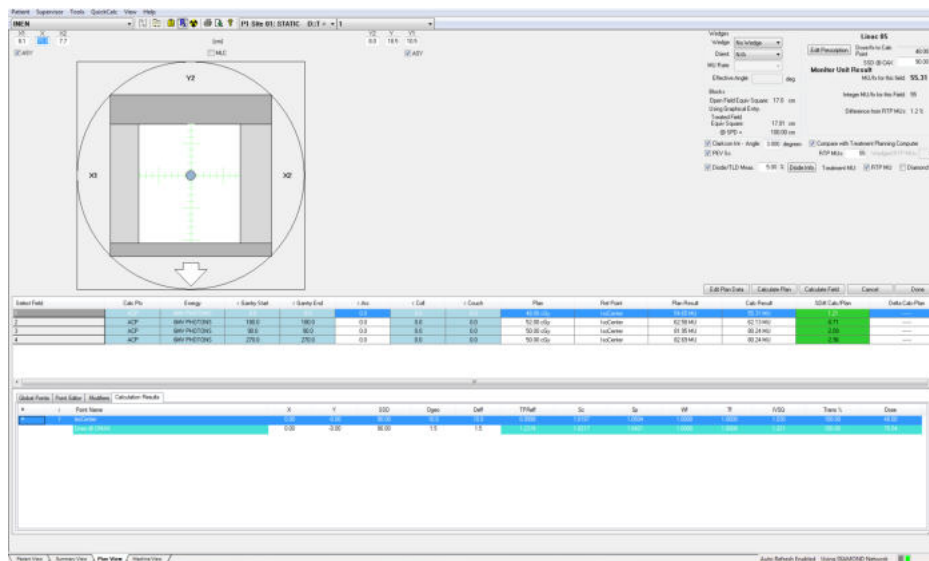


Figura 4.29: Campo de radiación calculado desde la interfaz gráfica DIAMOND

Por ultimo, se reúne todos los datos obtenidos y se evalúa la comparación de UM, por cada campo, del TPS XIO y el PTW DIAMOND.

4.6. Prueba “t” de Student

Es una prueba de hipótesis en donde se utiliza la distribución “t”. Para hacer uso de esta prueba se recomienda que la población a estudiar tenga una distribución normal,

para un espacio muestral menor a 30. Antes de analizar la prueba “t” de student debemos considerar la igualdad, o diferencia, entre las varianzas del espacio muestral. Para ello, se utilizara la distribución F.

4.6.1. Distribución F

La distribución F me permite estimar la comparación entre dos varianzas poblacionales, a partir de las varianzas muestrales. Dicha estimación parte de una hipótesis de aceptación o rechazo mediante la razón F .

La razón F está definida por la siguiente ecuación:

$$F = \frac{s_L^2}{s_s^2} \quad (4.1)$$

Donde:

- s_L^2 es la varianza muestral mayor.
- s_s^2 es la varianza muestral menor.

Para hacer uso de la hipótesis de aceptación o rechazo, se debe obtener un valor de F crítico ($F_{0,95}$) dado por la tabla en el apéndice B. Si el valor obtenido de la razón F es menor o igual a F_{α, n_1-1, n_2-1} , entonces las varianzas poblacionales son iguales ($\sigma_1^2 = \sigma_2^2$); pero si el valor es mayor a $F_{0,95}$, entonces las varianzas poblacionales son diferentes ($\sigma_1^2 \neq \sigma_2^2$) [37, 38].

4.6.2. Igualdad de Varianzas Poblacionales ($\sigma_1^2 = \sigma_2^2$)

Cuando las varianzas poblacionales son iguales, estas poseen una varianza mancomunada ($\sigma^2 = \sigma_1^2 = \sigma_2^2$). Se puede estimar el valor de la varianza muestral mancomunada, a partir de la siguiente ecuación.

$$s^2 = \frac{s_1^2(n_1 - 1) + s_2^2(n_2 - 1)}{n_1 + n_2 - 2} \quad (4.2)$$

Donde:

- s_1^2 y s_2^2 son las varianzas de la muestra 1 y 2.
- n_1 y n_2 son el numero de la muestra 1 y 2.

Para calcular el valor t se hará uso de la siguiente ecuación:

$$t_{(n_1-1)+(n_2-1)}^{\alpha/2} \approx \frac{\bar{X}_1 - \bar{X}_2 - (m_1 - m_2)}{\sqrt{\frac{s^2}{n_1} + \frac{s^2}{n_2}}} \quad (4.3)$$

Donde:

- \bar{X}_1 y \bar{X}_2 son la medias muestrales
- m_1 y m_2 son las medias poblacionales
- s^2 es la varianza muestral mancomunada.

Asumiremos una hipótesis de aceptación o de rechazo, ver ecuación 4.4. Si las medias poblacionales son iguales ($m_1 - m_2 = 0$) entonces acepto la hipótesis de partida (H_0) de lo contrario se escogerá la hipótesis alternativa (H_1)

$$\begin{cases} H_0 : m_1 = m_2 \\ H_1 : m_1 \neq m_2 \end{cases} \quad (4.4)$$

Entonces la regla de decisión esta dada de la siguiente manera.

$$\left| \frac{\bar{X}_1 - \bar{X}_2}{\sqrt{\frac{s^2}{n_1} + \frac{s^2}{n_2}}} \right| \leq t_{(n_1-1)+(n_2-1)}^{\alpha/2} \implies \text{Acepto } H_0 \quad (4.5)$$

$$\left| \frac{\bar{X}_1 - \bar{X}_2}{\sqrt{\frac{s^2}{n_1} + \frac{s^2}{n_2}}} \right| > t_{(n_1-1)+(n_2-1)}^{\alpha/2} \implies \text{Rechazo } H_0 \quad (4.6)$$

El valor $t_{(n_1-1)+(n_2-1)}^{\alpha/2}$ se encuentra en tabla del apéndice C y α es el nivel de significación.

4.6.3. Diferencias de Varianzas Poblacionales ($\sigma_1^2 \neq \sigma_2^2$)

Cuando las varianzas poblacionales no son iguales, se deben calcular los grados de libertad (g.l) y determinar el valor de t en tabla. Los grados de libertad se calculan con la siguiente ecuación:

$$g.l = \frac{(s_1^2/n_1 + s_2^2/n_2)^2}{(s_1^2/n_1)^2/(n_1 - 1) + (s_2^2/n_2)^2/(n_2 - 1)} \quad (4.7)$$

Donde:

- s_1^2 y s_2^2 son las varianzas muestrales.
- n_1 y n_2 son las cantidades de la muestra.

Para asumir la hipótesis, primero se debe calcular el t de tabla.

$$t_{g.l}^{\alpha/2} \approx \frac{\bar{X}_1 - \bar{X}_2 - (m_1 - m_2)}{\sqrt{\frac{s_1^2}{n_1} + \frac{s_2^2}{n_2}}} \quad (4.8)$$

La hipótesis de partida y alternativa cumple de la misma manera (ecuación 4.4) en varianzas diferentes. Por lo tanto, la regla de decisión es la siguiente.

$$\left| \frac{\bar{X}_1 - \bar{X}_2}{\sqrt{\frac{s_1^2}{n_1} + \frac{s_2^2}{n_2}}} \right| \leq t_{g,1}^{\alpha/2} \implies \text{Acepto } H_0 \quad (m_1 = m_2) \quad (4.9)$$

$$\left| \frac{\bar{X}_1 - \bar{X}_2}{\sqrt{\frac{s_1^2}{n_1} + \frac{s_2^2}{n_2}}} \right| > t_{g,1}^{\alpha/2} \implies \text{Rechazo } H_0 \quad (m_1 \neq m_2) \quad (4.10)$$

El valor $t_{g,1}^{\alpha/2}$ se encuentra en tabla del apéndice C [37–39].

Capítulo 5

Resultados y Análisis

Este capítulo muestra los resultados obtenidos del sistema de planificación XIO y el sistema de cálculo independiente DIAMOND. Dichos resultados fueron analizados mediante la prueba t de Student para un intervalo de confianza del 95 % ($\alpha = 0.05$), a diferentes valores de tolerancia en todos los campos de radiación en un tratamiento de cáncer ginecológico.

5.1. Análisis de la Distribución Normal en Cada Campo

El objetivo del presente proyecto es reducir el nivel de tolerancia en las UM's, del 5 %, recomendado por el manual DIAMOND. Debido que, el cáncer ginecológico es una enfermedad que involucra muchos órganos y la demanda que existe dentro el INEN, hacen que sea una necesidad el uso de técnicas convencionales en la planificación de pacientes. Para realizar la estadística, basada en la prueba t de student, se analizó la distribución de cada campo utilizado en el tratamiento de los pacientes. La figura 5.1, 5.2, 5.3 y 5.4, muestran histogramas de frecuencias, con respecto a las unidades monitoras, obtenidas en el campo anterior, campo posterior, campo lateral derecho y campo lateral izquierdo, respectivamente. En dichas gráficas se visualiza como el campo anterior, campo lateral derecho y campo lateral izquierdo, tienden a tener una distribución normal; mientras que, el campo posterior se aleja ligeramente de un comportamiento normal. Sin embargo, es posible realizar la prueba t de student.

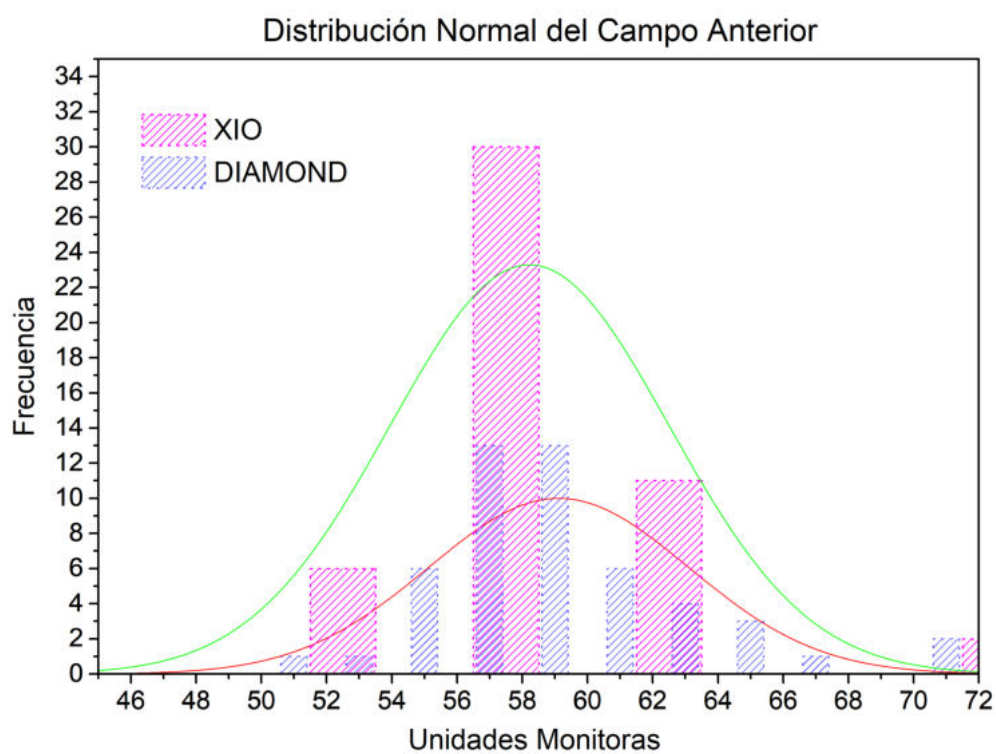


Figura 5.1: Histograma de frecuencias para el campo anterior.

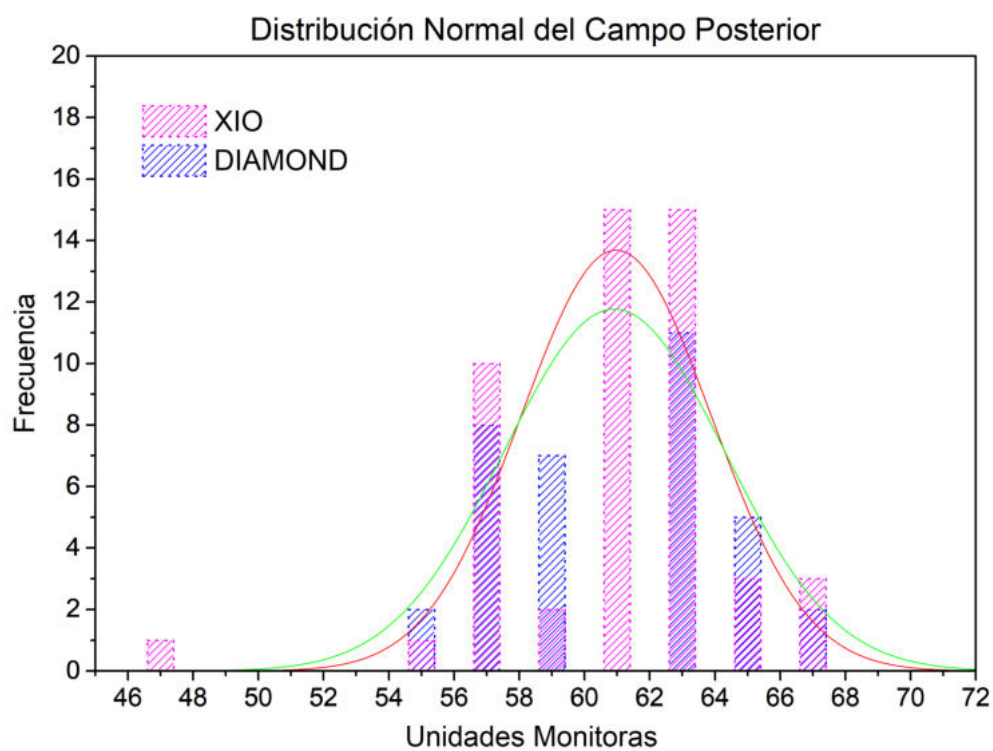


Figura 5.2: CHistograma de frecuencias para el campo posterior.

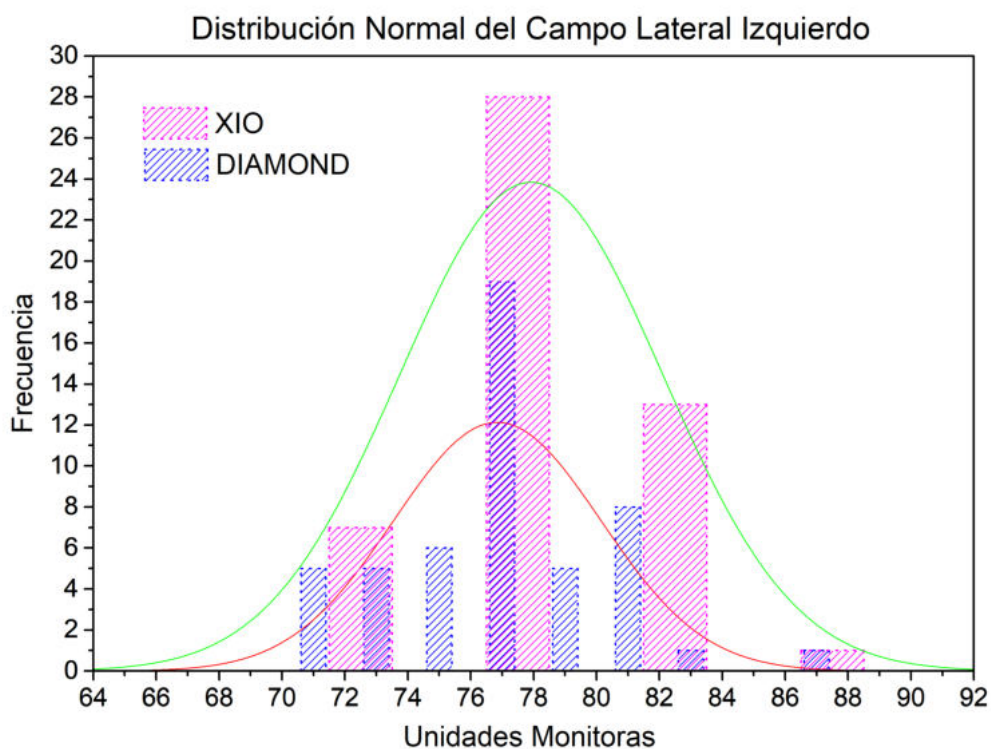


Figura 5.3: Histograma de frecuencias para el campo lateral derecho.

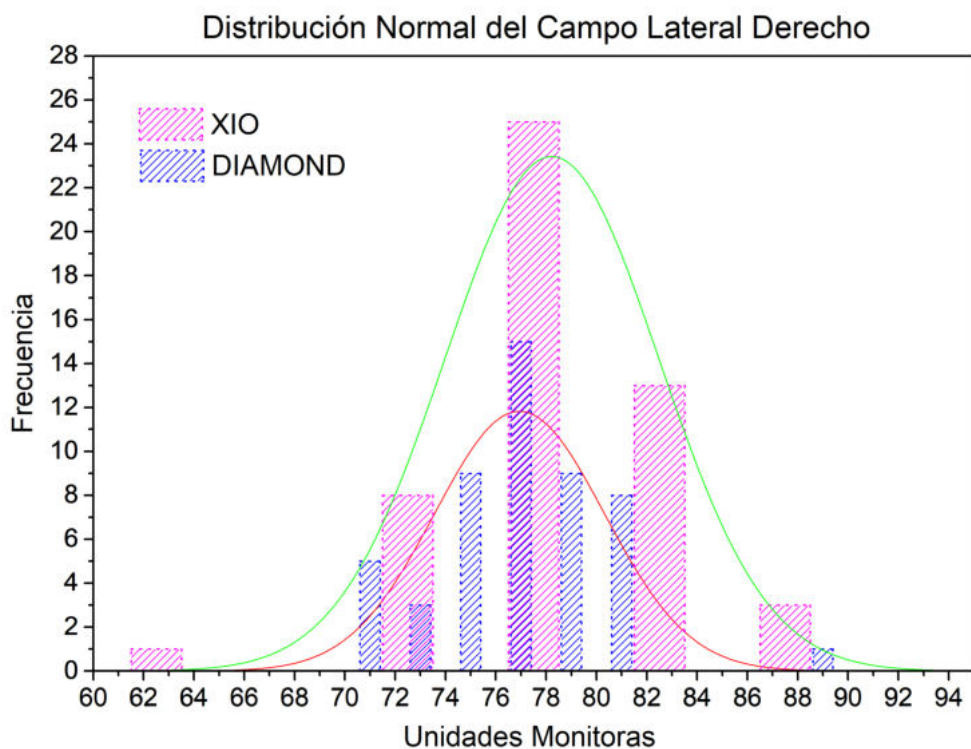


Figura 5.4: Histograma de frecuencias para el campo lateral izquierdo.

