Biblioteca Digital
F C E N - U B A

BIBLIOTECA CENTRAL LUIS F LELOIR
BIBLIOTECA CENTRAL LELOIR
FACULTAD DE CIENCIAS EXACTAS Y NATURALES UBA

Tesis de Maestría

Comparación de control de calidad de tratamientos de IMRT paciente específico mediante films radiocrómicos, films radiográficos y arreglo bidimensional de cámaras de ionización

Medina Pinzón, Luis Carlos

2013

Este documento forma parte de la colección de tesis doctorales y de maestría de la Biblioteca Central Dr. Luis Federico Leloir, disponible en digital.bl.fcen.uba.ar. Su utilización debe ser acompañada por la cita bibliográfica con reconocimiento de la fuente.

This document is part of the doctoral theses collection of the Central Library Dr. Luis Federico Leloir, available in digital.bl.fcen.uba.ar. It should be used accompanied by the corresponding citation acknowledging the source.

Cita tipo APA:
Medina Pinzón, Luis Carlos. (2013). Comparación de control de calidad de tratamientos de IMRT paciente específico mediante films radiocrómicos, films radiográficos y arreglo bidimensional de cámaras de ionización. Facultad de Ciencias Exactas y Naturales. Universidad de Buenos Aires.

Cita tipo Chicago:
Medina Pinzón, Luis Carlos. "Comparación de control de calidad de tratamientos de IMRT paciente específico mediante films radiocrómicos, films radiográficos y arreglo bidimensional de cámaras de ionización". Facultad de Ciencias Exactas y Naturales. Universidad de Buenos Aires. 2013.

EXACTAS UBA
Facultad de Ciencias Exactas y Naturales

UBA
Universidad de Buenos Aires

Dirección: Biblioteca Central Dr. Luis F. Leloir, Facultad de Ciencias Exactas y Naturales, Universidad de Buenos Aires. Intendente Güiraldes 2160 - C1428EGA - Tel. (++54 +11) 4789-9293

Contacto: digital@bl.fcen.uba.ar

UNIVERSIDAD DE BUENOS AIRES

Facultad de Ciencias Exactas y Naturales

Maestría en Física Médica

COMPARACIÓN DE CONTROL DE CALIDAD DE TRATAMIENTOS DE IMRT PACIENTE ESPECÍFICO MEDIANTE FILMS RADIOCRÓMICOS, FILMS RADIOGRÁFICOS Y ARREGLO BIDIMENSIONAL DE CÁMARAS DE IONIZACIÓN

Tesis presentada para optar al título de Magíster de la Universidad de Buenos Aires en Física Médica

Autor: Luis Carlos Medina Pinzón

Director de tesis: Dr. Carlos Daniel Venencia

Co-Director de tesis: Bio. Ing. Edgardo Garrigó

Lugar de trabajo: instituto de Radioterapia – Fundación Marie Curie

Buenos Aires, 2013

Informe final aprobado por:

Autor	Jurado
Director	Jurado
Co-Director	Jurado

Agradecimientos

Agradezco a Dios por ser mi apoyo incondicional y las bendiciones recibidas a cada momento

A mi padre Efraín Medina, mi madre Edelmira Pinzón y mis hermanos Jairo y Nelson por los valores inculcados, sus enseñanzas y por su apoyo incondicional para alcanzar mis sueños, este trabajo se los dedico a ellos.

A mi director de tesis Dr. Daniel Venencia y Co-Director Bio Ing. Edgardo Garrigó, que me enseñaron, apoyaron y alentaron durante la realización de este trabajo.

Al Instituto de Radioterapia - Fundación Marie Curie por apoyarme institucionalmente y proveerme de recursos para el desarrollo del trabajo.

A la Universidad de Buenos Aires por la formación brindada y la Lic. Diana Feld por su colaboración continúa.

A mis amigos Alberto, María José, Néstor, Yaqueline, Julián y Carlos, por su apoyo y de los cuales aprendí muchas cosas.

A los jurados Liliana, Judith y Gustavo por su tiempo y asesorías realizadas

Agradezco a todos los que hicieron que este trabajo fuese una realidad

Muchas gracias…

RESUMEN

En los últimos años la utilización de técnicas de tratamientos radiante por modulación de intensidad (IMRT) ha ido creciendo hasta convertirse casi en un estándar en la Radioterapia moderna. La razón fundamental se basa en la posibilidad de obtener distribuciones de dosis más conformadas comparadas a técnicas conformadas 3D (CRT3D), aun en geometrías desfavorables, permitiendo una mayor protección de los tejidos sanos que circundan al tumor.

El resultado de cada planificación produce como resultado un conjunto de complejos haces de intensidad modulada, que incluyen pequeños haces, irregulares y fuera de eje, donde es dificultoso predecir la dosis de cada uno. Estas características especiales de los haces obliga a que la fluencia de los mismos deban ser verificadas para garantizar que la dosis planificada a un paciente sea la que se desea entregar.

En este trabajo se realizó una comparación del control de calidad de tratamientos de IMRT con MLC para distribuciones de dosis individuales y totales mediante film radiocrómicos, film radiográficos y arreglo bidimensional de cámaras de ionización en el Instituto de Radioterapia – Fundación Marie Curie, para tal fin se han implementado protocolos que abarcan la caracterización de los sistemas dosimétricos y evaluación de controles de calidad usando el criterio de análisis gamma [Γ] para comparación de dosis medida y calculada registrando el número de píxeles con $\Gamma>1$.

Se analizaron 50 distribuciones de dosis del plan total con un criterio de análisis de 3% y un DTA 3mm (3%/3mm) y 50 campos individuales (5%/3mm) con los tres sistemas independiente y absoluta para cada plan empleando una cámara de ionización.

Palabras Claves: QA IMRT, film radiográficos, film radiocrómicos, arreglo bidimensional de cámaras de ionización

ABSTRACT

In the last years the use of Intensity Modulation Radiation Therapy (IMRT) techniques had grow until becoming almost in a standard on the modern Radiotherapy. The reason of this success is the possibility to obtain better conformation of dose distribution compared to 3D Conformal Radiation Therapy (3DCRT), even with unfavorable geometries, allowing better normal tissue sparing.

The result of each planning produced as a result a set of complex beams intensity modulated beams, including small beams, irregular and off-axis, where it is difficult to predict the dose. These special features of the beams require that the fluence the same should be verified to ensure that the planned dose to a patient is the one you want to deliver.

In this work, a comparison of quality control with MLC IMRT treatments for individual dose distributions and total dose distributions using film radiochromic, film radiography and 2D cell array at the Instituto de Radioterapia – Fundación Marie Curie, for this purpose protocols have been implemented that cover dosimetry systems characterization and quality control evaluation using the criteria the gamma index [Γ] to doses compared to measured and calculated recording the number of pixels with $\Gamma>1$.

50 plans analyzed dose distributions of total plan with criteria ranging from 3% of dose difference or 3mm of distance to agreement (3%/3mm), and single distribution (3%/5mm) with the three independent systems y the absolute dosimetry for each composite plan is performed using an ionization chamber.

Keysword: QA IMRT, film radiochromic, film radiography and 2D cell array.

Contenido

Introducción 12

Capítulo 1 13

1.1. La Radioterapia por Intensidad Modulada 13

1.2. Técnicas De Entrega De Haces Con IMRT 14

1.2.1. IMRT Con Bloques Compensadores 15

1.2.2. IMRT Step And Shoot (S&S) 16

1.2.3. IMRT Sliding Windows (Dmlc) 17

1.3. Planificación Directa e Inversa 19

1.4. Función Objetivo 20

1.5. Garantía de Calidad en IMRT 23

1.6. Proceso de QA IMRT Paciente Específico 24

1.6.1. Dosimetría Absoluta del Plan de Tratamiento, Punto de Análisis de IMRT: 25

1.6.2. Análisis Distribución de Dosis de IMRT (ÍNDICE GAMMA (γ)) 25

Capítulo 2 27

2.1. Clasificación de las Radiaciones Ionizantes 27

2.2. Interacción de los Fotones con la Materia 27

2.2.1. Efecto Fotoeléctrico 28

2.2.2. Dispersión Compton: 28

2.2.3. Producción de Pares 28

2.3. Transporte de Electrones y Positrones 28

2.3.1. Colisiones Elásticas: 28

2.3.2. Colisiones Inelásticas: 28

2.3.3. Emisión De Radiación De Bremmstrahlung: 29

2.3.4. Aniquilación: 29

2.4. Magnitudes Dosimétricas 29

2.5. Composición Del Haz De Radiación 31

2.6. Sistemas De Determinación De Dosis 32

2.7. Dosimetría con Film Radiográficos (Edr2 Y X-Omat-V) 32

2.7.1. Formación de la Imagen Latente 33

2.8. Dosimetría Film Radiocrómicos 34

2.8.1. El Escáner 36

2.9. Cuantificación de Dosis Film Radiográficos y Radiocrómicos 38
2.10. Dosimetría Arreglo 2D de 729 Cámaras de Ionización: 39
Capítulo 3 41
3.1. Materiales 41
3.1.1. Acelerador PRIMUS (SIEMENS) 41
3.1.2. Sistemas de Planeación (TPD) Iplan y Konrad 42
3.1.3. Fantoma para Dosimetría Absoluta y Relativa 42
3.1.4. Cámara de Ionización 43
3.1.5. Electrómetro PTW UNIDOS 43
3.1.6. Film Radiográficos 44
3.1.7. Procesador de Film Radiográficas Kodak X-Omat 1000 44
3.1.8. Film Radiocrómicos 44
3.1.9. Escáner Vidar Dosimetry Pro Red 45
3.1.10. Escáner Epson 10000XL Profesional. 46
3.1.11. Arreglo Bidimensional de Cámaras de Ionización. 46
3.1.12. Sistema de Análisis (Radiological Image Treatment (RIT113 v 5.3) 47
Capítulo 4 48
4.1. Calibración del Escáner VIDAR 48
4.2. Calibración de Film Radiográfico y Radiocrómicos 49
4.3. Creación y Evaluación de los Planes de Tratamiento 51
4.3.1. Verificación de la Dosis del Plan Total con Cámara de Ionización 53
4.3.2. Análisis de Distribución de Dosis en QA IMRT 54
4.3.3. Verificación de la Distribución de Dosis de Campos Individuales QA IMRT 55
Capítulo 5 60
5.1. Verificación Dosimetría del Haz de Radicación 60
5.2. Calibración del Escáner VIDAR 60
5.3. Determinación de la Dosis en los Film Irradiados 61
5.4. Curva Sensitométrica 61
5.5. Verificación Calibración Arreglo Bidimensional de Cámaras De Ionización. 66
5.6. Evaluación De Los Planes De Tratamientos 67
5.6.1. Dosis Absoluta, Punto de Análisis de QA IMRT: 68
5.6.2. Análisis de Distribución de Dosis Total En QA IMRT 74
5.6.3. Verificación de la Distribución de Dosis de Campos Individuales QA IMRT 82
CONCLUSIONES 90
REFERENCIAS 92

Figuras

Figura 1-1. Curva dosis-respuesta que muestra la probabilidad del control tumoral (TCP) y probabilidad de complicaciones en tejidos normales (NTCP). La máxima probabilidad de control tumoral con mínimas complicaciones al tejido normal de indica como D_{opt} 13
Figura 1-2. Esquema de la distribución de fluencia y forma que adopta la dosis en 3D-CRT (izquierda) e IMRT (derecha). 14
Figura 1-3 Modos de entrega de Radioterapia de Intensidad Modulada 14
Figura 1-4. Formas de modular el haz a) filtros compensador b) Colimador multilámina. 15
Figura 1-5. Método de modulación de intensidad por multilaminas step and shoop 16
Figura 1-6: Patrón de intensidad de IMRT S&S, con 6 y 10 niveles de intensidad, la figura de la izquierda posee el beamlet de la 10x10mm² para un MLC de ancho de lámina de 10mm y pasos de 10mm. 16
Figura 1-7 Representación esquemática del movimiento de un par de láminas usando la técnica de IMRT S&S. 17
Figura 1-8. Método de modulación de intensidad por multilaminas DMLC. 17
Figura 1-9 a) Representación esquemática de entrega de un perfil usando la técnica IMRT dMLC. b) Patrón de intensidad IMRT dMLC tiene resolución espacial discreta en la dirección perpendicular al movimiento de las MLC. 18
Figura 1-10. Proceso de planificación de tratamientos de 3D CRT. 19
Figura 1-11. Proceso de planificación inversa de tratamientos. 20
Figura 1-12. Izquierda: voxels formando un volumen blanco y haces de radiación compuesto por mini haces (pencil beams). Derecha: funciones de costo para D_{min} y D_{max}. 21
Figura 1-13. Izquierda: voxels formando un OAR y haces de radiación formado por mini haces (pencil beams). Derecha: función de costo para calcular la penalización en un OAR. 21
Figura 1-14. Selección de restricciones dosis volumen sobre el PTV en TPS KonRAD, Siemens. 22
Figura 1-15. Determinación de restricciones dosis volumen sobre el OAR en el TPS KonRAD, Siemens. 23
Figura 1-16: Representación del método de gamma-index para distribuciones planares de dosis. 26
Figura 2-1. Equilibrio electrónico escrito, b) cuasi-equilibrio electrónico [**14**] 31
Figura 2-2. Diagrama esquemático que ilustra la absorción de energía proveniente de la radiación resultando en daño biológico. 32
Figura 2-3. Sección transversal de una película 32
Figura 2-4. Configuración del film radiocrómico EBT2 35
Figura 2-5. Espectro de adsorción neta de los film EBT2 cuando se irradia en el rango de 0 - 500 cGy 35
Figura 2-6. Variación de la intensidad de pixel de acuerdo a la orientación de escaneo con EPSON 10000XL y VIDAR Dosimetry ProRED. 37
Figura 2-7: Variación de la intensidad de pixel de acuerdo a la orientación de escaneo anterior o posterior con EPSON 10000XL y VIDAR Dosimetry ProRED. 37
Figura 2-8. Diagrama esquemático del sistema de lectura en modo de transmisión, ejemplo para el escáner EPSON 10000XL posición central y posición lateral 38
Figura 2-9. Curva sensitometría para film radiográficos. 39
Figura 2-10. Esquema arreglo de camara PTW-729 40
Figura 3-1 Acelerador lineal Primus Optifocus 41
Figura 3-2. Sistema de planificación Konrad 42
Figura 3-3. Sistema de planificación IPLAN 42
Figura 3-4. Fantoma para QA IMRT poliestireno, cabeza para radiocirugía 42
Figura 3-5: Cámara de ionización PTW Farmer TN30010 y pinpoint 310016 43
Figura 3-6. Electrómetro PTW UNIDOS y PTW UNIDOS E 43

Figura 3-7: procesador de películas Radiográficas Kodak X-OMAT 1000 44
Figura 3-8. Scanner Vidar PRO RED DOSIMETRY 45
Figura 3-9: Escáner Epson 10000XL 46
Figura 3-10: Arreglo bidimensional de cámaras de ionización PTW 2D-ARRAY. 46
Figura 4-1 Film de calibración escáner VIDAR 48
Figura 4-2. Calibración de film: a) Montaje Experimental, b) curva de calibración de los film 50
Figura 4-3: Curva de densidad óptica versus dosis para films radiográficos EDR2 y Xomat-V 50
Figura 4-4. Métodos de calibración para los film, (a) usando placas individuales y (b) usando una cuña dinámica 51
Figura 4-5: Verificación de dosis y distribución total de plan de tratamiento de IMRT S&S 52
Figura 4-6: Fantomas empleado para la medición de dosis adsolita para un plan QA IMRT S&S 53
Figura 4-7: Plan hibrido para verificación de distribución de dosis 2D en plano axial para plan total de IMRT 55
Figura 4-8: Plan hibrido para verificación de distribución individual en un plano coronal para plan total de IMRT 56
Figura 4-9: Selección de puntos de registro entre distribuciones de dosis medida y calculada para campos individuales con modalidad IMRT S&S 56
Figura 4-10: verificación de campos individuales 57
Figura 4-11: Arreglo bidimensional de cámaras de ionización, representación de fusión (merge) de los 4 irradiaciones 58
Figura 4-12: Arreglo bidimensional de cámaras de ionización, a) Una irradiación, b) 4 irradiaciones merge. 58
Figura 4-13: Convolucion de dosis calaculada por el TPS, a) Imagen sin convolución b) Imagen con convolución 59
Figura 5-1: Verificación dosimétrica para el haz de radiación de 6MV a) Curvas de dosis en profundidad, b) perfil de dosis en profundidad 60
Figura 5-2: Curva de calibración de densidades ópticas 60
Figura 5-3: Curva de calibración de valor pixel en función de la dosis para la película EDR-2 62
Figura 5-4. Curva de calibración de densidad optica en función de la dosis para la película EDR-2 63
Figura 5-5: Datos de la curva de ajuste con a) polinomio 2 y polinomio 3 canal red 64
Figura 5-6. Configuración recomendada para la realización de las curva de calibración de las películas EDR2 y disminuir los efectos de la sobre respuesta del film a fotones dispersos de bajas energías. 64
Figura 5-7. Curva de calibración de densidad optica en función de la dosis para el sistema dosimétrico comprendido por film EBT3 – Epson 10000XL 65
Figura 5-8: Curva de calibración de densidad óptica en función de la dosis para el sistema dosimétrico independiente comprendido por film EBT3 – Epson XL10000 y Vidar Dosimetry ProRED 65
Figura 5-9: Verificación de linealidad de UM para arreglo bidimensional de cámaras de ionización. 66
Figura 5-10: Factor de campo para arreglo bidimensional de cámaras de ionización. 67
Figura 5-11: Planilla de control de calidad de tratamientos paciente especifico en IMRT S&Sy IMRS en IPRO 68
Figura 5-12. Variación entre dosis media calculada y dosis medida en la verificación del plan total de IMRT S&S con cámara de ionización tipo Farmer 68
Figura 5-13. Variación entre dosis media calculada y dosis medida en la verificación del plan total de IMRT S&S con microcámara de ionización(PinPoint). 69
Figura 5-14: Variación entre dosis media calculada y dosis medida en la verificación del plan total de IMRT S&S con cámara de ionización tipo Farmer (negro) y microcámara PinPoint (rojo). 70
Figura 5-15: Comparación entre dosis medida y calculada con algoritmo de cálculo de PB y MC 70
Figura 5-16: Comparación entre dosis medida y calculada con algoritmo de cálculo de PB y MC 71
Figura 5-17. Verificación histórica IMRT medidas absoluta de dosis en un punto (diferencia del caculo del sistema de planificación v. mediciones control de calidad paciente específico con cámara de ionización 72
Figura 5-18. Verificación histórica IMRT medidas absoluta de dosis en un punto (diferencia del caculo del sistema de planificación v.s mediciones control de calidad paciente específico con cámara de ionización) 72
Figura 5-19: Plan hibrido para verificación de distribución de dosis en un punto para plan total de IMRT con cámara de ionización para cáncer de prostata 73

Figura 5-20: Plan hibrido para verificación de distribución de dosis en un punto para plan total de IMRT con cámara de ionización para cáncer de cabeza y cuello 74
Figura 5-21. Verificación distribución de dosis total, con film radiocrómicos (EBT-3) y film radiográficos (EDR-2) 75
Figura 5-22: Verificación distribución de dosis total, con film radiocrómicos (EBT-3) y film radiográficos (EDR-2) 75
Figura 5-23. Verificación distribución de dosis total, con film radiocrómicos (EBT-2 y EBT-3) y film radiográficos (EDR-2) 76
Figura 5-24 Verificación distribución de dosis total, con film radiográficos EDR-2 y film radiocromicos EBT3 76
Figura 5-25: Selección de puntos de registro entre distribuciones de dosis medida y calculada para campos individuales con modalidad IMRT S&S 77
Figura 5-26: Comparación entre distribución de dosis medida con film radiocrómico EBT3 y calculada para plan total de IMRT S&S de cáncer próstata (Índice gamma con Γ=3% y DTA=3mm) 78
Figura 5-27: Comparación entre distribución de dosis medida con film radiográfico EDR2 y calculada para plan total de IMRT S&S de cáncer próstata (Índice gamma con Γ=3% y DTA=3mm) 78
Figura 5-28: Comparación entre distribución de dosis medida con film radiocrómico EBT3 y calculada para plan total de IMRT S&S de cáncer próstata (Índice gamma con Γ=3% y DTA=3mm) 79
Figura 5-29. Comparación entre distribución de dosis medida con film radiográfico EDR2 y calculada para plan total de IMRT S&S de cáncer próstata (Índice gamma con Γ=3% y DTA=3mm) 79
Figura 5-30: Comparación entre distribución de dosis medida con film radiocrómico EBT3 y calculada para plan total de IMRT S&S de cáncer próstata (Índice gamma con Γ=3% y DTA=3mm) 80
Figura 5-31: Comparación entre distribución de dosis medida con film radiográfico EDR2 y calculada para plan total de IMRT S&S de cáncer próstata (Índice gamma con Γ=3% y DTA=3mm) 80
Figura 5-32: Comparación entre distribución de dosis medida con film radiocrómico EBT3 y calculada para plan total de IMRT S&S de cáncer próstata (Índice gamma con Γ=3% y DTA=3mm) 81
Figura 5-33. Comparación entre distribución de dosis medida con film radiográfico EDR2 y calculada para plan total de IMRT S&S de cáncer próstata (Índice gamma con Γ=3% y DTA=3mm) 81
Figura 5-34: Verificación distribución de dosis individual, con film radiocrómicos (EBT-3), film radiográficos (EDR-2) y arreglo bidimensional de cámaras de ionización 83
Figura 5-34: Verificación distribución de dosis individual, con film radiocrómicos (EBT-3), film radiográficos (EDR-2) y arreglo bidimensional de cámaras de ionización. 83
Figura 5-35. Verificación campos individuales, con arreglo de cámara PTW 729, film EBT3 y film x-omat-v 84
Figura 5-36. Verificación campos individuales mediciones con film y arreglo e cámaras de ionización. 84
Figura 5-37: Comparación entre distribución de dosis medida con film radiocrómico EBT3 y calculada para campos individuales de IMRT S&S de cáncer próstata (Índice gamma con Γ=5% y DTA=3mm) 85
Figura 5-38. Comparación entre distribución de dosis medida con film radiográfico X-Omat-V y calculada para campos individual de IMRT S&S de cáncer próstata (Índice gamma con Γ=3% y DTA=3mm). 85
Figura 5-39. Comparación entre distribución individual medida con arreglo bidimensional de camaras de ionizacion y calculada para campo de IMRT S&S de cáncer próstata (Índice gamma con Γ=5% y DTA=3mm). 86
Figura 5-40: Comparación entre distribución de dosis medida con film radiocrómico EBT3 y calculada para campos individual de IMRT S&S de cáncer cuello de útero (Índice gamma con Γ=5% y DTA=3mm) 86
Figura 5-41. Comparación entre distribución de dosis medida con film radiográfico EDR2 y calculada para campo individual de IMRT S&S de cáncer cuello de útero (Índice gamma con Γ=5% y DTA=3mm). 87
Figura 5-42. Comparación entre distribución individual medida con arreglo bidimensional de camaras de ionizacion y calculada para campo de IMRT S&S de cáncer cuello de utero (Índice gamma con Γ=3% y DTA=3mm). 87
Figura 5-43: Comparación entre distribución de dosis medida con film radiocrómico EBT3 y calculada para campo individual de IMRT S&S de cáncer C y C (Índice gamma con Γ=3% y DTA=3mm) 88
Figura 5-44. Comparación entre distribución de dosis medida con film radiográfico EDR2 y calculada para campos individual de IMRT S&S de cáncer C y C (Índice gamma con Γ=3% y DTA=3mm). 88

Tablas

Tabla 2-1. Modelos de film radiográficos, valores respuesta y saturación. 33
Tabla 3-1: Cámara de Ionización control de calidad en radioterapia 43
Tabla 4-1: valores de exposición a los film.....49
Tabla 4-2: Sistemas dosimétricos empleados en control de calidad IMRT S&S.....52
Tabla 4-3: Valores tolerancias establecidas en la verificación de dosis absoluta calculada y medida.53
Tabla 4-4 Niveles de aceptación para control de calidad paciente especifico en IMRT.....55
Tabla 4-5 Niveles de aceptación para campos individuales en QA paciente especifico en IMRT.....59
Tabla 5-1 Calculo de dosis a partir de mediciones con la cámara para los film radiocrómicos y radiograficos 61
Tabla 5-2 : Análisis de ajuste de la función polinomio para las curvas obtenidas.....63
Tabla 5-3 Parámetros de ajuste de las funciones polinomio 2 y polinomio 3, con su desviación estandar 64
Tabla 5-4: Comparación entre dosis medida y calculada con algoritmo de cálculo de PB y MC.....71
Tabla 5-5 Verificación de dosis en un punto para plan de IMRT con cámara de ionización para cáncer de próstata.....73
Tabla 5-6: Verificación de dosis en un punto para plan de IMRT con cámara de ionización para cáncer C y C 74
Tabla 5-7: Comparación patología de referencia en la medición de dosis en un punto para plan total de IMRT.....74
Tabla 5-8: Análisis por patología para distribución de dosis en instituto privado de radioterapia - Fundación Marie Curie con film radiográficos y film radiocromicos. 82

Introducción

En las últimas décadas se ha generado un incremento en el uso de radioterapia por intensidad modulada (IMRT), esta técnica permite en la práctica clínica mecanismos de planificación y entrega de los haces de radiación de intensidad variable sin la restricción de uniformidad. Con esta técnica es posible la generación de distribuciones de dosis con regiones de alta dosis y de bajo gradiente con curvaturas cóncavas o convexas, mejorando la conformación a los volúmenes de tratamiento.

Con la IMRT se permiten en muchas condiciones clínicas una mayor protección de los órganos a riesgo (OAR), disminuyendo la toxicidad de los tratamientos de radioterapia, permitiendo un aumento de dosis al volumen de tratamiento. Esta modalidad de tratamiento requiere un procedimiento de control de calidad paciente específico para cada plan el cual debe ser ejecutado antes de la entrega del mismo. El control de calidad es realizado en un fantoma e incluye típicamente la verificación de la dosis absoluta total, distribuciones de dosis totales y distribuciones de dosis de cada campo de tratamiento. Las mediciones experimentales son comparadas con el cálculo de la dosis realizado por el sistema de planificación de tratamientos (TPS).

El objetivo de este trabajo es realizar una comparación del control de calidad de tratamientos de IMRT con MLC para distribuciones de dosis individuales y totales mediante film radiocrómicos, film radiográficos y arreglo bidimensional de cámaras de ionización.

Este trabajo se ha organizado en cinco capítulos: el capítulo 1, entrega una visión general de la radioterapia por intensidad modulada, en el capítulo 2 se describen cantidades radiométricas y dosimétricas asociadas a los campo de radiación, en el capítulo 3 se detallan los materiales empleados, en el capítulo 4 mostramos los procedimientos empleados para el QA pacientes específico y el comisionamiento de cada sistema dosimétrico, en el capítulo 5 se muestran, se analizan y se discuten los resultados obtenidos, finalmente se muestran las conclusiones.

Capítulo 1

DESCRIPCIÓN GENERAL

1.1. LA RADIOTERAPIA POR INTENSIDAD MODULADA

La radioterapia es una disciplina medica que aprovecha los efectos biológicos de la radiaciones ionizantes (RI) para tratar enfermedades relacionadas a la proliferación anómala de células, entre ellas predominan el cáncer. La magnitud que permite cuantificar la energía depositada en el tejido por RI es la **dosis absorbida** y la distribución de esta magnitud en el tejido tumoral y su entorno, es determinante para el desarrollo de un tratamiento.

Al hacer incidir de manera directa haces de radiación sobre un volumen de tratamiento, también son irradiados los tejidos normales. Estos deben recibir la menor dosis posible para evitar la ocurrencia de daños en los mismos. Actualmente la radioterapia cuenta con diferentes modalidades que permiten irradiar menor cantidad de volumen sano con la menor dosis, logrando así la posibilidad de aumentar las dosis a volúmenes tumorales, lo que posibilita un aumento en el control tumoral (TCP - Probabilidad de Control Tumoral) y una menor probabilidad de efectos colaterales en tejidos sanos (NTCP - Probabilidad de Complicaciones en Tejidos Normales) (Ver fig. 1-1).

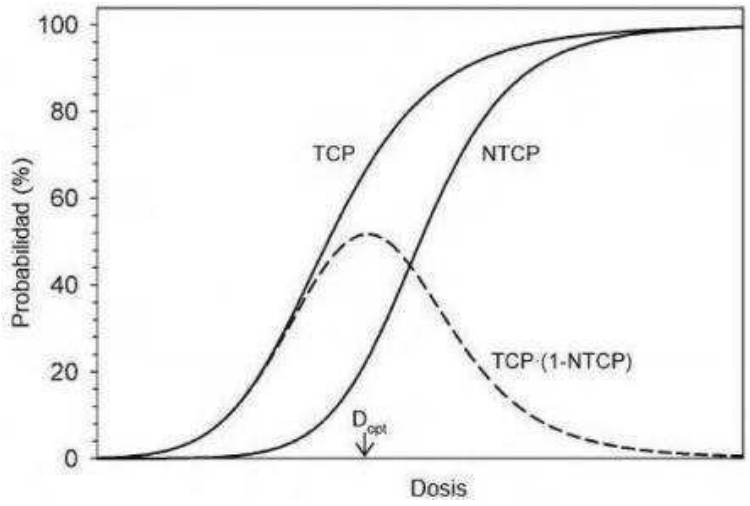


Figura 1-1. Curva dosis-respuesta que muestra la probabilidad del control tumoral (TCP) y probabilidad de complicaciones en tejidos normales (NTCP). La máxima probabilidad de control tumoral con mínimas complicaciones al tejido normal de indica como D_{opt}

La radioterapia de intensidad modulada (IMRT) desarrollada en las últimas dos décadas permite obtener mejores distribuciones de dosis incrementando la relación entre la dosis al volumen blanco y la protección de los OAR.

Las bases de la radioterapia por intensidad modulada se encuentran en la radioterapia conformada tridimensional, en la IMRT la fluencia de fotones varia de manera controlada a través del haz de radiación, a diferencia de los métodos convencionales donde la fluencia de fotones es constante. Con IMRT se pueden lograr distribuciones de dosis con regiones de alta dosis y bajo gradientes con formas cóncavas brindando en algunos casos mejores soluciones dosimétricas que la radioterapia conformada. Si bien el uso de modulación de intensidad no elimina la irradiación de estructuras criticas (OAR's), se limitan las dosis a tejidos que están dentro de la trayectoria del haz disminuyendo la toxicidad de los tratamientos de radioterapia, esto logra una mejora a la modalidad de radioterapia conformada tridimensional (3D-CRT). La figura 1-2 muestra esquemáticamente las diferencias entre ambas modalidades de tratamiento.

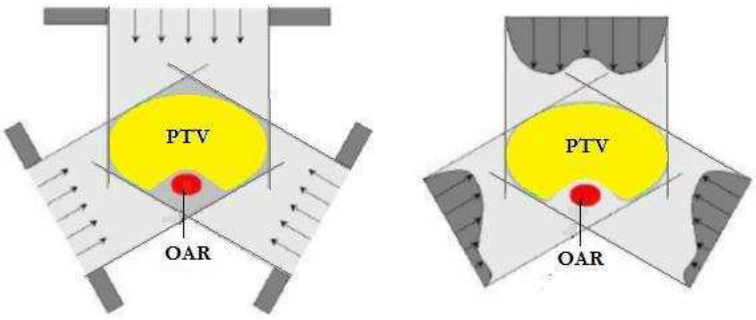


Figura 1-2. Esquema de la distribución de fluencia y forma que adopta la dosis en 3D-CRT (izquierda) e IMRT (derecha).

1.2. TÉCNICAS DE ENTREGA DE HACES CON IMRT

Existen diferentes formas de modular el haz de radiación. Esto puede ser realizado mediante el uso un MLC o filtros compensadores. IMRT con MLC puede ser entregado en modalidad de pasos (IMRT Step and Shoot o S&S) o dinámico (IMRT Sliding Windows o dMLC). En el caso de utilizar MLC los haces de radiación pueden ser entregados gantry fijo o mediante arcos. En la figura 1-3 podemos observar las diferentes formas de IMRT [**2**].

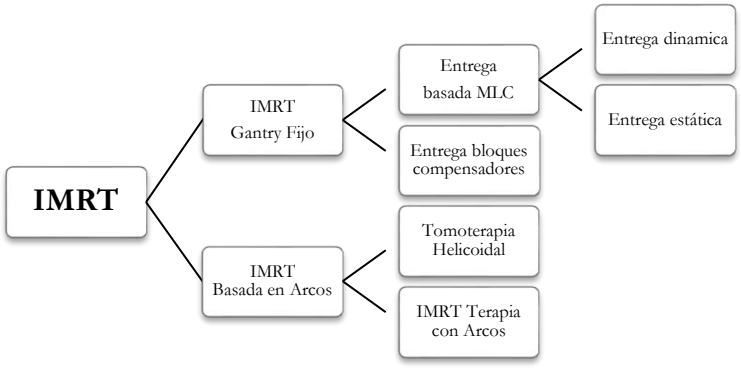


Figura 1-3 Modos de entrega de Radioterapia de Intensidad Modulada

1.2.1. IMRT con Bloques Compensadores

Esta modalidad consiste en la utilización de una pieza metálica llamada compensador cuyos espesores varían con la posición del haz dentro del campo (Fig. 1-4(a)). En principio, si se requiere una fluencia I(x,y) y la fluencia no atenuada es I_0, entonces el espesor d necesario para atenuar en ese punto está dado por la ecuación:

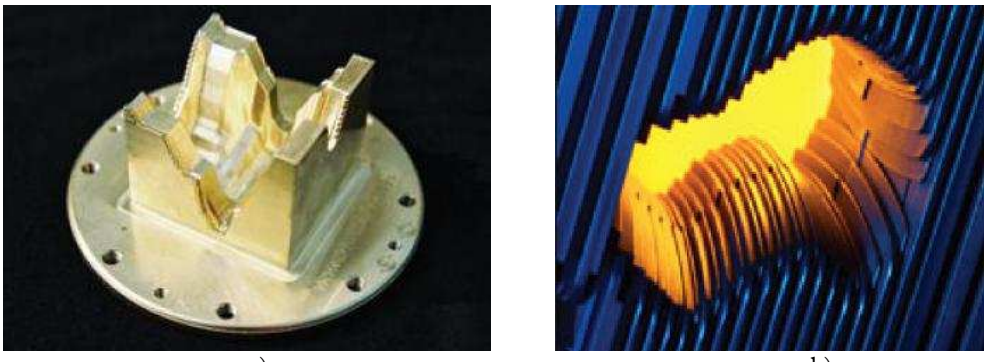
$$d = \left({}^{1}/_{\mu}\right) ln\left({}^{I_0}/_{I(x,y)}\right) \qquad (1.1)$$

Donde μ es el coeficiente de atenuación efectivo apropiado para el espectro del haz y el material del compensador[1] empleado [**4**]. De acuerdo a esto podemos decir que existen puntos desfavorables para su uso:

- Para cada uno de los campos en un tratamiento se requiere un compensador individual, lo cual es no muy práctico dada la cantidad de trabajo.
- Los compensadores deben fijarse en el soporte asignado del acelerador lineal y deben cambiarse en cada uno de los campos que requiere el tratamiento.
- Se debe considerar la divergencia del haz de radiación para obtener la distribución correcta de la intensidad.
- Se debe considerar que la elaboración de un compensador requiere de un equipamiento específico como una maquina fresadora para la fabricación de los moldes, horno para fundir el material del compensador y un software específico para desarrollar el proceso.

Sin embargo el uso de compensadores ofrece ventajas:

- No existe transmisión intralaminas (Fig. 1-4(b)),
- Disminución en los tiempos de tratamiento.
- Menores controles de calidad



a) b)

Figura 1-4. Formas de modular el haz a) filtros compensador b) Colimador multilámina.

[1] Cerrobend es una aleación de 50% Bi, 26,7% Pb, 13,3% Sn y 10% Cd en peso. Su punto de fusión es de 70°C (158 °F), toxico al momento de fundirlo por el contenido de Pb y Cd.

1.2.2. IMRT Step and Shoot (S&S)

La IMRT S&S es una técnica de irradiación que consiste en el empleo de un haz modulado, este haz está dividido en subcampos formados por posiciones estáticas de las multilaminas denominados segmentos cada uno con intensidad uniforme Ezzell et al y Galvin et al [**5**], mientras las hojas se muevan la intensidad de radiación cesa. Estos tratamientos son creados por el TPS, el compuesto de la dosis total administrada por todos los segmentos crea un campo de intensidad modulada tal como se ha planeado (Fig. 1-5).

