



**UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DEL  
ESTADO DE MÉXICO**

**MÉDICA SUR**



---

FACULTAD DE MEDICINA

MAESTRÍA EN FÍSICA MÉDICA

**VALIDACIÓN DE DOSIMETRÍA PORTAL Y  
ARREGLO DE CÁMARAS DE IONIZACIÓN,  
MEDIANTE PELÍCULA DE TINTE RADIOCRÓMICO  
PARA TRATAMIENTOS DE RAPIDARC**

**TESIS**

QUE PARA OBTENER EL GRADO DE

MAESTRA EN FÍSICA MÉDICA

PRESENTA

**Rocio Marlene Peruyero Rivas**

Comité de Tutores: M. en C. Alejandro Rodríguez Laguna  
Dr. en C. Miguel Ángel Camacho López  
M. en C. Eleni Mitsoura



TOLUCA, ESTADO DE MÉXICO

Año 2016

## ÍNDICE

	No. Página
Resumen	3
Abstract	4
Abreviaturas	5
Índice de figuras	6
Índice de tablas	11
Capítulo 1. Introducción	13
1.1. Introducción	13
1.2. Estado del arte	13
1.3. Pregunta de investigación	14
1.4. Hipótesis	14
1.5. Objetivos	14
Capítulo 2. Marco teórico	15
2.1. RapidArc	15
2.2. Verificación de distribución de dosis	15
2.3. Índice gamma	16
2.4. Técnicas de verificación	18
2.4.1. Películas de tinte radiocrómico	18
2.4.1.1. Calibración de PTR	20
2.4.2. Arreglo de cámaras de ionización	21
2.4.2.1. Calibración del sistema Octavius 4D	21
2.4.3. Dosimetría portal	22
2.4.3.1. Calibración del sistema de dosimetría portal	23
Capítulo 3. Metodología	25
3.1. Equipos y materiales	25
3.2. Procedimiento	27
3.2.1. Fase 1	27
3.2.2. Fase 2	44
Capítulo 4. Resultados	59

Capítulo 5. Discusión y conclusiones	75
Anexo A. Procedimiento para la calibración	76
Anexo B. Procedimiento para la verificación de distribución de dosis	81
Referencias	85

## Resumen

Este trabajo tiene como propósito validar el uso de dosimetría portal y arreglo de cámaras de ionización para el control de calidad en tratamientos de RapidArc, la cual es una modalidad para entregar VMAT. Es decir, averiguar si dichos dosímetros son capaces de brindar distribuciones de dosis confiables al trabajar con este tipo de tratamiento. Para estas validaciones se utilizó la película de tinte radiocrómico como dosímetro estándar.

Se eligió la película Gafchromic EBT3 ya que por sus características es una de las más usadas en radioterapia.

Se utilizó un arreglo de cámaras de ionización PTW, Octavius 4D. En el caso de dosimetría portal se utilizó el sistema de dispositivo electrónico de imagen portal incorporado al acelerador lineal TrueBeam.

Los tratamientos de RapidArc tienen gradientes de dosis mayores que los tratamientos de radioterapia convencional. Por lo que, como paso preliminar se estudiaron los dosímetros con distribuciones obtenidas de estos tipos de tratamientos (fase 1). Debido a que la respuesta fue favorable se procedió a trabajar con distribuciones provenientes de tratamientos de RapidArc (fase 2).

En la fase 1 se comparó el análisis gamma obtenido con película de tinte radiocrómico, el sistema de medición Octavius 4D y dosimetría portal para nueve planes de tratamiento, obteniendo que es indiferente el uso de película de tinte radiocrómico y dosimetría portal.

En la fase 2 se utilizaron seis planes de tratamiento de RapidArc para realizar la comparación del análisis gamma con los tres sistemas dosimétricos. En esta fase se obtuvo que las distribuciones de dosis obtenidas con los tres dosímetros presenten la misma confiabilidad.

## **Abstract**

This work was aimed to validate the use of dosimetry portal and arrangement of ionization chambers for quality control RapidArc treatments, which is a method to deliver VMAT. It finds out if these dosimeters are able to provide reliable dose distributions when working with this type of treatment. Radiochromic film as the standard dosimeter was used to these validations.

Gafchromic EBT3 film and which by its nature is one of the most used in radiotherapy was chosen.

In the matter of ionization chamber array, the measurement system PTW, Octavius 4D was used.

Eventually, in the case of portal dosimetry, the electronic portal imaging device incorporated into TrueBeam linear accelerator was used.

RapidArc treatments have dose gradients greater than conventional radiotherapy treatments. So as preliminary step dosimeters were studied with distributions obtained from these types of treatments (phase 1). Because the response was favorable proceeded to work with distributions from RapidArc treatments (phase 2).

In phase 1, the gamma analysis obtained radiochromic film, the measurement system Octavius 4D and portal dosimetry nine treatment plans were compared, obtaining who it is indifferent to use film dosimetry and portal dosimetry.

In phase 2 six RapidArc treatment plans were used for comparison with the three gamma dosimetry systems analysis. At this phase, it was found that the dose distributions obtained with the three dosimeters exhibit the same reliability.