5.2.2. Análisis del Nivel de tolerancia hasta un 4 %

Los resultados son muy parecidos a los obtenidos para un nivel de tolerancia hasta 5 %. El promedio obtenido en el sistema DIAMOND para el campo anterior, posterior, lateral derecho y lateral izquierdo son de 58.42 ± 3.05 , 61.10 ± 2.79 , 76.83 ± 3.43 y 76.59 ± 3.16 , respectivamente; mientras que, para el sistema XIO son de 57.40 ± 3.42 , 61.01 ± 3.27 , 77.80 ± 4.29 y 77.38 ± 4 , respectivamente. La cantidad de la muestra en este caso es de 43 ($n_1 = n_2 = 43$); por lo tanto, el valor de $F_{\alpha/2, n_1-1, n_2-1}$ es 1.676. Los valores obtenidos son de 1.256, 1.378, 1.568 y 1.602 para el campo anterior, posterior, lateral derecho y lateral izquierdo, respectivamente. Ninguno de ellos sobrepasa el valor crítico, por lo tanto tienen varianzas iguales. Entonces el resultado de $t_{(n_1-1)+(n_2-1)}^{\alpha/2}$ es de 1.991. El valor t obtenido de la comparación en el campo anterior, posterior, lateral derecho y lateral izquierdo son de 1.452, 0.129, 1.161 y 1.024. Por lo tanto, ninguna comparación de los 4 campos tienen una diferencia estadísticamente significativa.

Tabla 5.2: Intervalo de Tolerancia al 4 %

	Campo Anterior		Campo Posterior		Campo Lateral Derecho		Campo Lateral Izquierdo	
	Diamond	Xio	Diamond	Xio	Diamond	Xio	Diamond	Xio
Media	58.42	57.40	61.10	61.01	76.83	77.80	76.59	77.38
Error típico	0.47	0.52	0.43	0.50	0.52	0.65	0.48	0.61
Mediana	58.09	57.32	61.01	61.52	76.76	77.41	76.52	77.69
Desviación estándar	3.05	3.42	2.79	3.27	3.43	4.29	3.16	4.00
Varianza de la muestra	9.32	11.71	7.77	10.71	11.75	18.43	10.00	16.03
Rango	14.83	21.12	11.38	18.76	17.86	27.35	15.65	28.09
Mínimo	51.86	43.41	55.45	47.79	70.51	61.67	71.06	59.96
Máximo	66.69	64.53	66.83	66.55	88.37	89.02	86.71	88.05
Muestra	43	43	43	43	43	43	43	43

5.2.3. Análisis del Nivel de tolerancia hasta un 3 %

El tamaño de la muestra obtenida, en un nivel de tolerancia que va hasta un 3 %, es de 26 ($n_1 = n_2 = 26$). Los promedios adquiridos en el campo anterior, posterior, lateral derecho y lateral izquierdo, del sistema DIAMOND, son 58.00 ± 2.47 , 61.46 ± 2.63 , 77.51 ± 3.30 y 77.35 ± 3.11 , respectivamente; mientras que, para el sistema de XIO son 57.17 ± 3.66 , 60.84 ± 3.68 , 77.82 ± 4.86 y 77.43 ± 4.70 , respectivamente. El valor $F_{\alpha/2, n_1-1, n_2-1}$ es igual a 1.953 y la razón F es de 2.200, para el campo anterior; 1.956, en el campo posterior; 2.167, del campo lateral derecho; y 2.280, del campo lateral izquierdo. En donde todas las razones F , obtenidas en la comparación de cada campo, superan el valor crítico. Los resultados adquiridos en los grados de libertad para el campo anterior, posterior, lateral izquierdo y lateral derecho, serán valores enteros y son 44, 45, 44 y 43,

respectivamente. Entonces, los valores de $t_{g,1}^{\alpha/2}$ para el campo anterior es igual 2.017, para el campo posterior es de 2.016, en el campo lateral derecho es igual a 2.017 y en el campo lateral izquierdo será de 2.018. En los resultados obtenidos mediante la prueba t los valores fueron de 0.788, en el campo anterior; 0.810, en el campo posterior; 1.049, en el campo lateral derecho; y 1.004, en el campo lateral izquierdo. Por lo tanto, según el análisis estadístico, para un nivel de tolerancia del 3% no existe una diferencia estadísticamente significativa.

Tabla 5.3: Intervalo de Tolerancia al 3%

	Campo Anterior		Campo Posterior		Campo Lateral Derecho		Campo Lateral Izquierdo	
	Diamond	Xio	Diamond	Xio	Diamond	Xio	Diamond	Xio
Media	58.00	57.17	61.46	60.84	77.51	77.82	77.35	77.43
Error típico	0.48	0.72	0.52	0.72	0.65	0.95	0.61	0.92
Mediana	58.07	57.44	61.65	61.45	77.04	77.30	76.62	77.52
Desviación estándar	2.47	3.66	2.63	3.68	3.30	4.86	3.11	4.70
Varianza de la muestra	6.10	13.42	6.93	13.56	10.91	23.64	9.69	22.10
Rango	11.72	19.29	10.34	18.76	16.07	27.35	15.46	28.09
Mínimo	51.86	43.41	56.49	47.79	72.30	61.67	71.25	59.96
Máximo	63.58	62.70	66.83	66.55	88.37	89.02	86.71	88.05
Muestra	26	26	26	26	26	26	26	26

5.2.4. Análisis del Nivel de tolerancia hasta un 2%

La muestra obtenida, para el análisis de la tolerancia hasta un 2%, es de 8 ($n_1 = n_2 = 8$). Los promedios obtenidos en el sistema DIAMONDO para el campo anterior, posterior, lateral izquierdo y lateral derecho son de 59.11 ± 2.05 , 61.85 ± 3.14 , 78.56 ± 4.92 y 77.19 ± 4.78 , respectivamente; mientras que, para el sistema XIO los promedios obtenidos son 58.35 ± 2.17 , 61.26 ± 3.09 , 78.89 ± 5.05 y 77.97 ± 4.90 , respectivamente. Los resultados obtenidos de la razón F son menores a 3.791 ($F_{\alpha/2, n_1-1, n_2-1}$); por lo tanto las varianzas poblacionales son iguales. El valor en tabla de $t_{(n_1-1)+(n_2-1)}^{\alpha/2}$ es igual a 2.145; mientras que, los valores de t obtenidos en el campo anterior, posterior, lateral derecho y lateral izquierdo, son iguales a 0.761, 0.379, 0.133 y 0.323, respectivamente. Por lo tanto, no existe una diferencia estadísticamente significativa.

5.2.6. Análisis del Nivel de tolerancia entre 3 % y 5 %

Con respecto a este intervalo de tolerancia, se obtuvo que las varianzas poblacionales en cada campo son iguales; sin embargo, cuando se hizo la comparación de la prueba t , los campos laterales obtuvieron valores de 2.325, para el campo lateral derecho, y 2.137, para el campo lateral izquierdo; mientras que, los resultados obtenidos para el campo anterior y posterior fueron de 0.691 y 0.617, respectivamente. Siendo el valor de tabla ($t_{(n_1-1)+(n_2-1)}^{\alpha/2}$) igual a 2.020. Por lo tanto, la comparación en los campos anteriores y posteriores, no tienen estadísticamente una diferencia significativa; por su parte, los campos laterales si poseen una diferencia estadísticamente significativa.

Tabla 5.6: Intervalo de Tolerancia entre 3 % al 5 %

	Campo Anterior		Campo Posterior		Campo Lateral Derecho		Campo Lateral Izquierdo	
	Diamond	Xio	Diamond	Xio	Diamond	Xio	Diamond	Xio
Media	60.33	59.37	60.44	61.00	76.33	78.66	76.30	78.47
Error típico	1.01	0.95	0.65	0.64	0.70	0.72	0.71	0.73
Mediana	60.14	58.29	60.70	61.51	76.67	79.35	76.52	78.45
Desviación estándar	4.93	4.67	3.16	3.12	3.41	3.54	3.45	3.56
Varianza de la muestra	24.35	21.83	10.00	9.71	11.63	12.55	11.93	12.67
Rango	18.64	17.69	10.59	11.25	11.47	12.86	10.93	11.58
Mínimo	52.54	52.90	54.77	55.00	70.51	72.79	70.96	73.38
Máximo	71.18	70.59	65.36	66.25	81.98	85.65	81.89	84.96
Muestra	24	24	24	24	24	24	24	24

5.2.7. Análisis del Nivel de tolerancia entre 4 % y 5 %

Por último, la muestra para el análisis del nivel de tolerancia, a un intervalo de 4 % a 5 %, es de 7 ($n_1 = n_2 = 7$). Dentro de los resultados se obtuvo que las varianzas poblacionales son iguales, el valor t para el campo anterior, posterior, lateral derecho y lateral izquierdo son de 0.228, 0.071, 4.339 y 2.924, respectivamente; mientras que el valor en tabla de $t_{(n_1-1)+(n_2-1)}^{\alpha/2}$ es igual a 2.179. Por ello, la comparación de UM para el campo anterior y posterior, no poseen una diferencia estadísticamente significativa; mientras que, la comparación de los campos lateral (lateral derecho y lateral izquierdo) si poseen una diferencia estadísticamente significativa.

Capítulo 6

Conclusiones

El presente proyecto de investigación demostró que existe una diferencia estadísticamente significativa, para tolerancias que van desde el 3 % al 5 %, entre el sistema de planificación XIO y DIAMOND, permitiendo concluir lo siguiente:

- Se verificaron distribuciones normales para el campo anterior, lateral derecho y lateral izquierdo para realizar la estadística mediante la prueba t de student. De esta manera, se realizó la comparación de UM entre los sistemas XIO y DIAMOND, en cada campo.
- Los resultados obtenidos, en el intervalo de tolerancia hasta un 5 %, no permiten ver con claridad si realmente una muestra de planes se están realizando de manera óptima, previo al tratamiento de un paciente con cáncer ginecológico debido a que las tolerancias bajas de algún campo en particular compensan el resultado final de la estadística.
- Mediante la prueba t de student se observó que la variación porcentual, entre 3 % y 5 % de UM, no cumplen con la fiabilidad requerida en un tratamiento de cancer ginecológico.
- Con respecto a la tolerancia del 5 %, recomendada por el sistema DIAMOND, no sería aplicable a las planificaciones de cancer ginecológico usando la técnica de tratamiento 3D con el TPS Xio. Éste proyecto de investigación recomienda utilizar una tolerancia del 3 % para los tratamientos de cáncer ginecológico en el departamento de radioterapia del INEN.

6.1. Recomendaciones

En base a los resultados obtenidos y la experiencia generada durante el proceso del presente proyecto, se recomienda:

- Realizar una estadística mucho mas compleja, tomando una muestra mucho mayor.
- Realizar un análisis estadístico de otra neoplasia, con alta demanda en el INEN, considerando el sistema planificación XIO; para así otorgarle un nivel de tolerancia especifica.
- En referencia al sistema de planificación DIAMOND, realizar estudios en IMRT para compararlos con sistemas dosimétricos más complejos.

6.2. Trabajos futuros

El sistema de calculo independiente DIAMOND puede ser utilizado para:

- obtener datos de dosis para tratamientos en IMRT y así realizar una comparación con sistemas modernos.
- Se sugiere una investigación adicional sobre el uso de cuñas para el tratamiento de cáncer ginecológico.
- Por último, realizar un trabajo más complejo que permita mejorar estos sistemas convencionales.

Apéndice A

Tabla de Unidades Monitores a diferentes tolerancias

Tabla A.1: Tabla de Unidades monitoras para tolerancias al 5%.

Paciente	Campo Anterior		Campo Posterior		Campo Lat. Derecho		Campo Lat. Izquierdo	
	Diamond	Xio	Diamond	Xio	Diamond	Xio	Diamond	Xio
1	58.55	58.57	61.57	60.79	81.29	82.12	74.76	75.75
2	58.51	58.60	64.78	66.25	78.50	81.98	79.11	81.42
3	56.05	56.09	61.01	62.07	71.85	74.20	72.91	75.90
4	58.09	57.14	58.40	57.51	73.88	74.05	74.04	75.20
5	58.57	56.90	59.88	60.33	76.85	77.13	76.86	75.87
6	64.10	62.15	57.20	57.09	74.70	75.87	73.59	74.05
7	63.27	62.70	66.55	66.10	88.37	89.02	86.71	88.05
8	62.69	55.14	55.45	62.96	81.47	85.45	80.63	82.30
9	58.60	57.55	63.60	63.65	78.61	79.51	80.72	81.61
10	58.57	57.99	62.26	62.17	77.42	77.93	76.27	76.46
11	55.69	54.39	59.13	59.20	75.88	76.41	76.46	76.94
12	55.39	54.11	60.65	60.95	77.08	77.15	76.23	76.59
13	54.37	54.56	59.55	60.87	70.51	72.93	71.80	74.50
14	66.69	64.53	58.66	57.94	81.34	79.34	79.24	78.80
15	71.18	70.59	57.47	56.72	78.91	81.50	81.40	84.96
16	62.19	61.09	65.36	65.34	78.12	80.82	78.98	81.34
17	55.25	43.41	60.70	47.79	78.06	61.67	76.62	59.96
18	57.98	57.32	61.97	62.07	79.64	84.20	82.05	81.33
19	65.09	64.22	64.36	64.06	81.98	85.65	81.89	84.34
20	63.58	62.06	65.68	65.36	80.30	78.39	81.23	80.31
21	58.72	58.03	56.94	56.98	74.59	74.87	76.78	77.85
22	71.18	70.59	57.47	56.72	78.91	81.50	81.40	84.96
23	57.36	57.97	61.06	60.58	77.01	80.22	76.70	80.38
24	57.25	56.09	61.96	61.37	77.44	76.63	76.58	76.25
25	60.87	60.24	63.29	63.34	76.77	78.94	78.20	80.78
26	51.86	62.65	61.72	62.65	74.37	74.71	76.62	76.68
27	56.08	56.84	61.46	62.89	71.69	75.16	70.96	74.36
28	60.35	59.50	63.43	61.60	79.59	78.90	78.41	79.10
29	59.73	57.90	63.25	63.82	79.99	81.35	77.75	78.49
30	60.84	60.01	57.61	57.71	76.58	78.73	76.33	78.83
31	60.55	58.76	63.84	63.41	76.12	76.41	74.48	75.00
32	58.79	58.61	61.05	61.20	75.63	77.58	75.63	77.35
33	56.65	55.86	60.72	62.20	74.05	76.32	75.40	77.97
34	58.05	56.47	62.89	63.03	80.61	80.84	80.36	80.30
35	58.41	58.67	60.31	60.73	73.33	75.34	73.06	75.03
36	52.54	52.90	62.23	63.23	70.86	72.79	71.38	73.75
37	60.71	58.69	65.29	63.98	77.92	79.35	77.34	78.38
38	64.44	64.00	54.77	55.00	76.37	79.86	77.61	78.40
39	57.35	56.45	66.83	66.55	76.37	83.20	77.34	77.69
40	56.15	55.13	56.49	56.55	72.30	72.88	71.25	72.88
41	56.34	55.20	60.68	60.68	80.02	81.54	76.52	78.52
42	61.37	60.62	62.99	61.82	74.53	76.11	76.43	78.09
43	58.00	57.82	60.61	61.52	75.54	77.41	76.92	78.99
44	55.31	54.65	62.13	62.58	80.24	81.95	80.24	82.69
45	57.21	56.06	57.14	56.95	76.19	77.18	77.65	78.97
46	59.30	58.22	62.47	61.68	77.00	76.70	75.32	74.68
47	57.42	57.07	56.58	57.64	71.06	73.97	71.06	73.38
48	57.18	56.97	59.59	60.28	74.10	75.99	73.03	75.33
49	55.00	54.64	58.84	58.89	76.31	80.15	73.86	76.86
50	56.42	55.42	60.68	60.95	76.76	79.42	76.19	78.69

Tabla A.2: Tabla de Unidades monitoras para tolerancias al 4%.

Paciente	Campo Anterior		Campo Posterior		Campo Lat. Derecho		Campo Lat. Izquierdo	
	Diamond	Xio	Diamond	Xio	Diamond	Xio	Diamond	Xio
1	58.55	58.57	61.57	60.79	81.29	82.12	74.76	75.75
3	56.05	56.09	61.01	62.07	71.85	74.20	72.91	75.90
4	58.09	57.14	58.40	57.51	73.88	74.05	74.04	75.20
5	58.57	56.90	59.88	60.33	76.85	77.13	76.86	75.87
6	64.10	62.15	57.20	57.09	74.70	75.87	73.59	74.05
7	63.27	62.70	66.55	66.10	88.37	89.02	86.71	88.05
8	62.69	55.14	55.45	62.96	81.47	85.45	80.63	82.30
9	58.60	57.55	63.60	63.65	78.61	79.51	80.72	81.61
10	58.57	57.99	62.26	62.17	77.42	77.93	76.27	76.46
11	55.69	54.39	59.13	59.20	75.88	76.41	76.46	76.94
12	55.39	54.11	60.65	60.95	77.08	77.15	76.23	76.59
13	54.37	54.56	59.55	60.87	70.51	72.93	71.80	74.50
14	66.69	64.53	58.66	57.94	81.34	79.34	79.24	78.80
16	62.19	61.09	65.36	65.34	78.12	80.82	78.98	81.34
17	55.25	43.41	60.70	47.79	78.06	61.67	76.62	59.96
18	57.98	57.32	61.97	62.07	79.64	84.20	82.05	81.33
20	63.58	62.06	65.68	65.36	80.30	78.39	81.23	80.31
21	58.72	58.03	56.94	56.98	74.59	74.87	76.78	77.85
24	57.25	56.09	61.96	61.37	77.44	76.63	76.58	76.25
25	60.87	60.24	63.29	63.34	76.77	78.94	78.20	80.78
26	51.86	62.65	61.72	62.65	74.37	74.71	76.62	76.68
28	60.35	59.50	63.43	61.60	79.59	78.90	78.41	79.10
29	59.73	57.90	63.25	63.82	79.99	81.35	77.75	78.49
30	60.84	60.01	57.61	57.71	76.58	78.73	76.33	78.83
31	60.55	58.76	63.84	63.41	76.12	76.41	74.48	75.00
32	58.79	58.61	61.05	61.20	75.63	77.58	75.63	77.35
33	56.65	55.86	60.72	62.20	74.05	76.32	75.40	77.97
34	58.05	56.47	62.89	63.03	80.61	80.84	80.36	80.30
35	58.41	58.67	60.31	60.73	73.33	75.34	73.06	75.03
36	52.54	52.90	62.23	63.23	70.86	72.79	71.38	73.75
37	60.71	58.69	65.29	63.98	77.92	79.35	77.34	78.38
39	57.35	56.45	66.83	66.55	76.37	83.20	77.34	77.69
40	56.15	55.13	56.49	56.55	72.30	72.88	71.25	72.88
41	56.34	55.20	60.68	60.68	80.02	81.54	76.52	78.52
42	61.37	60.62	62.99	61.82	74.53	76.11	76.43	78.09
43	58.00	57.82	60.61	61.52	75.54	77.41	76.92	78.99
44	55.31	54.65	62.13	62.58	80.24	81.95	80.24	82.69
45	57.21	56.06	57.14	56.95	76.19	77.18	77.65	78.97
46	59.30	58.22	62.47	61.68	77.00	76.70	75.32	74.68
47	57.42	57.07	56.58	57.64	71.06	73.97	71.06	73.38
48	57.18	56.97	59.59	60.28	74.10	75.99	73.03	75.33
49	55.00	54.64	58.84	58.89	76.31	80.15	73.86	76.86
50	56.42	55.42	60.68	60.95	76.76	79.42	76.19	78.69

Tabla A.3: Tabla de Unidades monitoras para tolerancias al 3%.