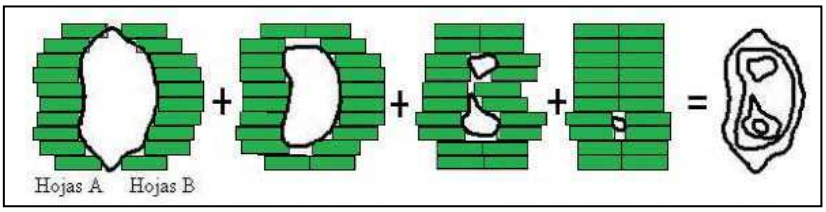


Figura 1-5. Método de modulación de intensidad por multilaminas step and shoop

El perfil de intensidad final es una combinación de las dosis entregadas por cada subcampo, este tendrá una resolución espacial discreta determinada por el ancho de la lámina y el paso de movimiento de las láminas, el mínimo elemento conformado por el MLC es denominado beamlet. La cantidad de niveles de intensidad está directamente relacionado con el número de segmentos que forma cada campo (figura 1-6).

En la práctica de la IMRT S&S la posición de las láminas, las UM y la cantidad de radiación para cada segmento son controladas por una computadora, cada segmento es verificado en forma independiente por el sistema registro y verificación (R&V).

La IMRT S&S emplea un secuenciador para generar la conversión de un patrón continuo de niveles de intensidad en un patrón discreto, es decir, es el encargado de generar el número de segmentos necesarios para obtener la mejor aproximación a una fluencia continua, que dependerán de la cantidad niveles de intensidad, de la complejidad de la fluencia, el tiempo de irradiación y de la distancia recorrida por las láminas.

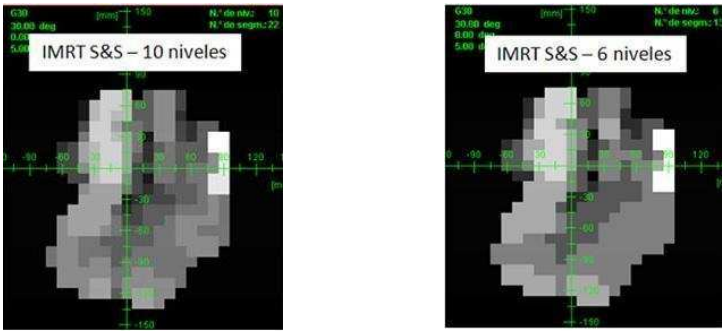


Figura 1-6: Patrón de intensidad de IMRT S&S, con 6 y 10 niveles de intensidad, la figura de la izquierda posee el beamlet de la 10x10mm² para un MLC de ancho de lámina de 10mm y pasos de 10mm.

En la figura 1-7 se muestra la entrega de un perfil de intensidad modulada usando IMRT S&S para un par de láminas enfrentadas en ejes cartesianos. En eje de las abscisas corresponde a la distancia de desplazamiento y el eje de las ordenadas el tiempo de irradiación. Las línea punteada muestra la trayectorias de la lámina izquierda y la lámina

derecha, los segmentos horizontales son el tiempo de parada en el cual las hojas se están moviendo hasta la posición predefinida ($\Delta x>0$), mientras el haz esta desactivado ($\Delta T=0$) y a esta fase la llamamos step. Por otro lado en los segmentos verticales (fase shoot) corresponden a los pasos en que el equipo irradia y las láminas no se mueven ($\Delta x=0$) y la radiación está siendo liberada ($\Delta T=0$). Las hojas se pueden mover de izquierda a derecha de manera simultánea durante el tiempo de parada hasta localizar nuevas posiciones [**6**].

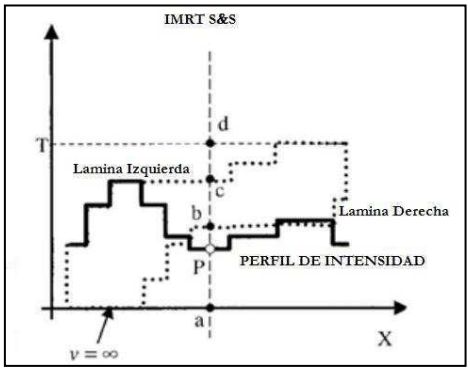


Figura 1-7 Representación esquemática del movimiento de un par de láminas usando la técnica de IMRT S&S.

De la figura 1-7 se observar que en punto *p* recibe radiación cuando el extremo de la hoja derecha pasa este (punto *b*), y continua recibiendo radiación hasta que el extremo de la hoja izquierda bloquee el haz (punto *c*). La línea solida representa la intensidad de haz integrada a todos los puntos por debajo de la franja de tejido tratada por este par de hojas.

La discretización de patrones de intensidad continuos generada en un tratamiento de IMRT S&S podría conducir a una degradación de la distribución de dosis final, efecto que debe ser analizado en relación a la cantidad de niveles de intensidad y resolución espacial de los beamlets.

1.2.3. IMRT Sliding Windows (dMLC)

La IMRT dMLC consiste en entrega de un haz modulado mediante la modificación continua de la posición del MLC durante la irradiación [**7**] (ver Fig. 1-8), la fluencia generada puede aproximarse por pequeños beamlets de resolución espacial discreta dado por el ancho de las láminas (ver Fig. 1-9a). El movimiento de las láminas es controlado por una computadora, el sincronismo entre las posiciones de las láminas y UM acumuladas es muy importante IMRT dMLC con respecto a las UM entregadas y tasa de dosis.

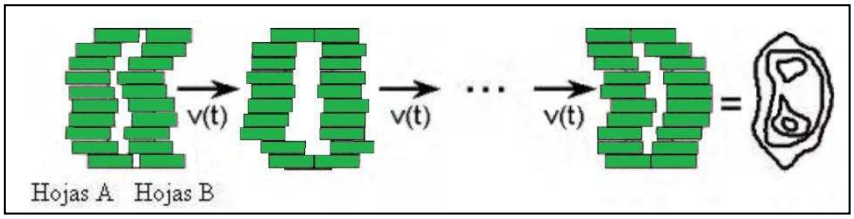
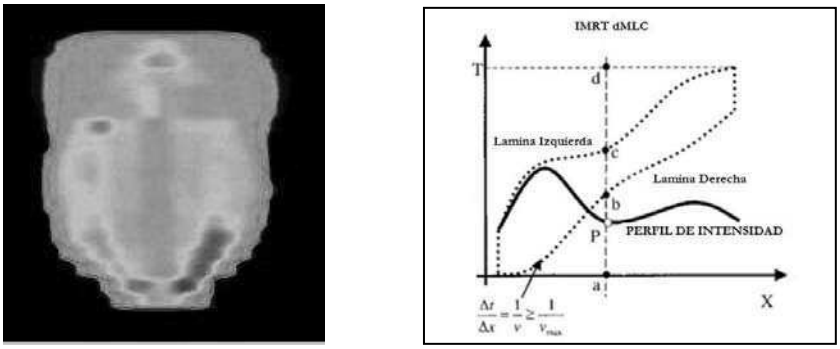


Figura 1-8. Método de modulación de intensidad por multilaminas DMLC.

En la figura 1-9 (b) se muestran el perfil de intensidad obtenido con IMRT dMLC. Las líneas punteadas representan la posición de un par de hojas de bancos opuestos (eje x)

como una función de encendido del haz (eje y). El punto p empieza a recibir radiación cuando el extremo de la hoja derecha pasa el punto b y continúa recibiendo radiación hasta que el extremo de la izquierda bloquea el haz cuando la hoja izquierda llega al punto c.

Extendiendo este concepto a múltiples pares de hojas, cualquier patrón de intensidad modulada puede ser producido diseñando la secuencia de la posiciones de las hojas. Sin embargo en la práctica no todos los perfiles de intensidad son exactamente realizables debido a las limitaciones del movimiento de las hojas impuestas por el diseño del MLC y la tasa de dosis del equipo.



a) *b)*

Figura 1-9 a) Representación esquemática de entrega de un perfil usando la técnica IMRT dMLC. b) Patrón de intensidad IMRT dMLC tiene resolución espacial discreta en la dirección perpendicular al movimiento de las MLC.

El principio de la colimación dinámica está ilustrado en la figura 1.8 (a) Supongamos un par de hojas que definen una apertura, tomando que la hoja izquierda se desplaza con velocidad V_L y la lámina derecha con velocidad V_R. El haz modulado 2D es creado por un conjunto de haces modulados 1D, cada uno creado por un par de hojas, entonces si nos referimos a un par de hojas, la intensidad primaria en x esta dad por:

$$I(x) = t_L(x) - t_R(x) \qquad (1.2)$$

Donde $t_L(x)$ es el tiempo en que la hoja izquierda llega a la posición x y $t_R(x)$ es el tiempo en que la hoja derecha llega a x. Aquí la intensidad y el tiempo están en las mismas unidades ya que hay proporcionalidad por un factor de salida en la máquina, diferenciando:

$$\frac{dI(x)}{dx} = \frac{1}{V_L(x)} - \frac{1}{V_R(x)} \qquad (1.3)$$

Para minimizar el tiempo total de tratamiento, la solución óptima es mover la más rápida de las hojas a la máxima velocidad V_{max} y modular la intensidad con la hoja más lenta. Si el gradiente del perfil $dI(x)/dx$ es cero, de acuerdo a la ecuación (1.3), las dos velocidades deberían ser iguales y con un valor de V_{max}. Si el gradiente es positivo la velocidad de la hoja derecha es más alta que la dela hoja izquierda y llevaría a un valor de V_{max}. Si el gradiente es negativo entonces la velocidad de la hoja izquierda se ajusta a V_{max}. Una vez la velocidad de la hoja más rápida es ajustada a V_{max}, la velocidad de la hoja más lenta puede determinarse a partir de la ecuación (1.3), esto es:

$$\left.\begin{array}{c} V_R(x) = V_{max} \\ V_L(x) = \frac{V_{max}}{1+V_{max}(dI(x)/dx)} \end{array}\right\} \; cuando \; \frac{dI(x)}{dx} \geq 0$$

$$\left.\begin{array}{c} V_L(x) = V_{max} \\ V_R(x) = \frac{V_{max}}{1+V_{max}(dI(x)/dx)} \end{array}\right\} \; cuando \; \frac{dI(x)}{dx} < 0$$

1.3. PLANIFICACIÓN DIRECTA E INVERSA

La radioterapia conformada 3D (3DCRT) utiliza haces de radiación con intensidad uniforme o haces con intensidad modificada monótonamente en una o dos direcciones mediante el uso de atenuadores en cuña. El proceso de la planificación de tratamientos de 3DCRT, ver Figura 1-10, comienza con la adquisición de imágenes del paciente, definición de volúmenes de tratamiento, elección de haces de irradiación (direcciones, formas, pesos, atenuadores en cuña, etc.) y cálculo de la distribución de dosis final. La distribución de dosis resultante es analizada utilizando diversas herramientas en particular mediante los Histogramas Dosis Volumen (HDV).

Figura 1-10. Proceso de planificación de tratamientos de 3D CRT.

La planificación de tratamientos en IMRT puede ser realizada en forma directa o inversa, La planificación directa utiliza una metodología similar a la empleada en la planificación de tratamientos de 3DCRT. En este método, quien planifica establece las direcciones de los haces, sus formas y pesos; y a partir de allí un programa de computación calcula la distribución de la dosis final. En la IMRT por planificación directa, cada incidencia resulta en la superposición de diversos segmentos con variadas intensidades dependiendo del peso de cada uno de ellos. La forma de cada segmento corresponde a la irradiación de una porción de la proyección del volumen de tratamiento. La optimización es manual a partir de modificar la intensidad, los pesos, las formas y las incidencias de los campos. Si los objetivos de dosis volumen no son satisfechos las variables antes señaladas son ajustadas basadas en la experiencia del operador. El resultado de la planificación es altamente dependiente de quien realiza la misma además de contar con una limitada cantidad de niveles de intensidad. Esta modalidad de tratamiento genera por lo general distribuciones de dosis homogéneas dentro del volumen de tratamiento, es simple y eficiente pero sus limitados grados de libertad impiden muchas veces cumplir con las restricciones dosis volumen correspondientes al objetivo del tratamiento si los volúmenes involucrados y sus tolerancias dosimétricas son medianamente complejas.

Un paso más hacia la planificación inversa consiste en la generación semiautomática de los segmentos, basados en la proyección del Volumen Blanco de Planificación (PTV) y/o OAR o curvas de isodosis sobre el punto de vista del haz (BEV). El ajuste de los pesos de cada segmento puede ser manual o mediante un sistema computacional. Mediante esta modalidad se obtiene por lo general planes simples de IMRT, con pocos segmentos y bajas

cantidad de unidades de monitor del acelerador (UM). Las fluencias obtenidas son por lo general intuitivas ya que reflejan baja intensidad en la proyección de los OAR.

El proceso de planificación inversa comparte con la 3DCRT la obtención de las imágenes, realización de contornos y ubicación de haces. A partir de allí el operador elije las restricciones de volumen y limites de dosis al PTV y a los OAR. Luego un sistema computacional mediante un algoritmo iterativo determina las distribuciones de intensidad de cada uno de los haces para producir una distribución de dosis que se aproxime a la deseada (ver Fig. 1-11).

Figura 1-11. Proceso de planificación inversa de tratamientos.

El optimizador divide primeramente cada haz en pequeños pixeles ("beamlets") y ajusta la intensidad de cada uno de ellos con la finalidad de lograr el objetivo propuesto. Este debería incluir la finalidad clínica de la planificación idealmente basado en criterios biológicos de maximizar la probabilidad de control tumoral (TCP) y minimización de las probabilidades e complicaciones en tejidos normales (NTCP). Sin embargo dado que los modelos radiobiológicos que permiten predecir el resultado de un tratamiento a partir de una distribución de dosis tienen muchas limitaciones y no son aun ampliamente aceptados, es que la función objetivo estará basada en cantidades físicas medibles y bien definidas como son la dosis y el volumen.

1.4. FUNCIÓN OBJETIVO

La función objetivo basada en parámetros físicos de dosis y volumen debe incluir la dosis deseada o prescripta al PTV, términos que cuantifiquen la homogeneidad de la dosis, la dosis máxima y restricciones dosis-volumen a los OAR.

Este objetivo del plan es dirigido al PTV y OAR de manera distinta. En el caso del PTV el objetivo es la obtención de una dosis prescripta (D_{presc}) con un cierto rango aceptable de inhomogeneidad en la dosis, entre un valor mínimo (D_{min}) y un valor máximo (D_{max}). Si consideramos que un cierto volumen está compuesto por una suma de elementos de volúmenes (voxels) entonces podemos expresar la función objetivo para un PTV de la siguiente forma:

$$F_{ptv} = \frac{1}{N_t}\left[\sum_{i=1}^{N_i}(D_i - D_{presc})^2 + w_{t,min}\cdot\sum_{i=1}^{N_i}(D_i - D_{min})^2 + w_{t,max}\cdot\sum_{i=1}^{N_i}(D_i - D_{max})^2\right] \qquad (1.4)$$

Donde N_t es el número total de voxels en el volumen de tratamiento, D_i es la dosis en el voxel i como función de la intensidad del elemento del haz y $w_{t,min}$ y $w_{t,max}$ representan penalidades numéricas relativas (factores de peso) asociadas a la dosis máxima y mínima (ver Figura 1-12). La función objetivo es entonces una suma cuadrática

(independizándonos de esta forma del signo de la diferencia) sobre todos los elementos del PTV. Esta función objeto es una evaluación cuantitativa de la calidad del plan.

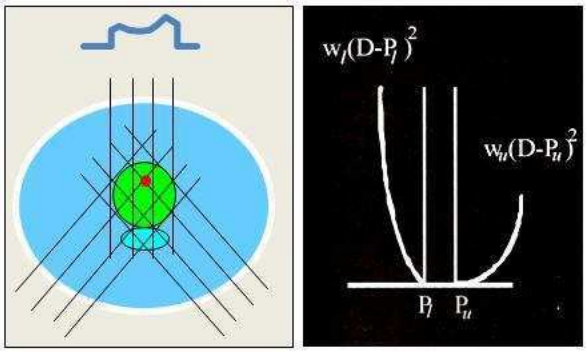


Figura 1-12. Izquierda: voxels formando un volumen blanco y haces de radiación compuesto por mini haces (pencil beams). Derecha: funciones de costo para D_{min} *y* D_{max}.

La diferencia en la forma de los brazos de esta función refleja la mayor importancia aplicada a entregar un mínimo de dosis en el PTV necesaria para eliminar células cancerosas, en comparación a sobredosar estas células por encima del valor máximo establecido.

La función objeto para un OAR se puede expresar como la indicada en la ecuación 1-4. Donde N_{OAR} es el número total de voxels en el OAR, Di es la dosis en el voxel *i* como función de la intensidad del elemento del haz y $w_{OAR,max}$ y $w_{OAR,dv}$ son penalidades relativas (factores de peso) asociadas a la dosis máxima y a un porcentaje de volumen especifico, ver Figura 1-13.

$$F_{ptv} = \frac{1}{N_t}\left[\sum_{i=1}^{N_i}(D_i - D_{presc})^2 + w_{t,min}\cdot\sum_{i=1}^{N_i}(D_i - D_{min})^2 + w_{t,max}\cdot\sum_{i=1}^{N_i}(D_i - D_{max})^2\right] \qquad (1.5)$$

Esta función es una suma cuadrática de un primer término que corresponde a una restricción sobre la dosis máxima la cual tiene especial sentido en el caso de aquellos OAR tipo seriales donde las complicaciones están relacionadas al valor de D_{max}. El segundo término corresponde a restricciones porcentaje de volumen que pueden recibir una determinada dosis especialmente importante para los OAR tipo paralelas.

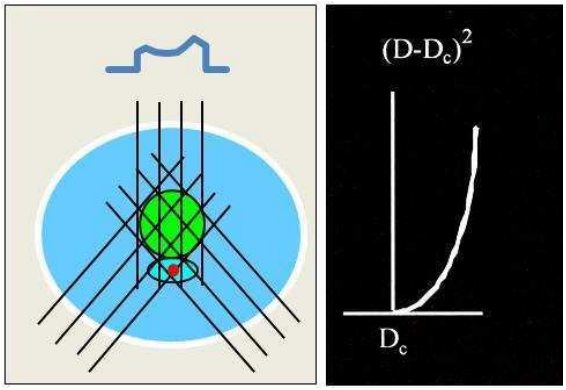


Figura 1-13. Izquierda: voxels formando un OAR y haces de radiación formado por mini haces (pencil beams). Derecha: función de costo para calcular la penalización en un OAR.

La solución al problema de optimización consistirá en encontrar el mínimo de las funciones objeto (Ec. 1.4 y 1.5) mediante la obtención de adecuados valores de intensidad de cada uno de los mini haces que componen los haces de radiación. La minimización de las funciones objeto puede ser realizada mediante la utilización de métodos estocásticos ("simulating annealing") o de dirección de búsqueda aleatoria donde dentro del proceso de optimización es posible aceptar valores de la función objeto mayores con la finalidad de obtener el mínimo global de la función. Sin embargo estos métodos son muy lentos y por lo general se utilizan métodos determinísticos como el método del gradiente los cuales que convergen rápidamente a una solución.

La optimización de un plan tiene que balancear el cumplimiento de ambas funciones objeto (Ec. 1.4 y 1.5) lo cual crea una competencia ente la adecuada cobertura de dosis al volumen blanco y la protección de los OAR.

En la práctica las restricciones dosis sobre el PTV, requiere la introducción de un valor de dosis mínima y dosis máxima con sus correspondientes ponderaciones en el sistema de planificación de tratamientos (TPS), ver Figura 1-14.

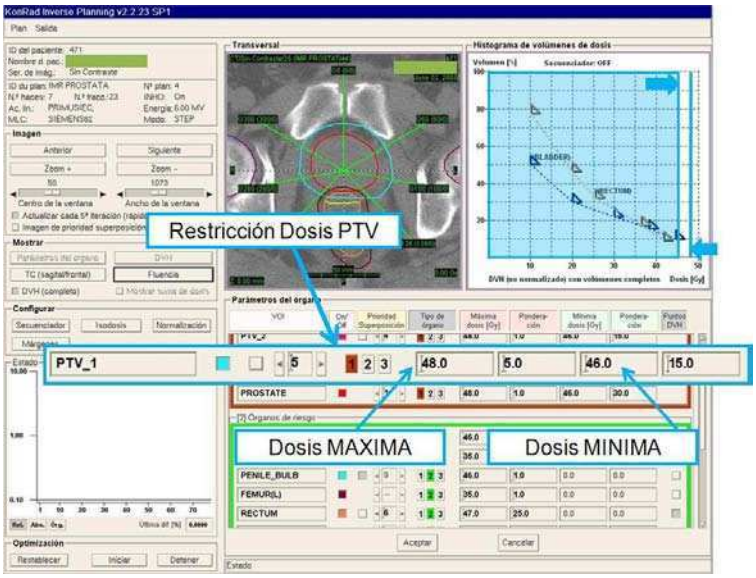


Figura 1-14. Selección de restricciones dosis volumen sobre el PTV en el TPS KonRAD, Siemens.

De la misma forma las restricciones de dosis sobre los OAR requieren establecer una dosis máxima (importante para OAR tipo serie) con su ponderación y restricciones de dosis sobre porcentajes del volúmenes (importante para OAR tipo paralelo), ver Figura 1-15.

Durante el proceso de optimización de la intensidad de haces en las IMRT es posible considerar ciertas consideraciones básicas las cuales permiten obtener soluciones adecuadas para encontrar el mínimo de una función objeto, las mismas establecen que:

- Las funciones objeto simples no tienen mínimos locales
- La selección de un buen punto de partida cerca al mínimo global evita quedar atrapado en mínimos locales
- La selección de un buen punto de partida permite que el valor de la función objeto en mínimos locales no difiera mucho del valor de la función en el mínimo global.

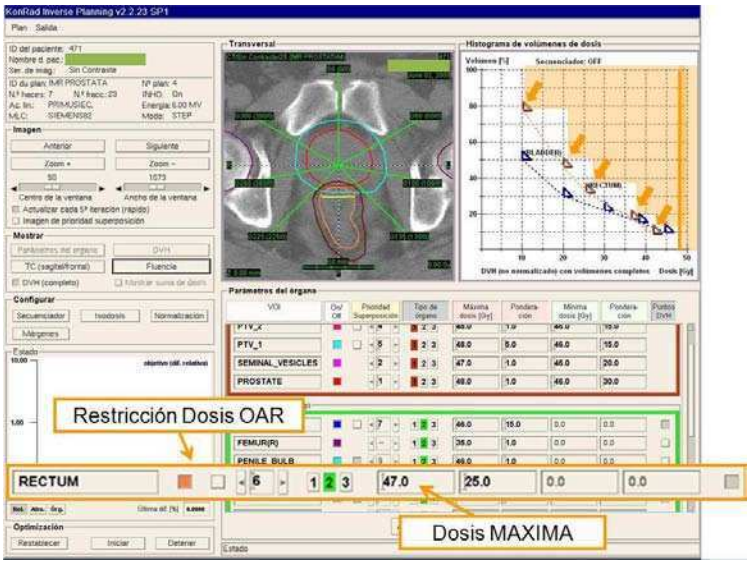


Figura 1-15. Determinación de restricciones dosis volumen sobre el OAR en el TPS KonRAD, Siemens.

Si los objetivos dosis volumen requeridos son imposible de alcanzar el plan resultante carecerá de la adecuada calidad. La realización de planificaciones inversas requiere que el operador desarrolle una relación entre restricciones dosis volumen y distribuciones de dosis resultantes, lo cual es dependiente del sistema. Este proceso de aprendizaje es, en la práctica, menos intuitivo que la planificación directa o la planificación inversa basada en aperturas. El sistema computacional que comanda el proceso de planificación inversa se conoce con el nombre de sistema de optimización.

1.5. GARANTÍA DE CALIDAD EN IMRT

El control de calidad de planificaciones 3DCRT se basa típicamente en la evaluación de parámetros individuales del sistema. Para esta técnica, no es necesario realizar controles específicos para cada paciente, esto quiere decir que una vez que el sistema es comisionado, los chequeos periódicos del sistema van a garantizar que todos los pacientes sean tratados correctamente dentro de los límites de tolerancia establecidos.

La utilización de IMRT en la práctica clínica se ha incrementado en los últimos años debido a la posibilidad de aumentar la dosis en el tumor manteniendo la dosis en los tejidos sanos vecinos dentro de los límites de dosis de tolerancias. El resultado de cada planificación produce como resultado un conjunto de complejos haces de intensidad modulada, que incluyen pequeños haces, irregulares y fuera de eje, donde es dificultoso predecir la dosis de cada uno. Estas características especiales de los haces obliga a que la fluencia de los mismos deban ser verificadas para garantizar que la dosis planificada a un paciente sea la que se desea entregar. La garantía de calidad de estos tratamientos juega un rol crítico en la planificación y entrega de un tratamiento de IMRT, sin embargo no existe aún un consenso general sobre que debe ser controlado en un tratamiento de IMRT [(104)] de allí que cada Institución adopta protocolos acorde a su equipamiento, posibilidades y conocimiento del tema. IMRT requiere la verificación combinada de parámetros relacionados con la fase de planificación y entrega del tratamiento.

Con la introducción de IMRT la comunidad de físicos del mundo comenzó a realizar verificaciones más exhaustivas en 2D y 3D. El concepto de verificación para IMRT fue introducido por *Burman et al* [**9**] la cual incluía una verificación de cálculo independiente, verificación de secuencia de láminas, verificación de posición inicial y final de láminas, comparación de distribución de dosis en fantoma plano y dosimetría in vivo. Este concepto implicó que una verificación paciente especifico es requerida para IMRT y que cada plan debería ser chequeado antes de ser entregado al paciente. Independientemente de la estrategia utilizada en el control paciente específico de un plan de IMRT está claro que de acuerdo a la práctica clínica el control debe ser exacto y reproducible en una manera rápida y fácil de realizar. En términos generales el programa presenta dos mecanismos: uno es un control de calidad *maquina específico* y otro control de calidad *paciente especifico*.

El primero *maquina especifico* pretende verificar el correcto funcionamiento del equipo de tratamiento, así como del colimador multihojas, dentro de las pruebas se encuentran: Precisión en el posicionamiento y velocidad de las hojas, características físicas del colimador multihojas, tales como la transmisión inter e intra hojas, penumbra, efecto de la forma del borde de la hoja y el efecto tongue and groove, comportamiento del acelerador ante la entrega de pequeñas unidades monitor.

El segundo *paciente específico* en IMRT busca verificar la correcta entrega del tratamiento antes de la ejecución del mismo en el paciente encontrando diferencias entre lo planificado y lo medido, para ello se tienen diferentes sistemas dosimétricos redundantes e independientes [**10**]. En este trabajo se analiza éste control de calidad, para este propósito se debe tener en cuenta lo siguiente:

- **En primer lugar**: La IMRT consiste en la adición de muchos campos pequeños entregados mediante el posicionamiento preciso de la MLC, y el sistema de planificación de tratamiento puede tener dificultades para modelar con precisión este tipo de complejidad. El QA paciente específico asegura que el sistema de planificación se ha calculado con exactitud la dosis para el tratamiento previsto.
- **En segundo lugar**: Verifica que la gran cantidad de datos involucrados en el tratamiento ha sido fielmente trasferida desde el sistema de planificación de tratamiento para el registro de verificación del sistema.
- **El tercer lugar**: Asegura que el sistema de entrega es capaz de ejecutar los campos tal como estaba previsto [**11**].

1.6. PROCESO DE QA IMRT PACIENTE ESPECÍFICO

El control de calidad paciente especifico adoptado en la institución para IMRT incluye una verificación de dosis absoluta y verificación de distribución de dosis.

En este trabajo el QA IMRT se realiza una verificación de la distribución de dosis sobre un fantoma y el chequeo de la dosis absoluta en un punto por medio de un sistema independiente con diferentes sistemas dosimétricos. Esta verificación permite validar (o negar) las superposiones realizadas por el sistema de planeación en el cálculo de la distribución de dosis [**12**]. Además, el proceso también proporciona una forma de verificar que los datos se transfieren con éxito desde el TPS a la unidad de tratamiento y que el tratamiento puede ser entregado como estaba previsto.

La comparación entre las mediciones y el TPS son sometidos a criterios de aceptación establecidos por el protocolo implementado por la institución.

1.6.1. Dosimetría Absoluta del Plan de Tratamiento, Punto de Análisis de IMRT:

Para la dosimetría absoluta, se compara la dosis obtenida en un punto en sistema de planificación (TPS) y la obtenida con un sistema dosimétrico (electrómetro - cámara). La diferencia porcentual entre la dosis calculadas y medido, si la diferencia se encuentra dentro de un umbral predeterminado (3%, por ejemplo). La dosis en un punto se analizó mediante la siguiente formula:

$$\%_{diff} = \frac{(D_{medida} - D_{calculada}) * 100}{D_{calculada}} \quad (1.6)$$

Donde $D_{calculada}$, D_{medida} y $D_{prescrita}$ son las dosis calculada, medida y prescrita, respectivamente.

1.6.2. Análisis distribución de dosis de IMRT (ÍNDICE GAMMA (γ))

Para comparar la correspondencia entre distribuciones de dosis medida en un plano y las distribuciones de dosis calculada por el TPS, existen técnicas que predicen las discrepancias de acuerdo a los criterios de aceptación. Por ejemplo, la comparación de curvas de isodosis en un plano a una profundidad dada permite analizar cualitativamente la concordancia aproximada entre dos distribuciones de dosis.

Una forma de cuantificar la similitud entre dos distribuciones es analizar la diferencia de dosis obtenida para cada posición en la región examinada, esto es, si denominamos D' a la distribución a comparar con la distribución de referencia D en la posición (x,y,z), tenemos [**28**]:

$$\Delta D(x,y,z) = D(x,y,z) - D'(x,y,z) \quad (1.7)$$

Valores de D mayores a D' indicarían que existen una sobredosis en esa posición, o D menores muestran un subdosaje. Al evaluar cada posición dentro de la región examinada se puede obtener una distribución de diferencias de dosis e identificar las regiones de sobredosis o subdosaje. Sin embargo, analizar diferencias de dosis no es suficiente: un pequeño desplazamiento de distribuciones puede llevar a grandes valores de ΔD. Para sobrepasar esta obstáculo se emplea un análisis basado en la distancia entre puntos que presentan el mismo valor de dosis en la distribución de referencia y la distribución a analizar, este criterio es conocido como el DTA por sus siglas en ingle (distance to agreement). Si los puntos se encuentran dentro de un radio de tolerancia, pasan el criterio de aceptación, de lo contrario (fallan). Algunos autores sugieren la utilización de ambos análisis: la evaluación de diferencia de dosis en las regiones donde las distribuciones presentan bajo gradiente y el análisis de DTA e las regiones de alto gradiente. Las regiones que falla ambos análisis con criterios preestablecidos pueden ser identificadas en la distribución.

En busca de unificar ambos criterios en una sola medida cuantitativa, Low et ál [7], introdujo el concepto de Gamma-index (ecuación (1.8)). La función (Γ) determina punto a punto la distancia espacial de a distribución de referencia (TPS) y la distribución medida. Las distancias espaciales y las diferencias de dosis son normalizadas por los criterios de aceptación (valor de tolerancias) correspondientes a cada una.

En este sentido, la funciona gamma index es la mínima distancia Euclidiana en el espacio dosis-distancia normalizadas entre un punto de la distribución de referencia y los de la distribución bajo el análisis:

$$\gamma_{D_T D_R}(x) = min_y \left\{ \sqrt{\frac{(x-y)^2}{\delta^2} + \frac{(D_T(x) - D_R(y))^2}{\Delta D^2}} \right\} \qquad (1.8)$$

Visto de otra manera, la ecuación $\gamma_{D_T D_R}(x) = 1$ forma un elipsoide en el espacio dosis-distancia centrada en el punto de la distribución *x* bajo análisis. Si algún punto de la distribución de referencia cae dentro de este elipsoide, el punto x pasa el método de gamma-index, de lo contrario, falla. La figura 1-16 muestra una representación del método para el caso de distribuciones planares.

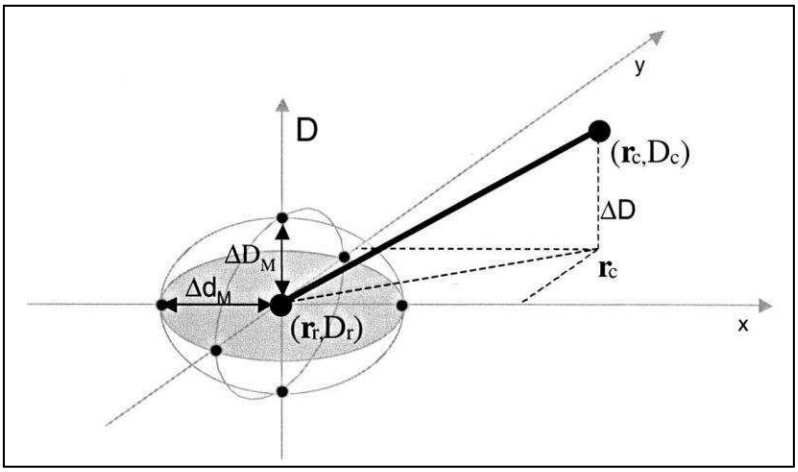


Figura 1-16: Representación del método de gamma-index para distribuciones planares de dosis.

Capítulo 2

FUNDAMENTOS DOSIMÉTRICOS

El objeto de este capítulo es aportar un marco teórico necesario para comprender los objetivos del trabajo. Se inicia con la clasificación de las radiaciones ionizantes, las herramientas de la radioterapia. Esto llevara necesariamente a la dosimetría, encargada de caracterizar y cuantificar la radiación ionizante. Luego se estudia los sistemas dosimétricos usados en el control de calidad paciente específico en IMRT.

2.1. Clasificación de las radiaciones ionizantes

Las radiaciones ionizantes pueden clasificarse en dos grupos; las radiaciones directamente ionizantes y radiaciones indirectamente ionizantes. Al primer grupo pertenecen las partículas cargadas (electrones, protones, partículas alfa, iones pesados) que interaccionan con los electrones y demás partículas cargadas del medio a través del campo colombiano, cediendo paulatinamente su energía.

Las radiaciones indirectamente ionizantes son los fotones y los neutrones. Su interacción con los electrones y otras partículas cargadas del medio es probabilística, regida por el concepto de sección eficaz, en una sola interacción puede perder una parte de su energía, e inclusa toda ella. La cesión de energía al medio es un proceso en dos etapas: los fotones ceden su energía a las partículas cargadas, que son puestas en movimiento, y son quienes en última instancia ceden la energía al medio

2.2. Interacción de los fotones con la materia

El objeto de interés en la radioterapia esta en las radiaciones que son capaces de ionizar la materia (alta frecuencia y corta longitud de onda). Al hace incidir un haz de fotones sobre el medio, el número de partículas removidas (ya sea por absorción o dispersión) *dB* es proporcional al espesor atravesado *dx* y al número inicial *B*. la constante de proporcionalidad μ se llama **coeficiente de atenuación**:

$$dB = -\mu B dx \qquad (2.1)$$

Es importante analizar el problema de cómo se distribuye la dosis debida a un haz de radiación en un medio y para ello se estudian los tres procesos de interacción más relevantes, estos son:

2.2.1. Efecto Fotoeléctrico

Un fotón es absorbido completamente por el átomo, emitiendo un electrón secundario que estaba ligado (normalmente de las capas más internas K, L o M) con una energía cinética igual a la diferencia entre la energía del fotón y la energía de enlace del electrón. El átomo blanco queda ionizado y el proceso va seguido de un reordenamiento electrónico. Es el mecanismo de interacción dominante para fotones de baja energía.

2.2.2. Dispersión Compton:

2.2.2.1. Dispersión Coherente (Thomson o Rayleigh)

El fotón interacciona con un electrón sin que haya alteración de la energía del mismo ni del estado del átomo. El único efecto es la modificación de la dirección de la radiación incidente.

2.2.2.2. Dispersión incoherente (Compton)

El fotón incidente interacciona con un electrón atómico poco ligado, cediendo al electrón parte de su energía. Como Resultado de la interacción es arrancado del átomo quedando ionizado y el fotón es desviado. Es el proceso de interacción dominante para fotones de energías entre 0,1 MeV y 10 MeV, aunque depende del Z del átomo involucrado.

2.2.3. Producción de Pares

El fotón es absorbido creándose un par positrón – electrón, para que se produzca esta interacción, es necesario que la energía del fotón incidente sea superior a 1,022 MeV. El resto de la energía del fotón se invierte en energía cinética de las dos partículas generadas. Es posible que la producción de pare tenga lugar en presencia del campo electrostático de un electrón en vez de un núcleo. Se habla en este caso de *producción de tripletes*.

La probabilidad de ocurrencia de estas interacciones depende tanto de la energía del fotón incidente y el número atómico del material. En los casos en los que un átomo queda ionizado, la desexcitación posterior produce rayos X característicos, electrones Auger o ambos.

2.3. Transporte de electrones y positrones

Los proceso de interacción que pueden sufrir los electrones y positrones al atravesar la materia son:

2.3.1. Colisiones elásticas:
La partícula es desviada sin perder energía.

2.3.2. Colisiones inelásticas:
La partícula interacciona con la nube electrónica del átomo produciendo una ionización o una excitación, dependiendo de la energía transferida.

2.3.3. Emisión de radiación de Bremmstrahlung:
Se produce la emisión de fotones con la consiguiente pérdida de energía cinética de la partícula.

2.3.4. Aniquilación:
La interacción de un positrón con un electrón puede provocar la desaparición de ambos con la consiguiente emisión de fotones.