Paciente	Campo Anterior		Campo Posterior		Campo Lat. Derecho		Campo Lat. Izquierdo	
	Diamond	Xio	Diamond	Xio	Diamond	Xio	Diamond	Xio
1	58.55	58.57	61.57	60.79	81.29	82.12	74.76	75.75
4	58.09	57.14	58.40	57.51	73.88	74.05	74.04	75.20
5	58.57	56.90	59.88	60.33	76.85	77.13	76.86	75.87
7	63.27	62.70	66.55	66.10	88.37	89.02	86.71	88.05
9	58.60	57.55	63.60	63.65	78.61	79.51	80.72	81.61
10	58.57	57.99	62.26	62.17	77.42	77.93	76.27	76.46
11	55.69	54.39	59.13	59.20	75.88	76.41	76.46	76.94
12	55.39	54.11	60.65	60.95	77.08	77.15	76.23	76.59
17	55.25	43.41	60.70	47.79	78.06	61.67	76.62	59.96
18	57.98	57.32	61.97	62.07	79.64	84.20	82.05	81.33
20	63.58	62.06	65.68	65.36	80.30	78.39	81.23	80.31
21	58.72	58.03	56.94	56.98	74.59	74.87	76.78	77.85
24	57.25	56.09	61.96	61.37	77.44	76.63	76.58	76.25
26	51.86	62.65	61.72	62.65	74.37	74.71	76.62	76.68
28	60.35	59.50	63.43	61.60	79.59	78.90	78.41	79.10
32	58.79	58.61	61.05	61.20	75.63	77.58	75.63	77.35
34	58.05	56.47	62.89	63.03	80.61	80.84	80.36	80.30
35	58.41	58.67	60.31	60.73	73.33	75.34	73.06	75.03
39	57.35	56.45	66.83	66.55	76.37	83.20	77.34	77.69
40	56.15	55.13	56.49	56.55	72.30	72.88	71.25	72.88
41	56.34	55.20	60.68	60.68	80.02	81.54	76.52	78.52
42	61.37	60.62	62.99	61.82	74.53	76.11	76.43	78.09
43	58.00	57.82	60.61	61.52	75.54	77.41	76.92	78.99
44	55.31	54.65	62.13	62.58	80.24	81.95	80.24	82.69
45	57.21	56.06	57.14	56.95	76.19	77.18	77.65	78.97
46	59.30	58.22	62.47	61.68	77.00	76.70	75.32	74.68

Tabla A.4: Tabla de Unidades monitoras para tolerancias al 2%.

Paciente	Campo Anterior		Campo Posterior		Campo Lat. Derecho		Campo Lat. Izquierdo	
	Diamond	Xio	Diamond	Xio	Diamond	Xio	Diamond	Xio
1	58.55	58.57	61.57	60.79	81.29	82.12	74.76	75.75
4	58.09	57.14	58.40	57.51	73.88	74.05	74.04	75.20
7	63.27	62.70	66.55	66.10	88.37	89.02	86.71	88.05
9	58.60	57.55	63.60	63.65	78.61	79.51	80.72	81.61
10	58.57	57.99	62.26	62.17	77.42	77.93	76.27	76.46
28	60.35	59.50	63.43	61.60	79.59	78.90	78.41	79.10
40	56.15	55.13	56.49	56.55	72.30	72.88	71.25	72.88
46	59.30	58.22	62.47	61.68	77.00	76.70	75.32	74.68

Tabla A.5: Tabla de Unidades monitoras para tolerancias entre intervalos del 2% al 5%.

Paciente	Campo Anterior		Campo Posterior		Campo Lat. Derecho		Campo Lat. Izquierdo	
	Diamond	Xio	Diamond	Xio	Diamond	Xio	Diamond	Xio
2	58.51	58.60	64.78	66.25	78.50	81.98	79.11	81.42
3	56.05	56.09	61.01	62.07	71.85	74.20	72.91	75.90
5	58.57	56.90	59.88	60.33	76.85	77.13	76.86	75.87
6	64.10	62.15	57.20	57.09	74.70	75.87	73.59	74.05
8	62.69	55.14	55.45	62.96	81.47	85.45	80.63	82.30
11	55.69	54.39	59.13	59.20	75.88	76.41	76.46	76.94
12	55.39	54.11	60.65	60.95	77.08	77.15	76.23	76.59
13	54.37	54.56	59.55	60.87	70.51	72.93	71.80	74.50
14	66.69	64.53	58.66	57.94	81.34	79.34	79.24	78.80
15	71.18	70.59	57.47	56.72	78.91	81.50	81.40	84.96
16	62.19	61.09	65.36	65.34	78.12	80.82	78.98	81.34
17	55.25	43.41	60.70	47.79	78.06	61.67	76.62	59.96
18	57.98	57.32	61.97	62.07	79.64	84.20	82.05	81.33
19	65.09	64.22	64.36	64.06	81.98	85.65	81.89	84.34
20	63.58	62.06	65.68	65.36	80.30	78.39	81.23	80.31
21	58.72	58.03	56.94	56.98	74.59	74.87	76.78	77.85
22	71.18	70.59	57.47	56.72	78.91	81.50	81.40	84.96
23	57.36	57.97	61.06	60.58	77.01	80.22	76.70	80.38
24	57.25	56.09	61.96	61.37	77.44	76.63	76.58	76.25
25	60.87	60.24	63.29	63.34	76.77	78.94	78.20	80.78
26	51.86	62.65	61.72	62.65	74.37	74.71	76.62	76.68
27	56.08	56.84	61.46	62.89	71.69	75.16	70.96	74.36
28	60.35	59.50	63.43	61.60	79.59	78.90	78.41	79.10
29	59.73	57.90	63.25	63.82	79.99	81.35	77.75	78.49
30	60.84	60.01	57.61	57.71	76.58	78.73	76.33	78.83
31	60.55	58.76	63.84	63.41	76.12	76.41	74.48	75.00
32	58.79	58.61	61.05	61.20	75.63	77.58	75.63	77.35
33	56.65	55.86	60.72	62.20	74.05	76.32	75.40	77.97
34	58.05	56.47	62.89	63.03	80.61	80.84	80.36	80.30
35	58.41	58.67	60.31	60.73	73.33	75.34	73.06	75.03
36	52.54	52.90	62.23	63.23	70.86	72.79	71.38	73.75
37	60.71	58.69	65.29	63.98	77.92	79.35	77.34	78.38
38	64.44	64.00	54.77	55.00	76.37	79.86	77.61	78.40
40	56.15	55.13	56.49	56.55	72.30	72.88	71.25	72.88
41	56.34	55.20	60.68	60.68	80.02	81.54	76.52	78.52
42	61.37	60.62	62.99	61.82	74.53	76.11	76.43	78.09
43	58.00	57.82	60.61	61.52	75.54	77.41	76.92	78.99
44	55.31	54.65	62.13	62.58	80.24	81.95	80.24	82.69
45	57.21	56.06	57.14	56.95	76.19	77.18	77.65	78.97
47	57.42	57.07	56.58	57.64	71.06	73.97	71.06	73.38
48	57.18	56.97	59.59	60.28	74.10	75.99	73.03	75.33
49	55.00	54.64	58.84	58.89	76.31	80.15	73.86	76.86
50	56.42	55.42	60.68	60.95	76.76	79.42	76.19	78.69

Tabla A.6: Tabla de Unidades monitoras para tolerancias entre intervalos del 3% al 5%.

Paciente	Campo Anterior		Campo Posterior		Campo Lat. Derecho		Campo Lat. Izquierdo	
	Diamond	Xio	Diamond	Xio	Diamond	Xio	Diamond	Xio
2	58.51	58.60	64.78	66.25	78.50	81.98	79.11	81.42
3	56.05	56.09	61.01	62.07	71.85	74.20	72.91	75.90
6	64.10	62.15	57.20	57.09	74.70	75.87	73.59	74.05
8	62.69	55.14	55.45	62.96	81.47	85.45	80.63	82.30
13	54.37	54.56	59.55	60.87	70.51	72.93	71.80	74.50
14	66.69	64.53	58.66	57.94	81.34	79.34	79.24	78.80
15	71.18	70.59	57.47	56.72	78.91	81.50	81.40	84.96
16	62.19	61.09	65.36	65.34	78.12	80.82	78.98	81.34
19	65.09	64.22	64.36	64.06	81.98	85.65	81.89	84.34
22	71.18	70.59	57.47	56.72	78.91	81.50	81.40	84.96
23	57.36	57.97	61.06	60.58	77.01	80.22	76.70	80.38
25	60.87	60.24	63.29	63.34	76.77	78.94	78.20	80.78
27	56.08	56.84	61.46	62.89	71.69	75.16	70.96	74.36
29	59.73	57.90	63.25	63.82	79.99	81.35	77.75	78.49
30	60.84	60.01	57.61	57.71	76.58	78.73	76.33	78.83
31	60.55	58.76	63.84	63.41	76.12	76.41	74.48	75.00
33	56.65	55.86	60.72	62.20	74.05	76.32	75.40	77.97
36	52.54	52.90	62.23	63.23	70.86	72.79	71.38	73.75
37	60.71	58.69	65.29	63.98	77.92	79.35	77.34	78.38
38	64.44	64.00	54.77	55.00	76.37	79.86	77.61	78.40
47	57.42	57.07	56.58	57.64	71.06	73.97	71.06	73.38
48	57.18	56.97	59.59	60.28	74.10	75.99	73.03	75.33
49	55.00	54.64	58.84	58.89	76.31	80.15	73.86	76.86
50	56.42	55.42	60.68	60.95	76.76	79.42	76.19	78.69

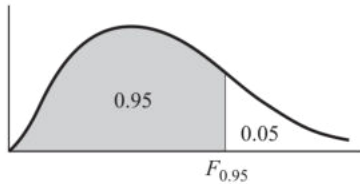
Tabla A.7: Tabla de Unidades monitoras para tolerancias entre intervalos del 4% al 5%.

Paciente	Campo Anterior		Campo Posterior		Campo Lat. Derecho		Campo Lat. Izquierdo	
	Diamond	Xio	Diamond	Xio	Diamond	Xio	Diamond	Xio
2	58.51	58.60	64.78	66.25	78.50	81.98	79.11	81.42
15	71.18	70.59	57.47	56.72	78.91	81.50	81.40	84.96
19	65.09	64.22	64.36	64.06	81.98	85.65	81.89	84.34
22	71.18	70.59	57.47	56.72	78.91	81.50	81.40	84.96
23	57.36	57.97	61.06	60.58	77.01	80.22	76.70	80.38
38	64.44	64.00	54.77	55.00	76.37	79.86	77.61	78.40
49	55.00	54.64	58.84	58.89	76.31	80.15	73.86	76.86

Apéndice B

Tabla de Distribución F

95th Percentile Values (0.05 Levels), $F_{0.95}$, for the F Distribution



ν_1 degrees of freedom in numerator
 ν_2 degrees of freedom in denominator

$\nu_1 \backslash \nu_2$	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	12	15	20	24	30	40	60	120	∞
1	161	200	216	225	230	234	237	239	241	242	244	246	248	249	250	251	252	253	254
2	18.5	19.0	19.2	19.2	19.3	19.3	19.4	19.4	19.4	19.4	19.4	19.4	19.4	19.5	19.5	19.5	19.5	19.5	19.5
3	10.1	9.55	9.28	9.12	9.01	8.94	8.89	8.85	8.81	8.79	8.74	8.70	8.66	8.64	8.62	8.59	8.57	8.55	8.53
4	7.71	6.94	6.59	6.39	6.26	6.16	6.09	6.04	6.00	5.96	5.91	5.86	5.80	5.77	5.75	5.72	5.69	5.66	5.63
5	6.61	5.79	5.41	5.19	5.05	4.95	4.88	4.82	4.77	4.74	4.68	4.62	4.56	4.53	4.50	4.46	4.43	4.40	4.37
6	5.99	5.14	4.76	4.53	4.39	4.28	4.21	4.15	4.10	4.06	4.00	3.94	3.87	3.84	3.81	3.77	3.74	3.70	3.67
7	5.59	4.74	4.35	4.12	3.97	3.87	3.79	3.73	3.68	3.64	3.57	3.51	3.44	3.41	3.38	3.34	3.30	3.27	3.23
8	5.32	4.46	4.07	3.84	3.69	3.58	3.50	3.44	3.39	3.35	3.28	3.22	3.15	3.12	3.08	3.04	3.01	2.97	2.93
9	5.12	4.26	3.86	3.63	3.48	3.37	3.29	3.23	3.18	3.14	3.07	3.01	2.94	2.90	2.86	2.83	2.79	2.75	2.71
10	4.96	4.10	3.71	3.48	3.33	3.22	3.14	3.07	3.02	2.98	2.91	2.85	2.77	2.74	2.70	2.66	2.62	2.58	2.54
11	4.84	3.98	3.59	3.36	3.20	3.09	3.01	2.95	2.90	2.85	2.79	2.72	2.65	2.61	2.57	2.53	2.49	2.45	2.40
12	4.75	3.89	3.49	3.26	3.11	3.00	2.91	2.85	2.80	2.75	2.69	2.62	2.54	2.51	2.47	2.43	2.38	2.34	2.30
13	4.67	3.81	3.41	3.18	3.03	2.92	2.83	2.77	2.71	2.67	2.60	2.53	2.46	2.42	2.38	2.34	2.30	2.25	2.21
14	4.60	3.74	3.34	3.11	2.96	2.85	2.76	2.70	2.65	2.60	2.53	2.46	2.39	2.35	2.31	2.27	2.22	2.18	2.13
15	4.54	3.68	3.29	3.06	2.90	2.79	2.71	2.64	2.59	2.54	2.48	2.40	2.33	2.29	2.25	2.20	2.16	2.11	2.07
16	4.49	3.63	3.24	3.01	2.85	2.74	2.66	2.59	2.54	2.49	2.42	2.35	2.28	2.24	2.19	2.15	2.11	2.06	2.01
17	4.45	3.59	3.20	2.96	2.81	2.70	2.61	2.55	2.49	2.45	2.38	2.31	2.23	2.19	2.15	2.10	2.06	2.01	1.96
18	4.41	3.55	3.16	2.93	2.77	2.66	2.58	2.51	2.46	2.41	2.34	2.27	2.19	2.15	2.11	2.06	2.02	1.97	1.92
19	4.38	3.52	3.13	2.90	2.74	2.63	2.54	2.48	2.42	2.38	2.31	2.23	2.16	2.11	2.07	2.03	1.98	1.93	1.88
20	4.35	3.49	3.10	2.87	2.71	2.60	2.51	2.45	2.39	2.35	2.28	2.20	2.12	2.08	2.04	1.99	1.95	1.90	1.84
21	4.32	3.47	3.07	2.84	2.68	2.57	2.49	2.42	2.37	2.32	2.25	2.18	2.10	2.05	2.01	1.96	1.92	1.87	1.81
22	4.30	3.44	3.05	2.82	2.66	2.55	2.46	2.40	2.34	2.30	2.23	2.15	2.07	2.03	1.98	1.94	1.89	1.84	1.78
23	4.28	3.42	3.03	2.80	2.64	2.53	2.44	2.37	2.32	2.27	2.20	2.13	2.05	2.01	1.96	1.91	1.86	1.81	1.76
24	4.26	3.40	3.01	2.78	2.62	2.51	2.42	2.36	2.30	2.25	2.18	2.11	2.03	1.98	1.94	1.89	1.84	1.79	1.73
25	4.24	3.39	2.99	2.76	2.60	2.49	2.40	2.34	2.28	2.24	2.16	2.09	2.01	1.96	1.92	1.87	1.82	1.77	1.71
26	4.23	3.37	2.98	2.74	2.59	2.47	2.39	2.32	2.27	2.22	2.15	2.07	1.99	1.95	1.90	1.85	1.80	1.75	1.69
27	4.21	3.35	2.96	2.73	2.57	2.46	2.37	2.31	2.25	2.20	2.13	2.06	1.97	1.93	1.88	1.84	1.79	1.73	1.67
28	4.20	3.34	2.95	2.71	2.56	2.45	2.36	2.29	2.24	2.19	2.12	2.04	1.96	1.91	1.87	1.82	1.77	1.71	1.65
29	4.18	3.33	2.93	2.70	2.55	2.43	2.35	2.28	2.22	2.18	2.10	2.03	1.94	1.90	1.85	1.81	1.75	1.70	1.64
30	4.17	3.32	2.92	2.69	2.53	2.42	2.33	2.27	2.21	2.16	2.09	2.01	1.93	1.89	1.84	1.79	1.74	1.68	1.62
40	4.08	3.23	2.84	2.61	2.45	2.34	2.25	2.18	2.12	2.08	2.00	1.92	1.84	1.79	1.74	1.69	1.64	1.58	1.51
60	4.00	3.15	2.76	2.53	2.37	2.25	2.17	2.10	2.04	1.99	1.92	1.84	1.75	1.70	1.65	1.59	1.53	1.47	1.39
120	3.92	3.07	2.68	2.45	2.29	2.18	2.09	2.02	1.96	1.91	1.83	1.75	1.66	1.61	1.55	1.50	1.43	1.35	1.25
∞	3.84	3.00	2.60	2.37	2.21	2.10	2.01	1.94	1.88	1.83	1.75	1.67	1.57	1.52	1.46	1.39	1.32	1.22	1.00

Apéndice C

Tabla de Distribución t de Student

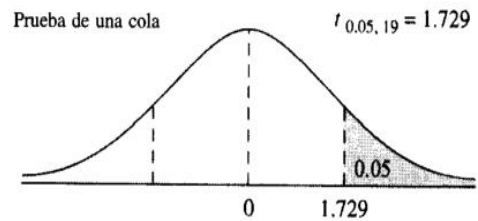
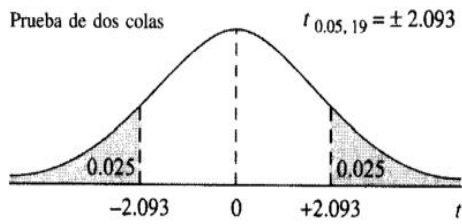
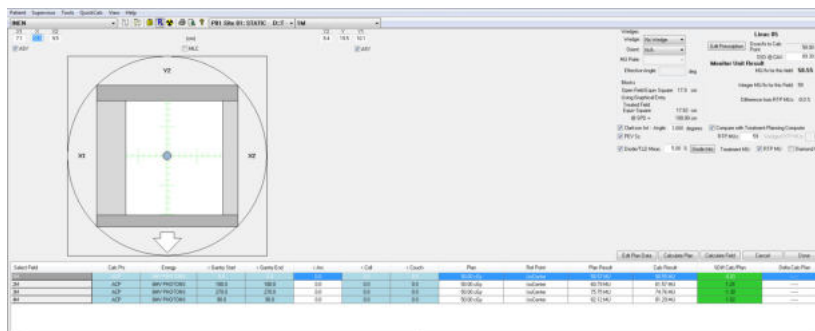


Tabla F Distribución t

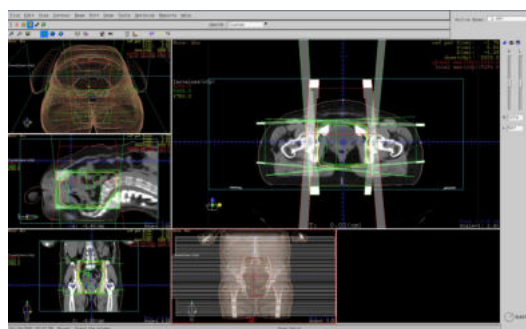
	0.900	0.700	0.500	0.300	0.200		0.050	0.020	0.010	Valor α	} Prueba de dos colas
	0.100	0.300	0.500	0.700	0.800		0.950	0.980	0.990	IC	
	0.450	0.350	0.250	0.150	0.100	0.025	0.010	0.005	Valor α	} Prueba de una cola
	0.550	0.650	0.750	0.850	0.900	0.950	0.975	0.990	0.995	IC	
g.l.	Valores de t										
1	0.158	0.510	1.000	1.963	3.078	6.314	12.706	31.821	63.657		
2	0.142	0.445	0.816	1.386	1.886	2.920	4.303	6.965	9.925		
3	0.137	0.424	0.765	1.250	1.638	2.353	3.182	4.541	5.841		
4	0.134	0.414	0.741	1.190	1.533	2.132	2.776	3.747	4.604		
5	0.132	0.408	0.727	1.156	1.476	2.015	2.571	3.365	4.032		
6	0.131	0.404	0.718	1.134	1.440	1.943	2.447	3.143	3.707		
7	0.130	0.402	0.711	1.119	1.415	1.895	2.365	2.998	3.499		
8	0.130	0.399	0.706	1.108	1.397	1.860	2.306	2.896	3.355		
9	0.129	0.398	0.703	1.100	1.383	1.833	2.262	2.821	3.250		
10	0.129	0.397	0.700	1.093	1.372	1.812	2.228	2.764	3.169		
11	0.129	0.396	0.697	1.088	1.363	1.796	2.201	2.718	3.106		
12	0.128	0.395	0.695	1.083	1.356	1.782	2.179	2.681	3.055		
13	0.128	0.394	0.694	1.079	1.350	1.771	2.160	2.650	3.012		
14	0.128	0.393	0.692	1.076	1.345	1.761	2.145	2.624	2.977		
15	0.128	0.393	0.691	1.074	1.341	1.753	2.131	2.602	2.947		
16	0.128	0.392	0.690	1.071	1.337	1.746	2.120	2.583	2.921		
17	0.128	0.392	0.689	1.069	1.333	1.740	2.110	2.567	2.898		
18	0.127	0.392	0.688	1.067	1.330	1.734	2.101	2.552	2.878		
19	0.127	0.391	0.688	1.066	1.328	1.729	2.093	2.539	2.861		
20	0.127	0.391	0.687	1.064	1.325	1.725	2.086	2.528	2.845		
21	0.127	0.391	0.686	1.063	1.323	1.721	2.080	2.518	2.831		
22	0.127	0.390	0.686	1.061	1.321	1.717	2.074	2.508	2.819		
23	0.127	0.390	0.685	1.060	1.319	1.714	2.069	2.500	2.807		
24	0.127	0.390	0.685	1.059	1.318	1.711	2.064	2.492	2.797		
25	0.127	0.390	0.684	1.058	1.316	1.708	2.060	2.485	2.787		
26	0.127	0.390	0.684	1.058	1.315	1.706	2.056	2.479	2.779		
27	0.127	0.389	0.684	1.057	1.314	1.703	2.052	2.473	2.771		
28	0.127	0.389	0.683	1.056	1.313	1.701	2.048	2.467	2.763		
29	0.127	0.389	0.683	1.055	1.311	1.699	2.045	2.462	2.756		
30	0.127	0.389	0.683	1.055	1.310	1.697	2.042	2.457	2.750		
40	0.126	0.388	0.681	1.050	1.303	1.684	2.021	2.423	2.704		
60	0.126	0.387	0.679	1.045	1.296	1.671	2.000	2.390	2.660		
120	0.126	0.386	0.677	1.041	1.289	1.658	1.980	2.358	2.617		
∞	0.126	0.385	0.674	1.036	1.282	1.645	1.960	2.326	2.576		

Apéndice D

Comparación entre el Sistema XIO y el sistema DIAMOND

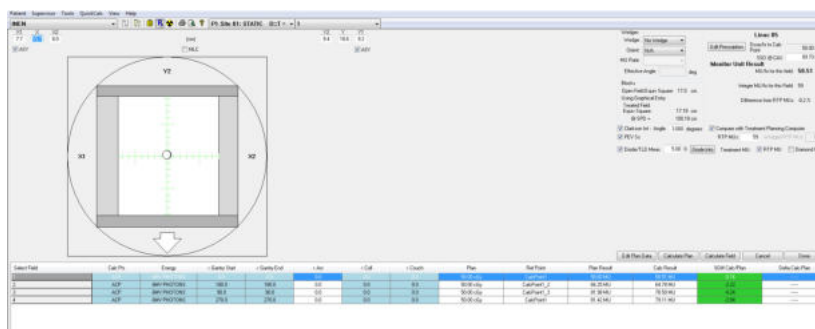


(a) Interfaz gráfica DIAMOND.

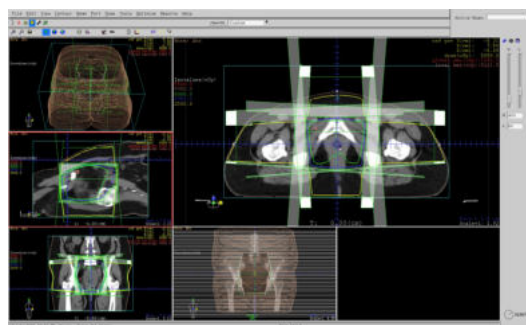


(b) Interfaz gráfica XIO.

Figura D.1: Resultados obtenidos de la paciente 1, para: a) sistema de planificación XIO y b) sistema de calculo independiente DIAMOND.

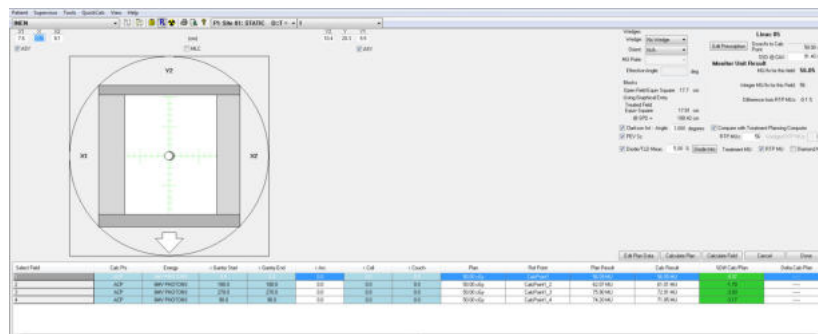


(a) Interfaz gráfica DIAMOND.

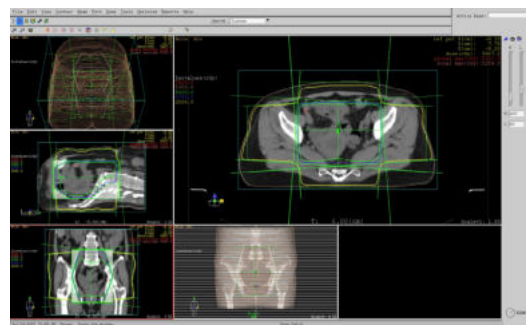


(b) Interfaz gráfica XIO.

Figura D.2: Resultados obtenidos de la paciente 2, para: a) sistema de planificación XIO y b) sistema de calculo independiente DIAMOND.

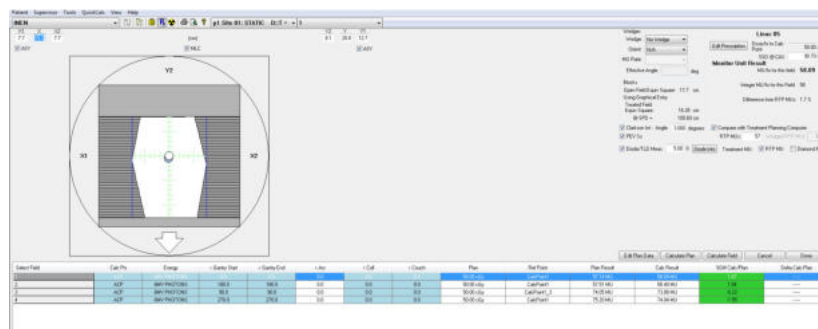


(a) Interfaz gráfica DIAMOND.

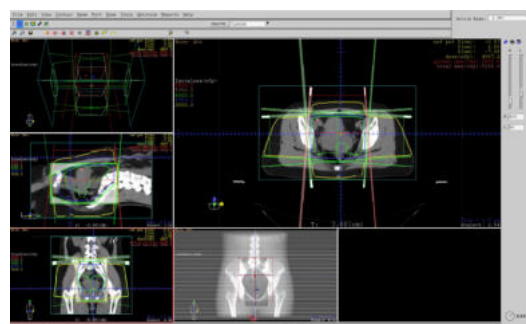


(b) Interfaz gráfica XIO.

Figura D.3: Resultados obtenidos de la paciente 3, para: a) sistema de planificación XIO y b) sistema de calculo independiente DIAMOND.

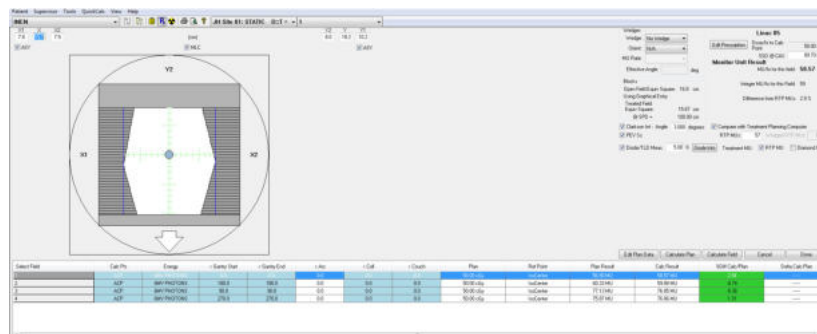


(a) Interfaz gráfica DIAMOND.

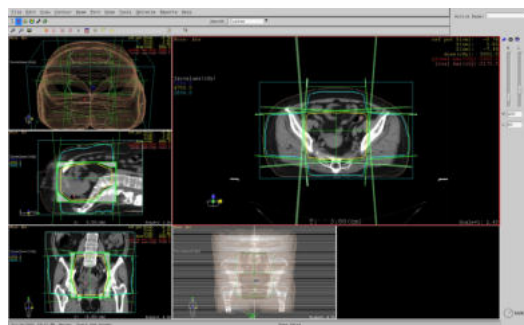


(b) Interfaz gráfica XIO.

Figura D.4: Resultados obtenidos de la paciente 4, para: a) sistema de planificación XIO y b) sistema de calculo independiente DIAMOND.

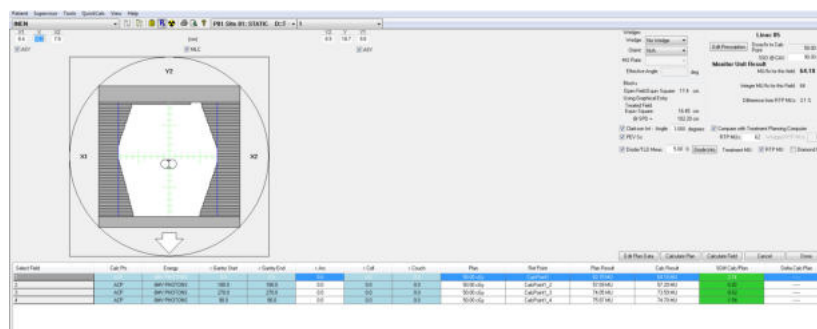


(a) Interfaz gráfica DIAMOND.

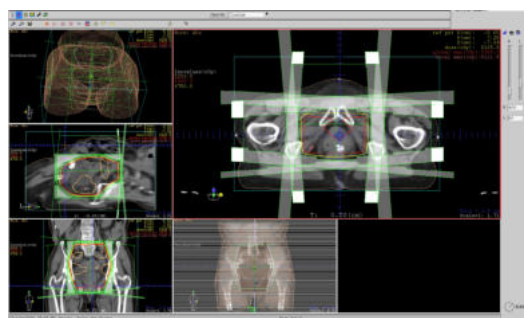


(b) Interfaz gráfica XIO.

Figura D.5: Resultados obtenidos de la paciente 5, para: a) sistema de planificación XIO y b) sistema de calculo independiente DIAMOND.

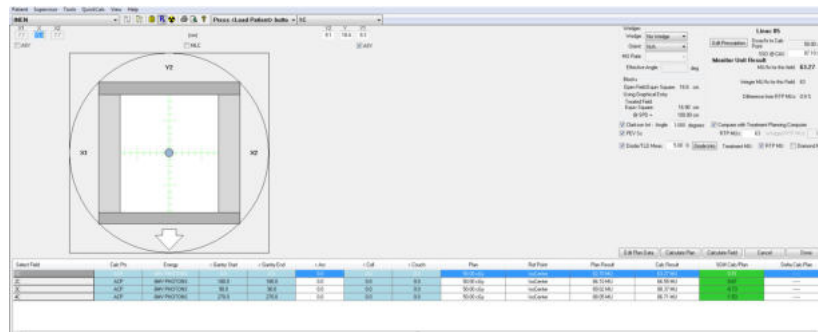


(a) Interfaz gráfica DIAMOND.

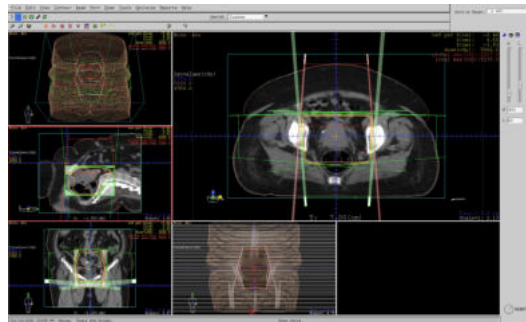


(b) Interfaz gráfica XIO.

Figura D.6: Resultados obtenidos de la paciente 6, para: a) sistema de planificación XIO y b) sistema de calculo independiente DIAMOND.

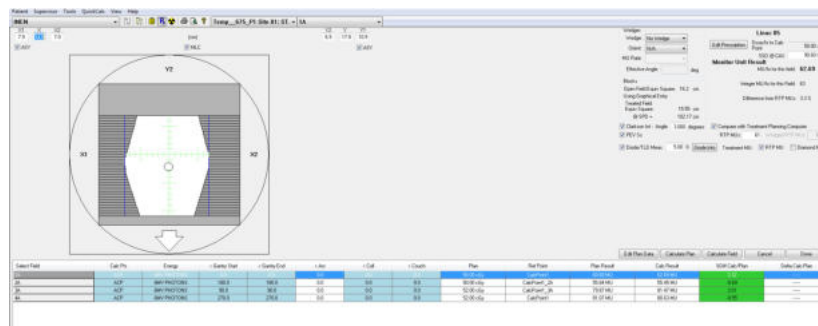


(a) Interfaz gráfica DIAMOND.

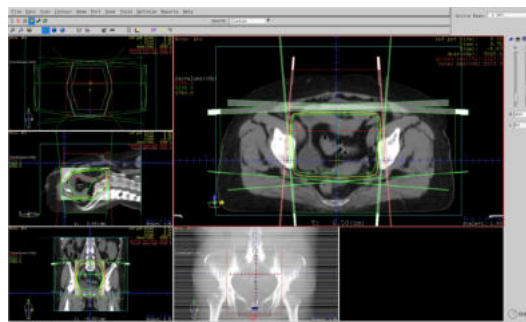


(b) Interfaz gráfica XIO.

Figura D.7: Resultados obtenidos de la paciente 7, para: a) sistema de planificación XIO y b) sistema de calculo independiente DIAMOND.

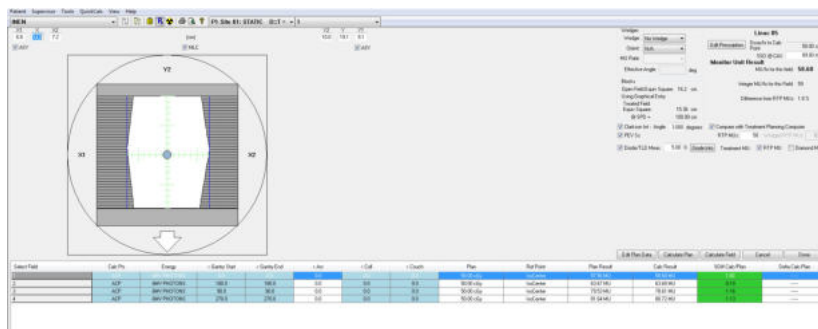


(a) Interfaz gráfica DIAMOND.

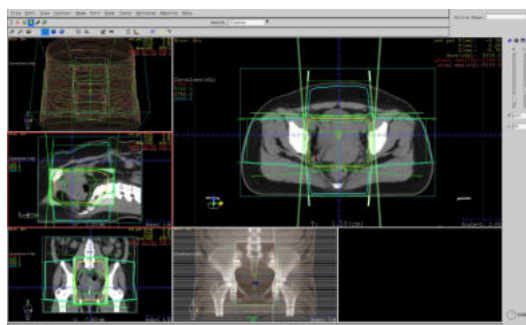


(b) Interfaz gráfica XIO.

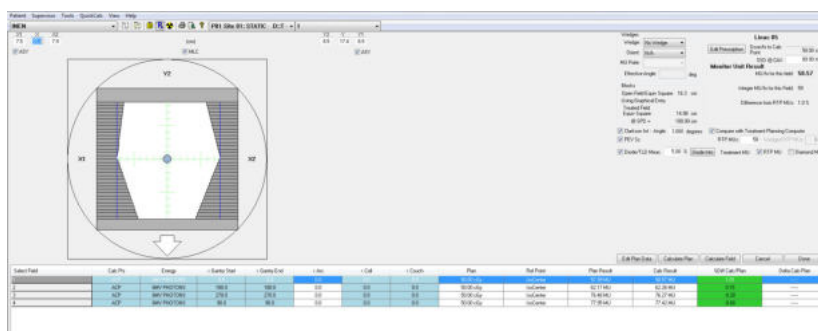
Figura D.8: Resultados obtenidos de la paciente 8, para: a) sistema de planificación XIO y b) sistema de calculo independiente DIAMOND.