2.4. Magnitudes Dosimétricas

Para poder estudiar cómo se deposita en un medio la energía de un haz de radiación, es de gran interés relacionar las propiedades del haz con sus efectos en el medio absorbente. A continuación vamos a definir magnitudes para caracterizar el haz de radiación.

La **fluencia (Φ)** se define como el número *dN* de fotones que inciden en un intervalo de tiempo sobre una esfera infinitesimal centrada en un punto *p* del espacio con una sección transversal máxima infinitesimal *da* [**13**]. En esta definición se supone implícitamente que las partículas atraviesan la esfera desde cualquier lugar de incidencia y que lo hacen sin interactuar en el interior. Luego podemos pensar a la fluencia como la cantidad de partículas por unidad que atraviesan una pequeña región del espacio y sus unidades son m^{-2} o cm^{-2}- la ecuación muestra la definición:

$$\Phi = \frac{dN}{da} \qquad (2.2)$$

En forma análoga, al considerar la energía *dE* transportada por los *dN* fotones, podríamos definir la **fluencia energética (ψ**) como el cociente *dE* por el diferencial de área *da*, tal como se muestra en la ecuación (2.3)

$$\psi = \frac{dE}{da} \qquad (2.3)$$

La distribución de fluencia energética sobre el campo de radiación es uno de los mejores descriptores del haz.

Antes de hablar del concepto de **dosis absorbida**, es necesario definir otras magnitudes necesarias. Llamaremos **kerma** al cociente entre la energía trasmitida dE_{tr} y dm, donde dE_{tr} es la energía cinética inicial de todas las partículas cargadas liberada por los fotones en un diferencia de masa dm.

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \qquad (2.4)$$

El *kerma* y la *fluencia energética* están relacionados directamente a través de un factor denominado *coeficiente másico de energía trasferida* $\left(\mu_{tr}/_{dm}\right)$ el cual depende del material en donde incide el fotón y de la energía del mismo. Para un haz polienergético $\left(\mu_{tr}/_{dm}\right)$ debe ser promediando sobre las energías del espectro de fotones, obteniendo así la siguiente relación:

$$K = \Psi\left(\frac{\bar{\mu}_{tr}}{\rho}\right) \qquad (2.5)$$

Una parte de la energía transferida a los electrones será realmente absorbida por el medio a través de excitación o ionización de los electrones atómicos del entorno, mientras que otra parte será irradiada fuera del mismo producto de interacciones radiativa (*bremsstrauhlung*). Si llamamos *g* a la fracción de la energía que se pierde a través de bremsstrauhlung, podemos obtener el coeficiente másico de energía absorbida $\left(\bar{\mu}_{en}/\rho\right)$ a través de la ecuación:

$$\left(\frac{\bar{\mu}_{en}}{\rho}\right) = \left(\frac{\bar{\mu}_{tr}}{\rho}\right)(1-g) \qquad (2.6)$$

Por otro lado, podemos dividir al *kerma* K en dos componentes: la primera K_{col} (*por kerma colisional*) describe la componente de energía absorbida mientras que k_{rad} corresponde a la componente de energía irradiada.

$$K = K_{col} + K_{rad} \qquad (2.7)$$

Luego, haciendo uso de las ecuaciones (2.5) y (2.7) definimos:

$$K_{col} = \psi\left(\frac{\bar{\mu}_{tr}}{\rho}\right)(1-g) = \psi\left(\frac{\bar{\mu}_{en}}{\rho}\right) \qquad (2.8)$$

$$K_{rad} = \psi\left(\frac{\bar{\mu}_{tr}}{\rho}\right)g = \psi\left(\frac{\bar{\mu}_{en}}{\rho}\right)\left(\frac{g}{1-g}\right) \qquad (2.9)$$

Luego, por definición, el *kerma colisional* representa a la energía neta transferida a las partículas cargadas por los fotones incidentes por unidad de masa, sin tener en cuenta las perdidas por radiación producto de las partículas cargadas secundarias.

La **dosis absorbida** se define como la energía impartida por la radiación ionizante por unidad de masa, por lo tanto, si las partículas cargadas depositaran su energía en el mismo lugar donde se les es transferida la dosis absorbida sería igual al *kerma*. Sin embrago, las partículas cargadas no depositan su energía de manera local sino que recorren su trayecto (*rango de la partícula)* sucediendo varias interacciones con el medio antes de agotar su energía. Aun así, bajo ciertas condiciones, es posible igualar el *kerma condicional* a la dosis absorbida. Si por cada partícula cargada que deja un volumen *dV* alrededor del punto de interés, ingresa al mismo una partícula idéntica y con la misma energía, estamos hablando de *equilibrio de partículas cargadas* (o CPE por sus siglas en ingles). Entonces, la energía transferida a las partículas cargadas dentro del volumen *dV* y que se escapa del mismo debido a que estas poseen un rango finito, es compensada por la energía transferida al medio por parte de partículas cargadas que ingresan al volumen *dV* desde su entorno. Luego, bajo condiciones de CPE, tenemos:

$$D = K_{col} \qquad (2.10)$$

Sin embargo, para haces de fotones externos, nunca llega a satisfacerse por completo la condición de CPE. El haz de fotones sufre la atenuación del medio, por lo cual el kerma disminuye con la profundidad [**14**]. Luego, debido al rango finito de las partículas cargadas, la dosis siempre será mayor al kerma a partir de una profundidad de equilibrio. Esta profundidad de equilibrio que marca el límite entre la región donde se incrementa la dosis con la profundidad (llamada regio de build-up) y la región donde la dosis es proporcional al kerma. En esta última región, hablamos de equilibrio cuasi-estacionario y la dosis está relacionada con el kerma colisional por:

$$D = \beta K_{col} \qquad (2.11)$$

Donde $\beta \approx 1$ para las energías utilizadas en radioterapia.

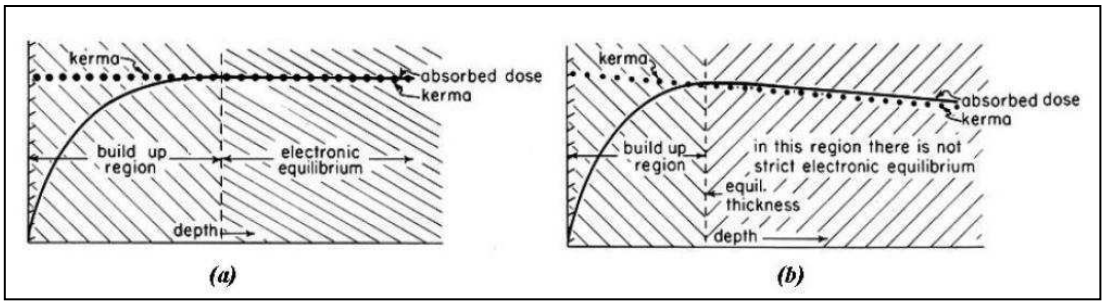


*Figura 2-1. Equilibrio electrónico escrito, b) cuasi-equilibrio electrónico [**14**].*

2.5. Composición del haz de radiación

Las alteraciones biológicas producidas por las radiaciones ionizantes sobre los tejidos biológicos son el resultado de interacciones de partículas cargadas con los átomos constituyentes del tejido. Puede hablarse del desarrollo de tres fases sucesivas: la primera fase es física donde se presentan las interacciones de las radiaciones ionizantes con los electrones del medio, produciendo ionizaciones[2] y excitaciones. Luego se genera una fase química donde los átomos y moléculas afectados por la irradiación reaccionan químicamente entre sí y con otros componentes celulares, produciendo cierto grado de lesiones en la cadena de ADN. Posteriormente la fase biológica que inicia con la activación de reacciones enzimáticas que actúan sobre las regiones dañadas, de tal modo que algunas de las lesiones radioinducidas son reparadas con éxito y otras lesiones no son reparadas conduciendo a la muerte celular.

Debido a que la acción de la radiación no es selectiva, es decir, que afecta tanto a células tumorales como a células sanas, se puede generar estos efectos en el tejido sano (Fig. 2-2). Sin embargo las células tumorales son más sensibles a la radiación ya que no pueden reparar el daño de forma tan eficiente como lo hace el tejido normal.

[2]Los potenciales de ionización atómicos (energía mínima necesaria para extraer un electrón de un átomo) van desde 2,25eV para el Cs hasta 24,5eV para el He.

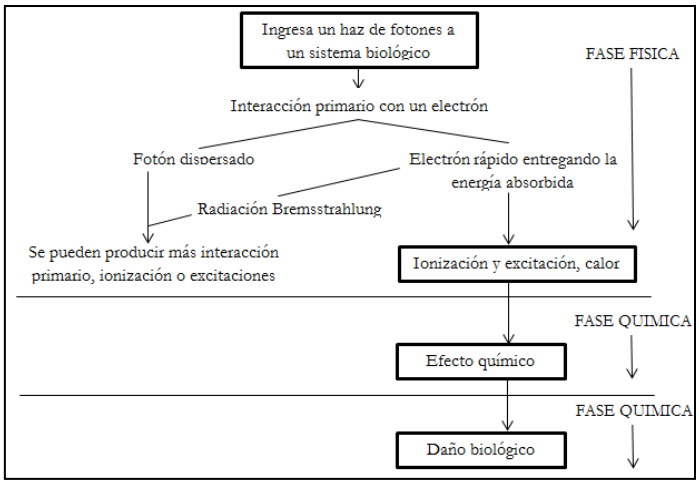


Figura 2-2. Diagrama esquemático que ilustra la absorción de energía proveniente de la radiación resultando en daño biológico.

2.6. Sistemas de Determinación de Dosis

Un dosímetro permite evaluar directa o indirectamente dosis absorbida y tasa de dosis. Un sistema dosímetro está compuesto por el dosímetro y su electrómetro y debe garantizar exactitud y precisión.

Los sistemas dosimétricos utilizados controles de calidad pacientes específico en IMRT, incluyen sistemas para medidas puntuales y sistemas para medidas de distribuciones de dosis. En este trabajo las medidas puntuales fueron realizadas con cámara de ionización y las medidas de distribuciones de dosis con film radiográficos, film radiocrómicos y arreglo bidimensionales de cámara de ionización.

Otros sistemas empleados en QA IMRT son los arreglos 2D de diodos, sistemas de imágenes portales electrónicas y dosimetría con gel

2.7. DOSIMETRÍA CON FILM RADIOGRÁFICOS (EDR2 Y X-OMAT-V)

Los film radiográficos consisten en una base transparente generalmente de acetato de celulosa o resina de poliestireno, cubierta por una emulsión contiene granos muy pequeños de haluros de plata [**15**], esparcidos sobre la emulsión y cuyo diámetro esde 0,2μm, la emulsión contiene cerca del 95% del bromuro de plata y 5% de yoduro de plata, la composición exacta varía según la aplicación y el fabricante (Fig. 2-3).

Dependiendo de la aplicación, la emulsión puede estar en uno o ambos lados de la base. En la figura 1.10 podemos apreciar la sección transversal de una película radiográfica donde se observa la emulsión a ambos lados de la película.

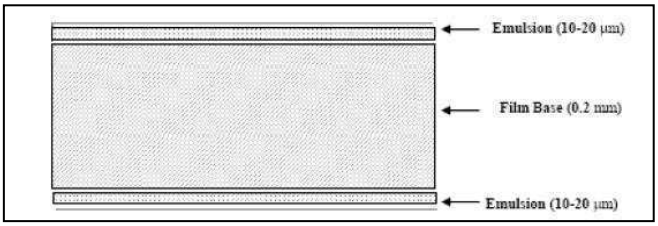


Figura 2-3. Sección transversal de una película

La características de estos film EDR2 y X-OMAT-V es relativamente insensible a rangos de los rayos X de baja energía o de diagnóstico, y están diseñados específicamente para aplicaciones oncológicas. El rango de dosis de las EDR2 es mucho mayor que su antecesora XV2, de acuerdo a kodak el rango es de 0 – 60 cGy a los 700 cGy, con una respuesta lineal de la película sobre 0 – 500 cGy.

Los granos cúbicos muy pequeños y finos de AgBr de las películas EDR2, que son 10 veces menos en medida que la XV, las hace una película de muy baja velocidad comparada con las películas convencionales, la incrementada uniformidad de los granos deja un mayor contraste y menor ruido en las lecturas. Un análisis elemental de las film EDR2 revelo que contiene 60% de Ag y un 20% de Br comparado con las películas XV2 (Tabla 2-1), con una razón molar de 1,69:1 [**16**].

Algunas evaluaciones con haces de intensidad modulada con películas EDR2 muestran no tener una dependencia significativa con la energía del haz de radiación [**14**], ninguna variación apreciable respecto de la tasa de dosis, además de una buena repetitividad en las curvas sensitometrías para consecutivas irradiaciones.

Tabla 2-1. Modelos de film radiográficos, valores respuesta y saturación.

Película	Rango respuesta	Exposición e Saturación
PPL	0,25 – 5 cGy	10 cGy
XTL	1 – 15 cGy	300 cGy
XV2	5 – 100 cGy	200 cGy
EDR2	25 – 500 cGy	700 cGy

En la figura 2-9 se muestra 2 curvas obtenidas en pruebas preliminares para examinar el comportamiento de la curva sensitometría y compararlas con las publicadas en la literatura de referencia. La forma de una sigmoidea en ambas era notoria, las diferentes en el proceso de su obtención como condiciones de revelado, tiempo post irradiación, diferente envejecimiento, diferente rango de dosis, diferencia en la geometría de irradiación, variación o fluctuación de la salida del acelerador, respuesta del escáner y demás. Es parte del objetivo del trabajo analizar y determinar las condiciones más adecuadas para la evaluación de compensadores por películas.

2.7.1. Formación de la Imagen Latente

Cuando los film son expuestos a radiaciones ionizantes o a la luz visible, un cambio químico toma lugar dentro de los cristales expuestos para formar lo que se conoce como la imagen latente. En términos generales esta es producida por la reducción $Ag^{+} \rightarrow Ag$, es decir, la plata iónica presente en los granos se convierte en la plata metálica.
Los átomos constituyentes de los haluros de plata se encuentran en una estructura cristalina, la plata forma un ion positivo al ceder electrones, mientras el bromo y el yodo forman los iones negativos al captar dichos electrones. En la superficie externa del cristal abundan los átomos de Br^{-} y I^{-}, de forma que el cristal aunque neutro en conjunto presenta una carga eléctrica negativa a la superficie.

Cuando incide sobre la película el haz de radiación interactúa con los átomos de está generando electrones libres a través del efecto fotoeléctrico, Compton y producción de pares. Resultado de las interacciones es la liberación de electrones normalmente de los

átomos de bromo y yodo los cuales los tienen en exceso (aunque también de los de plata), estos electrones se pueden mover por el interior del cristal.

Como consecuencia de la ionización los iones negativos de bromo y yodo, que son que mayoritariamente han perdido electrones, quedan neutralizados al haber perdido el electrón que les sobraba, lo que resulta en la alteración de la estructura cristalina, es decir se rompen los enlaces que mantienen los átomos de la plata en la red.

Los electrones son atrapados en moléculas de impurezas conocidas como partículas sensitivas que son incorporadas en la superficie de granos, estas partículas se cargan negativamente y atraen a los iones móviles de plata que entonces se recombinan para formar átomos de plata en la superficie de las partículas sensitivas. La imagen latente corresponde a la conglomeración de iones de plata cerca de las partículas sensitivas y al depósito de átomos de plata en estas. Para hacer visible la imagen latente (oscurecimiento de la película) es necesario un proceso de revelado químico que amplifica la imagen y donde todos los iones de plata se convierten en átomos de plata metálica, transformando de esta forma la imagen latente en una imagen visible.

2.8. DOSIMETRÍA FILM RADIOCRÓMICOS

Se llama reacción radiocrómica a la coloración directa de un medio por la absorción de la radiación cuando son irradiados, inicialmente sufre una polimerización parcial que cambia su transmitancia volviéndola más oscura a la luz visible. Esta opacidad es proporcional a la dosis recibida [**17**].

Desde hace mucho tiempo se emplean los film radiocrómicos para altas dosis (10^{44}-10^{6} Gy). Sin embargo estas dosis están fueras del rango clínico, ya que en esta corte de radioterapia se pueden alcanzar dosis de alrededor de 2 Gy; por esta razón las actuales film EBT han sido adaptadas para ser más sensibles a la dosis entre 1 cGy a 50 Gy.

El componente activo es igual a su predecesor, el EBT, con número atómico efectivo (Z_{eff}=6,89) según el fabricante [**18**], que lo hace muy similar al agua (Z_{eff}=7,3) en términos de densidad. La capa más sensible de esta película contiene mayoritariamente Carbono (42,3%), Hidrogeno (39,7%) y oxigeno (16,2%) y en proporciones mucho menores, Nitrógeno (1,1%) y cloro (0,3%).

La capa activa se fabrica sobre un sustrato de poliéster, seguida de una capa superior (topcoap) que se adhieren a una capa adhesiva. Finalmente tiene un sobre laminado (overlaminate) de poliéster; las dimensiones de cada capa se detallan en la figura 2-4, las láminas de poliéster ayudan a proteger la capa activa de daño mecánico y permiten a la película sumergirse en agua por algunas horas, a costo de una penetración de agua (1 a 2 mm) en los bordes. Sin embargo la mayoría de las irradiaciones se realizan en un fantoma de acrílico para no comprometer la película.

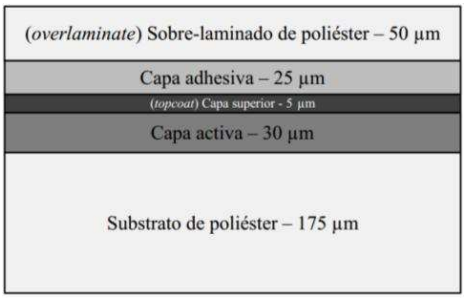


Figura 2-4. Configuración del film radiocrómico EBT2

Varias ventajas tiene la EBT-2 respecto de su antecesor, dos de ellas es que su capa activa y su capa superior han sido cambiadas de polímero natural a sintético, que provee un alto control en la fabricación y por tanto su composición química. Y la más importante, la presencia de una tinta amarilla en su capa activa que ofrece menor sensibilidad a la luz visible y rayos ultravioleta, tanto así que no requiere una habitación oscura para manipular la película.

Los film radiocrómicos EBT-2 tienen en su espectro de absorción un máximo en 636 nm y un secundario en 585 nm, la longitudes de onda corresponden a los colores rojo y amarillo, respectivamente estos valores fueron medidos por el fabricante y de manera independiente por Butson et al [**19**]. El espectro completo de absorción de una película irradiada con diferentes valores de dosis se muestra en la figura 2-5, allí son claros los picos máximos, y se muestra que el pico de 636 nm es el de mayor valor de OD_{net}. Por ello cuando se escanea (a color) una película, se prefiere el canal rojo ya que es más sensible que los demás (es decir al azul o al verde), sin embargo el verde que hace parte del pico secundario, también puede ser una buena opción de análisis.

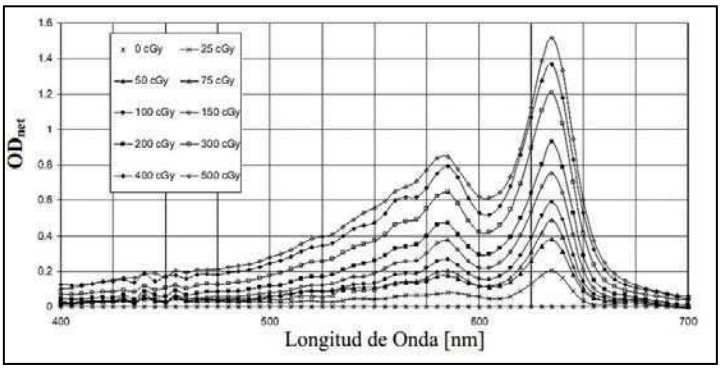


Figura 2-5. Espectro de adsorción neta de los film EBT2 cuando se irradia en el rango de 0 - 500 cGy. Imagen adaptada de Butson et al.

Por último, es conocido que la film radiográficos tiene una sensibilidad dependiente de la energía, sin embargo las películas EBT2 debido a su composición química las hace muy poco dependientes de la energía tanto para fotones [**20**] como electrones [**21**], Para el rango de energía clínico (de 2 - 15 MeV) se observan variaciones muy pequeñas entre el 1 y 2%, para una misma dosis. Por ello una calibración hecha en una energía puede ser usada para dosimetría en cualquier otra energía, por lo menos en primera instancia. Pero se recomienda realizar una calibración en cada energía, debe de tenerse en cuenta de cada nuevo lote de películas debe ser calibrado independiente.

El escáner juega un papel importante en la dosimetría es el digitalizador del film radiocrómicos, aunque también podría usarse una cámara fotográfica, esto implicaría tener un ambiente de iluminación y montajes complicados, para este trabajo hemos empleado el escáner Epson Expression 10000XL y el Vidar Dosimetry Pro Red

2.8.1. El Escáner

La forma básica de un escáner consiste en un arreglo de sensores de luz que pueden ser de dos tipos básicamente: los que usan *dispositivo de carga acoplada* (CCD) o *un metal-oxido semiconductor complementario* (CMOS). Otro componente importante es el sistema de iluminación, que tradicionalmente cuentan con una lámpara de cátodo frio, o las más actuales, con *diodos emisores de luz* (LEDs). También está el sistema óptico que focaliza la luz de sensores, por último, está el armazón que contiene al escáner y los circuitos eléctricos que lo controlan, en el caso se muestra un escáner con la lámpara en la parte superior que permite la posibilidad de hacer escaneos de transmisión.

La lectura se ha iluminado el film radiocrómico en la bandeja de escaneo, luego el sistema de iluminación y la barra de escaneo se mueven en sincronía, la velocidad de este movimiento depende de los puntos por pulgada (*dpi*) que se desee, cuanto mayor dpi mayor será la resolución y más tiempo tomara en adquirir la imagen, para el caso de los film radiocrómicos, Ferreyra et al [**22**] recomienda usar 72 dpi, este es un valor generalmente aceptado por diversos autores [**23**].

El primer escáner empleado es el VIDAR Dosimetry ProRED, con el software RIT 5.3, la lectura se hizo de modo de transparencia (Transmisión), usando una resolución de 75 dpi (un poco más grande que el recomendado de 72 dpi). Se tomó una imagen a color de 48 *bits* de profundidad (16 *bits*) para el canal RED, todos los filtros y correcciones del escáner fueron deshabilitados. Además se tuvo la precaución de dejar calentar la lámpara del scanner por 15 minutos y realizar varios escaneos sin ninguna película, para lograr la estabilizar la iluminación de la lámpara. Cada escaneo se repitió varias veces y se tomó el promedio de estas repeticiones (siempre en el mismo lugar de bandeja de escaneo), como sugiere Boutchar *et al* [**27**], con lo cual se disminuye la incerteza la incerteza de la medición.

El segundo escáner empleado es el Epson 10000XL, la lectura se realizó en transmisión, usado un resolución de 72dpi con formato (.TIFF), se tomó la imagen de 48 *bits* en profundidad (16 *bits*) se sustrajo en software ImageJ el canal red, green y blue, todos las correcciones de color fueron deshabilitadas.

Una de la finalidad del trabajo es observar las magnitudes de influencia de los film radiocrómicos y el escáner empleado, a continuación se muestran resultados parciales de la calibración de este sistema dosimétrico.

2.8.1.1. Influencia de la Dirección de Escaneo

A simple vista no se ven grandes variaciones en la dirección de escaneo de una película, sin embargo cuando se revisan los valores de pixel (VP) se observa que el film radiocrómico responde de forma distinta según la orientación con respecto a la barra de escaneo [**24**]. Se ha reportado por el fabricante que a orientación vertical (*portrait*) tiene una mayor respuesta que la orientación horizontal (*landscape*), para estudiar este efecto se realizó la construcción de curvas de calibración para las dos orientaciones en dos tipos de escáner (Ver. Fig. 2.6.).

En la figura 2.6 se muestran los resultados para el ecaner Epson 10000XL y Vidar Dosimetry ProRED, Esta variación en la orientación se presenta por la forma de construcción de la capa activa de la película, con partículas en forma de agujas entre 1 – 2 μm de diámetro y 15 – 25 μm de longitud, estas partículas tienen una tendencia a alinearse con sus ejes longitudinales paralelos a la dirección de recubrimiento que dispersa la luz y de manera diferente en dirección ortogonales. Con el escaner Vidar Dosimetry ProRed se observa una disminución de este efecto manteniendo siempre la misma dirección de escaneo.

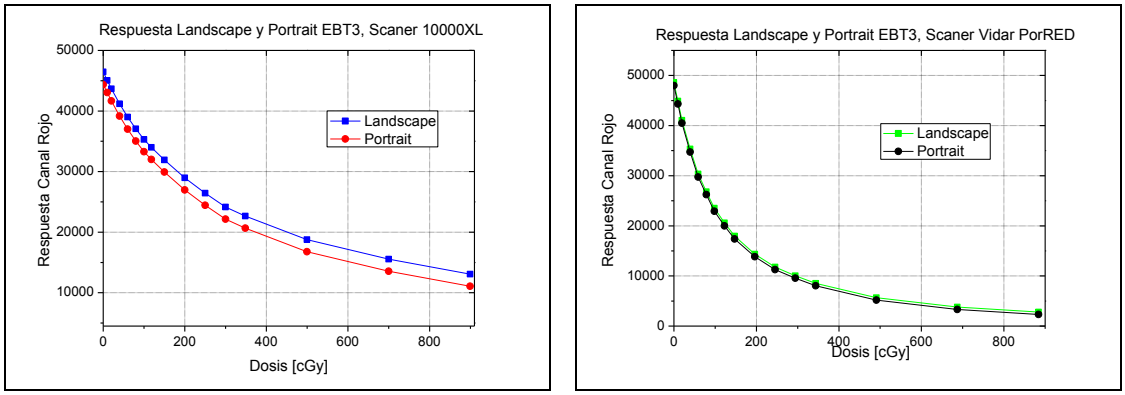


Figura 2-6. Variación de la intensidad de pixel de acuerdo a la orientación de escaneo con EPSON 10000XL y VIDAR Dosimetry ProRED.

Se realizó un estudio para observar la variación anterior y posterior de los film radiocrómicos con dos tipos de escáner, el resultado se puede concluir que la desviación respecto a esta orientación son menores al 0,3% para el Vidar Dosimetri ProRed y para el Epson 10000XL menor al 0,4% escáneres (Ver fig. 2.7).

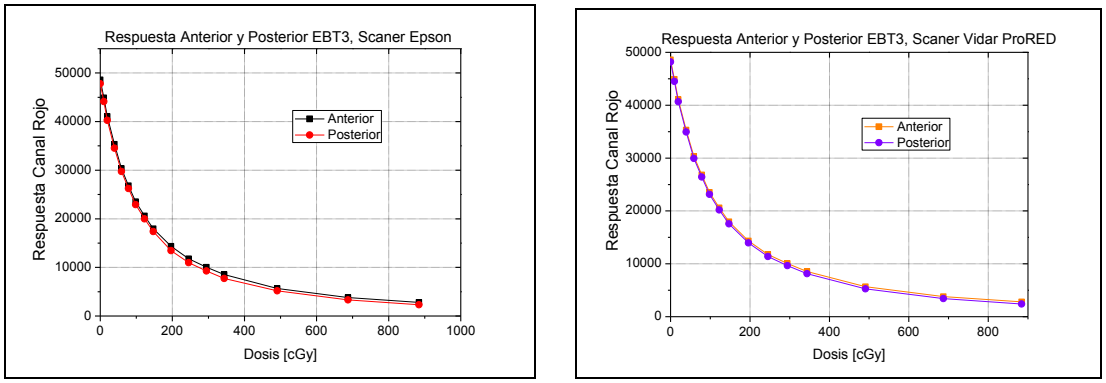


Figura 2-7: Variación de la intensidad de pixel de acuerdo a la orientación de escaneo anterior o posterior con EPSON 10000XL y VIDAR Dosimetry ProRED.

2.8.1.2. Uniformidad de la Repuesta del Escáner

Todos los detectores CCD de un escáner no siempre responden con la misma sensibilidad, hay alguno que tiene más sensibilidad que otro, algunos autores como Devic et al [**25**] sugieren posibles causas como: eficiencia geométrica, falta de uniformidad de la luz, fugas de luz en los bordes, la diferencias entre reflexiones producidas en los bordes y en el centro del escáner, entre otras. Todo ello causa en general una mayor respuesta del escáner en el centro que en los bordes, como se esquematiza un caso típico del escáner Epson 10000XL

en la figura 2-8, donde las flechas que representan un rayo de luz, tienen un mayor conteo en el centro del escáner porque tiene más posibilidad de recibir contribuciones de más direcciones, para el escáner Vidar no observamos este efecto por protocolo posicionamos los film en la misma ubicación para su lectura.

Sin embargo al hacer una medida de OD_{net}, esta heterogeneidad en la posición lateral del escáner ocurre tanto al escanear el film radiocrómico sin irradiar como en la irradiada, ya que el escáner hace el mismo efecto en ambas, por lo tanto habría un efecto compensatorio al tomar el cociente entre ambas imágenes. No obstante, se debe tener presente que estas variaciones también dependen de la dosis con que se irradio la película, donde se alcanzan variaciones de dosis de hasta un 3% según lo reporta Menegotti *et al* [**26**], como manera de minimizar este efecto es construir una plantilla para el escáner en la que la película siempre se sitúa en la misma posición central del digitalizador.

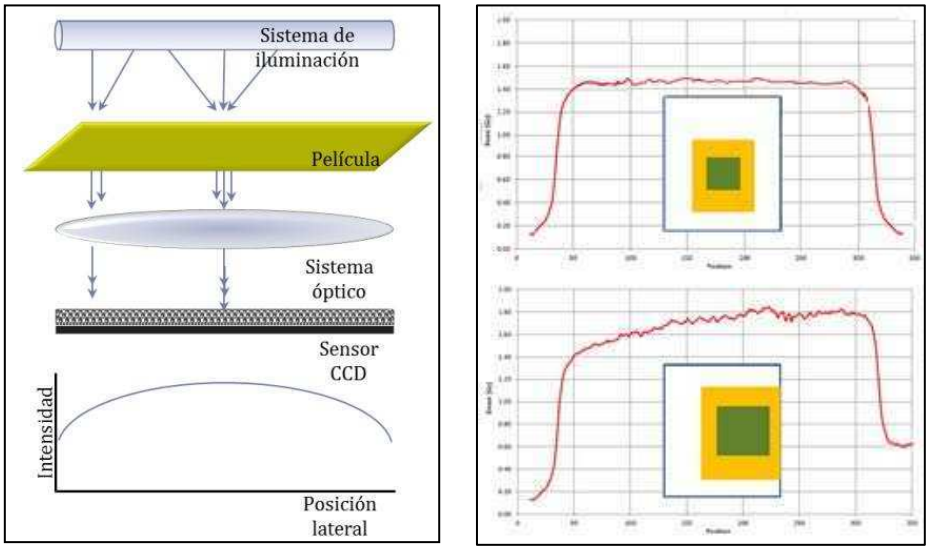


Figura 2-8. Diagrama esquemático del sistema de lectura en modo de transmisión, ejemplo para el escáner EPSON 10000XL posición central y posición lateral

2.9. Cuantificación de Dosis film Radiográficos y Radiocrómicos

La densidad óptica se define como el grado de ennegrecimiento de la película o de una zona determinada de esta, dado que pueden haber zonas con diferentes densidades, esta puede se evaluada cuantitativamente usado un densitómetro óptico, el cual tiene una fuente de luz dirigida por una pequeña abertura hacia la fotoceldas que mide la intensidad de la luz que se traite a través de la película, la densidad óptica puede ser calculada de la relación:

$$OD_{net} = OD_{I_0} - OD_I = log_{10}\left(\frac{I_0}{I}\right) \qquad (2.12)$$

Donde I_0 es la trasmisión de luz que pasa por una placa no expuesta. I es la intensidad transmitida a través de la película expuesta. La medida de la densidad óptica neta se obtiene restando a la lectura de la densidad óptica la medida de la base o velo (densidad óptica en zonas no expuestas). La grafica de la densidad óptica neta vs la dosis es denominada curva sensitometría o curva H&D en honor a Hurter e Driffield que fueron los primeros en

investigar la relación. La figura 2-9 muestra curvas características para las películas usadas comúnmente en dosimetría.

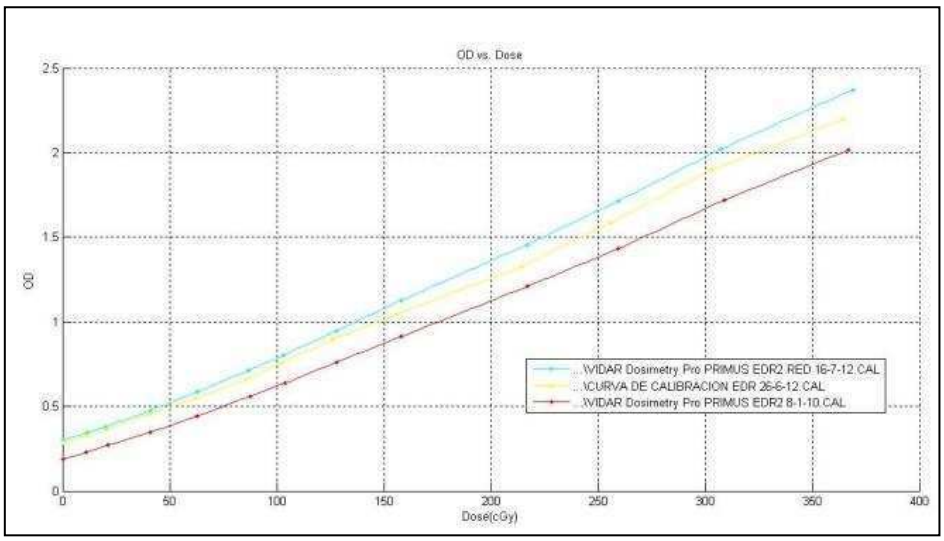


Figura 2-9. Curva sensitometría para film radiográficos.

2.10. DOSIMETRÍA ARREGLO 2D DE 729 CÁMARAS DE IONIZACIÓN:

La conveniencia de remplazar los sistemas basados en películas radiográficas, para realizar los controles de calidad paciente específico en tratamientos IMRT, aumenta el interés por el uso de los arreglos bidimensionales de detectores. Mediante procedimientos de fusión de imágenes adyacentes, se mitigan las desventajas en resolución espacial de estos arreglos respecto al sistema de películas.

El dispositivo 2D Array seven 29 with 729 ion chambers, es un conjunto de cámara de ionización diseñado para determinar la energía depositada por el haz de radiación (figura 2-10). Este equipo puede ser empleado para determinar dosimetría absoluta y relativa debidamente calibrada, las lecturas obtenidas son traducidas a dosis. Este arreglo cuenta con 729 cámaras de ionización dispuestos en una red de celdas cuadradas de 5mm x 5 mm x 5mm y la separación de centro a centro es de 10mm. La superficie 27 cm x 27 cm. sobre su superficie se encuentra una capa de acrílico con un espesor equivalente a 2 cm de agua.

El tamaño y espaciamiento de los detectores determina la resolución espacial alcanzable con estos dispositivos. Debido a que la resolución espacial de los arreglos de detectores es inevitablemente peor que la de los film radiográficos o film radiocrómicos, los resultados de los controles de calidad de planes paciente específicos realizados con los primeros, suelen ser en general inferiores a los obtenidos con los últimos. En el caso del arreglo de cámaras de ionización PTW-729, la forma y el espaciamiento entre detectores permite que se pueda aplicar la opción de fusión (Merge), consistente en efectuar una serie de 3 corrimientos de 5mm, repitiendo la medición de un campo dado, de manera que se monitorea con mejor resolución la totalidad de la sección del haz de radiación contenido en los límites geométricos del arreglo como ha sido estudiado por Spezi et al [**26**]. Por otra parte, Poppe et al demostraron que la consideración en el análisis de la influencia de la geometría y dimensiones de los detectores sobre la lectura de la dosis de radiación incidente, permite una comparación más fidedigna con la dosis considerada como "gold standard", que en su caso fue la obtenida con un dosímetro de semiconductor [**27**].

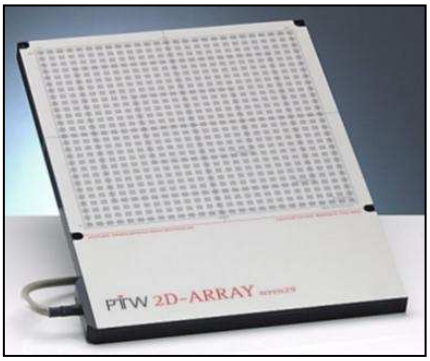


Figura 2-10. Esquema arreglo de camara PTW-729

En este trabajo ofrecemos los resultados de la comparación del método anterior basado en film, con el método utilizando el arreglo de detectores con la opción de fusión de imágenes adyacentes adquiridas con el arreglo.

Capítulo 3

MATERIALES

En este capítulo se describen los materiales utilizados en la realización del trabajo.