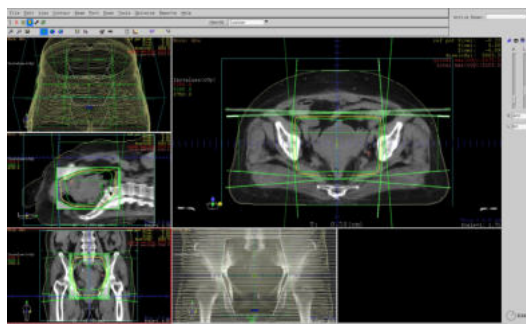
(a) Interfaz gráfica DIAMOND.



(b) Interfaz gráfica XIO.

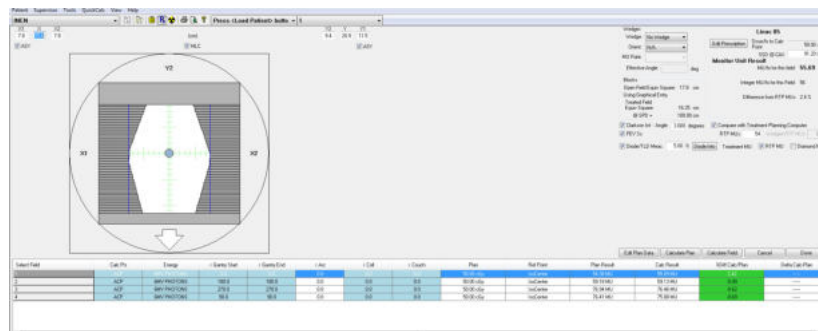
Figura D.9: Resultados obtenidos de la paciente 9, para: a) sistema de planificación XIO y b) sistema de calculo independiente DIAMOND.

(a) Interfaz gráfica DIAMOND.



(b) Interfaz gráfica XIO.

Figura D.10: Resultados obtenidos de la paciente 10, para: a) sistema de planificación XIO y b) sistema de calculo independiente DIAMOND.

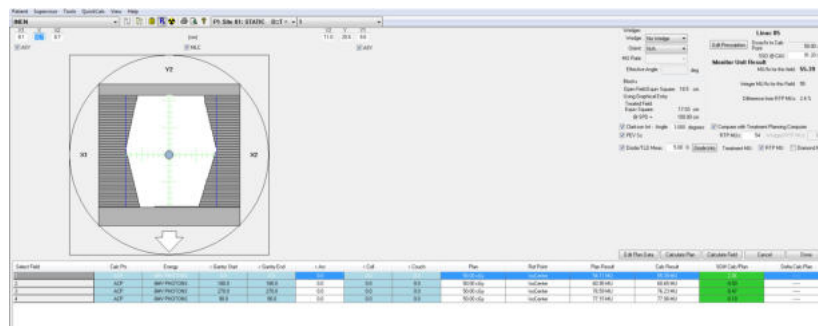


(a) Interfaz gráfica DIAMOND.

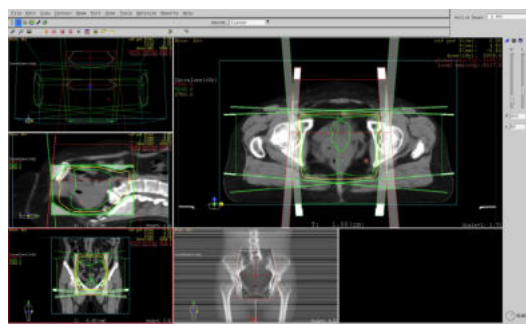


(b) Interfaz gráfica XIO.

Figura D.11: Resultados obtenidos de la paciente 11, para: a) sistema de planificación XIO y b) sistema de calculo independiente DIAMOND.

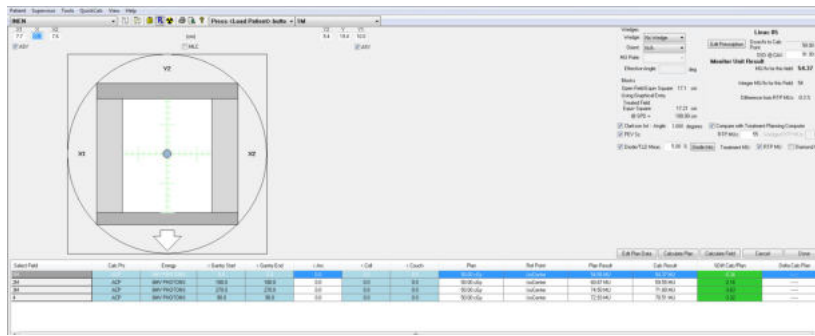


(a) Interfaz gráfica DIAMOND.

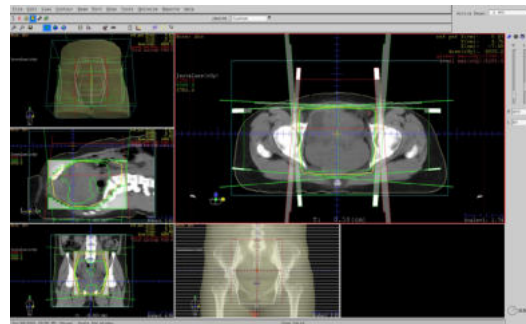


(b) Interfaz gráfica XIO.

Figura D.12: Resultados obtenidos de la paciente 12, para: a) sistema de planificación XIO y b) sistema de calculo independiente DIAMOND.

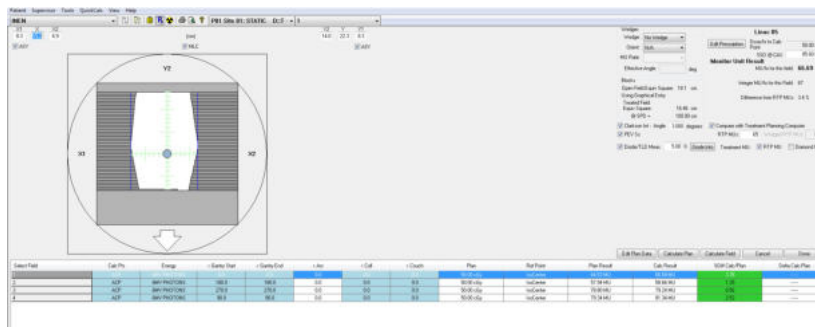


(a) Interfaz gráfica DIAMOND.

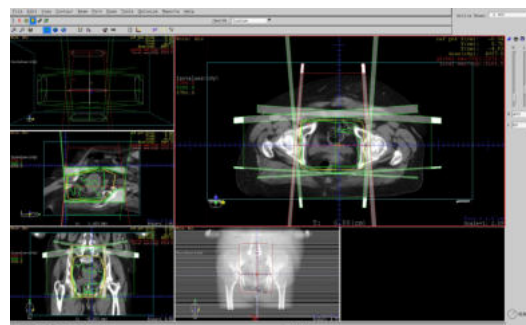


(b) Interfaz gráfica XIO.

Figura D.13: Resultados obtenidos de la paciente 13, para: a) sistema de planificación XIO y b) sistema de calculo independiente DIAMOND.

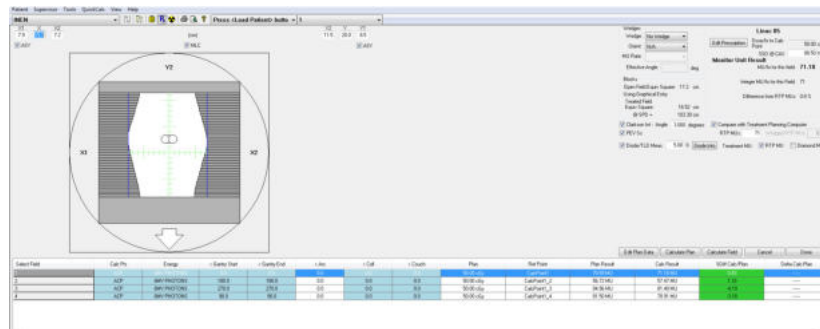


(a) Interfaz gráfica DIAMOND.

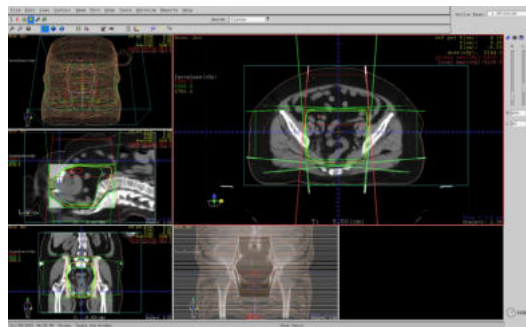


(b) Interfaz gráfica XIO.

Figura D.14: Resultados obtenidos de la paciente 14, para: a) sistema de planificación XIO y b) sistema de calculo independiente DIAMOND.

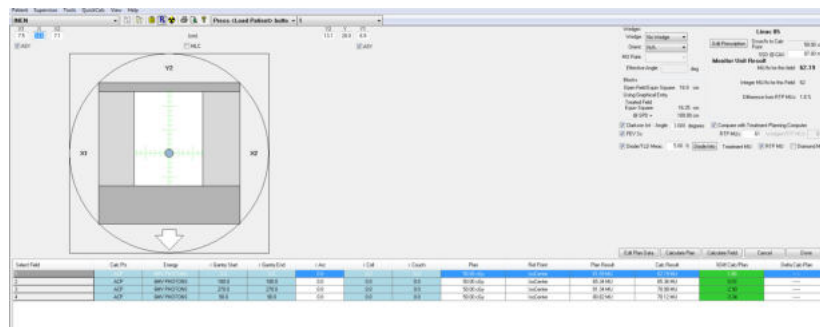


(a) Interfaz gráfica DIAMOND.

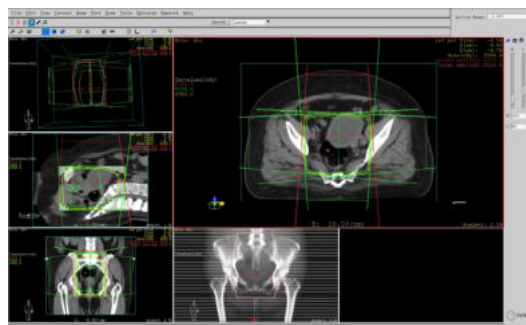


(b) Interfaz gráfica XIO.

Figura D.15: Resultados obtenidos de la paciente 15, para: a) sistema de planificación XIO y b) sistema de calculo independiente DIAMOND.

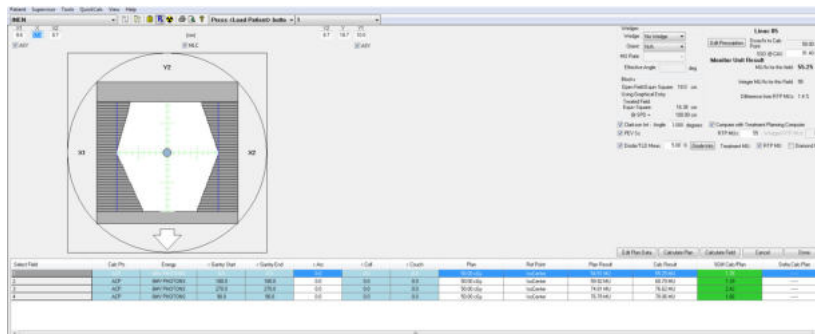


(a) Interfaz gráfica DIAMOND.

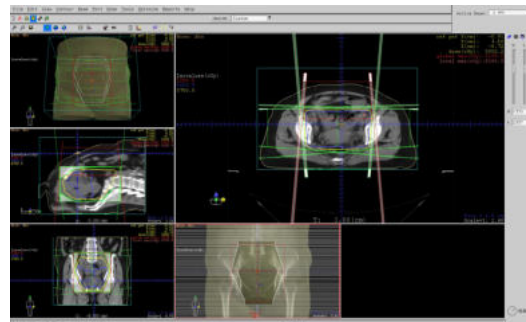


(b) Interfaz gráfica XIO.

Figura D.16: Resultados obtenidos de la paciente 16, para: a) sistema de planificación XIO y b) sistema de calculo independiente DIAMOND.

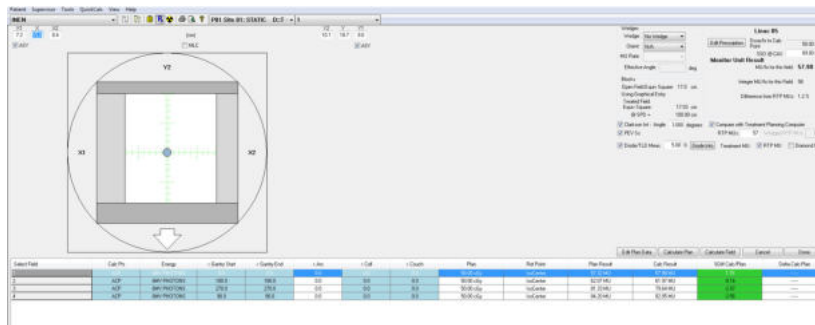


(a) Interfaz gráfica DIAMOND.

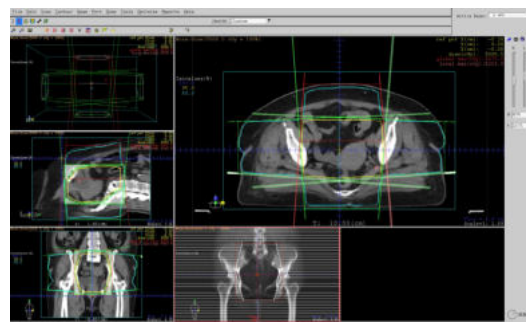


(b) Interfaz gráfica XIO.

Figura D.17: Resultados obtenidos de la paciente 17, para: a) sistema de planificación XIO y b) sistema de calculo independiente DIAMOND.

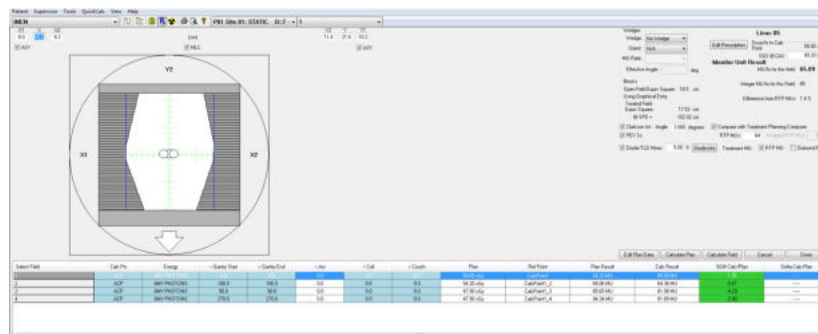


(a) Interfaz gráfica DIAMOND.

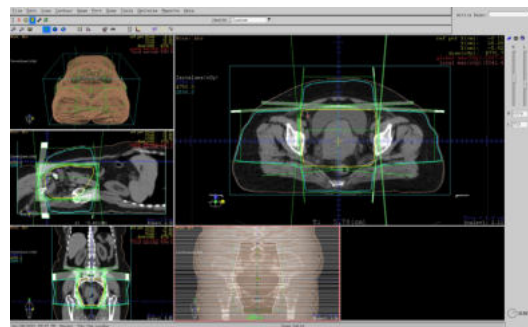


(b) Interfaz gráfica XIO.

Figura D.18: Resultados obtenidos de la paciente 18, para: a) sistema de planificación XIO y b) sistema de calculo independiente DIAMOND.

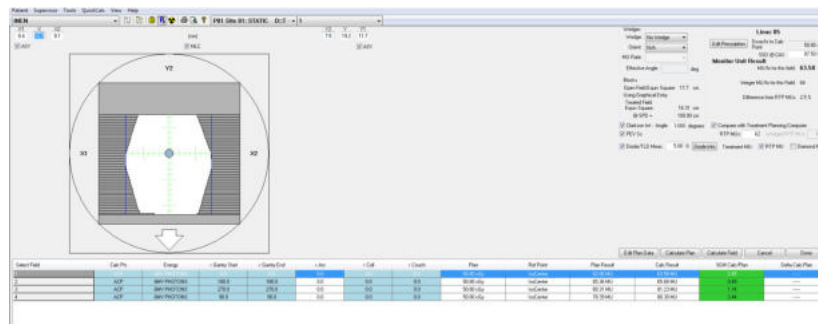


(a) Interfaz gráfica DIAMOND.

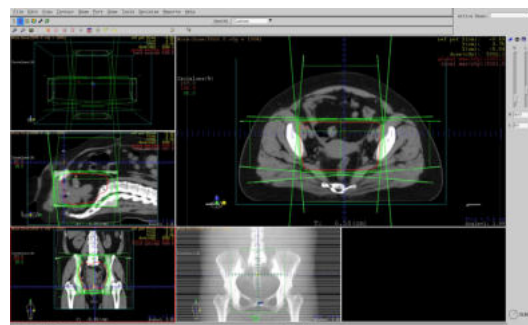


(b) Interfaz gráfica XIO.

Figura D.19: Resultados obtenidos de la paciente 19, para: a) sistema de planificación XIO y b) sistema de calculo independiente DIAMOND.

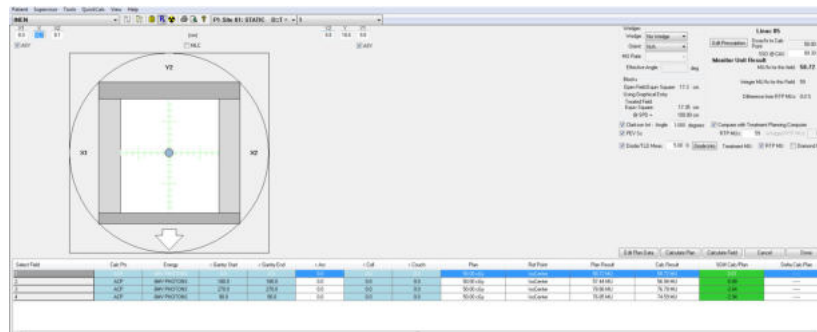


(a) Interfaz gráfica DIAMOND.

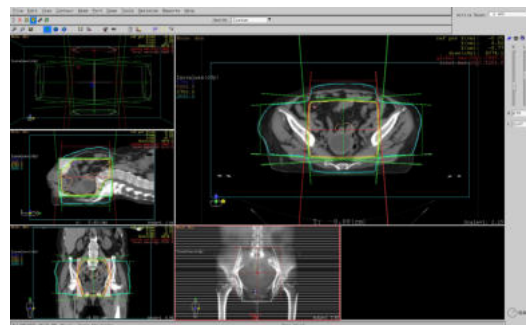


(b) Interfaz gráfica XIO.

Figura D.20: Resultados obtenidos de la paciente 20, para: a) sistema de planificación XIO y b) sistema de calculo independiente DIAMOND.

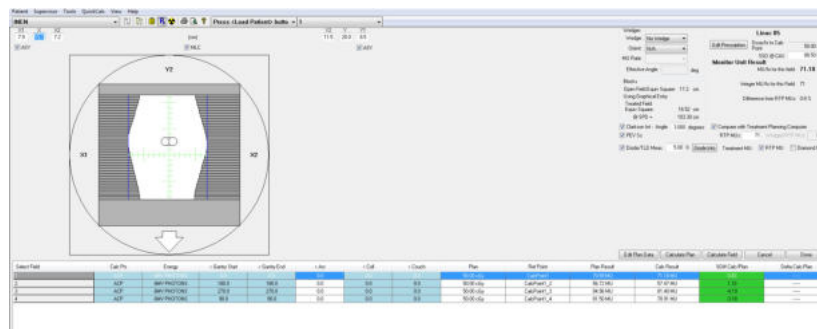


(a) Interfaz gráfica DIAMOND.



(b) Interfaz gráfica XIO.

Figura D.21: Resultados obtenidos de la paciente 21, para: a) sistema de planificación XIO y b) sistema de calculo independiente DIAMOND.

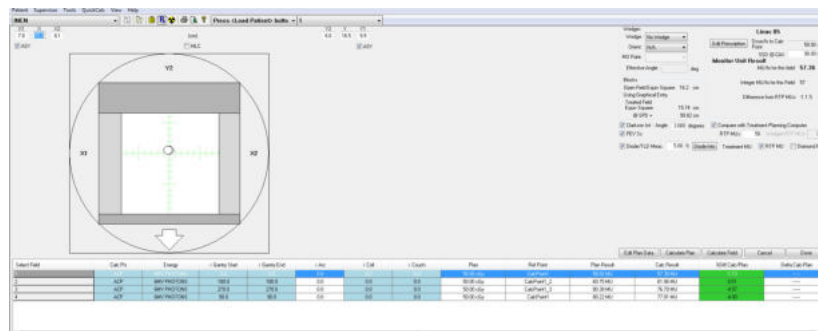


(a) Interfaz gráfica DIAMOND.

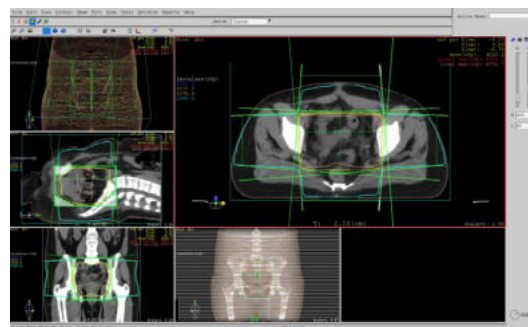


(b) Interfaz gráfica XIO.

Figura D.22: Resultados obtenidos de la paciente 22, para: a) sistema de planificación XIO y b) sistema de calculo independiente DIAMOND.

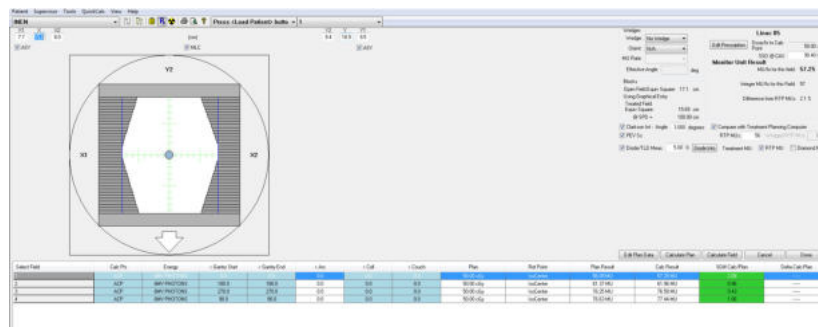


(a) Interfaz gráfica DIAMOND.

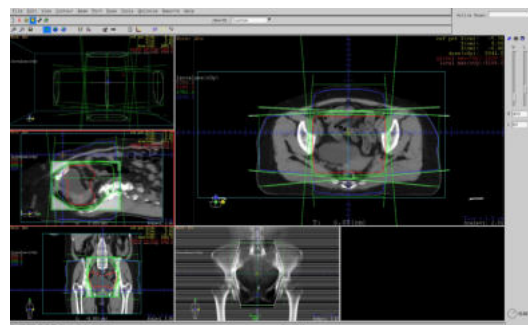


(b) Interfaz gráfica XIO.

Figura D.23: Resultados obtenidos de la paciente 23, para: a) sistema de planificación XIO y b) sistema de calculo independiente DIAMOND.

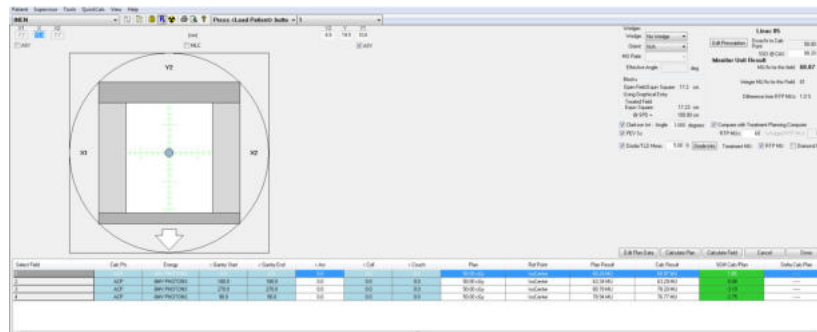


(a) Interfaz gráfica DIAMOND.

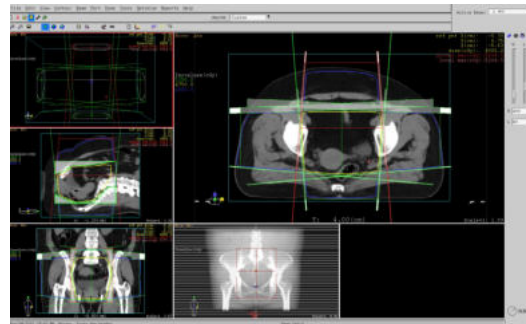


(b) Interfaz gráfica XIO.

Figura D.24: Resultados obtenidos de la paciente 24, para: a) sistema de planificación XIO y b) sistema de calculo independiente DIAMOND.

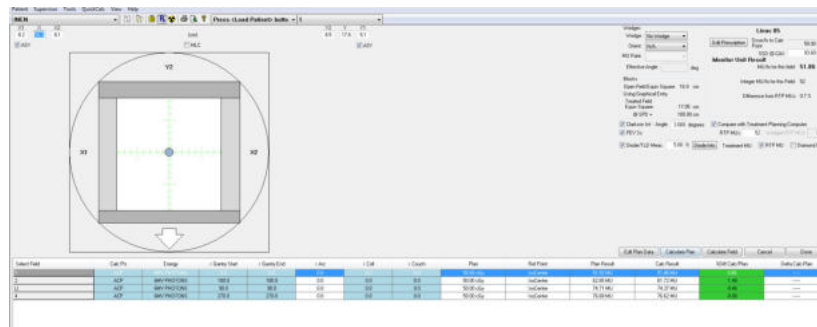


(a) Interfaz gráfica DIAMOND.

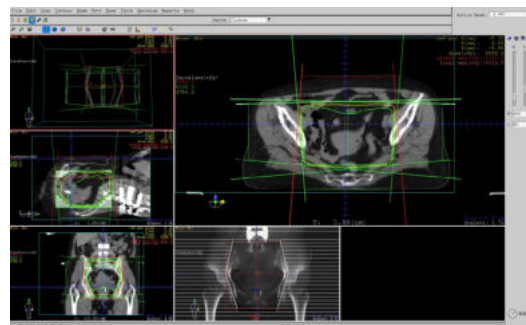


(b) Interfaz gráfica XIO.

Figura D.25: Resultados obtenidos de la paciente 25, para: a) sistema de planificación XIO y b) sistema de calculo independiente DIAMOND.

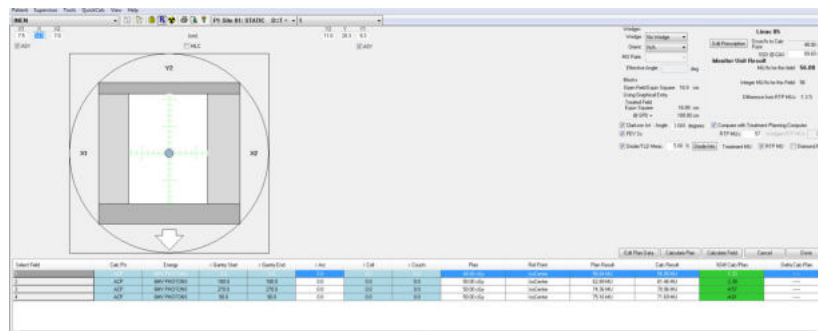


(a) Interfaz gráfica DIAMOND.

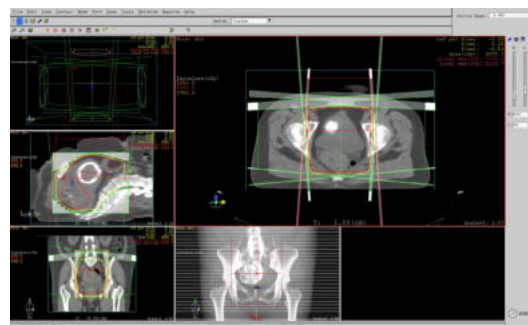


(b) Interfaz gráfica XIO.

Figura D.26: Resultados obtenidos de la paciente 26, para: a) sistema de planificación XIO y b) sistema de calculo independiente DIAMOND.

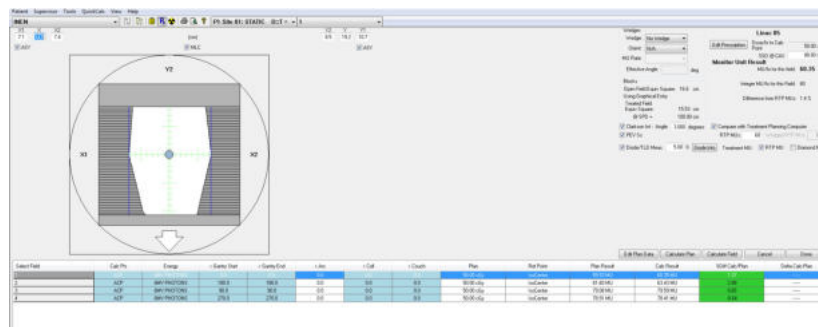


(a) Interfaz gráfica DIAMOND.

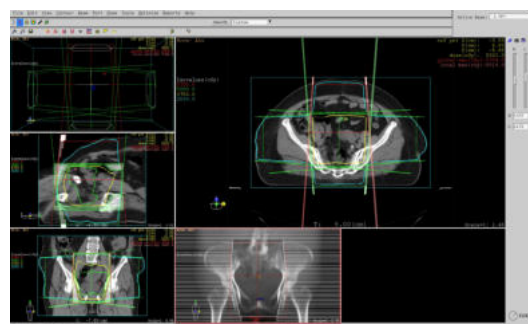


(b) Interfaz gráfica XIO.

Figura D.27: Resultados obtenidos de la paciente 27, para: a) sistema de planificación XIO y b) sistema de calculo independiente DIAMOND.

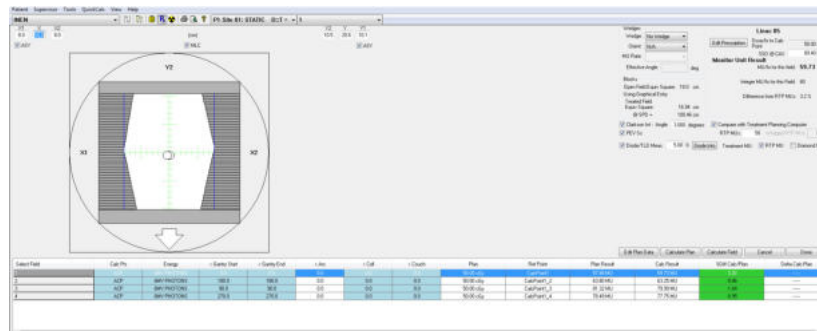


(a) Interfaz gráfica DIAMOND.

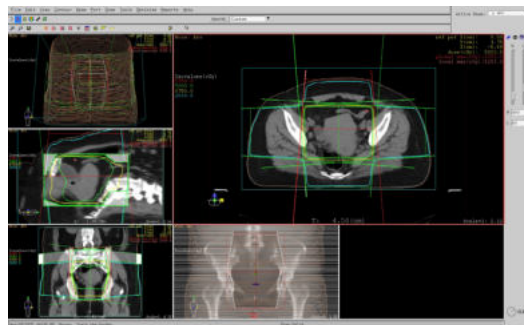


(b) Interfaz gráfica XIO.

Figura D.28: Resultados obtenidos de la paciente 28, para: a) sistema de planificación XIO y b) sistema de calculo independiente DIAMOND.

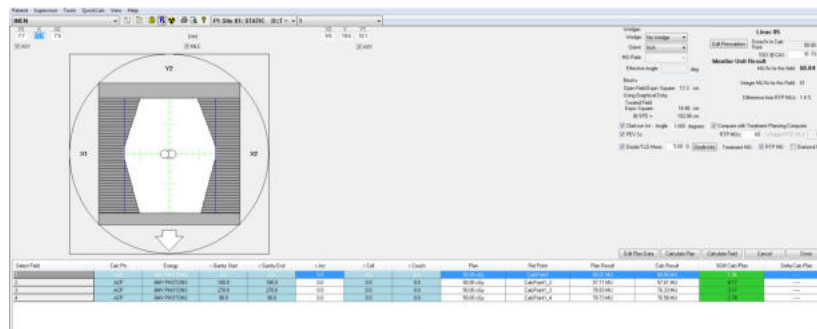


(a) Interfaz gráfica DIAMOND.

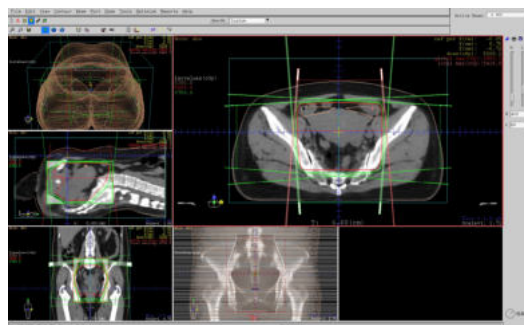


(b) Interfaz gráfica XIO.

Figura D.29: Resultados obtenidos de la paciente 29, para: a) sistema de planificación XIO y b) sistema de calculo independiente DIAMOND.

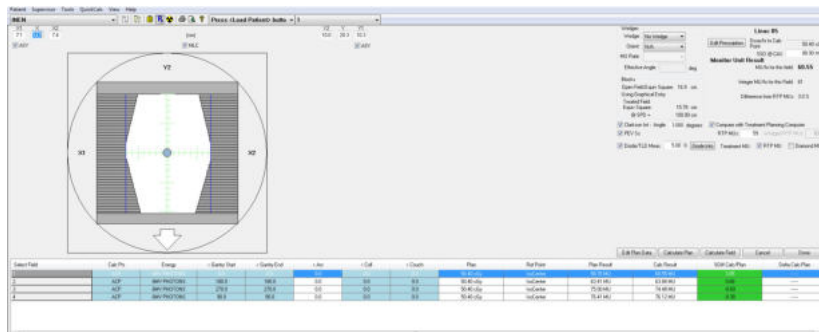


(a) Interfaz gráfica DIAMOND.

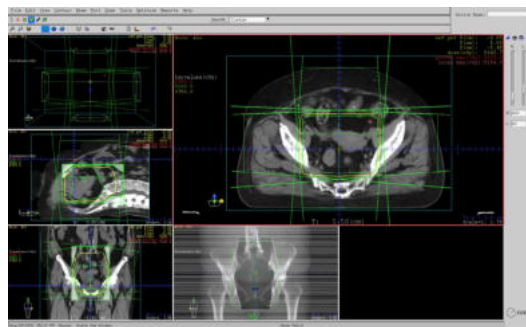


(b) Interfaz gráfica XIO.

Figura D.30: Resultados obtenidos de la paciente 30, para: a) sistema de planificación XIO y b) sistema de calculo independiente DIAMOND.

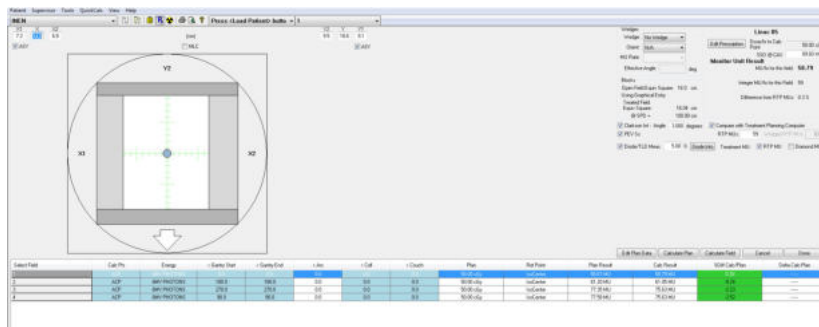


(a) Interfaz gráfica DIAMOND.

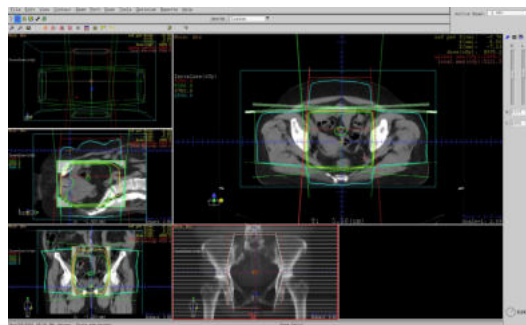


(b) Interfaz gráfica XIO.

Figura D.31: Resultados obtenidos de la paciente 31, para: a) sistema de planificación XIO y b) sistema de calculo independiente DIAMOND.

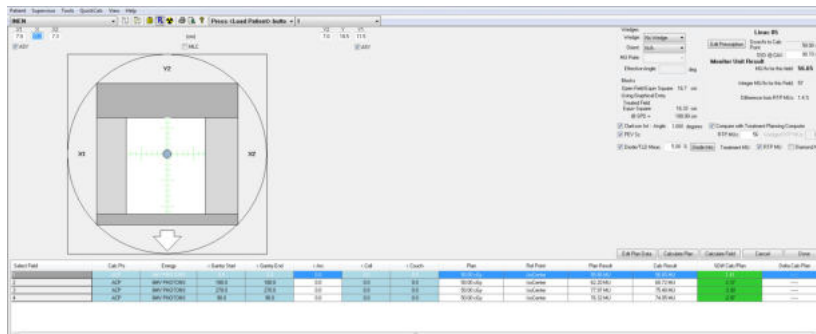


(a) Interfaz gráfica DIAMOND.

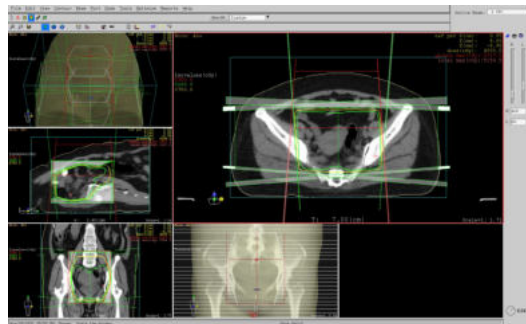


(b) Interfaz gráfica XIO.