3.1. MATERIALES

3.1.1. Acelerador PRIMUS (SIEMENS)

Todas las irradiaciones fueron realizadas con el acelerador lineal PRIMUS, Siemens. Este tiene una distancia fuente - eje de rotación de 100 cm y tiene la capacidad de generar haces de fotones con energías de 6 MV y electrones de 5, 7, 8, 10, 12 y 14 MeV (Ver Fig.3-1). La tasa de dosis es de 250 UM/min, la cual es utilizada para los tratamientos diarios de los pacientes.

Figura 3-1 Acelerador lineal Primus Optifocus

El equipo cuenta con un colimador multihojas de 82 láminas (MLC Optifocus, Siemens), de las cuales los 41 pares de láminas independientes, cada uno de 1cm de ancho en el isocentro. Este equipo cuenta con un sistema de guía por imágenes, ExacTrac, BrainLAB, que permiten ajustar la posición el paciente y enfocar la zona a tratar con mayor precisión durante el tratamiento. El mismo consiste en la integración de 2 subsistemas: por un lado un tubo infrarrojo para el posicionamiento óptico y por el otro un sistema de imágenes radiográficas de alta resolución.

3.1.2. SISTEMAS DE PLANEACIÓN (TPS) IPLAN Y KONRAD

Los planes de tratamiento son calculados con sistemas de planificación IPLAN (BrainLab) y KONRAD (Siemens) con algoritmo de cálculo de Pencil Beam (PB). En el caso de IPLAN se cuenta además con opción de cálculo mediante algoritmo de Montecarlo (MC), Figura 3-2 y figura 3-3.

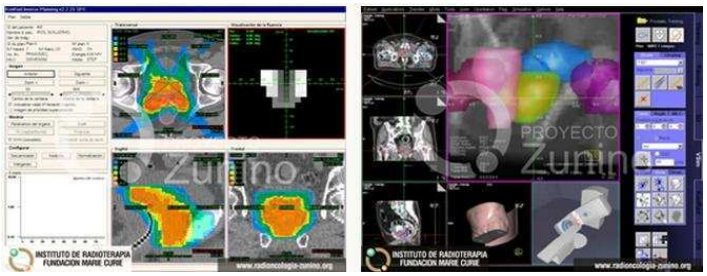


Figura 3-2. Sistema de planificación Konrad

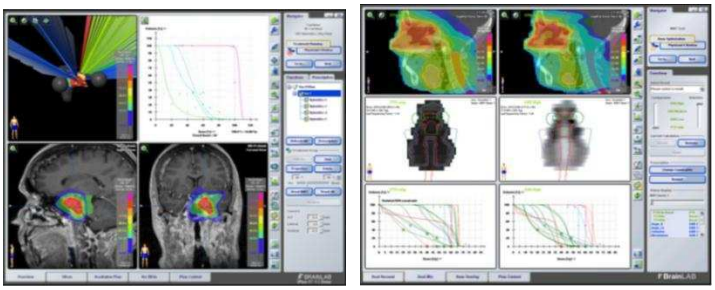


Figura 3-3. Sistema de planificación IPLAN

3.1.3. Fantoma para Dosimetría absoluta y relativa

Los fantomas utilizados son agua equivalente ya que tiene una densidad electrónica equivalente, la transmisión de rayos X a través de los dos materiales es similar y la densidad física es un poco mayor que la del agua.

En este trabajo se utilizó un fantoma plano compuesto por: carbono (67,22%), oxigeno (19,84%), hidrogeno (8,09%), nitrógeno (2,40%), calcio (2,32%) y cloro (0,13%). Tiene densidad de 1,03 g/cm^3 y un número atómico efectivo Z de 5,96. El material viene en una presentación de láminas de 30 x 30 cm^2 y espesores de 0,5cm y 1 cm. Algunas de estas láminas tienen la cavidad especial para alojar allí la cámara de ionización cilíndrica.

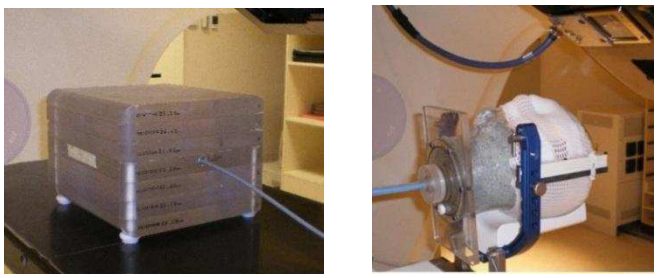


Figura 3-4. Fantoma para QA IMRT poliestireno, cabeza para radiocirugía

El uso de estas láminas de agua solida resulta muy útil cuando se trata de realizar medidas usando film radiográficos las cuales no se pueden sumergir en agua. En el caso de verificación de tratamientos dosimétrica absoluta de pequeños volumenesvolúmenes se

utilizoutilizó un fantoma antropomorfo de cabeza con un inserto para cámara de ionización.

3.1.4. CÁMARA DE IONIZACIÓN

La utilización de una cámara de ionización calibrada es considerada una referencia en la dosimetría de radiaciones. La cámara de ionización estas constituidas por una pared recubierta de una capa de material conductor todo esto rodeado por un pequeño volumen de aire, se aplica un voltaje entre este electrodo y un electrodo central de manera que los iones generados por la radiación son colectados por los electrodos. El electrómetro central conectado a un electrómetro permite obtener el valor de carga, la corriente o con los debidos factores de calibración, la dosis o tasa de dosis en el punto donde se encuentra el punto efectivo de medida. En este trabajos se utilizó una cámara de ionización tipo Farmer y una micro cámara ver Tabla 3-1 y Figura 3-5.

Tabla 3-1: Cámara de Ionización control de calidad en radioterapia

Cámara	***Modelo***	***Volumen [cm³]***	***Polarización [Volt]***	***Sumergible***
Farmer	*30010*	*0.6*	*-300*	*Si*
PinPoint	*31016*	*0.15*	*-400*	*Si*

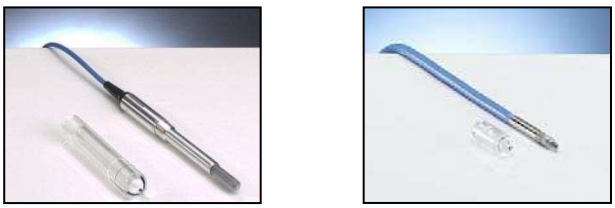


Figura 3-5: Cámara de ionización PTW Farmer TN30010 y pinpoint 310016

3.1.5. ELECTRÓMETRO PTW UNIDOS

El electrómetro es un dispositivo que amplifica y mide cargas colectadas en la cámara de ionización. Tiene una muy buena resolución de cerca de 10 *fC*, la tensión se puede variar desde -400 V hasta los +400 V en incrementos de 50V. El electrómetro permite hacer correcciones por la densidad del aire, para lo cual es necesario introducir los valores de presión y temperatura, durante las mediciones se realizan manualmente.

Se usó el electrómetro PTW Unidos y Unidos E, el cual se puede apreciar en la figura 3.6, el equipo se puede usar con una variedad de cámaras de ionización y detectores de estado sólido, posee una biblioteca donde es posible guardar datos de calibración de la cámara a utilizar, el electrómetro puede almacenar hasta 30. El equipo puede mostrar los valores medidos en unidades de carga, unidades de dosis y tasa de dosis, igualmente hacer medicas integradas en dosis o en carga.

Figura 3-6. Electrómetro PTW UNIDOS y PTW UNIDOS E

3.1.6. FILM RADIOGRÁFICOS

Los films radiográficos han sido utilizados por muchos años en la dosimetría de radiaciones. Su uso es simple y económico, provee información de alta resolución y un registro de distribuciones 2D en un plano. La dosimetría fílmica posee muchos parámetros que influyen directamente en el resultado [**28**], en especial el revelado y escaneado de las películas. Ambos equipos son parte del sistema de medición y por lo tanto deben cumplir con ciertos requisitos para garantizar el resultado final, como se mencionó en la sección 2.7.

Por otro lado los film son de material no equivalente a agua (debido a sus átomos de plata) siendo muy sensibles a radiación de baja energía, produciendo de esta forma una fuerte dependencia de la profundidad y tamaño del haz. Además presentan una variación entre lotes de films y proceso químico de revelado, lo cual requiere un riguroso proceso de selección y calibración. Sin embargo las incertezas asociadas a la dosimetría fílmica están dentro de los errores experimentales. De allí entonces que los films radiográficos X-OMAT-V y EDR2 aparecen como un dosímetro ideal en especial cuando los mismos están ubicados perpendiculares a la incidencia del haz de radiación dentro de un fantoma, como es el caso de la verificación dosimétrica de campos individuales.

En resumen, los film radiográficos presentan características muy deseables en un dosímetro, entre las que se pueden mencionar la alta resolución espacial, la posibilidad de generar un mapa de dosis en un plano con una única irradiación y el ser un registro permanente de la medición. Por otro lado la dependencia con la energía en algunas zonas del espectro y especialmente las dificultades para su manipulación (se deben mantener en todo momento al resguardo total de la luz) y la gran dependencia de los resultados con las variables del revelado incomodan su uso como dosímetro.

Los film X Omat V usados corresponden al lote 432-013 y los EDR2 del lote 189-013, las resultados obtenidos son únicamente válidos para estos lotes.

3.1.7. PROCESADOR DE FILM RADIOGRÁFICAS KODAK X-OMAT 1000

La Kodak 1000 es un procesador de películas radiográficas automático de carga media cuyas dimensiones son: 89 cm de largo, 81 cm de ancho y 51 cm de alto. El procesador presenta tres secciones por las cuales pasa la película a través de rodillos para cumplir con el proceso de obtención de la imagen (revelado, fijado y lavado) además el equipo presenta una sección donde la película es secada, figura 3.7

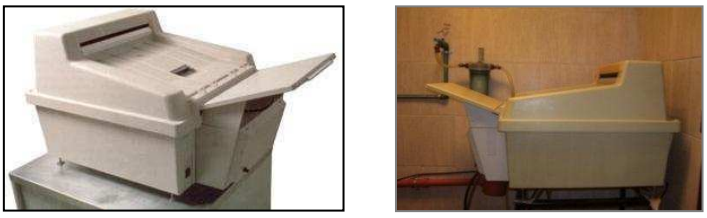


Figura 3-7: procesador de películas Radiográficas Kodak X-OMAT 1000

3.1.8. FILM RADIOCRÓMICOS

Los film radiocrómicos al exponerse a la radiación, producen una serie de reacciones que provocan un cambio de color sin necesidad de revelado. La intensidad de este cambio de

color depende proporcionalmente a la cantidad de radiación incidente y debe realizarse una calibración previa para que las lecturas de intensidad sean interpretadas como dosis absorbidas. Los film radiocrómicos utilizados son los EBT 2 y EBT3 de gafchromic.

Los films radiocrómicos tiene la ventaja de ser agua equivalente, poseer una respuesta independiente de la energía y ser resistentes al agua. Sin embargo necesitan un tiempo entre la irradiación y la lectura y el material es no uniforme con lo cual es necesario un proceso de pre escaneado [**29**], como lo observamos en el la sección 2.8.

Respecto de las condiciones de utilización, los film están diseñadas para operar en el rango de 0,01-50 Gy, y para ser casi independientes de la energía para fotones en el rango de 50keV hasta los MV. Los fabricantes suponen una dependencia con la energía menor al 10% en el rango 100keV-6MV.

En cuanto a las condiciones de almacenamiento y uso, los film están diseñados para poder ser utilizadas en ambientes con luz. Sin embargo es recomendable guardarlas en la oscuridad cuando no se utilizan. Preservadas a temperatura ambiente tienen una vida útil de dos años y medio, los film empleados en este estudio corresponden al lote A03051204, por lo tanto los resultados obtenidos son válidos para este lote.

Pueden ser cortadas de cualquier forma y tamaño, y gracias a las capas de poliéster pueden marcarse sin afectar la capa activa. Se recomienda en la bibliografía manipularlas continuamente con guantes. Debido a que el efecto de oscurecimiento no es inmediato, se recomienda dejar al menos 1 o 2 horas entre la irradiación y la digitalización.

3.1.9. ESCÁNER VIDAR DOSIMETRY PRO RED

El escáner VIDAR Dosimetry PRO RED (Vidar Systems Corp, Herndon, VA, USA) es un digitalizador de film radiográficos y radiocrómicos capaz de escanear, obtenido datos a 16 bits en escala de grises (65.535 tonos de gris), tiene un resolución espacias de hasta 285 DPI y un rango de densidades ópticas de 0 a 3,65, este equipo trabaja junto al sistema RIT. En el interior del equipo hay una luz RED con una distribución espectral y una matriz de fotodiodos, estos forman los componentes de emisión y recepción, en la figura podemos ofrecer el diagrama de un VIDAR.

Los film son colocados en la parte superior del escáner. Durante la digitalización el film se mueve automáticamente entre los componentes de emisión y recepción. El escáner mide la luz transmitida a través de la película y la convierte en una señal análoga en valores digitales con un rango entre 0 a 65535 unidades A/D (unidades análogo digitales.

Figura 3-8. Scanner Vidar PRO RED DOSIMETRY

3.1.10. ESCÁNER EPSON 10000XL PROFESIONAL.

El Epson 10000XL es un digitalizador de películas de un tamaño A3 en modo transmisión mediante el programa asociado Epson Scan, se han seguido las recomendaciones dadas por el fabricante, como es por ejemplo el colocar la placa en posición apaisada, centrada en el escáner. Se realizaron inicialmente 5 lecturas con el escáner vacío a modo de calentamiento de la lámpara del escáner y posteriormente se introdujo la placa EBT, realizándose 3 escaneos consecutivos con una resolución de 72 puntos por pulgada, en formato color 48 bits, y guardándose en formato TIFF (Tagged Image File Format). Se calculó la imagen final como el promedio de las tres imágenes obtenidas, con lo que se consiguió reducir el ruido producido por el escáner, en el software ImageJ se realizó una diferencacion de canal rojo, verde y azul . Para el análisis de las imágenes se seleccionó en la placa un ROI) de 3 x 3 cm^2 para cada valor de dosis, escogiendo el canal rojo para el análisis y empleando el Software RIT 5.3.

Figura 3-9: Escáner Epson 10000XL

3.1.11. Arreglo Bidimensional de cámaras de ionización.

El arreglo bidimensional PTW–729 (PTW-Freiburg, Germany) consiste en un panel de 729 cámaras de ionización de geometría cúbica, de 5mm de arista, en 27 columnas de 27 detectores cada una, espaciados entre sí por una distancia de 5mm. El arreglo de detectores fue colocado sobre la mesa del equipo de tratamiento y sobre el cual se colocaron 1.5cm del mismo material. Este mismo conjunto dosimétrico fue escaneado para efectuar el cálculo de la matriz de dosis correspondiente a cada haz.

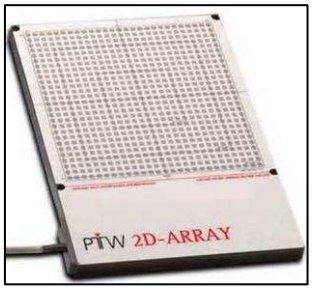


Figura 3-10: Arreglo bidimensional de cámaras de ionización PTW 2D-ARRAY.

Para realizar control de calidad de IMRT los haces fueron irradiados independientemente, con el gantry en posición vertical y colimador a 90^0 grados evitando irradiar la electrónica del equipo. Se aplicó la opción de fusión (Merge), consistente en efectuar una serie de 3 corrimientos de 5mm, repitiendo la medición de un campo dado, de manera que se

monitorea con mejor resolución la totalidad de la sección del haz de radiación contenido en los límites geométricos del arreglo, según la metodología de Spezi et al. Las distribuciones de las dosis calculadas y las dosis medidas con la opción de Merge fueron comparadas con el mismo software RITv5.3, con iguales parámetros para la obtención del índice gamma de 5% de diferencia de dosis y 3mm de distancia.

3.1.12. Sistema de análisis (Radiological Image Treatment (RIT113 V 5.3)

El sistema RIT 113 Version 5.3 (Radiological Image Treatment, Inc. Colorado Springs, CO) es un software para el análisis de imágenes.

El software permite extraer información de film (Kodak EDR2, Kodak X-omat V, Kodak CR y radiocrómicos EBT2 Y EBT3), procesadas en el escáner VIDAR, además soporta imágenes de portal dosimetry (EPID), también puede trabajar con imágenes obtenidas de arreglos de cámaras de ionización (PTW y Wellhöfer), RIT presentan varias herramientas que se han desarrollado para verificación de planes de IMRT entre ellas (superposición de curvas de isodosis, distancia de acuerdo (DTA), evaluación del índice gamma, entre otros).

Capítulo 4

Metodología

En este trabajo se estudiaron, analizaron los protocolos y métodos existentes sobre implementación y control de calidad en IMRT paciente específico, igualmente se aplicaron las recomendaciones y procedimientos de dichos documentos para calibración de sistemas dosimétricos independientes para esta actividad.

El capítulo se divide en dos partes la primera parte muestra los protocolos de calibración de sistemas dosimétricos y la segunda muestra el protocolo de control de calidad

4.1. Calibración del escáner VIDAR

La calibración del escáner VIDAR consiste inicialmente en la obtención de la relación entre unidades A/D y densidades ópticas a través de un film patrón. Para la realizar esta calibración usamos un film con densidades óptica conocidas el cual es escaneado e incorporado al sistema de análisis de imágenes RIT. En la figura 4-1 podemos apreciar este film.

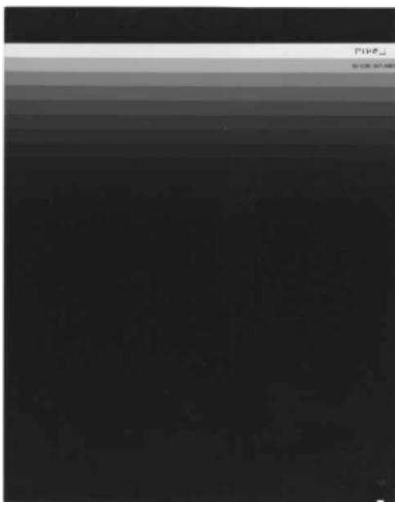


Figura 4-1 Film de calibración escáner VIDAR

Se digitaliza el film y se obtiene una imagen con franjas de diferentes niveles de grises, el sistema muestra una curva de DO vs unidades de A/D usando valores predeterminados de DO. Se usan para introducir los valores de densidad óptica correspondiente para cada

franja, según los valores de referencia dados en el film de calibración. El objetivo de esta calibración es crear la curva característica del digitalizador DO vs unidades A/D, además de proporcionar datos de DO para la curva sensitometría H&D

4.2. CALIBRACIÓN DE FILM RADIOGRÁFICO Y RADIOCRÓMICOS

De los elementos utilizados en el desarrollo de este trabajo ha sido los film radiográficos y film radiocrómicos. Para las pruebas de cuantificación de la dosis bidimensionales, se emplearon los film Kodak (X-OMAT-V - EDR2) y film radiocrómicos (EBT2 –EBT3), por tal motivo han sido generados protocolos de calibración.

En la calibración se establece una relación entre los niveles de grises del film escaneado y el valor de dosis asociado a este. Varios autores, entre ellos Bouchard et al (12), recomienda como mínimo 12 valores de dosis que incluyan un valor mínimo de cero de dosis, es decir, una placa sin irradiar (0 cGy). El máximo valor de dosis deberá sobrepasar la máxima dosis con la que se irradien los campos de tratamiento.

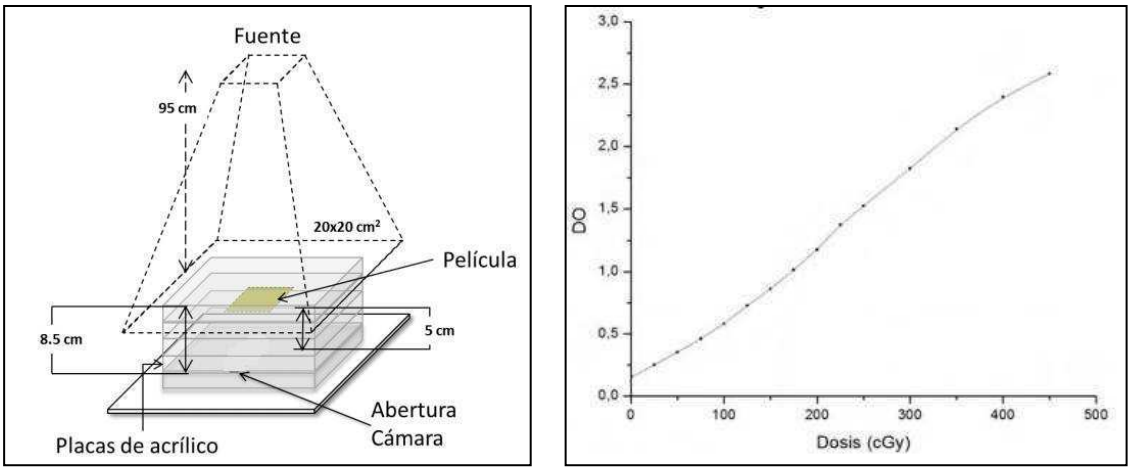
La calibración de los film se llevó a cabo exponiéndolos a valores de dosis en el rango lineal entre dosis y densidad óptica (Tabla 4-1), se realiza la irradiación en un fantoma de agua sólida con un espesor de 2 cm por encima para lograr recombinación de electrones y 5 cm por debajo para lograr retro dispersión con el mismo material. Para garantizar la dosis recibida por las películas, previo a la irradiación de estas se midió la tasa de dosis con una cámara de ionización cilíndrica (PTW TN30013 de 0.6cm^3) en la misma profundidad y demás parámetros geométricos con los que se irradiaron las películas, esto es: la distancia fuente película fue de 100 cm, la profundidad de 5 cm, el campo de irradiación es de 10 cm x 10 cm medido a 100 cm de la fuente tal como se muestra en la figura 4-2. De acuerdo a la tasa de dosis medida con la cámara de ionización se determinaron tiempos de irradiación para lograr los valores de dosis deseados a las películas y lograr así construir las curvas de calibración (relación 1:1).

Tabla 4-1: valores de exposición a los film

TIPO DE FILM	DOSIS [cGy]
Film radiográfico XOMATV	0 cGy hasta 120 cGy
Film radiográfico EDR2	0 cGy hasta 320 cGy
Film radiocrómicos EBT2	0 cGy hasta 900 cGy
Film radiocrómicos EBT3	0 cGy hasta 900 cGy

Para los film radiográficos es significativo el equipo procesador pueden afectar significativamente los resultados de las medidas. Teniendo en cuenta esto, la metodología en el revelado de las placas se desarrolló conforme a las recomendaciones de la casa fabricante del procesador kodak X-Omat 1000

El sistema RIT y el escáner VIDAR descritos en las secciones anteriores se emplearon para la digitalización de los film y construir curvas de calibración en términos de valor pixel vs dosis. Tal como se muestra en figura 4-2 b.



a) *b)*

Figura 4-2. Calibración de film: a) Montaje Experimental, b) curva de calibración de los film

4.2.1.1. Calibración Film radiográficos EDR y X-Omat-V

Se irradiaron las películas EDR2 y X Omat V en las mismas condiciones anteriormente mencionadas con el método y con un numero de UM necesario para entregar valores de dosis conocidos cubriendo un amplio rango de respuesta del film, el método empleado es denominado campos monoisocéntricos empleando 4 film en cada uno se irradia 4 campos rectangulares de 17 x 5 cm2 en diferentes lugares de la placa mediante movimientos asimétricos de las mandíbulas, la posiciones de la mesa de tratamiento permanece fija y se mantuvo una separación mínima de 4 cm por cada campo, una de estos film no se irradia y se usó como base para determinar el valor de fondo o background (cero).

La totalidad de los film fueron revelados en el procesador X-Omat 1000, en el proceso de revelado de todos los film se llevó en el menor tiempo de tal forma que las variaciones asociadas al cambio de la temperatura fueran despreciables.

Luego se digitalizaron las placas en el escáner Vidar y se generó una curva de calibración de densidad óptica en función de la dosis usando el software RIT 113 (ver figura 4-3). Dado que las medidas con la cámara de ionización se realizaron en el eje del haz, es claro que se debe seleccionar en la película una región de interés (ROI) que se encuentre en el eje del haz, de esta manera se usó un ROI de 1x 0.6 cm^2 asociado en cada film el nivel de densidad óptica con la dosis correspondiente.

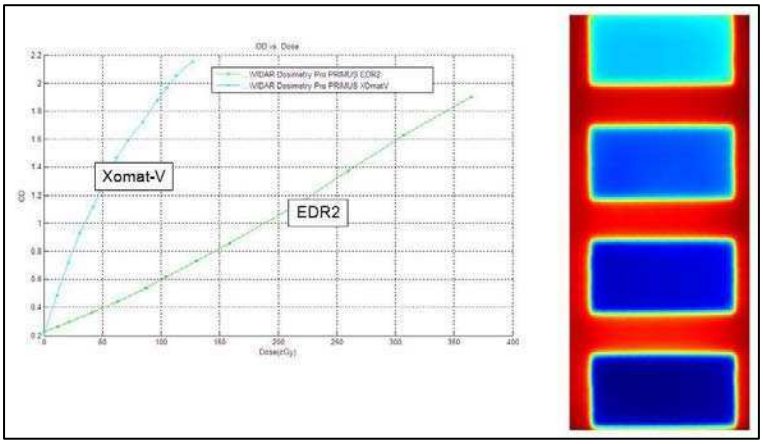
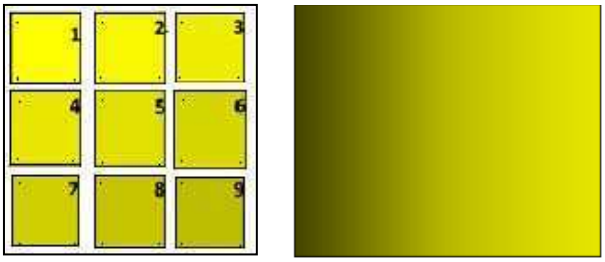


Figura 4-3: Curva de densidad óptica versus dosis para films radiográficos EDR2 y Xomat-V

4.2.1.2. Calibración Film radiocrómicos EBT2 y EBT3

Para los film radiocrómicos, Se siguió el método tradicional de irradiar placas individuales (Ver figura 4-4) como sugiere la literatura, aunque también se puede usar una cuña estática o dinámica para tener un gradiente de dosis en el film radiocrómico (ver figura 4-4) este últimos método es usado sincronizado con el RIT113 v5,3. Es mucho más rápido de implementar que el anterior método pero puede llevar a errores mayores a la hora de determinar la dosis dispensada, debido a la heterogeneidad de lectura del escáner, a la radiación dispersada por la cuña, la que introduce una dosis adicional a la película que es difícil determinar. Es por eso que en este trabajo se utilizó el primer método.

Un film radiocrómico se dividió en 9 partes iguales con un tamaño de 8 x 5 cm^2, y se enumeran en una de sus esquinas facilitando conocer la orientación de la placa. Se dejo un film sin irradiar y las 15 restantes se irradiación con una dosis entre 1 Gy a 9Gy.



a) b)

Figura 4-4. Métodos de calibración para los film, (a) usando placas individuales y (b) usando una cuña dinámica

El sistema RIT 116 y el VIDAR de películas se utilizaron para la digitalización de las películas luego de un periodo de estabilización aproximadamente de 24 horas, se construir curvas de calibración en términos de valor pixel vs dosis.

El Software RIT tiene diferentes herramientas para realizar el ajuste de puntos para la construcción de curvas de calibración, estas son un ajuste lineal, cubico, polinomial y Nas line, para introducir estos puntos en software RIT se deben escanear cada una de los film como se ha descrito anteriormente.

Cada punto se obtiene del promedio de los niveles de gris en el ROI realizado en el centro del campo irradiado del film, a este nivel de gris se asocia un valor de dosis medido con cámara de ionización en las mismas condiciones, una vez introducidos todos los valores el RIT ajusta las diferentes curvas de calibración y el mejor ajuste y lo usa para la calibración de los films.

4.3. CREACIÓN Y EVALUACIÓN DE LOS PLANES DE TRATAMIENTO.

El control de calidad paciente especifico de un tratamiento de IMRT es un control indirecto del plan aplicado sobre el paciente. Una vez finalizada una planificación del tratamiento de IMRT, todos los datos del plan (geometrías, fluencias, UM, etc.) deben ser exportados sobre un fantoma, donde se recalculara la distribución de la dosis, generando un plan hibrido, el cual será comparado con una medición experimental. El control será entonces una comparación entre la dosis medida y la predicha sobre el fantoma.

De allí entonces el control de calidad paciente específico de un plan de IMRT es solamente un chequeo del cálculo de dosis y del sistema de entrega del plan. Esto no nos

garantiza totalmente la entrega de la dosis correcta al paciente ya que es fuertemente dependiente de la exactitud del posicionamiento, movimiento interno de órganos y de la presencia de heterogeneidades.

El QA IMRT paciente específico es un control indirecto del plan, una vez finalizada una planificación del tratamiento de IMRT, todos los datos del plan (geometrías, fluencias, UM, etc.) son exportados sobre un fantoma, donde se recalculara la distribución de la dosis, generando un plan hibrido, el cual será comparado con una medición experimental. La finalidad es garantizar la entrega de la dosis correcta al paciente ya que es fuertemente dependiente de la exactitud del posicionamiento, movimiento interno de órganos y de la presencia de heterogeneidades [**31**].

En este trabajo se propone un Protocolo de control de calidad paciente específico, cada uno de ellos se evaluaron con los diferentes sistemas dosimétricos descritos en la aplicado en esta institución [**5**], se realizara por cada plan de tratamiento:

1. Verificación de la dosis del plan total con cámara de ionización
2. Comparación entre distribución de dosis del plan total en plano axial [**28**].
3. Comparación entre de distribución de dosis de campos individuales.

En esta tabla se muestran los sistemas independientes caracterizados para el desarrollo de este trabajo generando una redundancia de sistemas dosimétricos (ver tabla 4-2).

Tabla 4-2: Sistemas dosimétricos empleados en control de calidad IMRT S&S

Verificación QA IMRT	***Sistema Dosimétrico***
Verificación dosis relativa	Pint point – electrómetro
	Farmer electrómetro
Verificación distribución de dosis	*EDR2 / vidar pro red*
	EBT3-VIDAR PRO RED
Verificación campos individuales	*X omat v – vidar PRO RED*
	EBT3-VIDAR PRO RED
	Arreglo Bidimensional cámaras de ionización

Se realizara un análisis de las patologías más comunes, los casos clínicos tomados como referencia son el cáncer de próstata, cáncer de cabeza y cuello, cáncer de cuello de útero, cáncer de recto y otras patologías donde intervengan cada sistema dosimétrico mencionado en la tabla 4-2 y la figura 4-5.

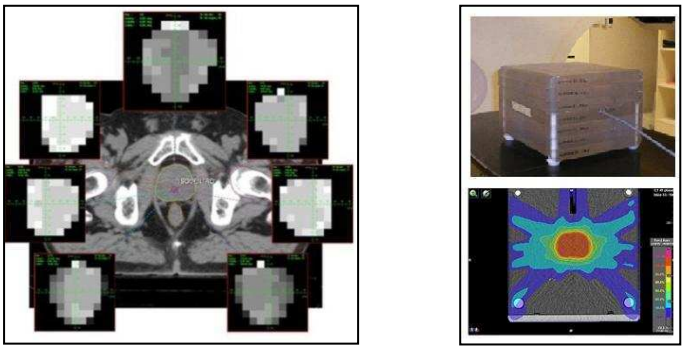


Figura 4-5: Verificación de dosis y distribución total de plan de tratamiento de IMRT S&S

4.3.1. Verificación de la dosis del plan total con cámara de ionización

Las mediciones de dosis absoluta para el plan total de IMRT se realizan con cámara de ionización, el uso de este detector calibrado es considerado una referencia en la dosimetría de las radiaciones. Las cámaras típicamente recomendadas para esta verificación son cámaras de pequeño volumen, sin embargo mientras más pequeña es la cámara de ionización, menor es la señal, mayor es la contribución relativa del fondo y requiere mayor periodo de estabilización. Las cámaras de ionización tipo Farmer poseen una alta señal, mejor relación señal ruido, pero su gran tamaño podría conducir a problemas relacionados con la perdida de equilibro electrónico y resolución espacial. El problema del tamaño de la cámara está íntimamente relacionado a la posibilidad de ubicar la cámara de ionización en una región donde la variación de la dosis sea muy baja.

Tal como mencionamos anteriormente una vez que un plan de IMRT es finalizado todos los parámetros de tratamiento son exportados sobre las imágenes de TAC del fantoma donde se realizara la medida de dosis creando un plan hibrido. Sobre estas imágenes se delimita un volumen correspondiente al volumen de medición de la cámara de ionización y mediante el HDV del mismo obtendremos la dosis media la cual deberá ser comparada con la dosis medida.

Una incorrecta elección de la posición de la cámara en el plan de verificación lleva a una inhomogenidad sobre el volumen correspondiente a la cámara de ionización dejando de ser la dosis media representativa. Las tolerancias propuestas en este trabajo para la verificación de dosis del plan total integral se establecen así (ver tabla 4-3) [**35**]:

Tabla 4-3: Valores tolerancias establecidas en la verificación de dosis absoluta calculada y medida

Evaluación	Tolerancia	Condición
Variación de dosis medida y calculada	<3%	**OK**
Variación de dosis medida y calculada	≤3% hasta 5%	**Investigado**
Variación de dosis medida y calculada	≥5%	**Rechazado**

Los fantomas (maniquís) empleados para la medición de dosis total fueron de placas paralelas de material polyestireno, en este fantoma las planchas superiores e inferiores fueron redondeadas para evitar ángulos rectos en la incidencias de los haces oblicuo, generando menores impresiones en el cálculo de la dosis en el TPS, este posee una plancha central con un orificio para ubicar una cámara de ionización (Ver fig.4-6)

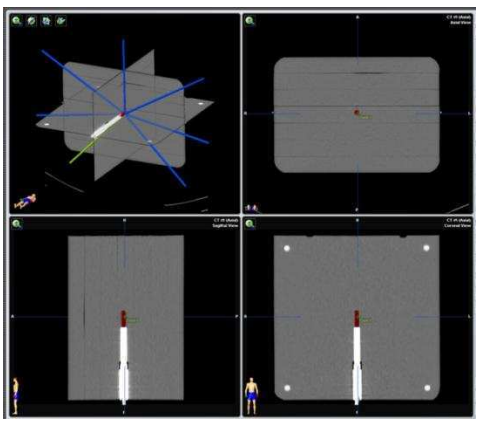


Figura 4-6: Fantomas empleado para la medición de dosis adsolita para un plan QA IMRT S&S

Para estudiar el efecto del tamaño de la cámara de ionización sobre la verificación de la dosis del plan total de IMRT S&S, se seleccionó un grupo de 50 planes de IMRT S&S sobre los cuales se realizó el cálculo y medida con cámara tipo farmer y una micro camara de ionización.

Se realizó un análisis para la influencia del algoritmo de cálculo, se seleccionaron un grupo de 50 planes de IMRT S&S, sobre los cuales se realizó el cálculo en TPS con algoritmos de carlo de Pencil Beam (PB) y algoritmo de Montecarlo (MC).

4.3.2. Análisis de Distribución de Dosis en QA IMRT

La verificación de distribuciones de dosis total 2D del plan integral es necesaria dentro del procedimiento de verificación de tratamiento de IMRT. Una verificación del plan integral permite simular la condición real en la que será tratado el paciente, se emplearan los ángulos de gantry y colimador originales, pudiéndose observar posibles problemas generados por la posición y gravedad. El plan se entrega con la secuencia producida por el sistema de registro y verificación, la distribución de dosis resultantes es similar a la que será entregada al paciente (aun cuando el fantoma no tenga la misma forma).

La utilización de films radiográficos es uno de los sistemas de medición más difundidos en el control de calidad debido a su alta resolución espacial. Actualmente hay una marcada tendencia a la utilización de imágenes digitales debido a la creciente escasez de películas y sistemas reveladores. Esta situación nos lleva a buscar métodos alternativos para realizar este tipo de controles. Uno de estos métodos son los film radiocrómicos con su alta resolución espacial, no baja dependencia energética y no necesita revelado, sin embargo necesitan un periodo de estabilización y su proceso de escaneo es crítico.

Para la medición de distribuciones de dosis en IMRT S&S sin alterar el medio donde se realiza la lectura, los film radiográficos y film radiocromicos son los detectores preferidos, dado que estas dosis son similares a las dosis por fracción a los pacientes es posible utilizar la UM originales de los tratamientos.

Una vez que un plan de IMRT es finalizado todos los parámetros de tratamiento son exportados sobre las imágenes de TAC del fantoma donde se realizar la medida creando un plan hibrido. Sobre estas imágenes se seleccionan planos axiales donde se calculara la distribución de dosis 2D, mismo lugar donde se colocan los film para la medición a partir de lo cual realizaremos la comparación (figura 4-7), Se desarrolló un fantoma local de polyestireno y placas de agua solida junto con una base plástica que sirve como sujeción de las placas y nivelación del mismo.

Un método cuantitativo de análisis en el plano, es considerar la dosis como una colección de dosis puntuales y encontrar la diferencia porcentual entre la distribución calculada y medida en todos los puntos. El porcentaje de dosis que pasan por un criterio predeterminado (Gamma Index 3%/3mm) se informa este método tiene la ventaja de ser sencilla y fácil de realizar. Sin embargo, generalmente es fiable solo en las regiones donde el gradiente de dosis es bajo, un error espacial muy pequeño da lugar a una diferencia porcentual desproporcionadamente grande en las regiones de alta pendiente.

Toda comparación requiere un adecuado sistema de registro que no introduzca nuevos errores durante el procesos de comparación, durante el desarrollo de este trabajo se utilizó el software de comparación de distribuciones RIT113 v5.3, la comparación se

realizó mediante mapas de sustracción de dosis, superposición de perfiles, índice gamma y histogramas. Igualmente para la evaluación de las distribuciones deben estar normalizadas en una región de alta dosis y de bajo gradiente, las tolerancias propuestas en este trabajo para verificación de distribuciones de dosis del plan integral establecen que (tabla 4-4):

La región de interés, donde se realiza la comparación debe corresponder a una zona con un umbral de dosis de 5%, respecto a la dosis máxima del campo.

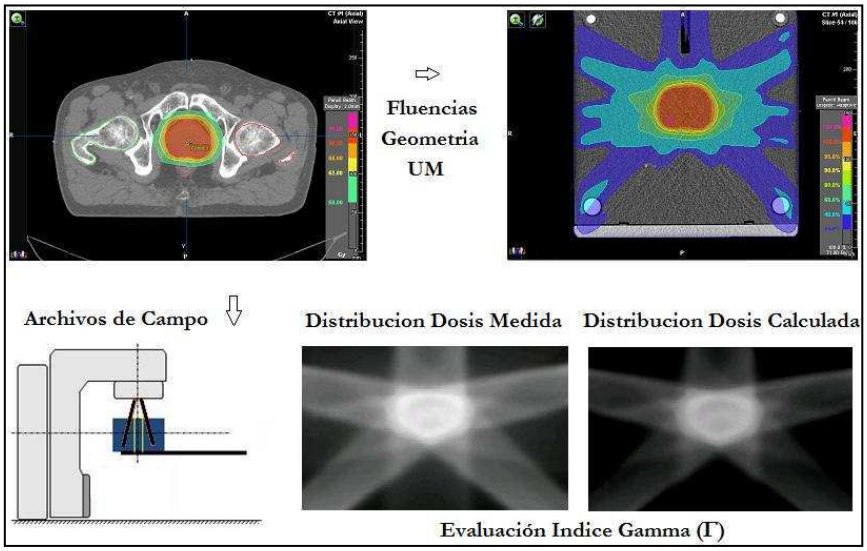


Figura 4-7: Plan hibrido para verificación de distribución de dosis 2D en plano axial para plan total de IMRT

Tabla 4-4 Niveles de aceptación para control de calidad paciente especifico en IMRT.

Evaluación	Tolerancia	Condición
Análisis γ el 95% de los pixel	γ> 1 (3%: DTA 3mm)	**OK**
Análisis γ el >95% de los pixel	γ> 1 (3%: DTA 3mm)	**Investigado o Rechazado**

4.3.3. Verificación de la distribución de dosis de campos individuales QA IMRT

La realización de una medición de distribuciones de dosis 2D de campos individuales es necesaria para verificar la fluencia completa de los campos de tratamiento. Diversos problemas del sistema de colimación tales como efecto 'tongue and grroove', errores de posicionamiento de láminas, problemas en la combinación de campos con posiciones múltiples, trasmisión, etc; también del sistema de cálculo de dosis tales como la falta de ajuste de la penumbra y otras regiones de dosis, efecto de separación efectiva de láminas, fallas en la secuencia de movimiento de láminas, etc, entre otros problemas no conocidos que puedan generar variaciones entre la distribuciones de dosis medidas y calculadas.

Una vez que un plan de IMRT es finalizado todos los parámetros de tratamiento son exportados sobre las imágenes de TAC del fantoma donde se realizará la medida de la distribución de dosis 2D creando un plan hibrido. Sobre estas imágenes se selecciona un plano coronal donde se calculara la distribución de dosis 2D, mismo lugar donde se colocara el sistema de medición 2D para hacer, mismo lugar donde se colocara el sistema de medición 2D para hacer la comparación figura 4-8.

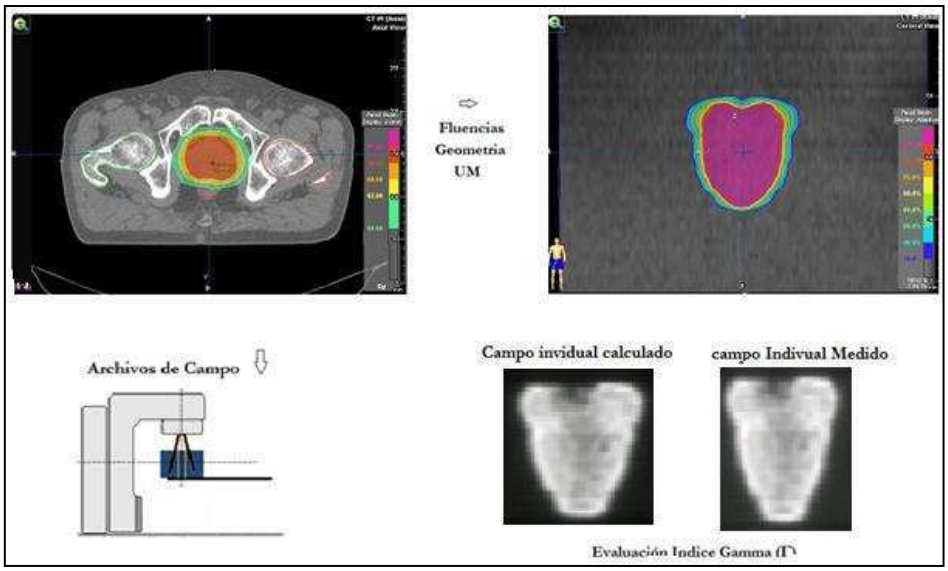


Figura 4-8: Plan hibrido para verificación de distribución individual en un plano coronal para plan total de IMRT

La grilla de cálculo que se debe utilizar en el cálculo de la dosis de los campos de IMRT a verificar debe ser lo suficientemente chica en relación a la resolución del film, a los efectos de evitar un error de promedio. Como se mostró en la sección anterior se registra las imágenes con la finalidad de obtener una correspondencia entre puntos de ambas distribuciones (manual o automática) (ver fig. 4-9).

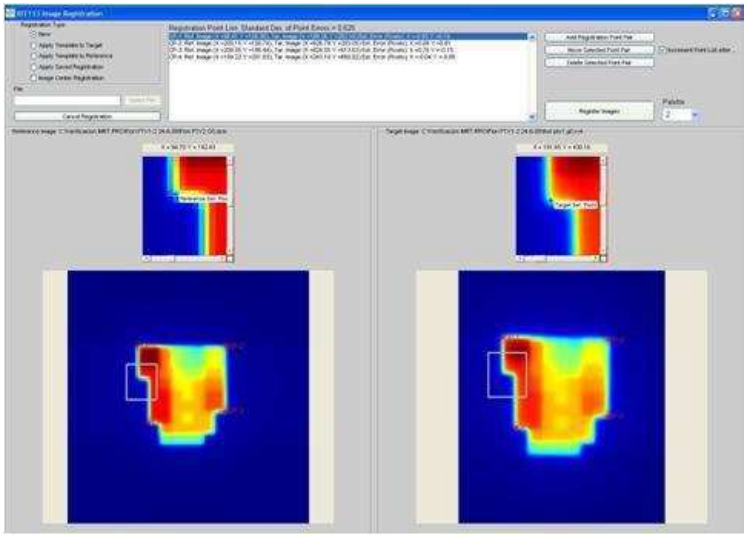


Figura 4-9: Selección de puntos de registro entre distribuciones de dosis medida y calculada para campos individuales con modalidad IMRT S&S

En el caso de los bordes redondeados genera ciertas imprecisiones en la selección manual de puntos de registro por lo que es aconsejable la utilización de una fusión automática. La distribución individual obtenida del plan de tratamiento, que ha sido transferido a la geometría de un fantasma en particular, tiene que ser adaptada a la distribución de la dosis medida. El plan calculado se interpola con la misma resolución que la película escaneada, aquí se empleó 72 dpi.

Figura 4-10: verificación de campos individuales

Un sistema de verificación 2D debe poseer buena resolución espacial, respuesta rápida y debe ser de fácil análisis de los datos medidos. Existen diversos sistemas de medición disponibles para este fin que poseen ventajas y desventajas para la dosimetría 2D, entre ellos tenemos los film radiográficos X-Omat-V, film radiocromicos EBT3 y arreglos bidimensionales de cámaras de ionización.

4.3.3.1. Campos individuales con film

- **Films radiográficos:** Los films radiográficos provee información de alta resolución y un registro de distribuciones 2D en un plano, su uso es simple y económico. La dosimetría fílmica posee muchos parámetros que influyen directamente en el resultado, en especial el revelado y escaneado de las películas. Sin embargo las incertezas asociadas a la dosimetría fílmica están dentro de los errores experimentales, de allí entonces que los films radiográficos aparecen como un dosímetro ideal en especial cuando los mismos están ubicados perpendiculares a la incidencia del haz de radiación dentro de un fantoma, como es el caso de la verificación dosimétrica de campos individuales.
- **Films radiocrómicos:** El uso de los film radiográficos es habitual como sistema de verificación de tratamientos en la radioterapia actual, siendo cada vez más frecuente el uso de películas radiocrómicas EBT debido a su buena resolución espacial a su mayor sensibilidad y a su rango útil de dosis respecto a las películas tradicionales, así como a la no necesidad de revelado posterior en el cuarto oscuro. Por tanto las películas radiocrómicas se imponen como sistema de verificación de tratamientos de IMRT. Existen diversos trabajos en el que se describen los factores que hay que tener en cuenta para disminuir los errores en el procedimiento y obtener unos resultados con una incertidumbre mínima útil para el propósito dosimétrico. Dichos factores dependen tanto de la película como del tipo de escáner, por lo que es fundamental su caracterización antes de la puesta en marcha.

4.3.3.2. Arreglo bidimensional de cámaras de ionización

El uso de arreglo 2D de detectores se ha incrementado en los últimos años debido a que este sistema brinda un método rápido y digital sin las complicaciones asociadas al revelado y digitalización de películas. En particular la utilización de arreglos 2D de cámaras de ionización brinda un sistema de simple calibración, sin tiempo muerto, con medida de dosis en tiempo real y sin efecto significativo de daño por dosis [**36**].

En este trabajo se utilizó un arreglo 2D de cámaras de ionización PTW seven 29 para verificación de campos individuales de IMRT S&S. Este sistema es un arreglo cuadrado de 27x27 cámaras de ionización cubicas (0.5cm de arista) con distancias entre centros de cámaras de 1cm y las mismas están polarizadas con 400volts. Las cámaras están a 5mm de agua solida equivalente y en nuestro caso se agregaron 15mm de material agua equivalente dejando los detectores a 20mm de profundidad. El dispositivo es centrado haciendo coincidir los ejes principales del haz de radiación con los ejes principales del dispositivo. Las medidas de campos individuales de IMRT con un arreglo de cámaras de ionización poseen baja resolución debido al tamaño y distancia entre los detectores, El mismo conjunto fue escaneado para efectuar el cálculo de la matriz de dosis correspondiente a cada haz.

El arreglo de detectores fue colocado sobre la mesa del equipo de tratamiento, y sobre el arreglo se colocaron 1.5cm del mismo material., los haces de IMRT fueron irradiados independientemente con el gantry en posición (0^0) y colimador a (90^0), esto para evitar la irradiación de la electrónica, se realizó 4 irradiaciones por cada campo en cuatro con corrimientos de 5mm y luego se realiza una fusión (Merge) (ver figura 4-11), de manera que se monitorea con mejor resolución la totalidad del haz de radiación (ver fig. 4-12).

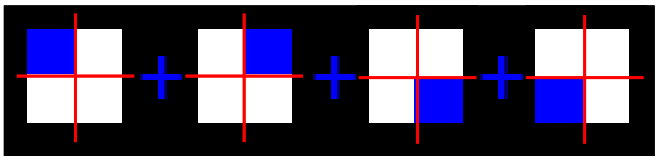
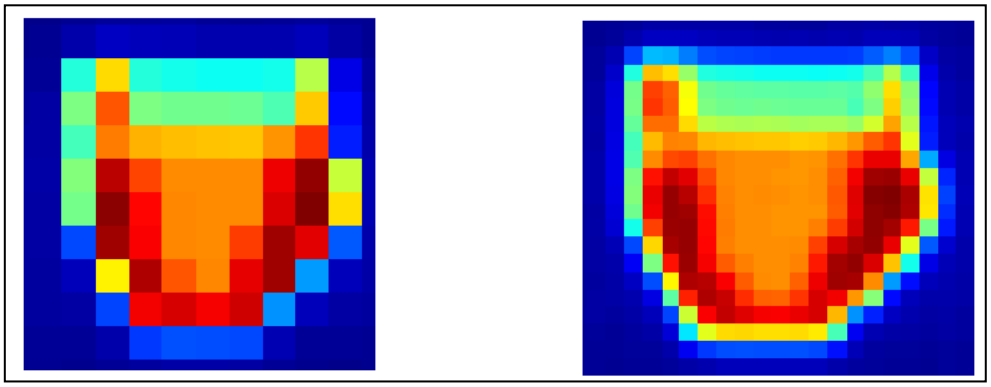


Figura 4-11: Arreglo bidimensional de cámaras de ionización, representación de fusión (merge) de los 4 irradiaciones.

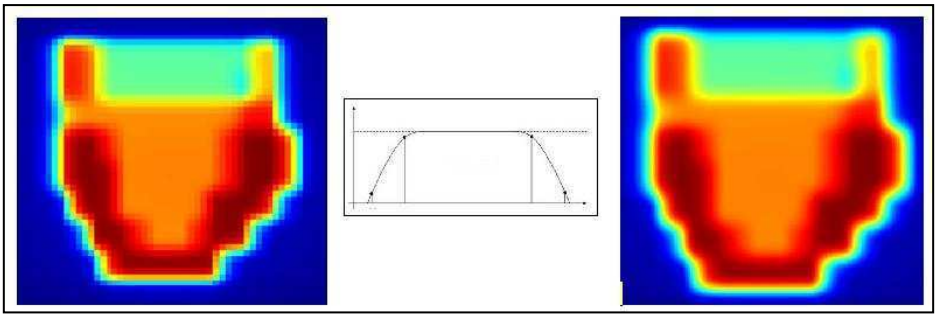


a) b)

Figura 4-12: Arreglo bidimensional de cámaras de ionización, a) Una irradiación, b) 4 irradiaciones merge.

Mediante la fusión de imágenes medidas, se disminuyen las desventajas en resolución espacial del arreglo bidimensional de cámaras de ionización respecto al sistema de películas. Es decir, se toma en cuenta la influencia del volumen finito de los detectores y su función de respuesta espacial mediante una función de convolución de la distribución de dosis calculada, es posible obtener valores de correspondencia entre el resultado de esta convolución y la imagen de dosis registrada (figura 4-13), según el análisis gamma, comparables que con el procedimiento tradicional basado en el uso de películas, esta aplicación fue desarrollada en el desarrollada en software Matlab (Mathworks, Inc).

Las distribuciones de las dosis individuales calculadas + convolución (figura 5-34), y las distribución medida con la opción de fusión (figura 5-36), fueron comparadas con el mismo software RIT113 v5.3, con el criterio de índice gamma de 5% de diferencia de dosis y 3mm de distancia.



a) b)

Figura 4-13: Convolucion de dosis calaculada por el TPS, a) Imagen sin convolución b) Imagen con convolución

La comparación cuantitativa entre distribuciones de dosis 2D medidas y calculadas es una necesidad de IMRT. Toda comparación requiere de un adecuado sistema de registro que no se introduzca nuevos errores durante el proceso de comparación. La superposición o substracción de curvas de isodosis muestra solo una información necesaria con regiones de falta de coincidencia pero no permiten especificar el grado de coincidencia en una forma cuantitativa. Una comparación completa que involucre diferencia de dosis y distancia a la coincidencia (DTA) es realizada mediante el análisis gamma. La comparación entre distribuciones de dosis requiere de una normalización de ambas que por lo general se realiza en una región de alta dosis. El criterio de análisis gamma combina la utilización de diferencia de dosis en regiones de bajo gradiente (5%) y el criterio de DTA en regiones de alto gradiente en cada punto de interés (3mm); el mismo puede ser expresado gráficamente con mapas de paso o falla. Las tolerancias propuestas en este trabajo para la verificación de distribuciones de dosis de campos individuales de IMRT establecen que (ver tabla 4-5):

Ambas distribuciones de dosis deben estar normalizadas en una región alta dosis y bajo gradiente, la región de interés, donde se realiza la comparación debe corresponde a la zona con un umbral de dosis de 5%, respecto a la dosis máxima del campo.

Tabla 4-5 Niveles de aceptación para campos individuales en QA paciente especifico en IMRT.

Evaluación	Tolerancia	Condición
Análisis γ el 95% de los pixel	γ> 1 (5%: DTA 3mm)	**OK**
Análisis γ el >95% de los pixel	γ> 1 (5%: DTA 3mm)	**Investigado o Rechazado**

Capítulo 5

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

5.1. Verificación dosimetría del haz de radicación

Se realizó una verificación dosimétrica del haz 6MV del acelerador PRIMUS (Siemens), Se obtuvieron los PDD, perfiles inplane y crossplane, (ver figura 5-1), su variación ha sido menor al 3% respecto a sus valores de referencia. [**32**]

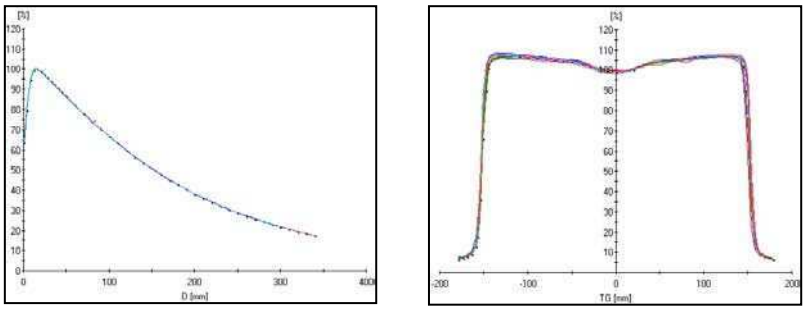


Figura 5-1: Verificación dosimétrica para el haz de radiación de 6MV a) Curvas de dosis en profundidad, b) perfil de dosis en profundidad

5.2. Calibración del Escáner VIDAR

La calibración del escáner VIDAR como se mencionó en la sección 4.1 corresponde a la curva características de la densidades ópticas predefinidas del film patrón en función de unidades de A/D, en la figura 5-2 podemos apreciar la curva mencionada [**33**].

La forma de la curva corresponde efectivamente a la descrita en el manual de operación del software RIT 113 y la obtenida por *Bucciolini et al [7]*.

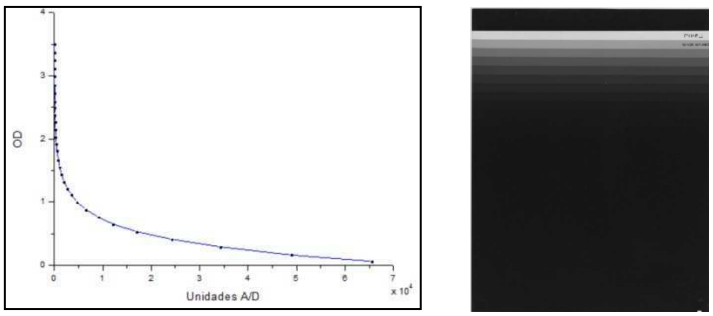


Figura 5-2: Curva de calibración de densidades ópticas

5.3. Determinación de la dosis en los film irradiados

Para determinar la curva sensitometría debemos, establecer inicialmente el número de unidades de monitor necesarias para entregar una dosis conocida de referencia en el fantoma de agua sólida. Para esto se realizó en el procedimiento descrito en la sección anterior dando una tasa de dosis a la profundidad de referencia para el 2/3/2012 fecha en que se realizó la irradiación de los film, este es el factor de calibración que determina las variaciones dosimétricas diarias del LINAC, si se realiza una dosimetría absoluta con film se debe multiplica por este valor.

$$\dot{D} = 1{,}002\, Gy/UM \qquad (5.1)$$

En la tabla 5-1 podemos observar la relación para 16 puntos de interés, luego se realizó la irradiación de los film radiográficos (EDR2, X-OMAT-V) y film radiocromicos (EBT2 y EBT3) en las condiciones mencionadas en la sección 4-2.

Tabla 5-1 Calculo de dosis a partir de mediciones con la cámara para los film radiocrómicos y radiograficos

No. Film	MEDIDA [nC]	DOSE FILM [cGy]
1	-	-
2	1,95	9,76
3	3,91	19,43
4	7,82	39,3
5	11,73	58,88
6	15,64	78,5
7	19,55	98,22
8	23,47	122,7
9	29,33	147,22
10	39,11	196,21
11	48,89	245,29
12	58,67	294,48
13	68,45	343,71
14	97,79	490,88
15	136,90	687,13
16	176,02	883,87

Una vez irradiado el film se procede a digitalizar mediante un densitómetro Vidar Pro Red, con una profundidad de color de 16 bits.

5.4. Curva Sensitométrica

La curva de calibración se realiza a partir de la relación entre la OD_{net} y la dosis (Ecuacion 2-12), los film han sido digitalizados con escáner Vidar:

- **Film radiocrómicos**: se empleó el protocolo clásico (film individuales), Para obtener la OD_{net}, se realiza tres escaneos para el mismo film y toma la imagen

promedio donde se aplica un filtro Winner de 3 x 3 cm^2, para eliminar el ruido de la imagen se seleccionó un ROI con la OD_{net} calculada y la dosis correspondiente se construye la línea de tendencia, se empleó la calibración perpendicular.

- **Film radiográficos**: se empleó el método de campos monoisoceentricos, se irradian varios campos en diferentes lugares del film mediante movimientos asimétricos de las mandíbulas. La posición de la mesa permaneció fija y se mantuvo una separación mínima de 4 cm entre cada campo, luego se escaneo el film y por cada campo se aplica un filtro Winner de 1 x 0,6 cm^2, a cual se le asocia un valor de la dosis para la construcción de la curva de calibración.

El software RIT113 v5.3 asocia una línea de tendencia (lineal, cubica o Polinomial) asociadas al comportamiento de los datos obtenidos para este lotes de film, este sistema requiere mínimo 12 puntos para construir su curva.

El resultado de la calibración de los film EBT3, EBT2, EDR-2 y X-OMAT-V se muestra en la figura 5-3 donde se aprecia una curva valor pixel en función de la dosis.

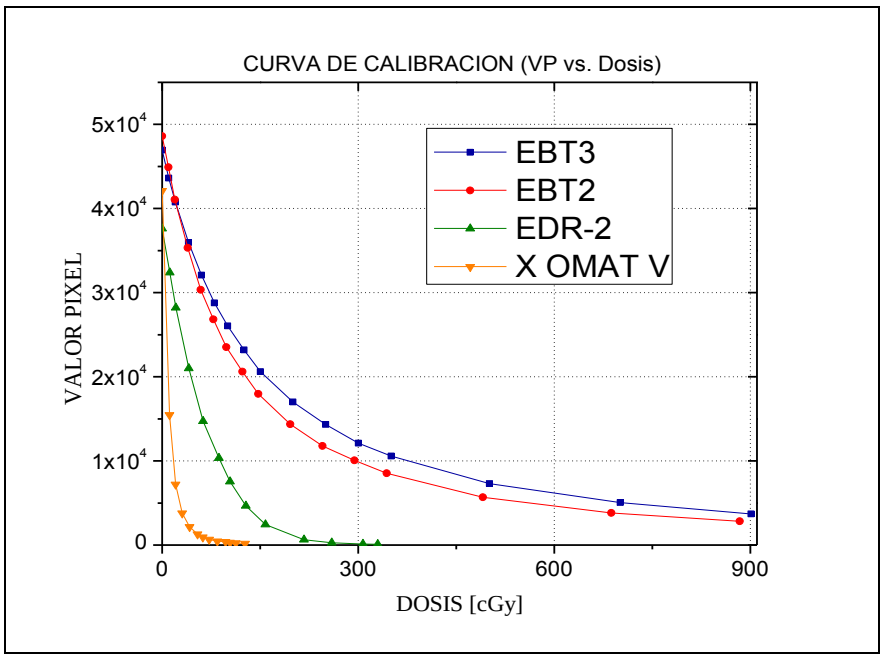


Figura 5-3: Curva de calibración de valor pixel en función de la dosis para la película EDR-2

Usando esta curva y la curva de densidad óptica en función de unidades valor pixel (A/D), se puede determinar la curva de densidad óptica en función de la dosis que corresponde a la curva sensitometría (ver fig. 5-4) [**30**].

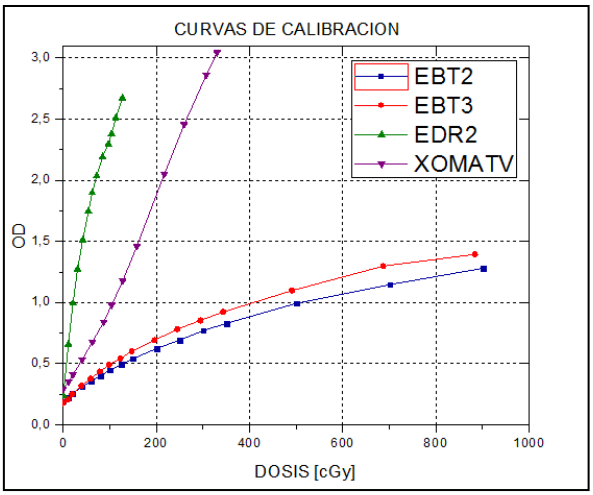


Figura 5-4. Curva de calibración de densidad optica en función de la dosis para la película EDR-2

En la figura anterior se aprecia la linealidad en la respuesta de los film EDR2 en función de la dosis en el rango interés, lo cual es consecuente con lo reportado por las empresas fabricantes y la literatura. En la misma visualizamos que los film radiocrómicos son de respuesta lenta mientras los film radiográficos de respuesta rápida, estos film son aptos para su aplicación en radioterapia, respecto al escáner VIDAR siempre se trabajó en el canal RED y es necesario hacer énfasis en la correcta alineación de los componentes del escáner Vidar un desajuste o en su calibración puede introducir errores de dosimetría, por otra parte como los detectores siempre permanecen fijos se tiene un efecto de heterogeneidad para minimizarlos se realizó el cociente de la película no irradiada con la irradiada que ayuda a compensar el mínimo efecto.

En la construcción de la curva de calibración el software RIT 113 v5.3, asocia una curva de ajuste, nosotros hemos realizado un estudio independiente con los datos obtenidos para buscar una función de ajuste, la función que mejor se ajusta son los polinomios, entonces las dos ecuaciones usadas se nombran con un *n* igual a 2 y 3:

- *Polinomio 2:* $D_{fit} = a \cdot OD_{net}^2 + a \cdot OD_{net}$
- *Polinomio 3:* $D_{fit} = a \cdot OD_{net}^3 + b \cdot OD_{net}^2 + c \cdot OD_{net}$

Los resultados del ajuste con las diferentes funciones se presentan en la tabla 5-2 en la columnas aparece (de izquierda a derecha) el canal, el nombre la función y las pruebas de ajuste de bondad (R^2), la suma de los cuadrados del error (SSE) y la raíz media del error cuadrado (RMSE) para los diferentes film.

Tabla 5-2 : Análisis de ajuste de la función polinomio para las curvas obtenidas

Film	Canal	Ajuste	R^2 [%]	RMSE	SSE
EBT3	RED	Polinomio 2	99,542	0,027	0,009
		Polinomio 3	99,848	0,016	0,003
EBT2	RED	Polinomio 2	99,637	0,021	0,006
		Polinomio 3	99,948	0,008	0,001
EDR2	RED	Polinomio 2	99,838	0,042	0,01
		Polinomio 3	99,989	0,011	0,001
X-Omat-V	RED	Polinomio 2	99,454	0,060	0,036
		Polinomio 3	99,974	0,013	0,001

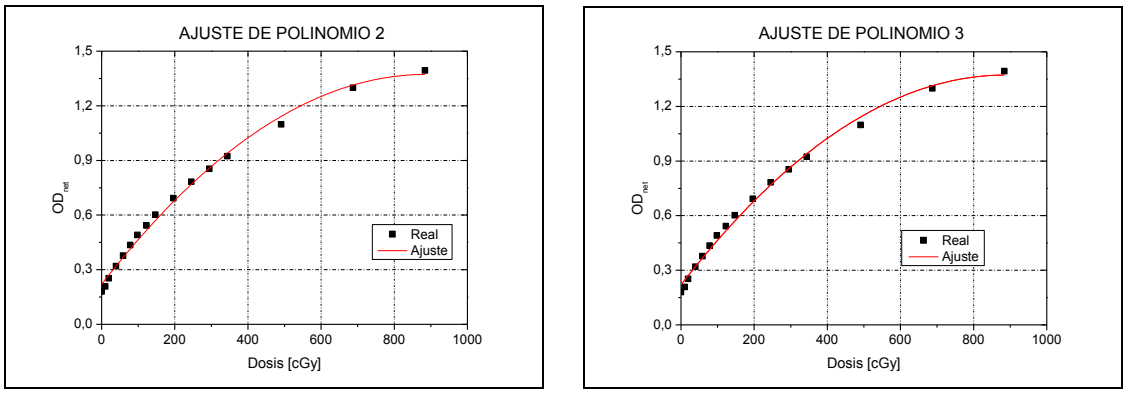


Figura 5-5: Datos de la curva de ajuste con a) polinomio 2 y polinomio 3 canal red

Basado en los resultados anteriores, se observa que las dos funciones usadas se ajustan muy bien a los datos, sin embargo, la función polinomio 3 es la que mejor se ajusta en el canal rojo. Las gráficas de polinomio 3 y polinomio2 se esquematiza para la EBT3 – RED en la figura 5-5.

En la tabla 5-3 se muestra el valor de las constantes del polinomio, con su respectiva desviación estándar [**17**].

Tabla 5-3 Parámetros de ajuste de las funciones polinomio 2 y polinomio 3, con su desviación estandar

Film	**Ajuste**	**Constantes de ajuste**		**Desviación Estándar**
EBT 3	Polinomio 2	A	-1,462	1,096
		B	-0,002	9,228
		C	0,219	0,012
EBT 3	Polinomio 3	A	1,437	2,924
		B	-3,244	3,685
		C	0,003	0,000

Por otro lado un factor que podría intervenir en la calibración de la película EDR2 surge del hecho de que estas son sensibles a fotones dispersos de bajas energías (~400 KeV). Esto debido al contenido de elementos con un alto número atómico como el bromo y la plata en la película, lo cual incrementa la probabilidad de interacción fotoeléctrica. Al interaccionar estos fotones con la película generan una sobrestimación de la dosis. Para eliminar la sobre estimación causada por éstos fotones dispersos de baja energía, se plantea por algunos autores tales como: Bucciolini et al [7], el uso de láminas de plomo de 0,5 mm de espesor a 1,2 cm de la película (Ver figura 5-6)

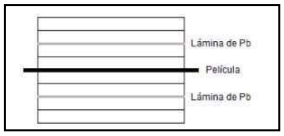


Figura 5-6. Configuración recomendada para la realización de las curva de calibración de las películas EDR2 y disminuir los efectos de la sobre respuesta del film a fotones dispersos de bajas energías.

Un segundo escáner caracterizado con los film EBT3 es el Epson 10000XL, se realizó el la digitalización de los film donde se desactivaron todas las opciones de corrección por color y se empleó el software ImageJ donde elegimos el canal rojo y verde. (Ver fig. 5-7)

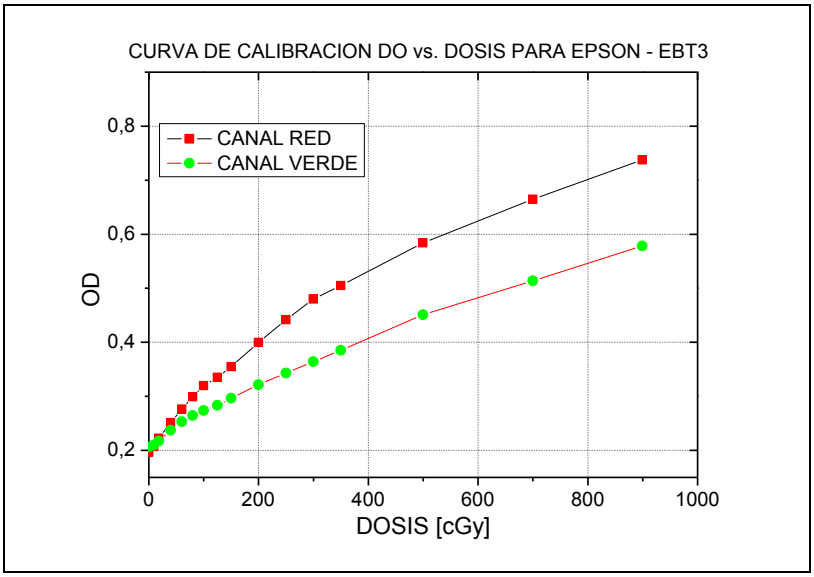


Figura 5-7. Curva de calibración de densidad optica en función de la dosis para el sistema dosimétrico comprendido por film EBT3 – Epson 10000XL

En la figura 5.7 se observa un comportamiento consecuente con lo reportado por la literatura para este escáner[**17**], muestra linealidad y una mayor sensibilidad para el canal RED, el cual es empleado para el QA IMRT S&S.

Se realizó una comparación entre escáner para las curvas de calibración para los film radiocromicos EBT3 con el escáner VIDAR RED y Epson XL10000, en la figura 5-8 se muestra la mayor ganancia para el VIDAR, en este escáner se realiza únicamente para el canal RED donde se tienen mayor sensibilidad, en el Epson el canal RED tiene mejor comportamiento respeto al canal Green y Blue, en la práctica de control de calidad paciente especifico se pueden emplear los dos sistemas dosimétricos con buenos resultados.

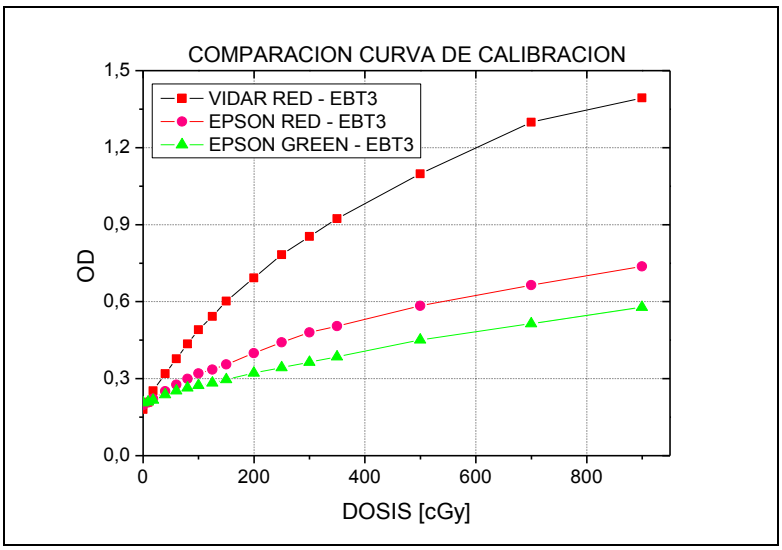


Figura 5-8: Curva de calibración de densidad óptica en función de la dosis para el sistema dosimétrico independiente comprendido por film EBT3 – Epson XL10000 y Vidar Dosimetry ProRED

En verificación de distribución de dosis se puede usar otros sistemas dosimétricos como portal dosimetry, pero para este trabajo nos enfocaremos al escáner Vidar Dosimetry ProRED.

5.5. Verificación calibración arreglo bidimensional de cámaras de ionización.

El uso de arreglo 2D de detectores se ha incrementado en los últimos años debido a que este sistema brinda un método rápido y digital sin las complicaciones asociadas al revelado y digitalización de películas. En particular la utilización de arreglos 2D de cámaras de ionización brinda un sistema de simple calibración, sin tiempo muerto, con medida de dosis en tiempo real y sin efecto significativo de daño por dosis.

En este trabajo se utilizó un arreglo 2D de cámaras de ionización PTW729 para verificación de tratamientos de IMRT S&S. Este sistema es un arreglo cuadrado de 27x27 cámaras de ionización cubicas (0.5cm de arista) con distancias entre centros de cámaras de 1cm y las mismas están polarizadas con 400volts. Las cámaras están a 5mm de agua solida equivalente y en nuestro caso se agregaron 15mm de material agua equivalente dejando los detectores a 20mm de profundidad. El dispositivo es centrado haciendo coincidir los ejes principales del haz de radiación con los ejes principales del dispositivo. Las medidas de campos individuales de IMRT con un arreglo de cámaras de ionización poseen baja resolución debido al tamaño y distancia entre los detectores.