Figura D.32: Resultados obtenidos de la paciente 32, para: a) sistema de planificación XIO y b) sistema de calculo independiente DIAMOND.

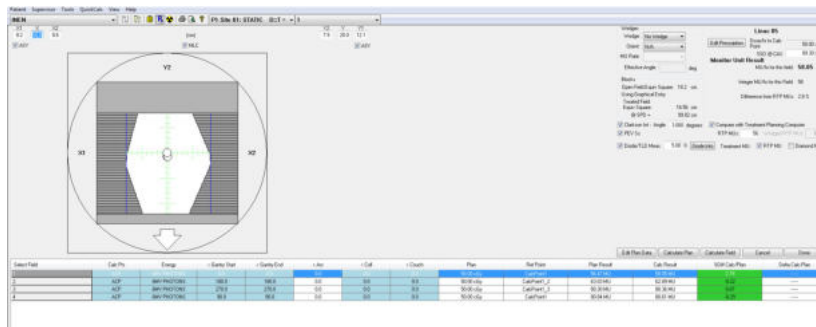


(a) Interfaz gráfica DIAMOND.

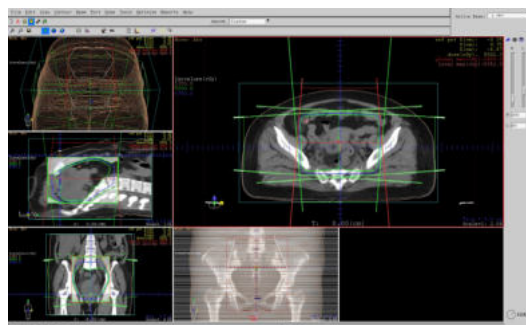


(b) Interfaz gráfica XIO.

Figura D.33: Resultados obtenidos de la paciente 33, para: a) sistema de planificación XIO y b) sistema de calculo independiente DIAMOND.

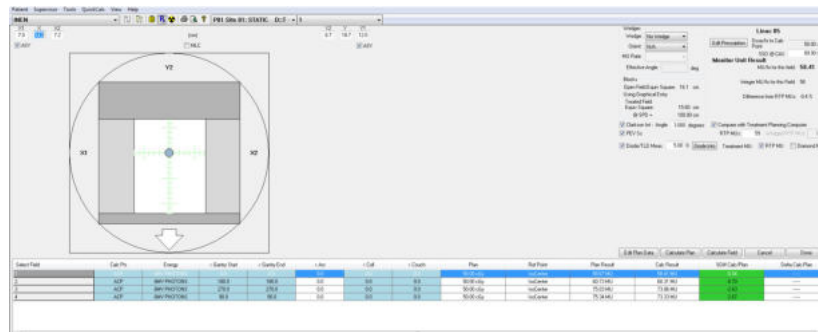


(a) Interfaz gráfica DIAMOND.

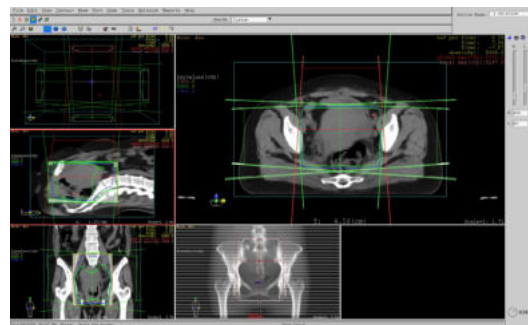


(b) Interfaz gráfica XIO.

Figura D.34: Resultados obtenidos de la paciente 34, para: a) sistema de planificación XIO y b) sistema de calculo independiente DIAMOND.

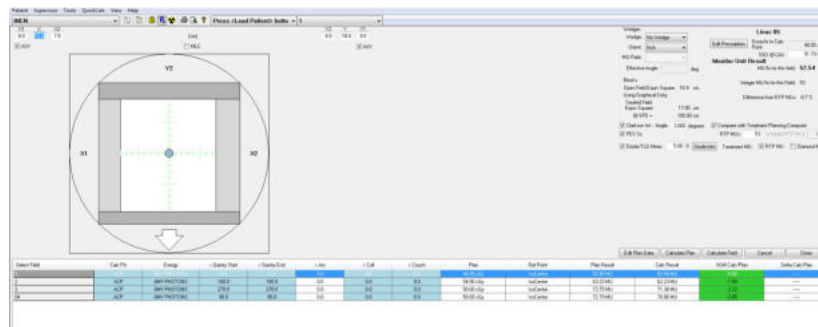


(a) Interfaz gráfica DIAMOND.

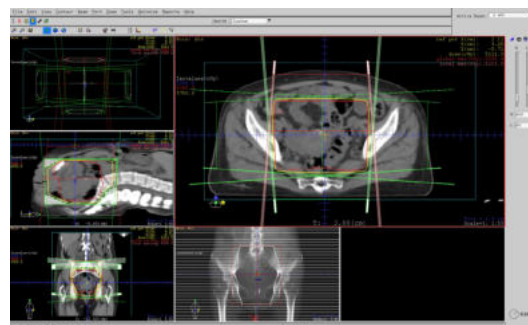


(b) Interfaz gráfica XIO.

Figura D.35: Resultados obtenidos de la paciente 35, para: a) sistema de planificación XIO y b) sistema de calculo independiente DIAMOND.

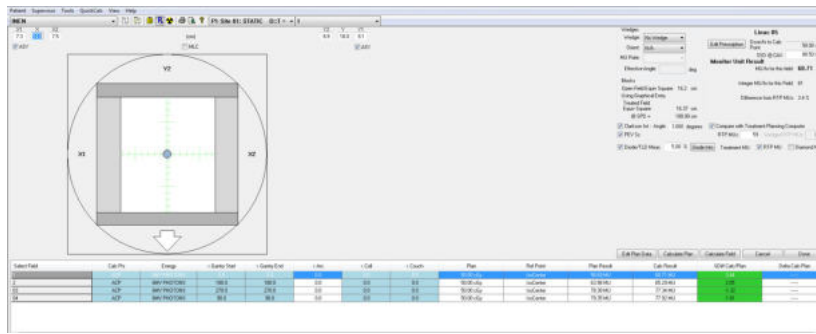


(a) Interfaz gráfica DIAMOND.

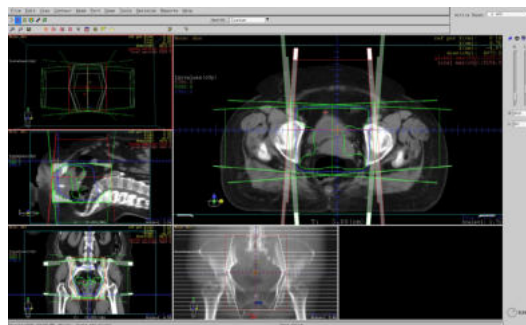


(b) Interfaz gráfica XIO.

Figura D.36: Resultados obtenidos de la paciente 36, para: a) sistema de planificación XIO y b) sistema de calculo independiente DIAMOND.

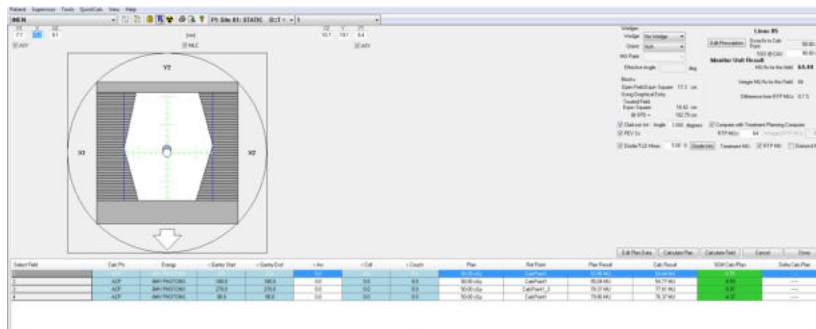


(a) Interfaz gráfica DIAMOND.

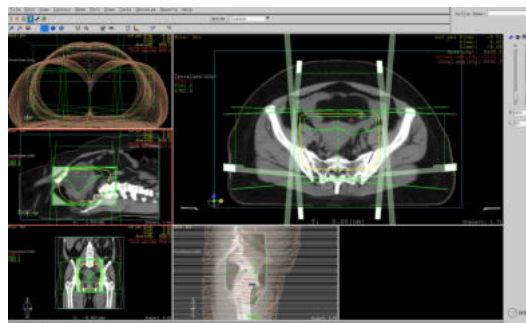


(b) Interfaz gráfica XIO.

Figura D.37: Resultados obtenidos de la paciente 37, para: a) sistema de planificación XIO y b) sistema de calculo independiente DIAMOND.

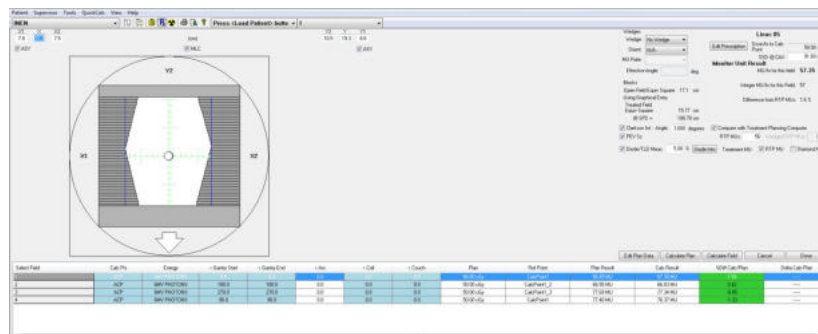


(a) Interfaz gráfica DIAMOND.

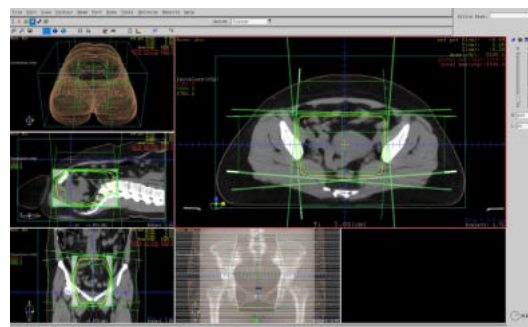


(b) Interfaz gráfica XIO.

Figura D.38: Resultados obtenidos de la paciente 38, para: a) sistema de planificación XIO y b) sistema de calculo independiente DIAMOND.

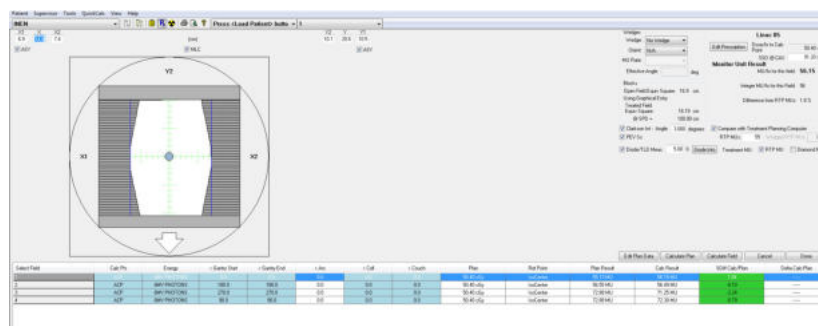


(a) Interfaz gráfica DIAMOND.

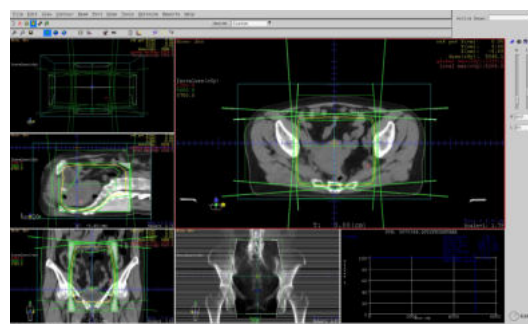


(b) Interfaz gráfica XIO.

Figura D.39: Resultados obtenidos de la paciente 39, para: a) sistema de planificación XIO y b) sistema de calculo independiente DIAMOND.

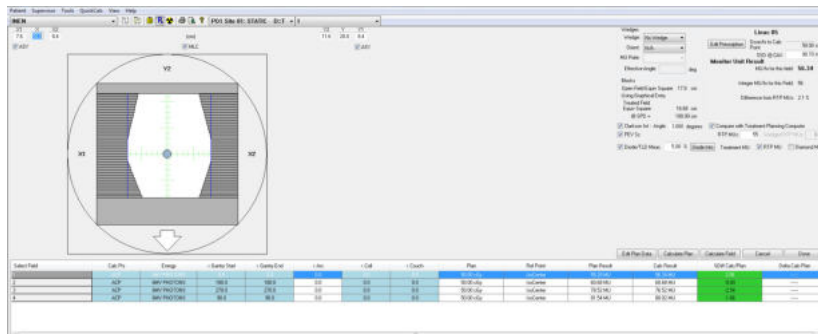


(a) Interfaz gráfica DIAMOND.

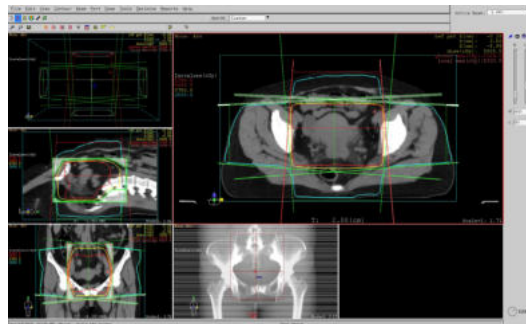


(b) Interfaz gráfica XIO.

Figura D.40: Resultados obtenidos de la paciente 40, para: a) sistema de planificación XIO y b) sistema de calculo independiente DIAMOND.

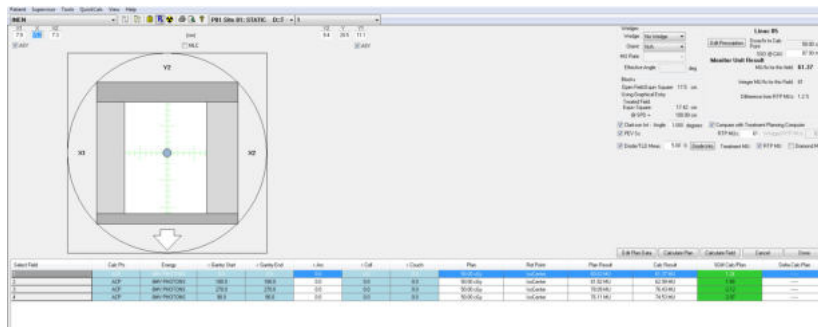


(a) Interfaz gráfica DIAMOND.

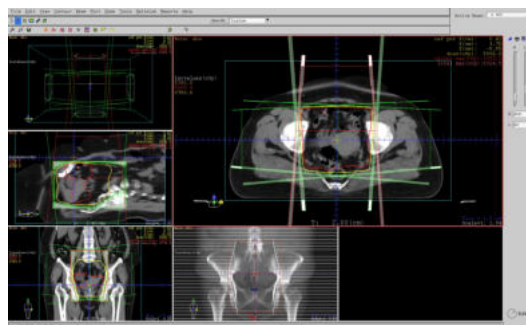


(b) Interfaz gráfica XIO.

Figura D.41: Resultados obtenidos de la paciente 41, para: a) sistema de planificación XIO y b) sistema de calculo independiente DIAMOND.

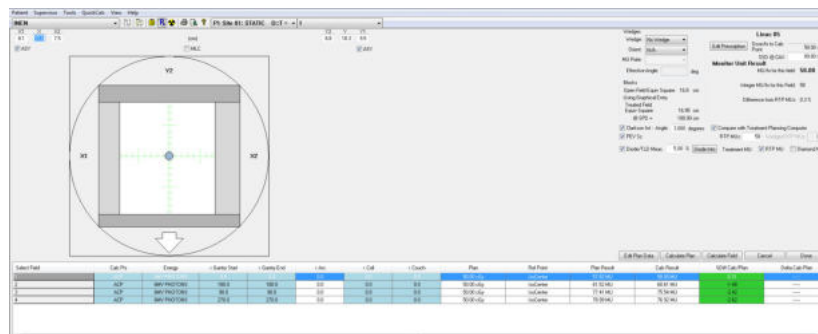


(a) Interfaz gráfica DIAMOND.

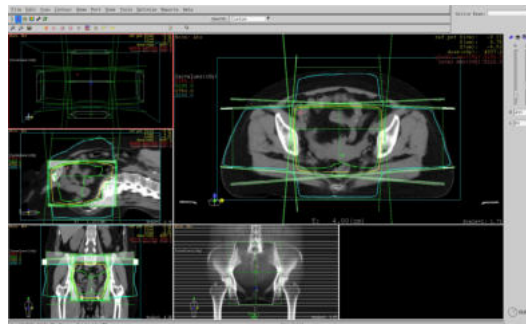


(b) Interfaz gráfica XIO.

Figura D.42: Resultados obtenidos de la paciente 42, para: a) sistema de planificación XIO y b) sistema de calculo independiente DIAMOND.

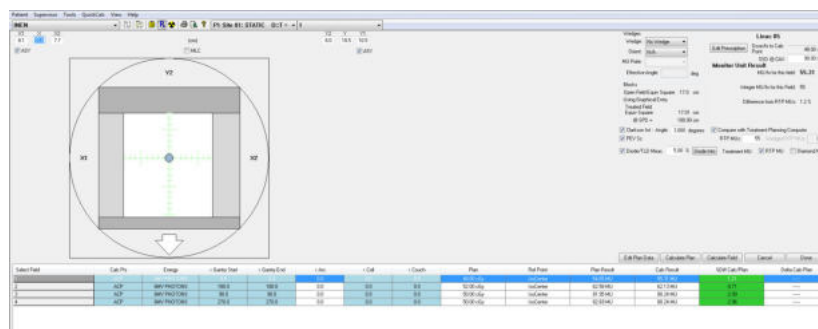


(a) Interfaz gráfica DIAMOND.

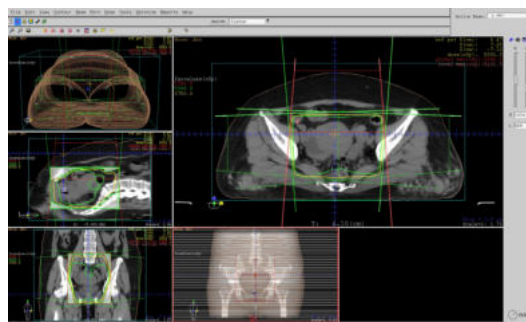


(b) Interfaz gráfica XIO.

Figura D.43: Resultados obtenidos de la paciente 43, para: a) sistema de planificación XIO y b) sistema de calculo independiente DIAMOND.