Se observa que el acelerador Primus Optifocus, la dosis medida con el arreglo de cámaras, se comporta linealmente con la variación de las UM, no solamente para valores de UM usados normalmente en la radioterapia conformal (50-100 UM), sino también para valores menores típico en IMRT. El porcentaje de error más alto encontrado en la linealidad dosis-unidad de monitor fue de 0.5% que corresponde a 3UM (ver fig. 5.9).

En cuanto a la reproducibilidad, el porcentaje máximo de diferencia fue de 0.05% con una máxima desviación individual de 0.3%. Teniendo en cuenta que los resultados obtenidos pueden estar influenciados por las fluctuaciones de la intensidad del haz, propias del acelerador, encontrando diferencias dentro valores tolerados.

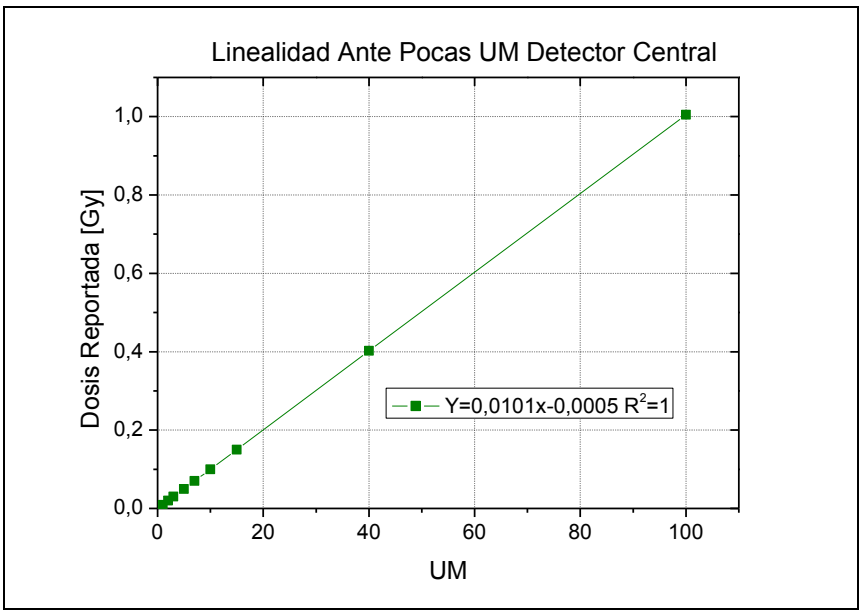


Figura 5-9: Verificación de linealidad de UM para arreglo bidimensional de cámaras de ionización.

El factor de campo tiene en cuenta los cambios de la intensidad del haz, con la apertura del colimador en relación con el campo usado para calibración de haz. Se define como la razón entre la dosis para un tamaño de campo determinado y la dosis para un campo de 10cm x 10cm, determinada a la misma distancia foco-punto de medida y profundidad. La similitud entre los valores de la cámara del eje central del arreglo de cámaras de ionización y los valores obtenidos en la puesta en marcha del PRIMUS son muy similares. Las discrepancias 7% para campos de 1 x 1 cm^2 para todos los tamaños de campo fue de 1% (ver fig. 5-10).

Luego se realizó una serie de medidas con 100 UM y un tamaño de campo de 10 x 10 cm^2 para analizar la estabilidad tanto de planicidad como de simetría del haz de radiación en condiciones estándares de referencias, Una vez verificados la estabilidad de la planicidad y simetría para 100 UM, el análisis se enfoca en evaluar esos dos parámetros a bajas unidades monitor. Los resultados de esta prueba muestran una variación del 4% para la planicidad y de 2.3% para la simetría para el intervalo comprendido entre 5UM-10UM, y una variación de planicidad (1,4%) y simetría (1,2%) para más de 8UM.

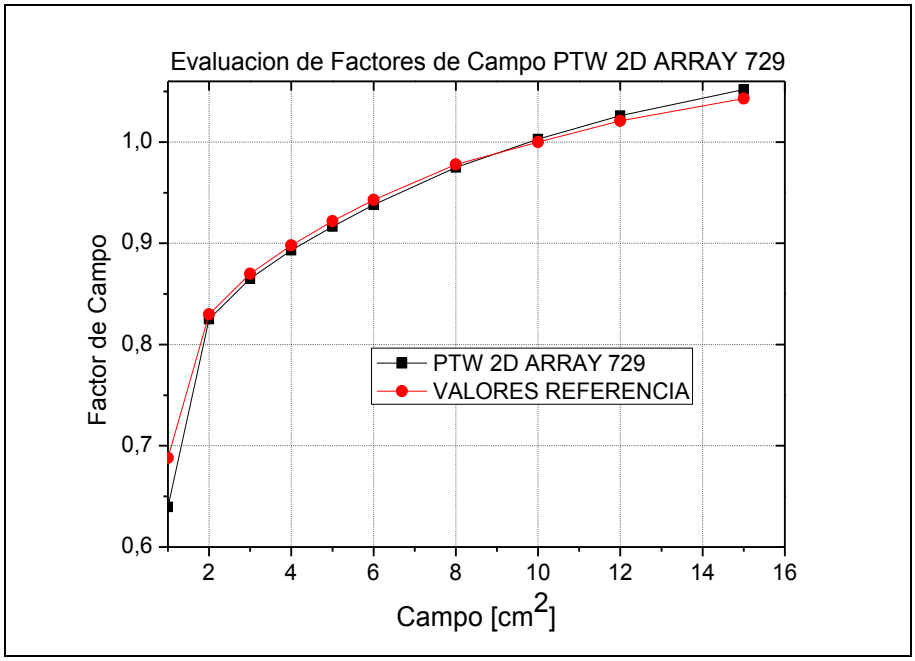


Figura 5-10: Factor de campo para arreglo bidimensional de cámaras de ionización.

El arreglo bidimensional de cámaras de ionización fue empleado en la verificación de campos individuales en posiciones estáticas den gantry (0^0) y del colimador (90^0) para evitar la irradiación de la parte electrónica, igualmente se emplea para la evaluación realtivarelativa del haz de radiación.

5.6. EVALUACIÓN DE LOS PLANES DE TRATAMIENTOS

El protocolo implementado esta descrito en la sección 4-3 para el seguimiento de este protocolo se han diseñado plantillas para la realización de los controles [**34**], igualmente se creó una planilla Excel en la que se reportara los datos del paciente, el sistema dosimétrico utilizado, la dosis absoluta calculada por el TPS y la medida, el índice gamma arrojado para campos individuales y distribución de dosis total (ver fig. 5-11).

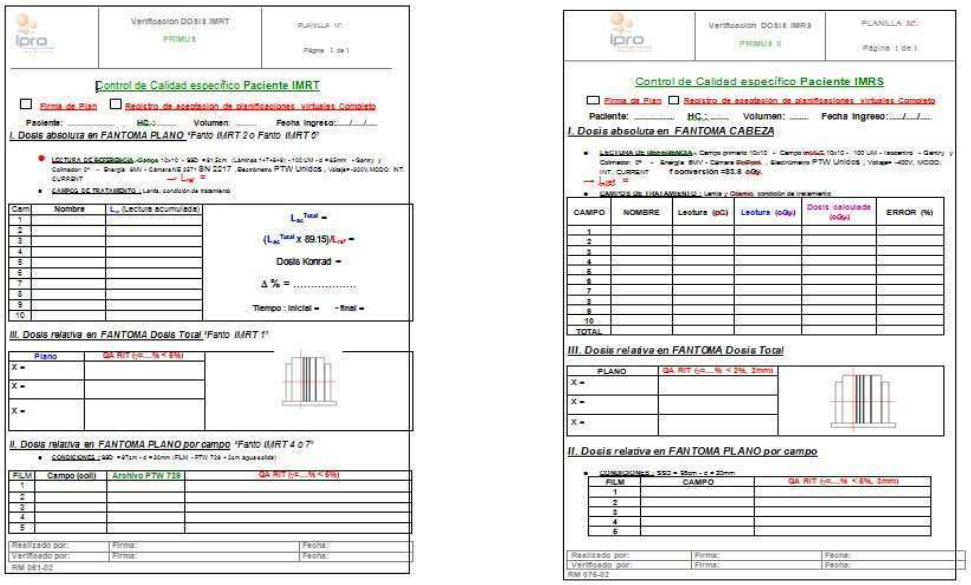


Figura 5-11: Planilla de control de calidad de tratamientos paciente especifico en IMRT S&Sy IMRS en IPRO

5.6.1. Dosis Absoluta, Punto de análisis de IMRT:

Para estudiar el efecto del tamaño del detector en la verificación de la dosis total del plan de IMRT S&S seleccionamos un grupo de 50 planes, sobre los cuales se realizó el cálculo y se midió la dosis con una cámara tipo Farmer de 0.6 cm3 del tipo PTW TN30013 y la microcámara PTW TN31016 de 0.015 cc.

5.6.1.1. Influencia del tamaño del detector

Los resultados de 50 medidas con cámara tipo Farmer muestran que el valor medio entre la dosis media calculada y dosis medida fue de -0.2 ± 1.2% con un rango de [-2.8%, 1.9%]. El 100% de las variaciones fueron menores al 3% resultado satisfactorio para la verificación de dosis absoluta sobre planes de IMRT step and shoot (ver figura 5-12).

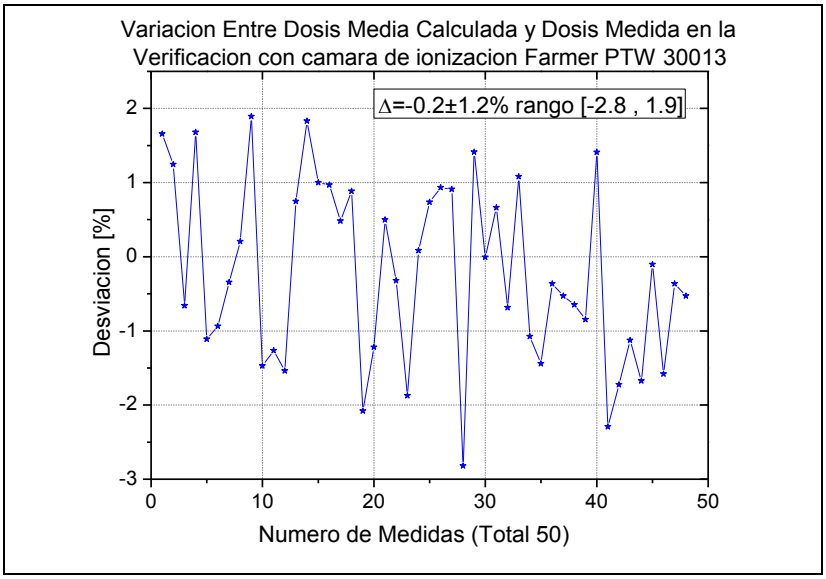


Figura 5-12. Variación entre dosis media calculada y dosis medida en la verificación del plan total de IMRT S&S con cámara de ionización tipo Farmer

Para el análisis con microcámara se utilizó el mismo fantoma, pero se coloca una plancha central con un abertura indicado para dicho detector, en las imágenes del fantoma es realizado el recalculo de la distribución de dosis del plan real generando un plan hibrido. La variación obtenida entre la dosis medida y la dosis calculada para la microcámara es -0.4±1.3% [-2.5, 3], el 100% de las variaciones fueron menores al 3% (ver fig. 5-13).

Debido a la baja señal de la microcámara y su largo periodo de estabilización para planes de IMRT con regiones grandes de dosis uniforme (comparables al tamaño de la cámara de ionización) sería más apropiada la utilización de cámaras tipo Farmer aún cuando su volumen activo sea similar al tamaño de los beamlet del campo de IMRT.

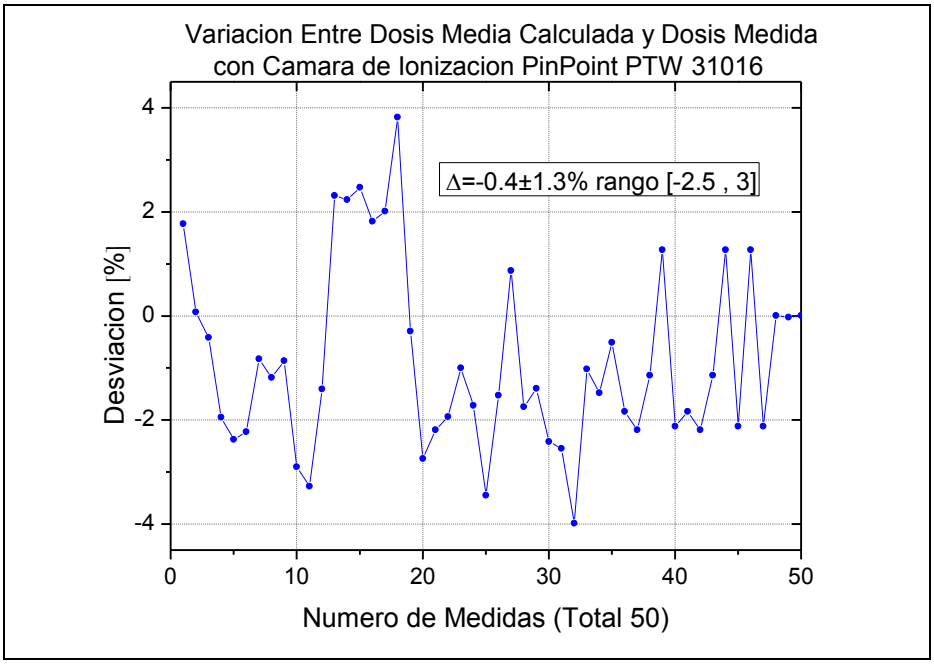


Figura 5-13. Variación entre dosis media calculada y dosis medida en la verificación del plan total de IMRT S&S con microcámara de ionización(PinPoint).

De esta comparación podemos concluir que cualquiera de estos detectores puede ser empleada sin afectar la aceptabilidad del control de calidad de los casos clínicos, es decir, que el tamaño de la cámara no afecta el cálculo de la variación de dosis. Sin embargo, la baja señal de la microcámara y a su largo periodo de estabilización para los QA IMRT con regiones grandes de dosis uniformes (comparables al tamaño de la cámara de ionización) sería más apropiada la utilización de cámaras tipo Farmer aun cuando el volumen activo sea similar al tamaño de los beamlet de campo de IMRT (ver fig. 5-14).

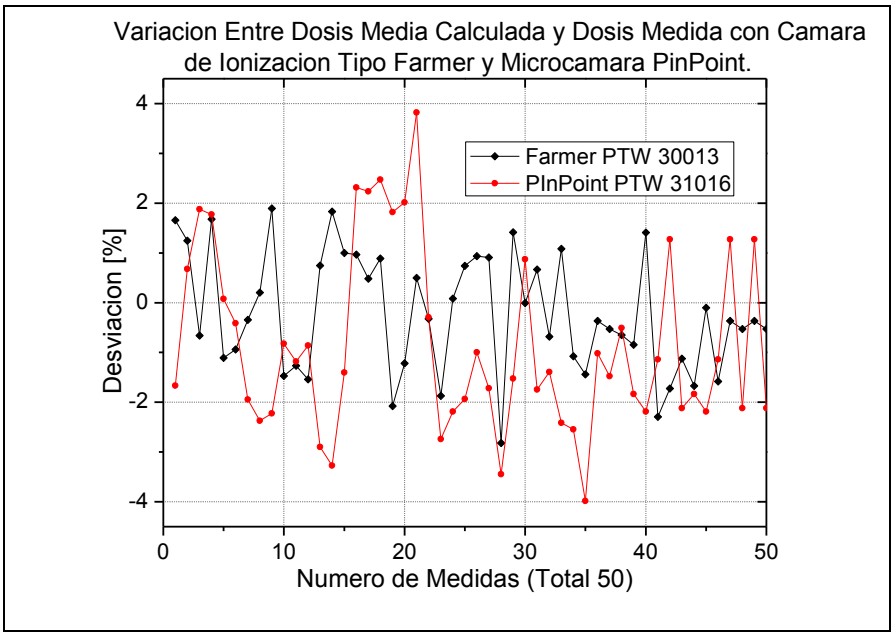


Figura 5-14: Variación entre dosis media calculada y dosis medida en la verificación del plan total de IMRT S&S con cámara de ionización tipo Farmer (negro) y microcámara PinPoint (rojo).

5.6.1.2. Influencia para algoritmos de cálculo:

La finalidad de este estudio es verificar como influye la precisión de algoritmos de cálculo independientes para determinar la dosis que recibe en el volumen de la cámara de ionización, en este caso no influye el manejo de heterogeneidades debido a que el fantoma es homogéneo (ver fig. 5-13).

Seleccionamos un grupo de 50 planes, sobre los cuales se realizó el cálculo con algoritmo de cálculo de Montecarlo (MC) y Pelcin Beam (PB), luego se midió la dosis con una cámara tipo Farmer de 0.6 cm3 del tipo PTW TN30013 y la microcámara PTW TN31016 de 0.015 cc conectadas a un electrómetro PTW UNIDOS E.

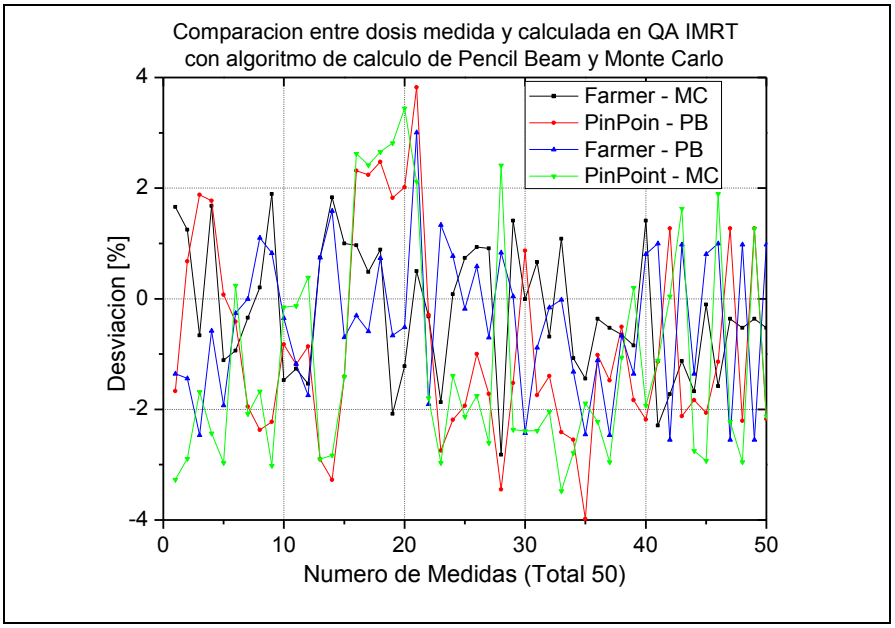


Figura 5-15: Comparación entre dosis medida y calculada con algoritmo de cálculo de PB y MC

Se analizaron las diferencias entre la dosis medidas y calculada de 50 pacientes (ver tabla 5-7), los cuales concluyen en que comprando los algoritmos de cálculo de Monte Carlo se ajusta mejor a Pecil Beam para ambas cámaras (ver figura 5-16), sin embargo los sistemas de cálculo como sistemas dosimétricos independientes pueden ser usados para el control de calidad pacientes especifico. Este cálculo no incluye ningún modelo de hereogenidades, debido a que se empleó un fantoma homogéneo.

Tabla 5-4: Comparación entre dosis medida y calculada con algoritmo de cálculo de PB y MC

Detector	***Algoritmo***	***Desviación***	***Rango** [%]*
PTW PinPoint - PTW UNIDOS E	PB	-1.1±2%	[-3,4, 3,5]
PTW PinPoint - PTW UNIDOS E	MC	-0.8±1.8%	[-4, 3,8]
PTW Farmer - PTW UNIDOS E	PB	-0.4±1.3%	[-2.5, 3]
PTW Farmer - PTW UNIDOS E	MC	-0.2 ± 1.2%	[-2.8, 1.9]

Se han obtenido muy pocos casos donde la dosis medida y calculada arroja un resultado fuera de tolerancia, en estos casos se realiza un nuevo plan de verificación donde se ubica el punto representativo y bajo gradiente de dosis, luego de la medición observamos si este resultados satisfacen los criterios de aceptación.

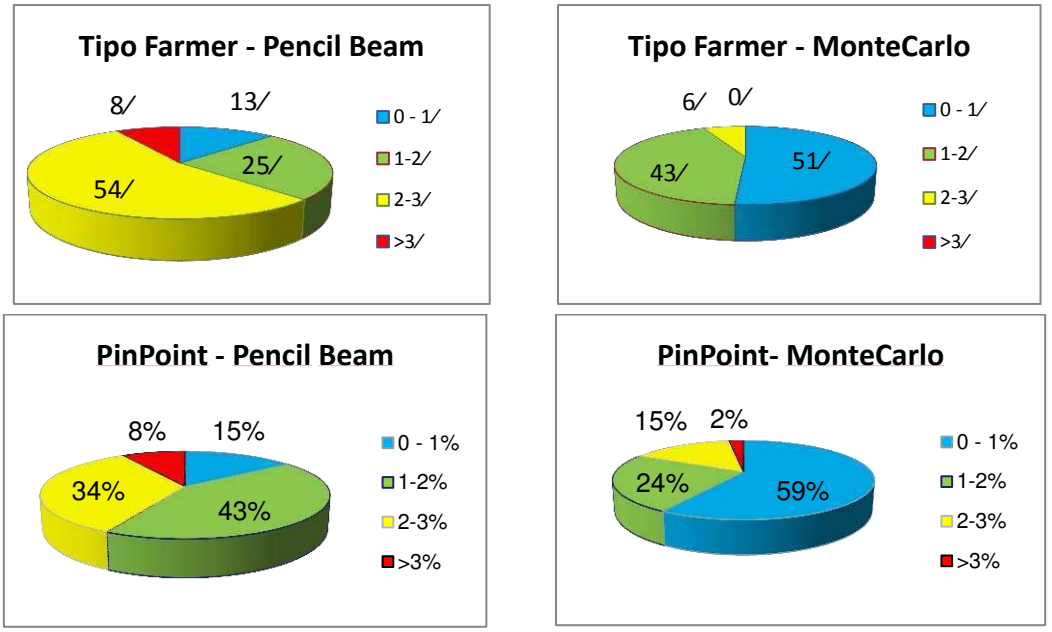


Figura 5-16: Comparación entre dosis medida y calculada con algoritmo de cálculo de PB y MC

La verificación histórica de dosis del plan total para IMRT S&S en la institución que inicio en el año 2008 tienen alrededor de 1400 medidas a finales del año 2012, estos resultados tienen un variación entre la dosis media calculada y dosis medida es -0.4±1.2% [-4.9, 4], las mediciones fueron realizadas con las cámaras de ionización farmer NE 2571, Farmer PTW TN30013, PinPoint PTW TN31016 de 0.015 cc (ver fig. 5-17), los puntos de medición para el sistema de planificación iPlan se pueden ubicar libremente en una región de alta dosis y poco gradientes, mientras que para el sistema de planificación Konrad se generaron puntos fijos alrededor del isocentro para ubicar la cámara lo que dificulta un poco la búsqueda del punto adecuado.

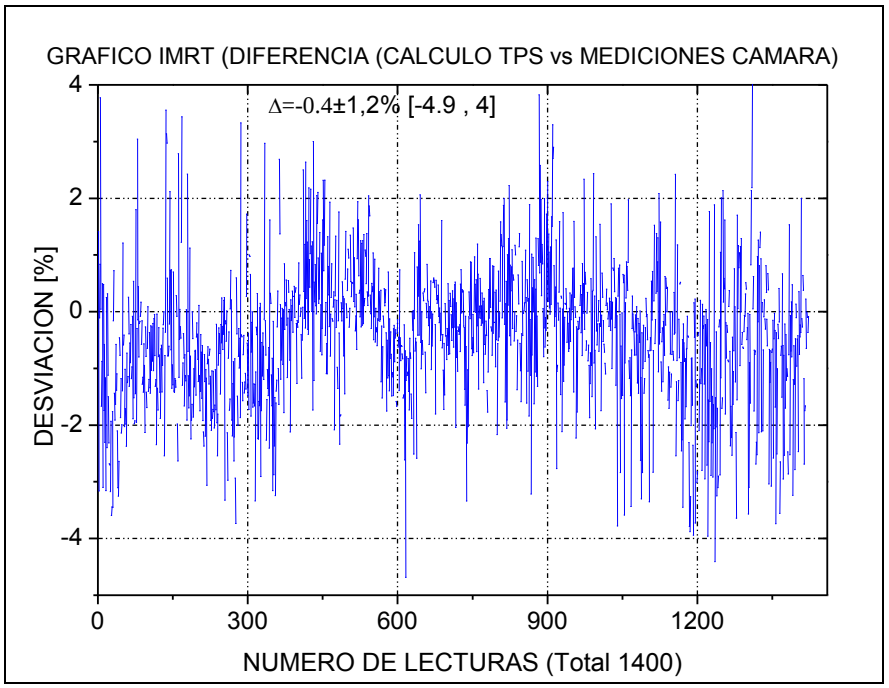


Figura 5-17. Verificación histórica IMRT medidas absoluta de dosis en un punto (diferencia del caculo del sistema de planificación v. mediciones control de calidad paciente específico con cámara de ionización

En la figura 5-18 se muestra los resultados histórico de 1400 mediciones desde el año 2008 para la medición de la dosis absoluta en planes de IMRT, en los cual el 63% de las mediciones fueron menores al 1%, el 88% menores al 2%, El 96% de las variaciones fueron menores al 3% y el 99% de las mismas menores al 4%, estos resultados son satisfactorios y no superan el limites establecido.

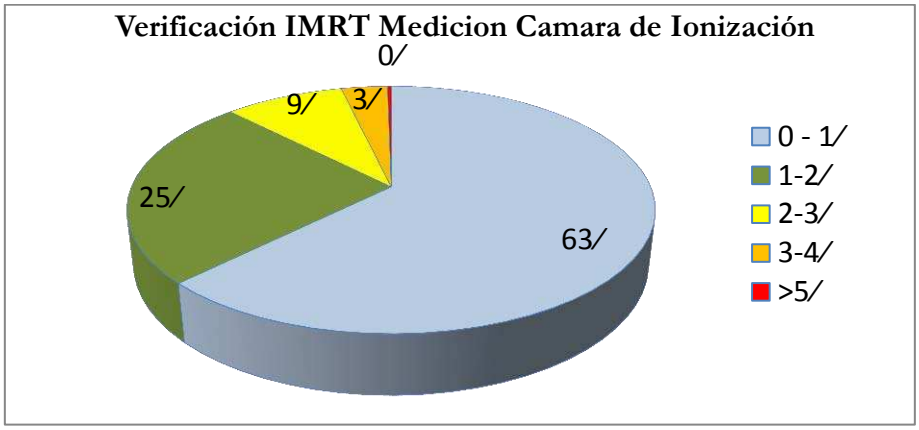


Figura 5-18. Verificación histórica IMRT medidas absoluta de dosis en un punto (diferencia del caculo del sistema de planificación v.s mediciones control de calidad paciente específico con cámara de ionización)

5.6.1.3. Presentación de ejemplos QA IMRT verificación dosis absoluta

Se realizó un análisis de las patologías más comunes, los planes tomados como referencia son la patologías como el cáncer de próstata, cáncer de cabeza y cuello, cáncer de cuello de útero, cáncer de recto y otras patologías. A continuación se ejemplificaran de próstata y cabeza y cuello. El plan hibrido generado para los tratamiento de IMRT S&S en próstata se obtuvieron los resultados que se muestran en la figura 5-19.

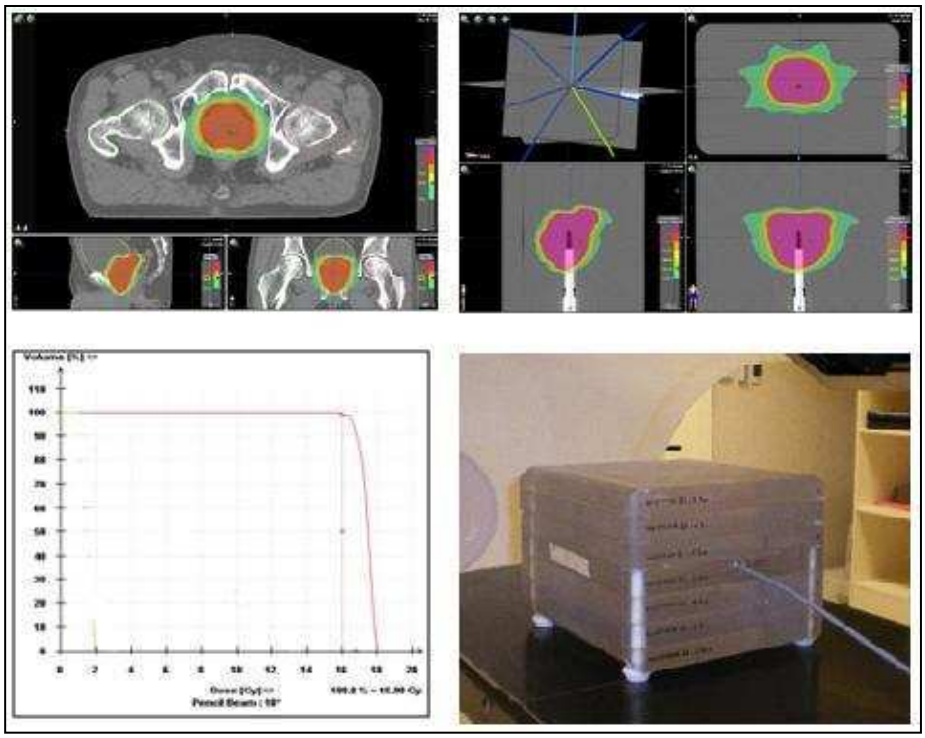


Figura 5-19: Plan hibrido para verificación de distribución de dosis en un punto para plan total de IMRT con cámara de ionización para cáncer de prostata

En la tabla se muestran los resultados obtenidos de la dosis media por campo y total por el sistema de planificación respecto a la dosis medida para los planes más comunes tabla 5-5

Tabla 5-5 Verificación de dosis en un punto para plan de IMRT con cámara de ionización para cáncer de próstata

Campo	UM	Dosis en TPS	Dosis medida
1	71	42	41
2	74	39	39
3	68	37	36
4	108	44	43
5	79	39	38
6	95	37	36
7	75	44	44
Total	**570**	**282**	**277**

La desviación del plan total plan total fue de -1,77% está dentro del criterios de aceptación, este plan fue realizado en el sistema de planificación iPlan con 10 niveles de intensidad, la el rango de variación es [-2.7%, 0%].

El plan hibrido generado para los tratamiento de IMRT S&S en cabeza y cuello se puede observar en la figura 5-20, en este plan de tratamiento se tienen nueve incidencias con 10 niveles de intensidad, luego de que el plan fue aprobado se generó un plan hibrido con la finalidad de verificar la dosis absoluta en un punto de interés, este punto debe ser de alta dosis y poco gradientes de dosis.

Los resultados que se muestran en la tabla 5-6 muestran la verificación de dosis absoluta para el plan de referencia de cabeza y cuello respecto a una medición en equipo, el cual empleo 9 campos, la desviación obtenida es -0,9% que se encuentra dentro de criterios de aceptación.

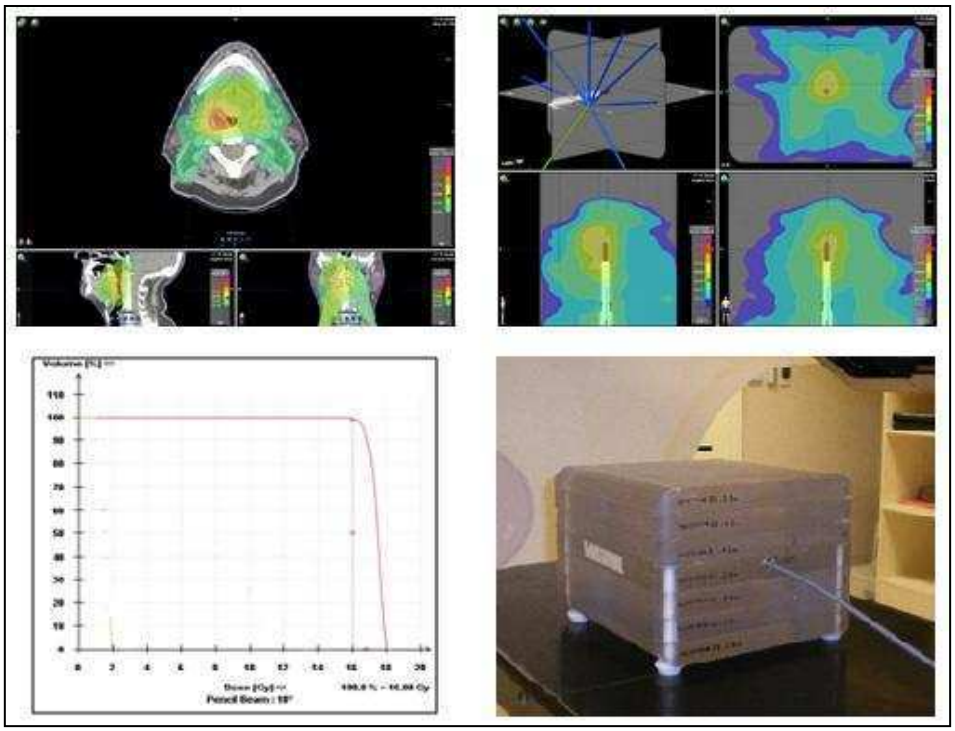


Figura 5-20: *Plan hibrido para verificación de distribución de dosis en un punto para plan total de IMRT con cámara de ionización para cáncer de cabeza y cuello*

Tabla 5-6: Verificación de dosis en un punto para plan de IMRT con cámara de ionización para cáncer C y C

# campo	UM	Dosis en TPS	Dosis medida
1	75	30	29
2	77	25	25
3	82	26	25
4	82	21	22
5	83	14	14
6	66	21	21
7	109	29	30
8	77	27	26
9	81	30	29
Total	732	223	221

Un análisis hecho para las patologías de referencia arroja los resultados de la tabla 5-7, en la patología de cabeza y cuello tiene mayor deviación debido a los grandes gradientes de dosis:

Tabla 5-7: Comparación patología de referencia en la medición de dosis en un punto para plan total de IMRT.

PATOLOGÍA	MEDIDAS	RESULTADO
Prost, Prost + VS y Prost+VS+RG	850	-0,4±1,2 [3% ; -3,3%]
Cabeza y Cuello	229	-0,6±1,4 [3,8% ; -3,4%]
Cuello de Útero	80	-0,3±1,5 [3,3% ; -3,3%]
Recto	53	-0,6±1,2 [2,4% ; -3,5%]
Otras Patologías	188	-0,5±1,4 [3,3% ; -3,5%]

5.6.2. Análisis de Distribución de Dosis en QA IMRT

Comparando los resultados de 50 medidas muestran que el valor medio del índice gamma entre la distribución de dosis media calculada y dosis medida para film EBT3 – Vidar fue

de 1.02 ± 0,6% con un rango de [0%, 2,5%]. El 100% de las variaciones fueron menores al criterio de aceptación (3%/3mm) (ver fig. 5-21).

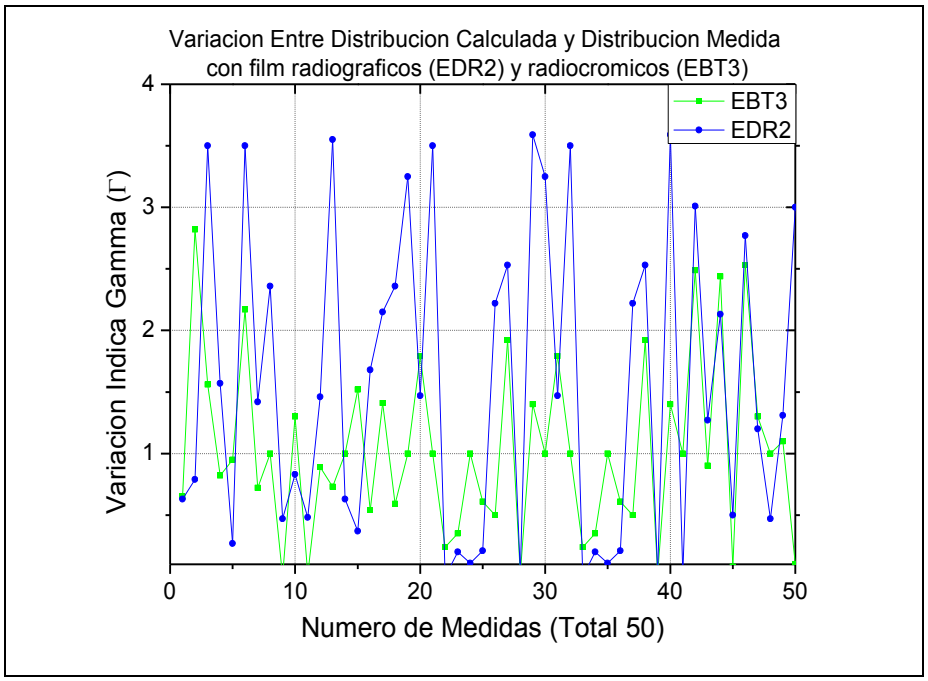


Figura 5-21. Verificación distribución de dosis total, con film radiocrómicos (EBT-3) y film radiográficos (EDR-2)

El análisis con film EDR2 - Vidar la variación (Γ) obtenida entre la distribución de dosis medida y la calculada fue 1.53±1.2% con un rango de [0, 3,5], el 90% de las variaciones fueron menores al 3% y 100% menor a 3,5%.