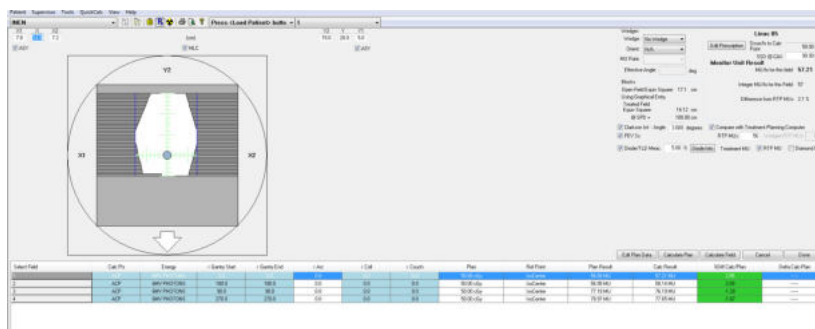


(a) Interfaz gráfica DIAMOND.

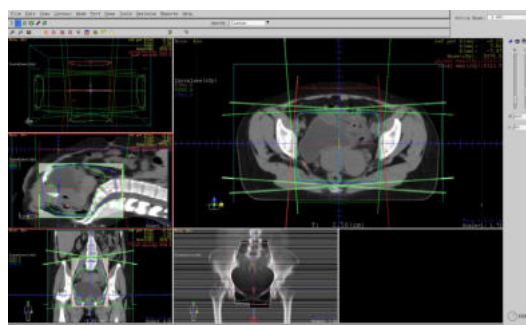


(b) Interfaz gráfica XIO.

Figura D.44: Resultados obtenidos de la paciente 44, para: a) sistema de planificación XIO y b) sistema de calculo independiente DIAMOND.

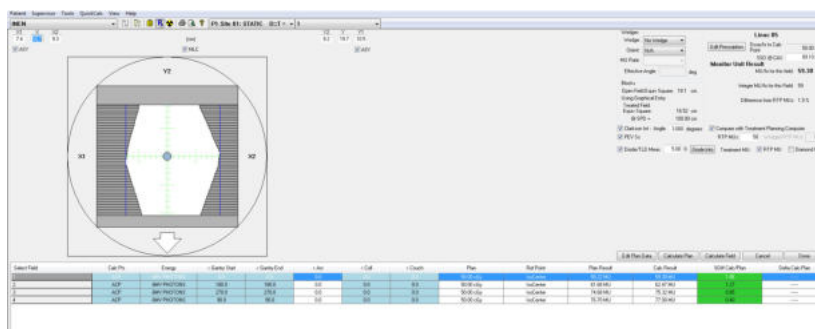


(a) Interfaz gráfica DIAMOND.

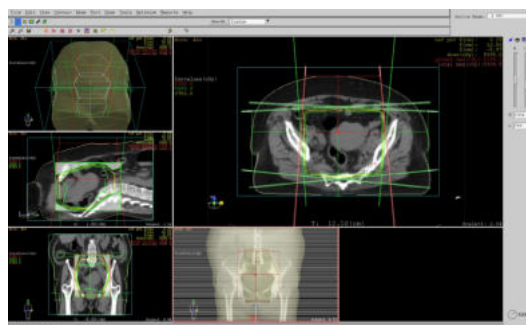


(b) Interfaz gráfica XIO.

Figura D.45: Resultados obtenidos de la paciente 45, para: a) sistema de planificación XIO y b) sistema de calculo independiente DIAMOND.

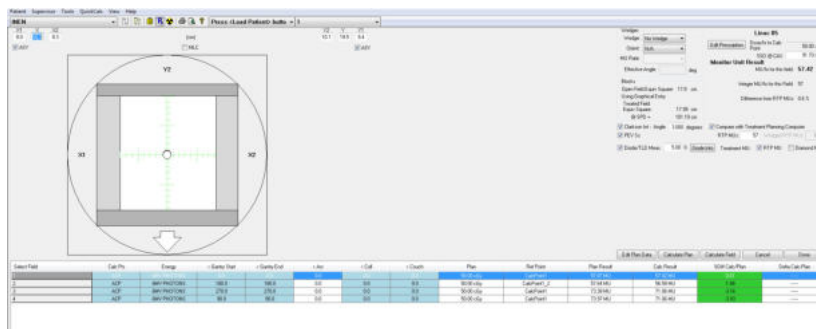


(a) Interfaz gráfica DIAMOND.

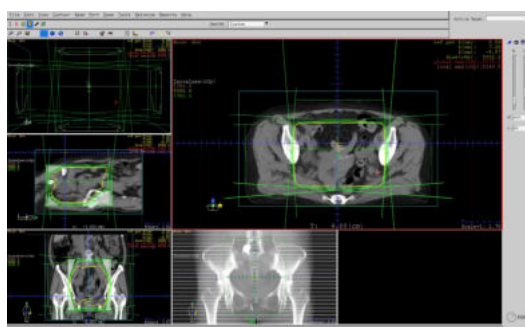


(b) Interfaz gráfica XIO.

Figura D.46: Resultados obtenidos de la paciente 46, para: a) sistema de planificación XIO y b) sistema de calculo independiente DIAMOND.

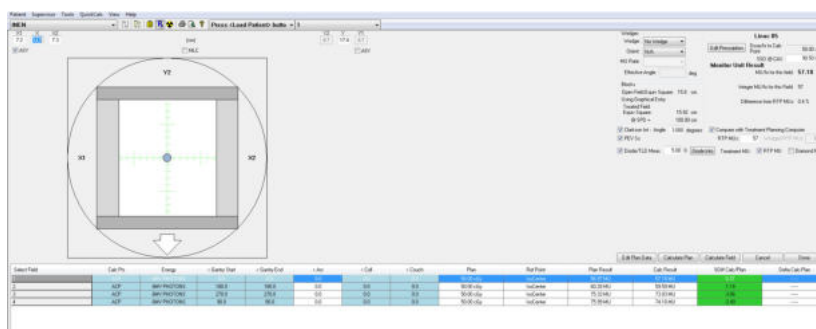


(a) Interfaz gráfica DIAMOND.

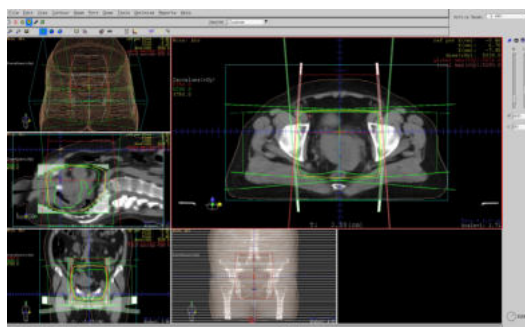


(b) Interfaz gráfica XIO.

Figura D.47: Resultados obtenidos de la paciente 47, para: a) sistema de planificación XIO y b) sistema de calculo independiente DIAMOND.

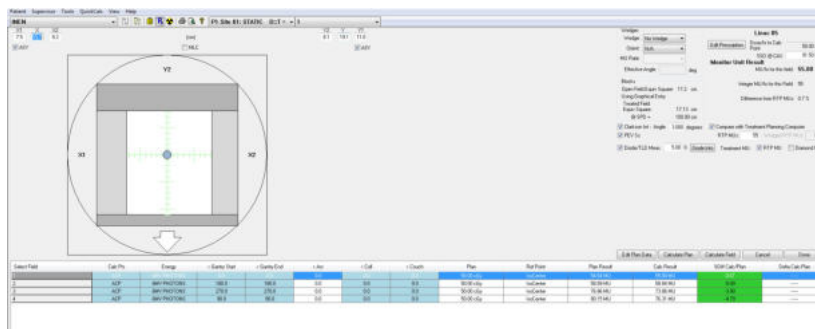


(a) Interfaz gráfica DIAMOND.

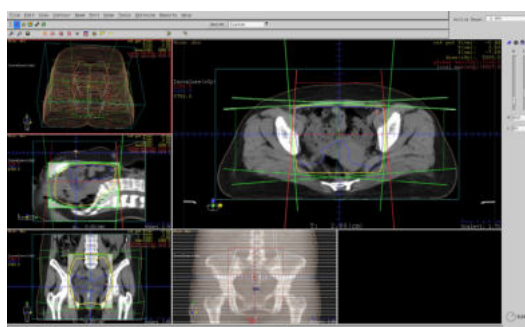


(b) Interfaz gráfica XIO.

Figura D.48: Resultados obtenidos de la paciente 48, para: a) sistema de planificación XIO y b) sistema de calculo independiente DIAMOND.

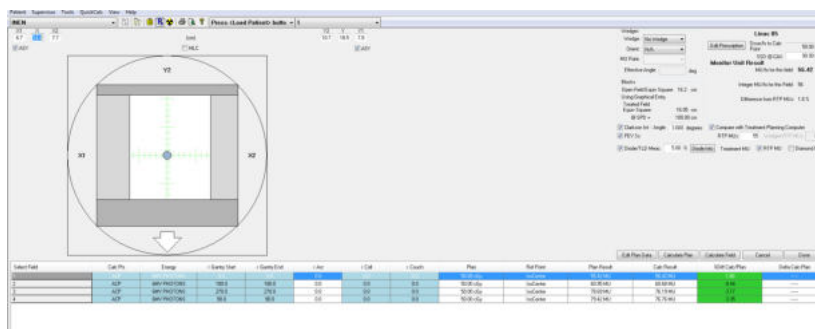


(a) Interfaz gráfica DIAMOND.

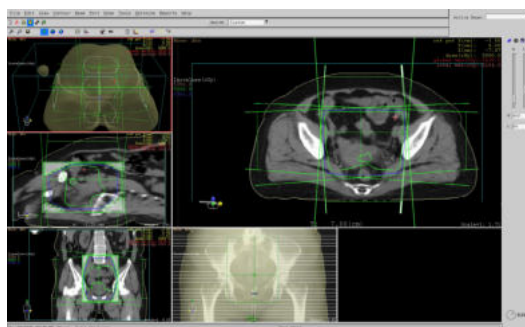


(b) Interfaz gráfica XIO.

Figura D.49: Resultados obtenidos de la paciente 49, para: a) sistema de planificación XIO y b) sistema de calculo independiente DIAMOND.



(a) Interfaz gráfica DIAMOND.



(b) Interfaz gráfica XIO.

Figura D.50: Resultados obtenidos de la paciente 50, para: a) sistema de planificación XIO y b) sistema de calculo independiente DIAMOND.

Bibliografía

- [1] International Agency for Research on Cancer, World Health Organization, *CANCER FACT SHEETS: Globocan 2020*. <https://gco.iarc.fr/today/fact-sheets-cancers>. Accedido el 07-07-2021. 1
- [2] W. C. Ramos, N. N. Guerrero, J. L. Medina and P. C. Guerrero, *Análisis de la Situación del Cáncer en el Perú*, 2018, (Centro Nacional de Epidemiología, Prevención y Control de Enfermedades, Lima, 2020), 1era Edición, p. 161. 1
- [3] American Cancer Society, *How Radiation Therapy Is Used to Treat Cancer*. <https://www.cancer.org/content/dam/CRC/PDF/Public/9246.00.pdf>. Accedido el 30-09-2020. 1
- [4] S. A. Mangar, R. A. Huddart, C. C. Parker, D. P. Dearnaley, V. S. Khoo and A. Horwich, *Technological advances in radiotherapy for the treatment of localised prostate cancer*, *European journal of cancer*, **41**(6), 908-921, March 2005. 1
- [5] D. A. Low, *Gamma Dose Distribution Evaluation Tool*, *Journal of Physics: Conference Series* **250**, November 2010. URL <https://doi.org/10.1088/1742-6596/250/1/012071>. 2
- [6] Hanahan, D., Weinberg, R. A. Hallmarks of cancer: the next generation. *cell*, **144** (5), 646–674, 2011. 4
- [7] Y. Sulcahuaman, M. Loarte and M. Torres, *Cáncer ginecológico hereditario en la era de la medicina genómica*, *Revista Peruana de Ginecología y Obstetricia*, **64** (3), 461-468, September 2018. 4
- [8] Sociedad Española de Oncología Radioterápica, *Manual Práctico de Oncología Radioterápica*, Madrid, Grupo Editorial abbbvie tomo 201, 2013. 4
- [9] A. J. Mundt, A. E. Lujan, J. Rotmensch, S. E. Waggoner, S. D. Yamada, G. Fleming and J. C. Roeske, *Intensity-modulated whole pelvic radiotherapy in women with gynecologic malignancies*, *International Journal of Radiation Oncology* Biology* Physics*, **25** (5), 1330-1337, November 2002. 5

- [10] Martenson Jr, J. A., Hyland, G., Moertel, C. G., Mailliard, J. A., O'Fallon, J. R., Collins, R. T., *et al.* Olsalazine is contraindicated during pelvic radiation therapy: results of a double-blind, randomized clinical trial. *International Journal of Radiation Oncology* Biology* Physics*, **35** (2), 299–303, 1996. [5](#)
- [11] D. R. Martínez, Tesis Doctoral, *Radioterapia adaptada a los movimientos fisiológicos. Incertidumbres asociadas*, Universitat de València, 2016. [6](#), [8](#), [25](#)
- [12] T. Landberg, J. Chavaudra, J. Dobbs, G. Hanks, K. Johansson, T. Möller and J. Purdy, *prescribing, recording, and reporting photon beam therapy Report 50*, Journal of the International Commission on Radiation Units and Measurements, **26** (1), 72, September 1993. URL <https://doi.org/10.1093/jicru/os26.1.Report50>. [7](#), [8](#)
- [13] T. Landberg, J. Chavaudra, J. Dobbs, J. Gerard, G. Hanks, J. Horiot, K. Johansson, T. Möller, J. Purdy, N. Suntharalingam and H. Svensson, *Prescribing, recording, and reporting photon beam therapy. ICRU report 62 (Supplement to ICRU Report 50)*, Journal of the International Commission on Radiation Units and Measurements, **32** (1), 52, 1999. URL <https://doi.org/10.1093/jicru/os32.1.Report62>.
- [14] *Prescribing, Recording, and Reporting Photon-Beam Intensity-Modulated Radiation Therapy (IMRT) Report 83: Contents*, Journal of the International Commission on Radiation Units and Measurements, **10** (1), 107, April 2010. URL <https://doi.org/10.1093/jicru/ndq002>. [8](#), [21](#), [22](#)
- [15] E. B. Podgorsak *et al.*, *Radiation oncology physics: A Handbook for Teachers and Students*, Vienna: International Atomic Energy Agency, 123-271, 2005. [9](#), [14](#), [15](#), [16](#), [18](#), [19](#), [20](#)
- [16] F. H. Attix, *Introduction to radiological physics and radiation dosimetry*, John Wiley & Sons, 2008. [9](#)
- [17] E. B. Podgoršak *et al.*, *Radiation physics for medical physicists*, 2006. [9](#)
- [18] P. Mayles, A. Nahum and J. Rosenwald, *Handbook of radiotherapy physics: theory and practice*, CRC Press, 2007. [10](#), [11](#), [13](#), [25](#)
- [19] A. B. Serreta and M. L. Arroyo., *Fundamentos de Física médica, Volumen 3: Radioterapia externa*, Bases físicas, equipos, determinación de la dosis absorbida y programa de garantía de calidad, 2012. [12](#), [15](#), [20](#)
- [20] C. R. Herrera, *Evaluación dosimétrica de sistemas de colimación multilaminar*, Universidad Nacional del Callao, 2017. [13](#)

- [21] International Electrotechnical Commission and others, *Medical Electrical Equipment. Medical Electron Accelerators in the Range 1 MeV to 50 MeV-Guidelines for Functional Performance Characteristics*, Bureau Central de la Commission Electrotechnique Internationale, 1989. 15
- [22] International Atomic Energy Agency, *Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy*, Technical Reports Series 398, 2000. 15, 16, 20
- [23] C. Fenández, *Física de la Radiaciones Ionizantes en Radioterapia*, Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica, Centro Oncológico de Galicia, A. Coruña, 264, September 2009. 20, 22
- [24] F. Ubillús, *Cálculo de dosis absorbida en plano medio aplicando el método de dosimetría in vivo para el caso de irradiación de cuerpo total*, Universidad Nacional Mayor de San Marcos, 2011. URL <https://hdl.handle.net/20.500.12672/1467>. 22
- [25] International Atomic Energy Agency, *Commissioning and Quality Assurance of Computerized Planning Systems for Radiation Treatment of Cancer*, Technical Reports Series 430, 2004. 22
- [26] Clarkson, J. A note on depth doses in fields of irregular shape. *The British Journal of Radiology*, **14** (164), 265–268, 1941. 23
- [27] Manual Diamond, *PTW DIAMOND Secondary Check Software*, Lörracher Str. 7, 79115 FREIBURG, Version 5.3 o superior, 2013. 23
- [28] G. Starkschall, Jr. Steadham, E. Roy, R. Popple, S. Ahmad and I. Rosen, *Beam-commissioning methodology for a three-dimensional convolution/superposition photon dose algorithm*, *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, **1** (1), 8-27, January 2000. 25
- [29] A. Ahnesjö and A. Trepp, *Acquisition of the effective lateral energy fluence distribution for photon beam dose calculations by convolution models*, *Physics in Medicine and Biology*, **36** (7), 973-985, July 1991. URL <https://doi.org/10.1088/0031-9155/36/7/006>.
- [30] N. Papanikolaou, T. Mackie, C. Meger-Wells, M. Gehring and P. Reckwerdt, *Investigation of the convolution method for polyenergetic spectra*, *Medical physics*, **20** (5), 1327-1336, September 1993. URL <https://doi.org/10.1118/1.597154>.

- [31] A. Ahnesjö and R. Mackie, *Analytical description of Monte Carlo generated photon dose convolution kernels*, The use of computers in radiation therapy, 1987. URL http://inis.iaea.org/search/search.aspx?orig_q=RN:20026851. 25
- [32] Monaco Training Guide, *IMPAC Medical System*, Elekta, Version 3.30, 2013. 31
- [33] Guía de Usuario Xio, *IMPAC Medical System*, Elekta, Version 4.80.00, 2012. 32
- [34] Kuppusamy, V., Nagarajan, V., Jeevanandam, P., Murugan, L. Comparison between in-house developed and diamond commercial software for patient specific independent monitor unit calculation and verification with heterogeneity corrections. *Physica Medica*, **32** (2), 362–367, 2016. 32
- [35] Kuppusamy, V., Nagarajan, V., Murugan, L. Validation and clinical implementation of commercial secondary check software with heterogeneity corrections. *Reports of Practical Oncology and Radiotherapy*, **21** (5), 473–479, 2016. 32
- [36] Colodro, J. F. M., Berna, A. S., Puchades, V. P., Amores, D. R., Banos, M. A. Results of 1 year of clinical experience with independent dose calculation software for vmat fields. *Journal of Medical Physics/Association of Medical Physicists of India*, **39** (4), 219, 2014. 32
- [37] A. L. Webster, M. García *et al.*, *Estadística aplicada a los negocios y la economía*, 2000. URL <http://up-rid2.up.ac.pa:8080/xmlui/handle/123456789/1542>. 53, 55
- [38] R. Spiegel, J. Schiller and R. Srinivasan, *Probability and statistics*, New York: McGraw-Hill, 2013. 53
- [39] S. Cabrera, *Comparación de dos poblaciones normales. Diferencia de medias*, 2012. URL <https://polimedia.upv.es/visor/?id=f7e6c47e-79e8-1346-9a90-b863b4658666>. 55