En la figura 5-22 se muestra una comparación de sistemas dosimétricos independientes, podemos concluir que estos sistemas son aptos para la verificación de distribución total, en la verificación de 50 planes los film radiocrómicos con el escáner Vidar arrojan una leve superioridad sobre los radiográficos.

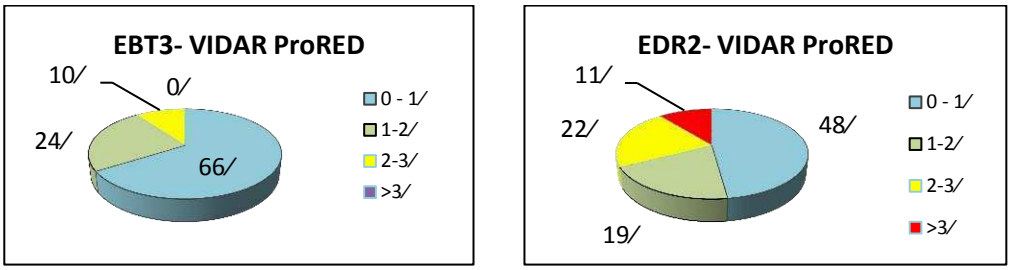


Figura 5-22: Verificación distribución de dosis total, con film radiocrómicos (EBT-3) y film radiográficos (EDR-2)

La verificación histórica de distribución de dosis del plan total para IMRT S&S en instituto ha reportado a en el 2012 son 590 medidas (ver fig. 5-23), estos resultados tienen un variación entre la distribución calculada y distribución es -1,6±1.3% [0%, 4,9%], las mediciones fueron realizadas con las film radiográficos EDR2 y film radiocrómicos EBT3.

En la figura 5-24 muestra los resultados históricos de la institución, el 70% de las mediciones fueron menores al 1%, el 81% menores al 2%, El 90% de las variaciones

fueron menores al 3% y el 93% de las mismas menores al 4% y un 100% de las mediciones menor a 5%.

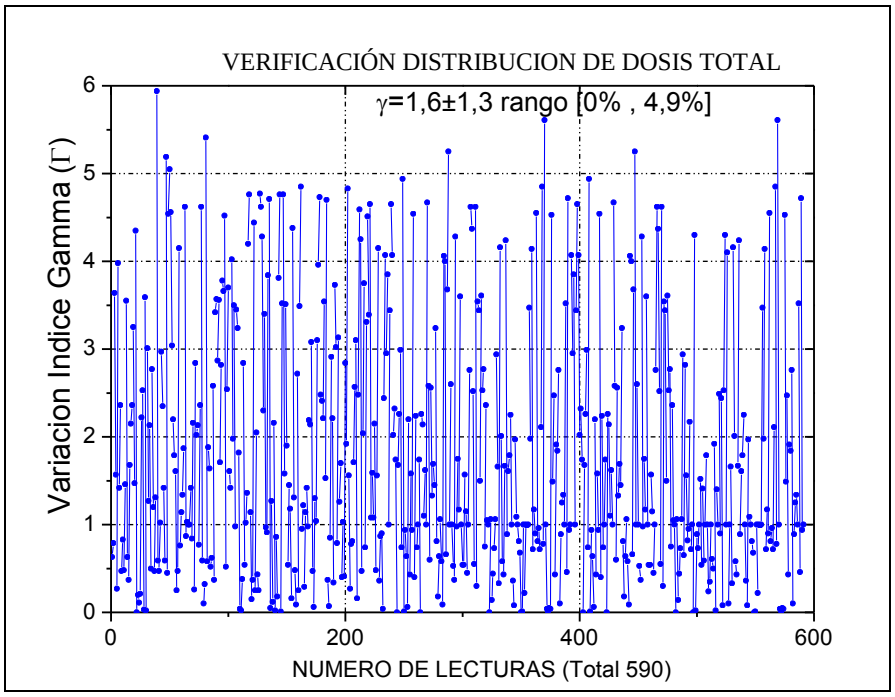


Figura 5-23. Verificación distribución de dosis total, con film radiocrómicos (EBT-2 y EBT-3) y film radiográficos (EDR-2)

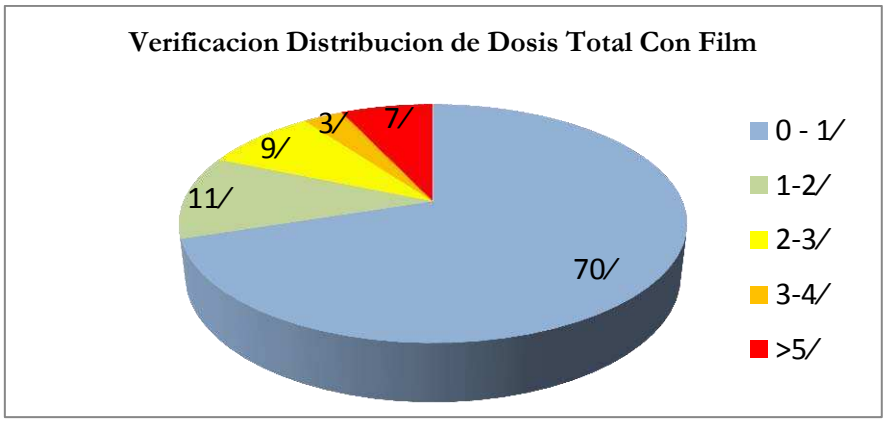


Figura 5-24 Verificación distribución de dosis total, con film radiográficos EDR-2 y film radiocrómicos EBT3

5.6.2.1. Presentación de ejemplos QA IMRT distribución de dosis absoluta

Se realizó un análisis de las patologías más comunes, los casos clínicos tomados como referencia son el cáncer de próstata, cáncer de cabeza y cuello, cáncer de cuello de útero, cáncer de recto y otras patologías, la comparación de distribuciones de dosis fue realizada mediante una análisis del índice gamma con dosis de tolerancia de 3% y un DTA de 3 mm.

El plan hibrido generado para los tratamiento de IMRT S&S es analizado en el software RIT113 v5.3 donde se incluyen un registro de las imágenes del mismo plano, obtenida por el TPS y por sistemas dosimétricos independientes (Film radiográficos, film radiocrómicos), la normalización debe realizarse en un punto de alta dosis y poco gradiente, la superposición de perfil de dosis, sustracción de dosis, mapas gamma de pasa y falla e

histogramas gamma de la distribución de dosis para dos sistemas de dosimetría independientes.

La distribución de dosis calculada y la medida con los films radiográficos deben ser registradas con el objeto de obtener una correspondencia entre puntos de ambas distribuciones (manual o automática), se emplean 5 puntos de registración. En el caso de IMRT S&S los bordes de los campos son rectos y de allí es posible seleccionar puntos comunes en ambas distribuciones para realizar la fusión, ver Figura 5-25.

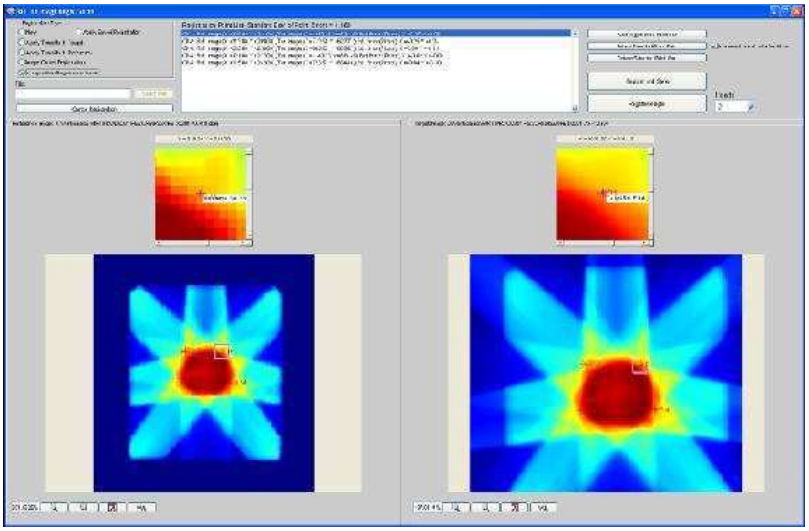


Figura 5-25: Selección de puntos de registro entre distribuciones de dosis medida y calculada para campos individuales con modalidad IMRT S&S

Uno de los sistemas dosimétricos empleados para de verificación de distribución de dosis son los film radiocrómicos EBT3 con el escáner Vidar Pro Red, se realizó el análisis para el plano -10mm para la patología de próstata (figura 5-26). En este estudio se muestran la distribución de dosis medida (Target) y calculada (Reference). Los perfiles horizontales identificando la línea roja para el target y verde para la reference, la línea azul es la diferencia de la dosis, en una primera instancia se puede concluir que la mayoría de los puntos considerados cumplen el criterio de aceptación estapblaecido para la diferencia de dosis (3%/3mm).

En la misma figura encontramos la gráfica de paso/fallo del índice gamma y el histograma correspondiente indicando el número de pixeles dentro de la distribución que no cumplen los criterios (valor), en el diagrama de paso/fallo se pueden observar las zonas donde se presenta un índice gamma $\gamma>1$ las cuales corresponde a las zonas en rojo.
El análisis gamma muestran que (12784) un de total de puntos (12784) considerados presentan un $\gamma<1$ y por lo tanto cumplen el criterio de aceptación en el rango [0%, 1%], con un valor medio de 0,56%.

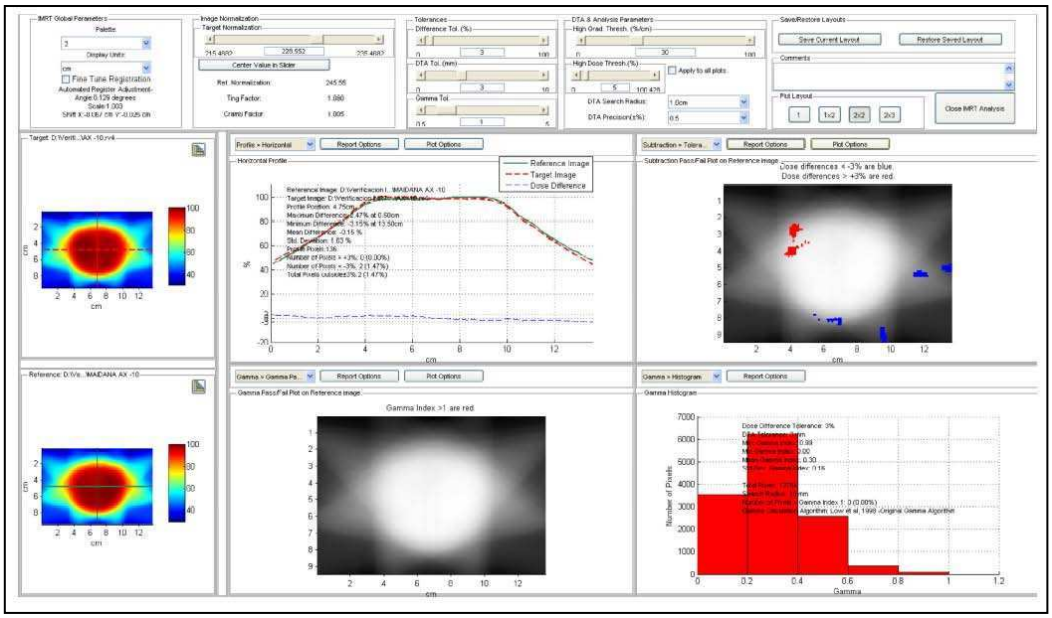


Figura 5-26: Comparación entre distribución de dosis medida con film radiocrómico EBT3 y calculada para plan total de IMRT S&S de cáncer próstata (Índice gamma con Γ=3% y DTA=3mm)

Otro sistema empleado para verificación de distribuciones de dosis son los film radiográficos con escáner Vidar Pro Red, se realizó la irradiación en las mismas condiciones que el anterior, se observa que el total de los puntos (13765) considerados presentan un $\gamma<1$ (1,07%), por lo tanto cumplen el criterio de aceptación el rango de estos valores [0%, 0,98%] con un valor medio 0,16% (ver fig. 5-27).

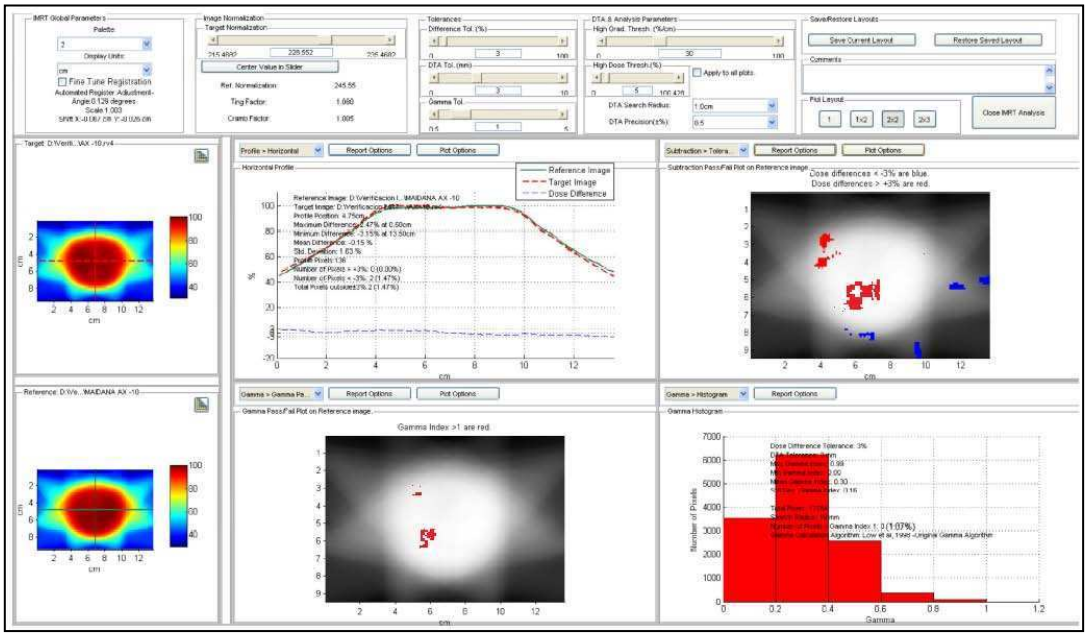


Figura 5-27: Comparación entre distribución de dosis medida con film radiográfico EDR2 y calculada para plan total de IMRT S&S de cáncer próstata (Índice gamma con Γ=3% y DTA=3mm).

Se realizó el mismo procedimiento pero para un ejemplo de cabeza y cuello (ver figura 5-28), esta se analizó con sistemas independientes, el primero sistema dosimétrico son EBT3-Vidar del análisis obtenido se observa que el (229) están fuera de la tolerancia del total de los puntos (45948), el índice gamma $\gamma<1$ es igual (0,05) y por lo tanto cumplen el criterio

de aceptación. En el rango [0%, 1,28%] para un valor medio 0,33 y desviación estándar de 0,21%.

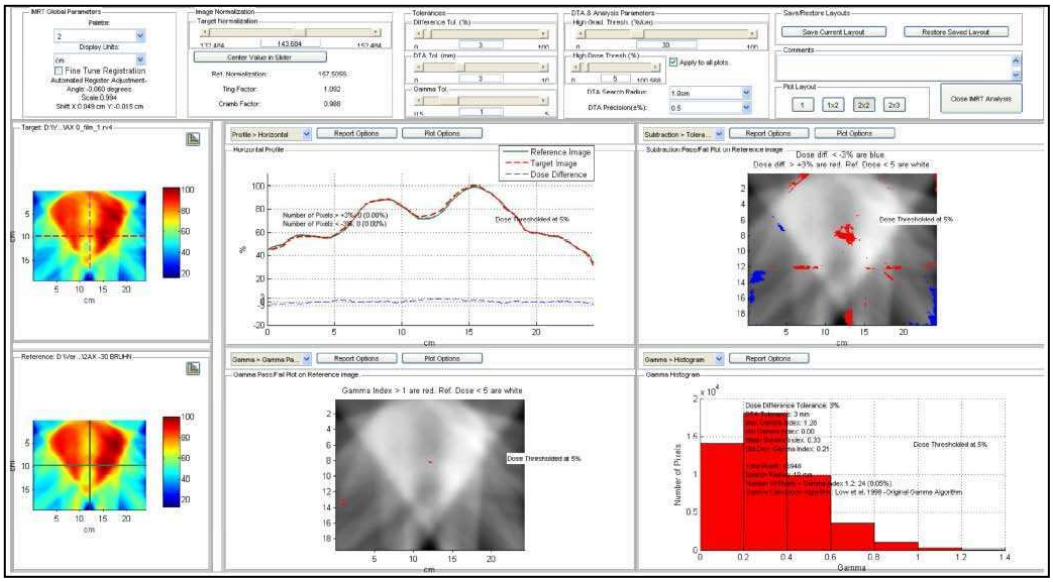


Figura 5-28: Comparación entre distribución de dosis medida con film radiocrómico EBT3 y calculada para plan total de IMRT S&S de cáncer próstata (Índice gamma con Γ=3% y DTA=3mm)

El segundo sistema empleado son film radiográficos con scaner vidar Pro Red, se realizó la irradiación en las mismas condiciones que el anterior, se observa que el (167) puntos superan la tolerancia del total de los puntos (33368), el índice gamma obtenido es (1,04%) con el rango [0%, 1,83%] valor medio de 0,23% (ver fig. 5-29)

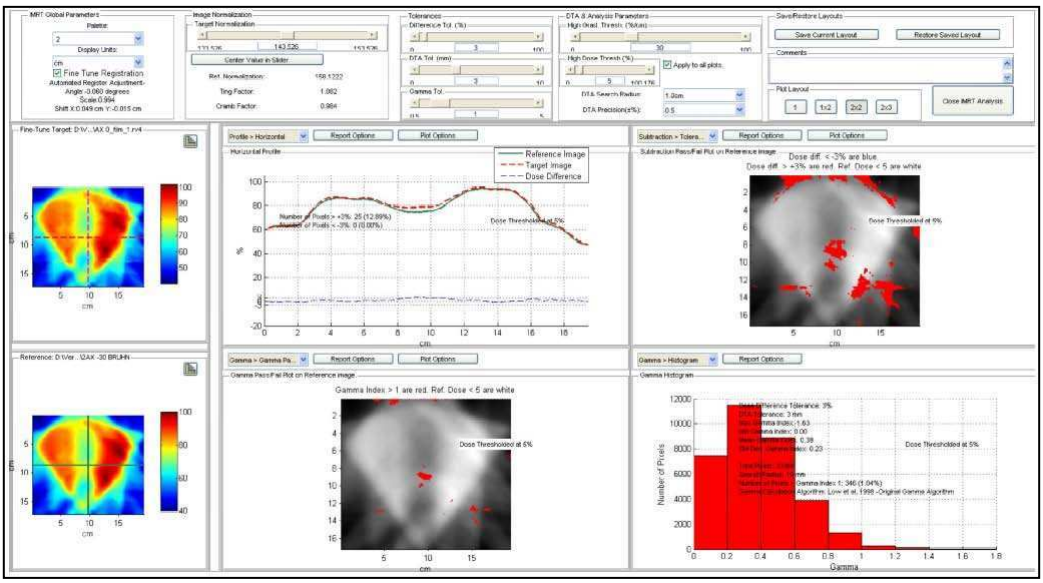


Figura 5-29. Comparación entre distribución de dosis medida con film radiográfico EDR2 y calculada para plan total de IMRT S&S de cáncer próstata (Índice gamma con Γ=3% y DTA=3mm).

Otro ejemplo es para la patología de cuello de útero, el análisis hecho ha sido sobre el plano de -10mm control realizado en sistema de planificación de Konrad, de la medición obtenida con los film radiocrómicos - vidar obtenemos que un (489.5) quedan por fuera de tolerancia del valor total de puntos (19580), sin embargo este plan cumple el criterio

establecido como tolerancia (3%-3mm) (ver Fig. 5-30), en la figura de paso/fallo se observa los puntos en rojo tienen un $\gamma>1$.

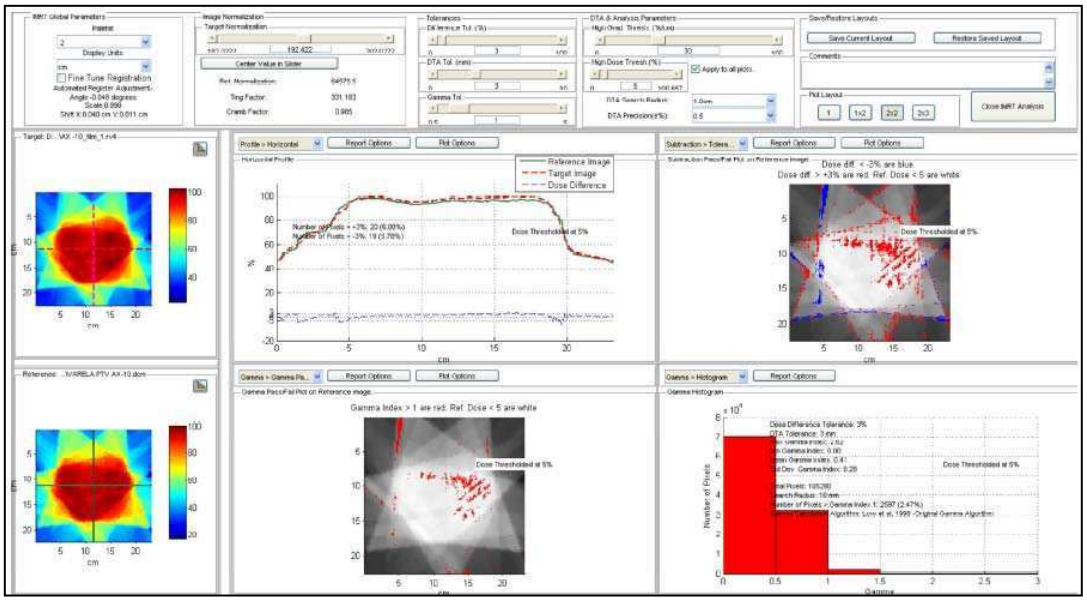


Figura 5-30: Comparación entre distribución de dosis medida con film radiocrómico EBT3 y calculada para plan total de IMRT S&S de cáncer próstata (Índice gamma con Γ=3% y DTA=3mm)

Otros sistema utilizado son los film radiográficos y digitalizados en el escáner vidar, se procedió al análisis en el software RIT113 v5.3 donde se concluye que (3569) puntos quedan fuera de la tolerancias establecidas del total de puntos (89237), se tienen que un (0,04%) supera un $\gamma<1$.

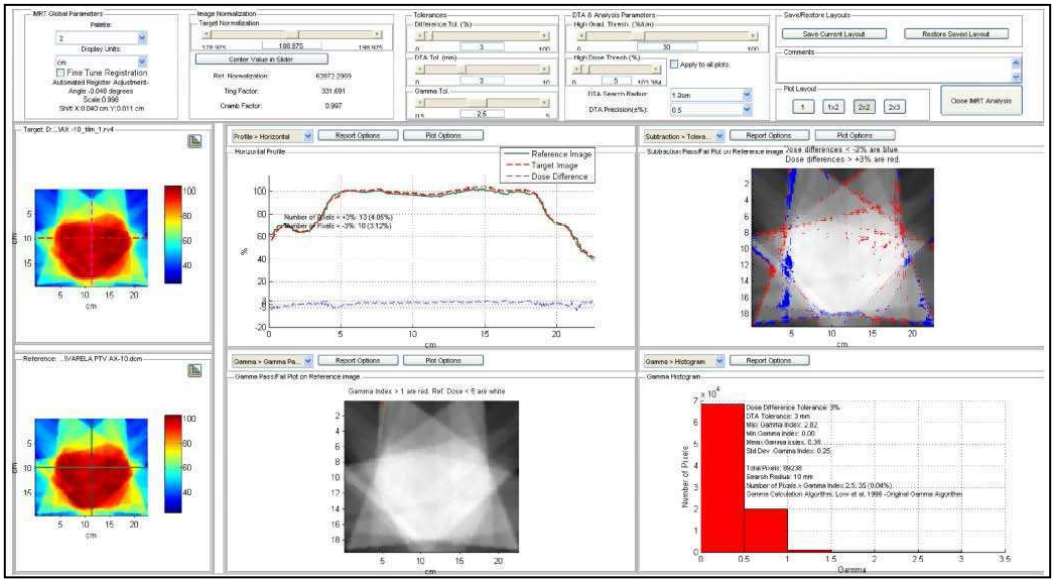


Figura 5-31: Comparación entre distribución de dosis medida con film radiográfico EDR2 y calculada para plan total de IMRT S&S de cáncer próstata (Índice gamma con Γ=3% y DTA=3mm).

Un nuevo ejemplo se hizo para la patología recto se realizó el mismo análisis obtenido que el (200) están por fuera de los límites establecidos del total de puntos (43896), el $\gamma<1$ (0,36%) para los film EBT3-Vidar (ver Fig. 5-32)

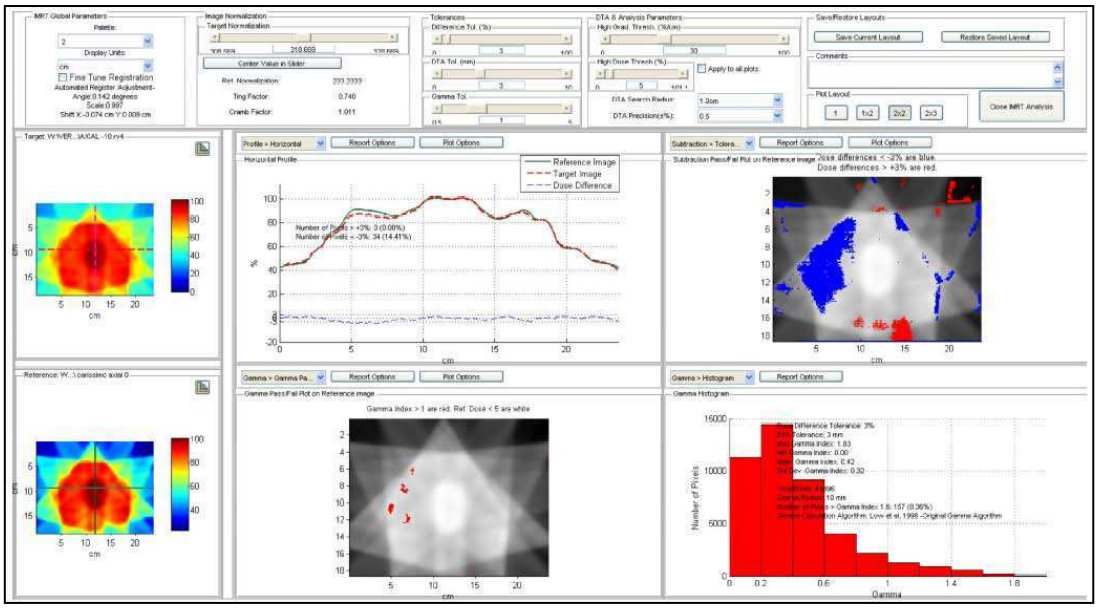


Figura 5-32: Comparación entre distribución de dosis medida con film radiocrómico EBT3 y calculada para plan total de IMRT S&S de cáncer próstata (Índice gamma con Γ=3% y DTA=3mm)

Con otro sistema film radiográficos, el análisis con film radiográficos se tiene que el (1063) superan las tolerancias del número total de puntos (37185), los que significa que tenemos $\gamma<1$ (2,64%) (ver fig. 5-33).

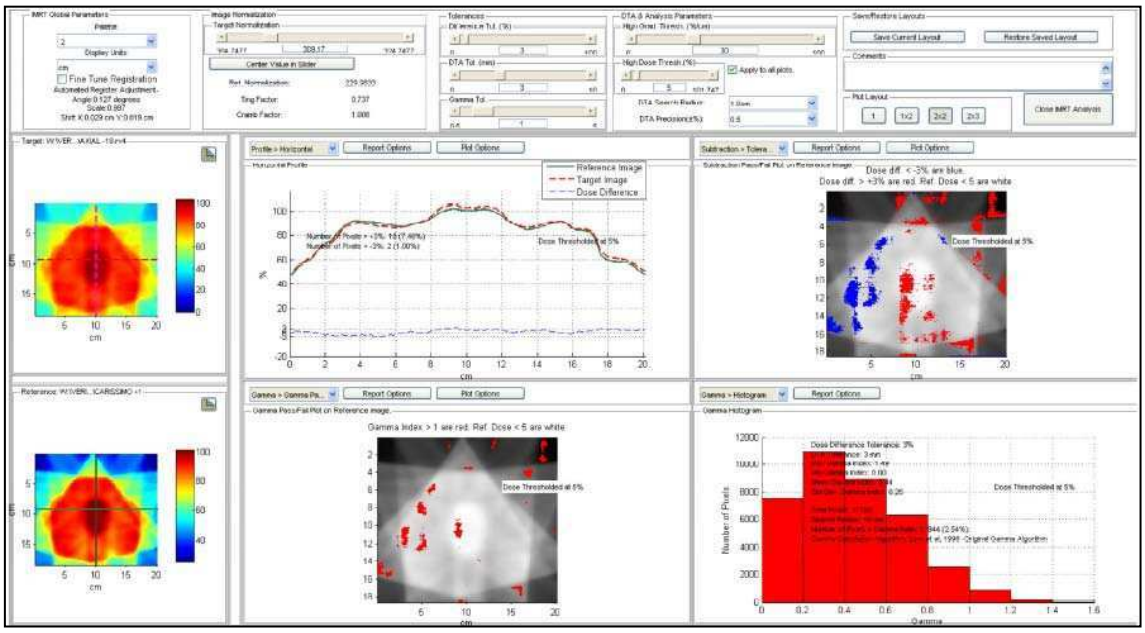


Figura 5-33. Comparación entre distribución de dosis medida con film radiográfico EDR2 y calculada para plan total de IMRT S&S de cáncer próstata (Índice gamma con Γ=3% y DTA=3mm).

Un análisis hecho por planes de patología, se tiene que la verificación de distribución de dosis media calculada en un TPS (iPlan, Konrad) y la medida con film radiográficos o film radiocrómicos arroja los resultados de la tabla 5-8.

Tabla 5-8: Análisis por patología para distribución de dosis en instituto privado de radioterapia - Fundación Marie Curie con film radiográficos y film radiocromicos.

PATOLOGÍA	MEDIDAS	RESULTADO
Prost, Prost + VS y Prost+VS+RG	460	-0,3±1 [0% ; 2,5%]
Cabeza y Cuello	55	-0,5±1,7 [0% ; 4,9%]
Cuello de Útero	30	-0,3±1,3 [0% ; 3,8%]
Recto	20	-0,5±1,1 [0% ; 3,9%]
Otras Patologías	25	-0,4±1,1 [0% ; 3%]

En general, en la verificación de distribuciones de dosis total para planes de IMRT S&S pueden distinguirse entre las diferentes regiones de alta y baja dosis, regiones gradiente dosis marcados y poco profunda, los pequeños desajustes o incertidumbres de posicionamiento pueden dar lugar a grandes diferencias cuando se comparan las distribuciones de dosis calculadas y medidas.

Además el sitio del tumor es importante, como se muestra en la comparaciones mencionadas, por ejemplo para el caso de próstata tiene una forma geométrica simple y por lo tanto tiene sólo pequeñas regiones con regiones gradiente dosis marcados. En comparación con un tumor de forma cóncava que tiene grandes regiones con gradientes de dosis marcados, la verificación se muestra diferencias de dosis relativamente grandes.

Como se puede observar en la comparación entre dos verificaciones con el mismo sitio del tumor, el caso de cabeza y cuello puede conducir a diferentes resultados. Los resultados dependen del tamaño de la grilla de cálculo para el plan (PB(2mm) y MC(4mm-4mm)). Es decir, para la comparación de una calculada y una distribución de dosis medida, el plan tiene que ser interpolados al mismo tamaño de la cuadrícula como la distribución de dosis medida. Esta interpolación puede subestimar la distribución de la dosis, que puede ser observado por inhomogeneidades en la región de alta dosis.

La coordenada (z) calculada en el TPS y la posición de la película en la medición tiene que estar emparejado, si la posición de la película se encuentra entre cortes diferentes del plan calculado, la coincidencia no es exacta. Especialmente en las regiones gradiente dosis marcadas esta coincidencia inexacta puede conducir a grandes diferencias de dosis.

5.6.3. Verificación de la distribución de dosis de campos individuales QA IMRT

La verificación de campos independientes de IMRT S&S pueden ser realizado mediante el uso de films radiográficos localizados en un fantoma de agua sólida, los films empleados en este trabajo son los X-Omat-V (Kodak), film radiocrómicos EBT3 y arreglo bidimensional de cámaras de ionización.

Se seleccionó un grupo de medición de 50 controles de calidad para la distribución de campos individuales calculada con TPS (IPlan y Konrad) y medidos con sistemas dosimétricos film radiográficos, film radiocrómicos y arreglo bidimensional de cámaras de ionización para el campo individual de IMRT S&S,. El primer sistema empleado es una cámara EBT3-VIDAR Pro Red, el sistema EDR2-Vidar Pro Red y el arreglo de cámaras PTW seven 29, los resultados de las mediciones obtenidas son (Ver fig. 5-34).

La comparación de distribuciones de dosis fue realizada en el software RIT113 v5.3 empleando el análisis gamma con dosis de tolerancia de 5% y con un DTA de 3mm. El estudio de 50 medidas muestran que el valor medio del índice gamma entre la distribución

de dosis media calculada y dosis medida para film EBT3 – Vidar fue de 1.68 ± 1,18% con un rango de [0,11%, 4,08%]. El 93% de las variaciones fueron menores al 3%.

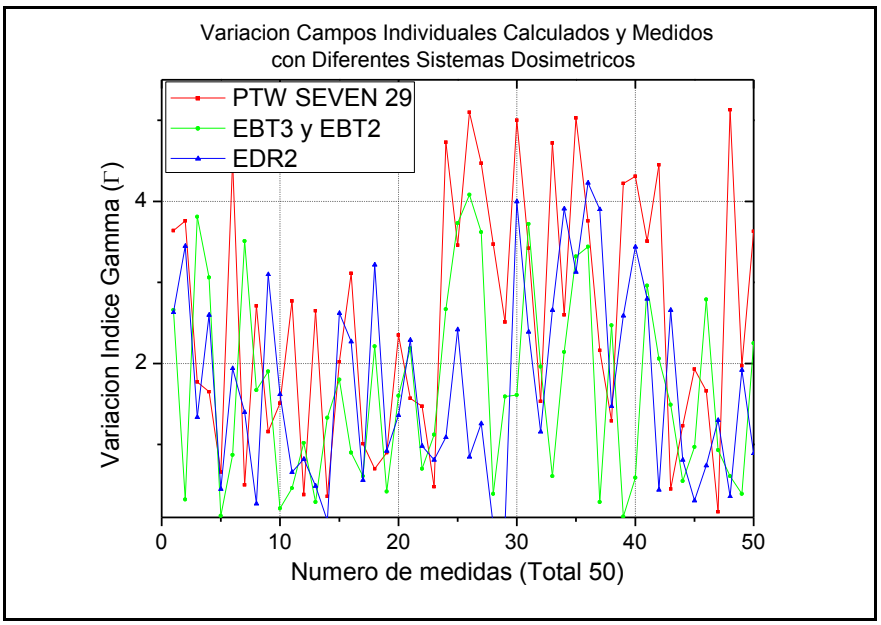


Figura 5-34: Verificación distribución de dosis individual, con film radiocrómicos (EBT-3), film radiográficos (EDR-2) y arreglo bidimensional de cámaras de ionización.

El análisis con film EDR2 - Vidar la variación (Γ) obtenida entre la distribución de dosis medida y la calculada fue 1.73±1.19% con un rango de [0%, 4,23%], el 90% de las variaciones fueron menores al 3% y 98% menor a 3,5%.

Mientras lo obtenido para el arreglo bidimensional de cámaras de ionización entre la distribución de dosis medida y la calculada fue 2.55±1.52% con un rango de [0,17%, 5,13%], el 85% de las variaciones fueron menores al 3% y 93% menor a 4%.

En la figura 5-34 muestra la comparación de 50 mediciones de campos individuales con sistemas dosimétricos independientes, los film muestran una clara superioridad sobre el arreglo de cámara de ionización por su alta resolución espacial, sin embargo, los tres sistemas se encuentran dentro de las tolerancias establecidas.

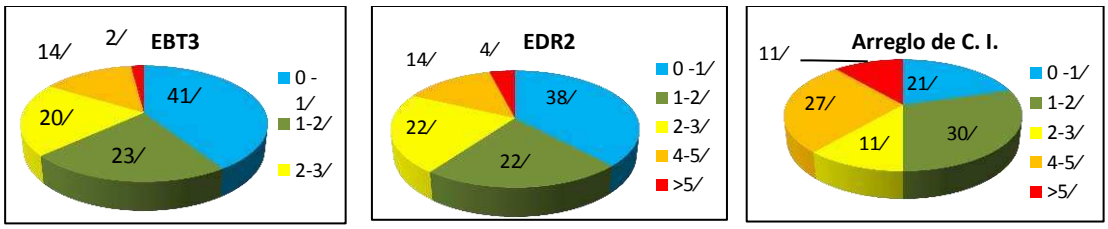


Figura 5-35: Verificación distribución de dosis individual, con film radiocrómicos (EBT-3), film radiográficos (EDR-2) y arreglo bidimensional de cámaras de ionización.

A continuación se muestra la verificación histórica de distribución de individual del plan para IMRT S&S en instituto en el año 2012, se reportan 740 medidas (ver fig. 5-35), estos resultados tienen un variación entre la dosis media calculada y dosis medida es 2,42±1.55% [0%, 5,91%], las mediciones fueron realizadas con las film radiográficos X-Omat-V, film radiocrómicos EBT3 y arreglo bidimensional de cámaras de ionización.

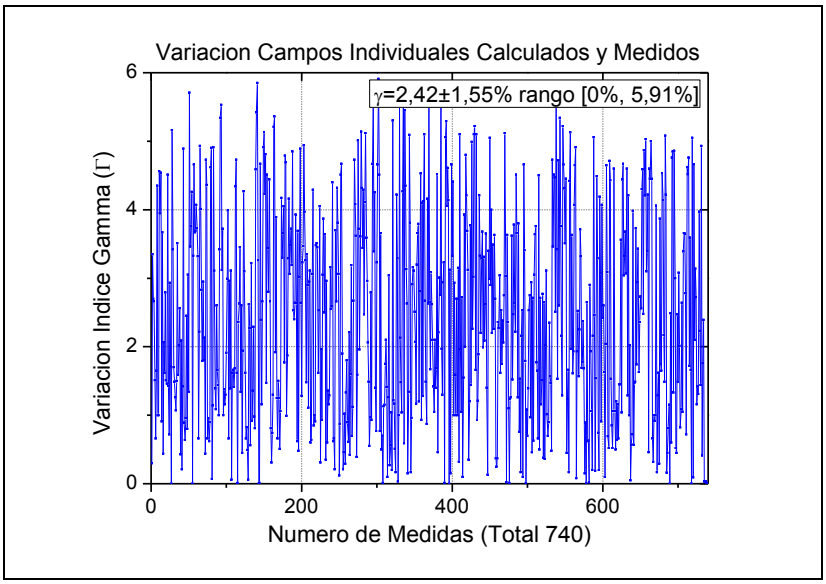


Figura 5-36. Verificación campos individuales, con arreglo de cámara PTW 729, film EBT3 y film x-omat-v

En la figura 5-36 se muestra el histórico de 740 medidas en el instituto, el 69% de las mediciones fueron menores al 1%, el 80% menores al 2%, El 88% de las variaciones fueron menores al 3% y el 93% de las mismas menores al 4% y un 100% de las mediciones menor a 6%, estos resultados fueron obtenidos con los tres sistemas.

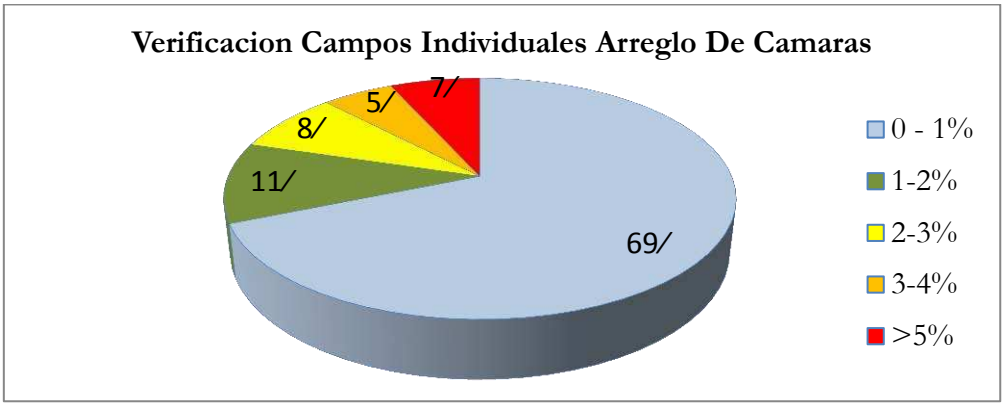


Figura 5-37. Verificación campos individuales mediciones con film y arreglo e cámaras de ionización.

5.6.3.1. Presentación de ejemplos QA IMRT verificación campos individuales

Para los ejemplos de casos clínicos referencia de cáncer de próstata y cáncer de cabeza y cuello se realizó una verificación de campos individuales para IMRT S&S con film radiográficos, radiocrómicos y arreglo bidimensionales de cámaras de ionización.

Por ejemplo en el análisis para planes de QA IMRT en próstata, cabeza y cuello y cuello de útero se muestran una comparación que incluyen superposición de perfil de dosis, substracción de dosis, mapas gamma de paso y falla e histogramas gamma de campos.

Un sistema dosimétrico empleado para verificación de distribuciones de dosis individual en QA IMRT pacientes específico son los film radiocrómicos con scaner vidar Pro Red, se realizó la irradiación de un campo en condiciones mencionados en el capítulo anterior, se observa que (200) puntos se encuentran fuera de las restricciones del total de

los puntos (15819) considerados presentan un γ<1, por lo tanto cumplen el criterio de aceptación el rango de estos valores [0%, 2.59%]] con un valor medio 0,69% (ver fig. 5-37),con un valor medio de 0,59 y una desviación estándar de 0,37%

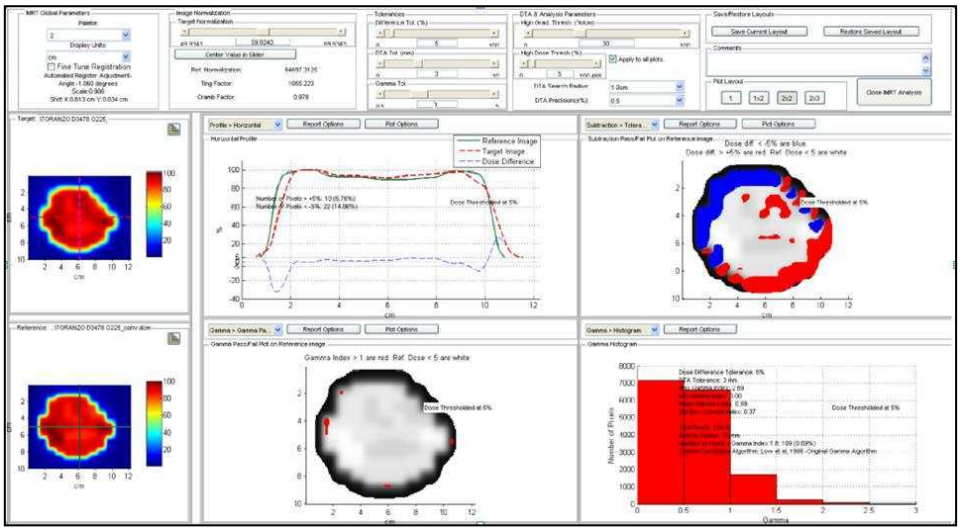


Figura 5-38: Comparación entre distribución de dosis medida con film radiocrómico EBT3 y calculada para campos individuales de IMRT S&S de cáncer próstata (Índice gamma con Γ=5% y DTA=3mm)

Se realizó la irradiación del mismo campo con film radiográficos X-Omat-V, el análisis obtenido se observa que el (220) puntos están por fuera de los límites establecidos del total de puntos (17282), el γ<1 (0,09%) para los film EBT3-Vidar (ver Fig. 5-38), el análisis muestra valores en el rango de [0%, 1.59%] con un valor medio de 0,41 y una desviación estándar de 0,25%

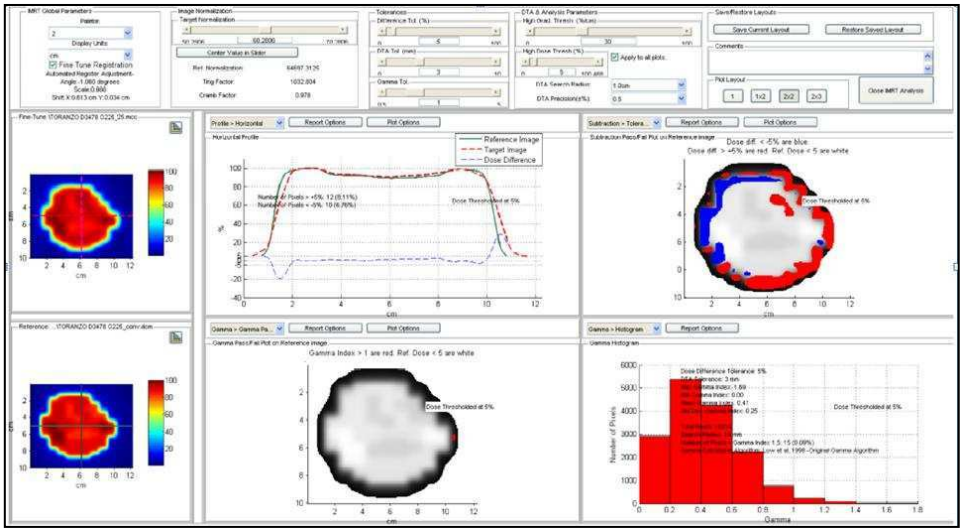


Figura 5-39. Comparación entre distribución de dosis medida con film radiográfico X-Omat-V y calculada para campos individual de IMRT S&S de cáncer próstata (Índice gamma con Γ=3% y DTA=3mm).

Para la misma campos se realizó una irradiación con arreglo bidimensional de cámaras de ionización, el análisis obtenido que el (300) están por fuera de los límites establecidos del total de puntos (17282), el γ<1 (0,98%) para los film EDR2-Vidar (ver Fig. 5-39), el rango [0%, 1.24%], el valor medio 0,36% y desviación estándar 0,23%

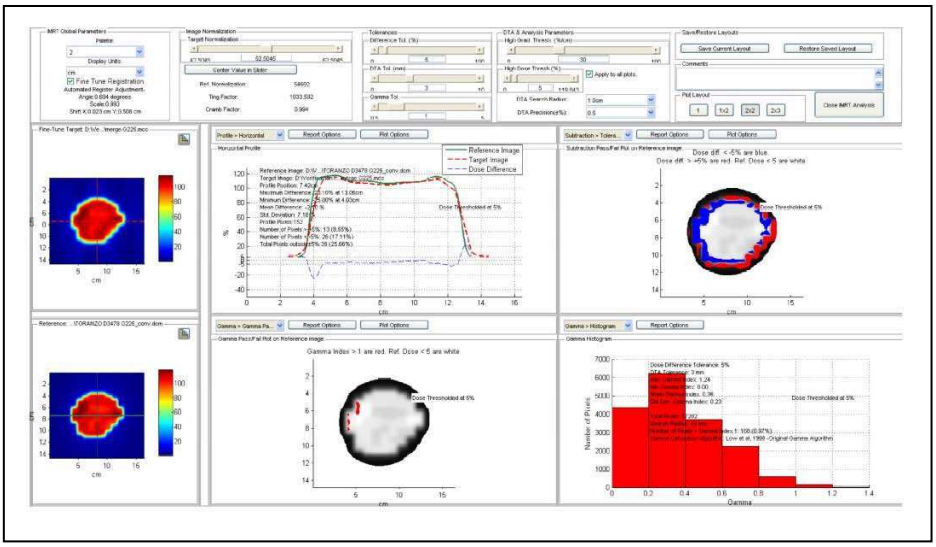


Figura 5-40. Comparación entre distribución individual medida con arreglo bidimensional de camaras de ionizacion y calculada para campo de IMRT S&S de cáncer próstata (Índice gamma con Γ=5% y DTA=3mm).

Se estudió esta irradiación sobre un exposición de un solo campo la cual nos arroja como resultados que un 17.4% de los pixeles tienen un gamma mayor a uno. Si realizamos la misma comparación pero midiendo la distribución de dosis con 4 irradiaciones del mismo y luego realizamos una mezcla, el porcentaje de pixeles con gamma mayor a uno se reduce a 1.2%.

Se realizó el mismo estudio para el ejemplo de patología de cuello de útero con la finalidad de comprar los sistemas dosimétricos, de ellas podemos observar las siguientes 3 figuras que nos muestran la desviaciones obtenida de distribución de dosis individual respecto de la calcula por el TPS. Uno de los sistemas usados son los film radiocrómicos con scaner vidar Pro Red, se realizó la irradiación de un campo en condiciones mencionados en el capítulo anterior, se observa que (926) puntos se encuentran fuera de las restricciones del total de los puntos (86271) considerados presentan un $\gamma<1$, por lo tanto cumplen el criterio de aceptación el rango de estos valores [0%, 5.61%]] con un valor medio 0,16% (ver fig. 5-40),con un valor medio de 0,51 y una desviación estándar de 0,42%

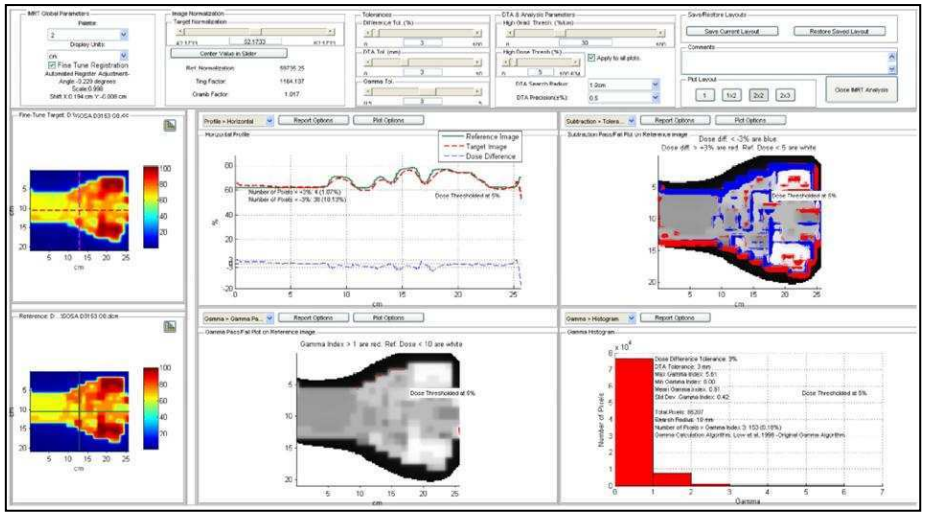


Figura 5-41: Comparación entre distribución de dosis medida con film radiocrómico EBT3 y calculada para campos individual de IMRT S&S de cáncer cuello de útero (Índice gamma con Γ=5% y DTA=3mm)

Se realizó la irradiación del mismo campo con film radiográficos X-Omat-V, el análisis obtenido se observa que el (1720) puntos están por fuera de los límites establecidos del total de puntos (86207), el γ<1 (1,53%) para los film EBT3-Vidar (ver Fig. 5-41), el rango de valores encontrados [0%, 5,61%] con un valor medio 0,41 y una desviación de 0,32

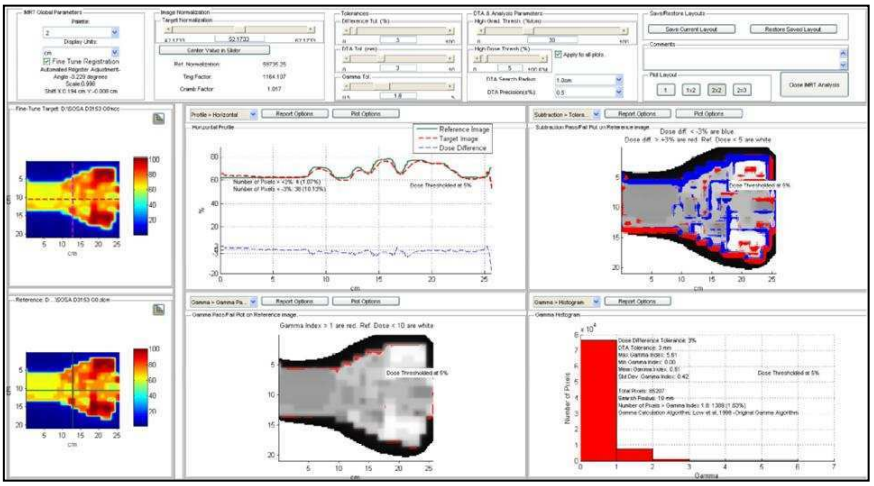


Figura 5-42. Comparación entre distribución de dosis medida con film radiográfico EDR2 y calculada para campo individual de IMRT S&S de cáncer cuello de útero (Índice gamma con Γ=5% y DTA=3mm).

Para la misma patología se realizó una irradiación del campo sobre el arreglo bidimensional de cámaras de ionización, el análisis obtenido que el (200) están por fuera de los límites establecidos del total de puntos (43896), el γ<1 (5,30%) para los film EBT3-Vidar (ver Fig. 5-42) para el rango [0, 3,46%], el valor medio obtenido y su desviación estándar

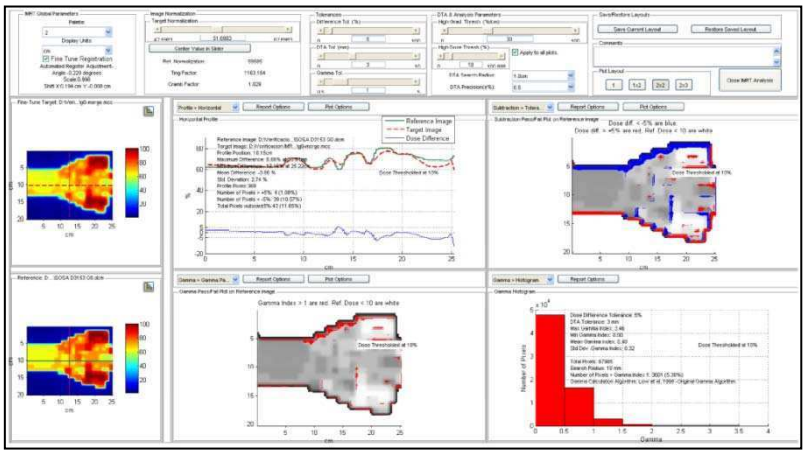


Figura 5-43. Comparación entre distribución individual medida con arreglo bidimensional de camaras de ionizacion y calculada para campo de IMRT S&S de cáncer cuello de utero (Índice gamma con Γ=3% y DTA=3mm).

La verificación de los campos individuales de cuello uterino se obtiene unos buenos resultados, la falla principal se encuentra en bajas dosis y en el borde superior en cada caso, esto se hace un poco más notorio en arreglo de cámaras por la resolución del arreglo.

Se estudió un ejemplo plan de cabeza y con la finalidad de comparar los sistemas dosimétricos, de ellas podemos observar las siguientes 3 figuras que nos muestran la desviaciones obtenida de distribución de dosis individual respecto de la calcula por el TPS.

Uno de los sistemas usados son los film radiocrómicos con scaner vidar Pro Red, se realizó la irradiación de un campo en condiciones mencionados en el capítulo anterior, se observa que (100) puntos se encuentran fuera de las restricciones del total de los puntos (25868) considerados presentan un $\gamma<1$, por lo tanto cumplen el criterio de aceptación el rango de estos valores [0%, 1.52%]] con un valor medio 0,15% (ver fig. 5-43),con un valor medio de 0,41 y una desviación estándar de 0,20%

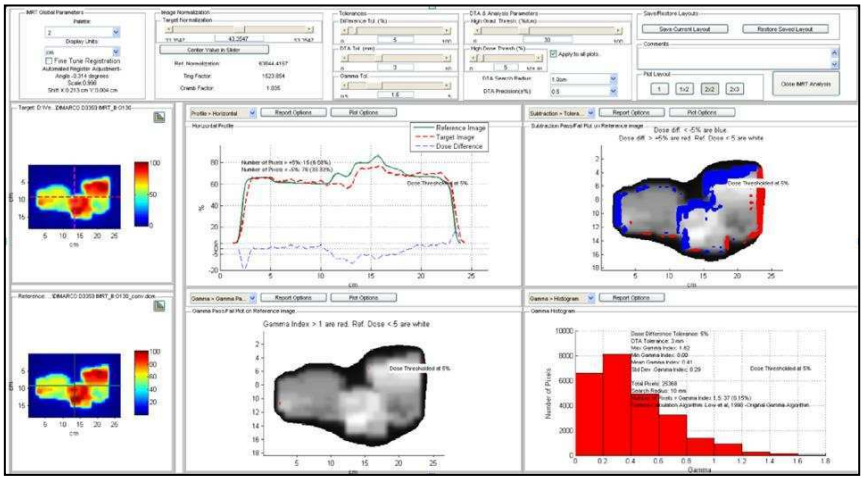


Figura 5-44: Comparación entre distribución de dosis medida con film radiocrómico EBT3 y calculada para campo individual de IMRT S&S de cáncer C y C (Índice gamma con Γ=3% y DTA=3mm)

Se realizó la irradiación del mismo campo con film radiográficos X-Omat-V, el análisis obtenido se observa que el (600) puntos están por fuera de los límites establecidos del total de puntos (23268), el $\gamma<1$ (0,54%) para los film EBT3-Vidar (ver Fig. 5-44), con un valor medio de 0,41 y una desviación estándar de 0,25%

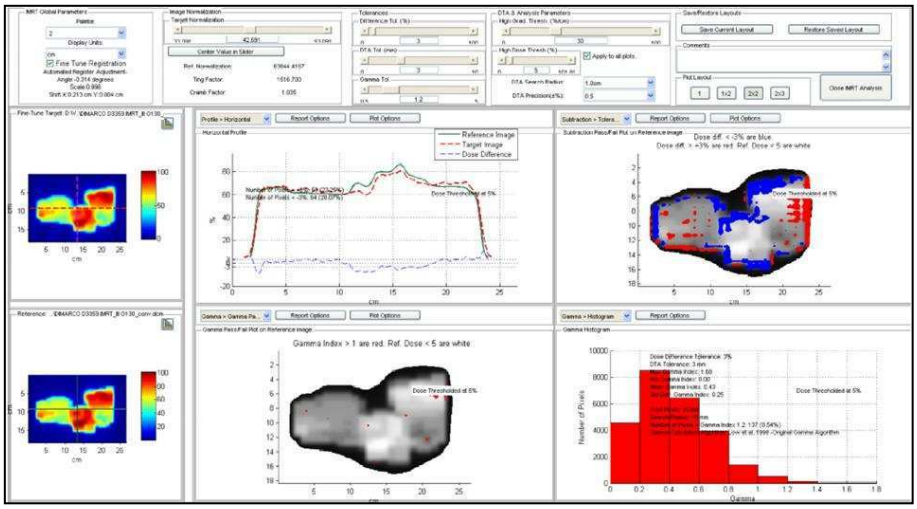


Figura 5-45. Comparación entre distribución de dosis medida con film radiográfico EDR2 y calculada para campos individual de IMRT S&S de cáncer C y C (Índice gamma con Γ=3% y DTA=3mm).

El empleo de los film radiográficos y film radiocrómicos ha puesto la técnica, procedimiento y a prueba las curvas de calibración generadas se han obtenido resultados satisfactorios que cumplen con los estándares aplicados en este trabajo obtenido una

diversidad de sistemas dosimétricos en cada una de las verificaciones que cumple el principal objetivo del trabajo.

En este estudio de control de calidad de campos individuales de IMRT se comparó tres métodos de control de calidad. La comparación de la imágenes de la dosis calculada con la imagen obtenida con que los film radiográficos y radiocrómicos son ligeramente superiores que el arreglo bidimensional de cámaras de ionización, mediante la opción de fusión de imágenes (4 irradiaciones), estos resultados son aceptables para la práctica clínica.

Cuando la imagen de dosis calculada se convolucionó con la función de respuesta espacial del detector, se obtuvieron resultados muy similares a los film, las desviaciones encontradas se encuentran en las zonas adyacentes del campos, siendo más notable en el arreglo bidimensional de cámaras de ionización respecto a los film, esto resulta coherente con lo aceptado según las publicaciones internacionales.

Otras incertidumbres en el proceso de verificación, tienen que ser considerados en un la evaluación, puede ser clasificado en cálculo (Grilla de cálculo empleado para Pencil Beam (2mm) y Montecarlo (4mm; 4mm)) y la incertidumbres generadas en la medion (posicionamiento).

Cuando se empleo el film radiocrómicos en la verificación de campos individuales algunas precauciones tienen que ser considerados en la preparación de los film para la irradiación. Al cortar film en el tamaño deseado (10 x 10 cm^2), la película tiene que ser etiquetados de modo que la orientación de la película está bien definida. Debido a un efecto de polarización en el proceso de escaneado, se pueden producir diferencias de los datos escaneados. Por sólo pequeñas rotaciones el error es menos de 1%.

La mayor parte de las incertidumbres en la comparación puede ocurrir cudo se selecciona el tamaño de la grilla de cálculo del plan calculado es mayor que una película escaneada, normalmente de 2 mm en comparación con 0,35 mm (72 dpi). La interpolación del plan calculado a un tamaño de la cuadrícula de 0,35 mm puede aplanar la distribución de la dosis medida que se reducen inhomogeneidades. Esto puede dar lugar a diferencias de dosis en regiones, donde la película muestra inhomogeneidades.

Otra fuente de incertidumbres es la adecuación de la distribución de la dosis individual calculada y medida, cuando la extracción del corte correspondiente del plan calculado. Si la posición de la dosis medida de película no coincide exactamente con el corte calculado extraído, algunas diferencias de dosis pueden resultar especialmente en regiones de gradiente dosis. Igualmente para la comparación es la conversión de la dosis calculada en UM, los cuales son emitidos por el acelerador lineal. Los decimales se redondean siempre a un número entero, así que en lugar de 3,62 UM, el acelerador lineal irradia 4 UM.

Otros estudios tienen que ser realizados en la búsqueda de una regla general para aceptar o rechazar una verificación. La exactitud de los resultados de la verificación es dependiente de varios factores tales como la coincidencia exacta de la distribución de la dosis calculada y medida, el manejo de la película, el criterio de comparación elegido y el tamaño de la grilla del plan de tratamiento. Incluso si se propone una norma general, cada verificación se debe comprobar antes de iniciar el tratamiento debido a las incertidumbres enumeradas.

CONCLUSIONES

- Este trabajo presenta un modelo completo de procedimientos y métodos para el control de calidad paciente especifico en radioterapia por intensidad modulada, consistente con protocolos internacionales.

- La serie de experiencias detalladas a lo largo de este informe se llevaron a cabo para cumplir los objetivos del trabajo: comparar control de calidad en planes de IMRT con MLC para distribuciones de dosis individuales y totales mediante film radiocrómicos, film radiográficos y arreglo bidimensional de cámaras de ionización.

- Se realizó el comisionamiento de sistemas dosimétricos para el control de calidad en IMRT, generando como resultado final una redundancia de sistemas independientes que le van a permitir al usuario emplearlo para tal fin siguiendo los protocolos y tolerancias expuestas.

- La redundancia de sistemas dosimétricos generan más grados de libertad en el QA paciente específico permitiendo usar y remplazar sistemas por si alguno de ellos falla en la verificación de dosis absoluta del plan y verificación de distribuciones de dosis.

- La exactitud de los resultados de la verificación es dependiente de varios factores tales como la coincidencia exacta de la distribución de la dosis calculada y medida, el manejo del film, el criterio de comparación elegido y el tamaño de la grilla del plan de tratamiento.

- La comparación de 50 planes con tres sistemas independientes muestra que el proceso de verificación de distribución de dosis total calculada y medida depende del sistema de medición a utilizar, el software RIT113 v5.3 en combinación con film radiográfico, film radiocrómico y arreglo bidimensional de cámaras de ionización son una herramienta sofisticada y rápida de obtener resultados precisos.

- En la comparación de la distribución de dosis calculada y medida puede emplear criterio sencillo e intuitivo, como la diferencia dosis absoluta y su correspondiente dosis diferencia histograma. Además la comparación se puede realizar con criterios tales como el índice de gamma y su correspondiente histograma acumulativo.

- En este estudio de 50 controles de calidad de campos individuales de IMRT se comparó tres sistemas dosimétricos. La comparación de la imágenes de la dosis calculada con la imagen obtenida con que los film radiográficos y radiocrónicas son ligeramente superiores que el arreglo bidimensional de cámaras de ionización, mediante la opción de fusión de imágenes (4 irradiaciones), estos resultados son aceptables para la práctica clínica.

- Los films radiográficos, film radiocrómicos cámaras de ionización aparecen como un dosímetro ideal en especial cuando los mismos están ubicados perpendiculares a la incidencia del haz de radiación dentro de un fantoma, como es el caso de la verificación dosimétrica de campos individuales.

- El arreglo bidimensional de cámaras de ionización adaptado para mejorar la resolución espacial puede ser utilizado para el control de calidad de campos individuales de IMRT. Esto presenta una alternativa de similar calidad a los film radiográficos y radiocrómicos.

- Los film radiográficos poseen una la ventaja de tener una alta resolución espacial, su rango dinámico. Sin embargo su proceso de calibración, su variación lote a lote, la necesidad de revelado son críticos en su empleo.

- Los film radiocrómicos son una poderosa herramienta en la verificación de distribuciones de dosis, pero su elevado costo, su proceso de calibración y manejo son los puntos en contra de este sistema.

- Una de las desventajas obtenidas con el arreglo de cámaras en la verificación individual de distribución de dosis es su tamaño, que puede ser solucionado con las dimensiones de film radiográfico X Omat V o film radiocrómico EBT3.

- El escáner Vidar ProRed muestra una clara superioridad en sensibilidad y reproducibilidad al compararlo al escáner Epson 10000XL en la verificación de distribuciones de dosis totales y individuales.

- En el seguimiento histórico de 1400 determinaciones de dosis absoluta para planes totales incluidos en este trabajo, se concluye que las tolerancias utilizadas para niveles de aceptación son adecuadas con los sistemas dosimétricos independientes.

REFERENCIAS

[1] N. Giorgia , F. Antonella and C. Luca, "Imrt with the sliding window: Comparison of the static and dynamic methods. dosimetric and spectral analysis.," vol. 75, no. 1, 2005.

[2] B. Steve and M. Komanduri, "On compensator design for photon beam intensitymodulated," vol. 25, no. 5, 1998.

[3] G. Ezzell, "IMRT subcommitte, and APPM Radiation Theraphy Commitee, Guidance Document on delivery, tratment planning, and clinical implementation of imrt: report of the imrt subcomittee of the appm radiation therapy committee," Aug, 2003.

[4] A. Boyler, B. Butler and T. DiPetrillo, "Intensity-Modulated Radiotherapy: Current Status And Issues Of Interest," vol. 51, no. 4, 2001.

[5] C. Chui, M. Chan, E. Yorke, S. Spirou and C. Ling, "Delivery of Intensity Modulated Radiation Theraphy with convencional multileaf Collimator: Comprarison of Dynamic and Segmental Methods," vol. 28, no. 12, 2001.

[6] C. Burman , C. Chui , G. Kutcher and S. Leibel , "Planning, delivery and quality assurance of intensity modulated radiotherapy using dynamic multileaf collimator: a strategy for large scale implementation for the treatment of carcinoma of prostate," vol. 39 (4), 1997.

[7] D. Low, M. Moran, J. Dempsey, D. Lei and O Mark, "Dosimetry -tools and Techniques for IMRT," vol. 38, no. 3, 2011.

[8] S. Tung and C. Tsao, "Patient Specific Quality Assurance for IMRT and VMAT," vol. 1, 2011.

[9] M. Alber "Guidelines For the Verification of IMRT," vol. 1, no. 1, 2008.

[10] D. Low, "A tecnique for the quantitative evaluation of dose distributions," vol. 25(5), 1998.

[11] F. H. Attix, "Introduction to radiological physics and radiation dosimetry," 2004.

[12] H. E. Jhons and J. R. Cunningham, "The Physics of Radiology," vol. Cuarta Edición, 1983.

[13] A. J. Olch, "Dosimetric performance of an enhanced dose range radiographic. lm for intensity modulated radiation therapy quality assurance," vol. 29(9), no. 2159-2168, Sep 2002.

[14] N. Dorgan, and A. Sethi, "Comparative evaluation of Kodak EDR2 and XV2 film for verification of intensity modulated radiation theraphy," vol. 47(22), no. 4121'4130, Nov 2002.

[15] R. Arránns, "Dosimetría con peliculas raciocrómicas," vol. 10(2):83-104, 2009.

[16] Gafchromic, "International Speciality Product, http://online1.ispcorp.com/en-US/gafchromic/SupportingDocuments/GafChromic_EBT-2_20101007.pdf," 2010.

[17] M. J. Butson, "Dose and absortion spectra resonse of EBT2 Gafchromic film to high energy x-rays," vol. 32(4), no. p.196-202, 2009.

[18] M. J. Butson, "Energy response of the new EBT2 radiochromic film to x-ray radiation," vol. 7(45), no. p.836-839, 2010.

[19] B. Arjomandy, "Energy Dependence and dose response of gafchromic EBT2 film over a wide range of photon, electron and proton bem energies," vol. 37(5), 2010.

[20] B. C. Ferreira and M. Capela, "Evaluation of an Epson flatbed scanner to read gafchromic EBT film for radiation dosimetry," vol. 54(4), no. p.1073-1085, 2008.

[21] L. Richley, "Evaluation and optimization of the new EBT2 radiochromic film dosimetry system for patient dose verification in radiotheraphy," vol. 55(9), no. p.2601-2617, 2010.

[22] H. Bouchart, "On the caracterization and uncertainty analysis of radiochromic film dosimetry,"

vol. 36(6), no. p. 1931-1946, 2009.

[23] B. Hartmann, M. Maria and J. Oliver, "Tecnical note: Homogenety of Gafchromic EBT2 film," vol. 37(4), no. p. 1173-1756, 2010.

[24] S. Devic, "Sensitivity of linear CCD array based film scanners used for film dosimetry," vol. 33(11), no. p. 3993-3996, 2006.

[25] L. Menegotti, A. Delana and A. Martignano, "Radiochromic film dosimetry with flatbed scanners: a fast and accurate method for dose calibration and uniformity correction with single silm exposure," vol. 35(7), no. p.3078-3085, 2008.

[26] A. Angelini and A. Ferri, E. Spezi, A multiple acquisition sequence for IMRT verification with a 2D ion chamber array, 314th ed.: Medical Dosimetry, 2006.

[27] V. Esch and T. Depuydt, A quantitative evaluation of IMRT dose distributions: refinement and clinical evaluation of the gamma evaluation: Radiotherapy and Oncology, 2002.

[28] I. Das, J. Dempsey, K. Lam, T. Losasso, A. Olch, J. Palta, D. Ritt and E. Wilcox, Radiographic film for megavoltage beam dosimetry – TG69, 34th ed.: Medical Physics , June 2007.

[29] G. Mack, D. Weltz, S. Scheib, H. Bottcher and V. Seifert, High precision film dosimetry with GAFCHROMIC films for quality assurance especially when using small fields, 309th ed.: Medical Physics , 2003.

[30] D. Low, J. Moran, L. Dong, and M. Oldham, "Dosimetry tools and technique for IMRT," vol. 38(3), 2011.

[31] L. Palta, "Tolerance limits and action levels for planning and delivery of IMRT," vol. 29.

[32] R. Diaz, D. Venencia, and E. Garrigo, "Optimización del control de calidad a los planes paciente – específicos de IMRT, basado en el arreglo bidimensional de cámaras de ionización PTW – 729," 2010.

[33] D. Venencia, E. Garrigo, C. Descamps, and Y. Pipman, "Beam matching of Primus linacs for step and shoot IMRT," 2010.

[34] "RIT113 Technical Manual verison 5.3," 2011.

[35] B. Ferreira and M. Capella, "Evaluation of the Epson Flatbed scanner to read Gafchromic EBT Film dor radiation dosimetry," vol. 54(4), no. 1073-1085, 2008.

[36] Booklet, "Guidelines for the Verification of IMRT, Guidelines for the Verification Of Imrt," 2008.

[37] L. Boyer, "Basic applications of multileaf collimators. Technical Report 72, Report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No.50.," 2001.

[38] C. Chen-Shou, M. Chan, E. Yorke, S. Spiron, and C. Ling, "Delivery of intensity-modulated radiation therapy with a conventional multileaf collimator: Comparison of dynamic and segmental methods.," vol. 28, no. 12, 2001.

[39] ICRU, "Prescribing, Recording, and Reporting, Photon-Beam Intensity-Modulated Radiation Therapy (IMRT), ICRU REPORT 83," vol. 10, no. 1.

[40] S. Kettering, "A practical guide to intensity-modulated radiation theraphy," 2003.

[41] E. Van, "Acceptance Test and Quality Control (QC) Procedures For the Clinical Implementation of Intensity Modulated Radiotherapy (IMRT) Using Inverse Plannig and Sliding Window Technique: Experience From Five Radiotgerapy Departments," no. 60, 2002.

[42] S. Devic, "Precise radiochromic film dosimetry using a flat-bed document scanner," vol. 32(7), no. 2245-2253, 2005.