## Abreviaturas

AAA	algoritmo analítico anisotrópico
CCD	dispositivo de carga acoplada
DD <sub>AL</sub>	distribución de dosis entregada por el acelerador lineal
DD <sub>SPT</sub>	distribución de dosis calculada por el sistema de planeación de tratamiento
DF	campo oscuro
DFS	distancia fuente-superficie
DMI	imagen digital megavolt
DO <sub>net</sub>	densidad óptica neta
DTA	distancia de concordancia
EPID	dispositivo electrónico de imagen portal
FF	campo inundado
FFF	haz de fotones sin filtro aplanador
IGRT	radioterapia guiada por imágenes
IDU	unidad de detección de imagen
IMRT	radioterapia de intensidad modulada
MLC	colimador multihojas
PDD	porcentaje de dosis en profundidad
ppp	píxeles por pulgada
PTR	película de tinte radiocrómico
ROI	región de interés
SID	distancia fuente-imagen
SPT	sistema de planeación de tratamiento
UM	unidades monitor
VMAT	arco-terapia modulada volumétrica

## Índice de figuras

Figura 1.	Representación geométrica de diferencia de dosis y DTA [8].	16
Figura 2.	Representación geométrica del índice gamma [8].	17
Figura 3.	Estructura de la PTR Gafchromic EBT3.	19
Figura 4.	Representación geométrica de generación de imagen [11].	22
Figura 5.	Respuesta de los paneles a-Si [12].	23
Figura 6.	Geometría 1 PTR fase 1.	28
Figura 7.A.	Distribución de dosis PTR. Caso “Cuadrado”.	29
Figura 7.B.	Distribución de dosis PTR. Caso “Pirámide”.	29
Figura 7.C.	Distribución de dosis PTR. Caso “Figura”.	29
Figura 7.D.	Distribución de dosis PTR. Caso “Cinco”.	29
Figura 7.E.	Distribución de dosis PTR. Caso “IMRT1”.	29
Figura 7.F.	Distribución de dosis PTR. Caso “IMRT2”.	29
Figura 8.	Geometría 2 PTR fase 1.	30
Figura 7.G.	Distribución de dosis PTR. Caso “IMRT3”.	30
Figura 7.H.	Distribución de dosis PTR. Caso “IMRT4”.	30
Figura 7.I.	Distribución de dosis PTR. Caso “IMRT5”.	30
Figura 9.A.	Perfiles horizontales PTR y SPT. Caso “Cuadrado”.	31
Figura 9.B.	Perfiles diagonales PTR y SPT. Caso “Pirámide”.	31
Figura 9.C.	Perfiles horizontales PTR y SPT. Caso “Figura”.	31
Figura 9.D.	Perfiles diagonales PTR y SPT. Caso “Cinco”.	31
Figura 9.E.	Perfiles horizontales PTR y SPT. Caso “IMRT1”.	32
Figura 9.F.	Perfiles horizontales PTR y SPT. Caso “IMRT2”.	32
Figura 9.G.	Perfiles horizontales PTR y SPT. Caso “IMRT3”.	32
Figura 9.H.	Perfiles diagonales PTR y SPT. Caso “IMRT4”.	32
Figura 9.I.	Perfiles diagonales PTR y SPT. Caso “IMRT5”.	32
Figura 10.	Geometría Oct fase 1.	33
Figura 11.A.	Distribución de dosis Oct. Caso “Cuadrado”.	33

Figura 11.B.	Distribución de dosis Oct. Caso “Pirámide”.	33
Figura 11.C.	Distribución de dosis Oct. Caso “Figura”.	34
Figura 11.D.	Distribución de dosis Oct. Caso “Cinco”.	34
Figura 11.E.	Distribución de dosis Oct. Caso “IMRT1”.	34
Figura 11.F.	Distribución de dosis Oct. Caso “IMRT2”.	34
Figura 11.G.	Distribución de dosis Oct. Caso “IMRT3”.	34
Figura 11.H.	Distribución de dosis Oct. Caso “IMRT4”.	34
Figura 11.I.	Distribución de dosis Oct. Caso “IMRT5”.	35
Figura 12.A.	Perfil horizontal Oct. Caso “Cuadrado”.	35
Figura 12.B.	Perfil horizontal Oct. Caso “Pirámide”.	35
Figura 12.C.	Perfil horizontal Oct. Caso “Figura”.	36
Figura 12.D.	Perfil diagonal Oct. Caso “Cinco”.	36
Figura 12.E.	Perfil horizontal Oct. Caso “IMRT1”.	36
Figura 12.F.	Perfil diagonal Oct. Caso “IMRT2”.	36
Figura 12.G.	Perfil vertical Oct. Caso “IMRT3”.	36
Figura 12.H.	Perfil horizontal Oct. Caso “IMRT4”.	36
Figura 12.I.	Perfil horizontal Oct. Caso “IMRT5”.	37
Figura 13.	Geometría DP fase 1.	37
Figura 14.A.	Distribución de dosis DP. Caso “Cuadrado”.	38
Figura 14.B.	Distribución de dosis DP. Caso “Pirámide”.	38
Figura 14.C.	Distribución de dosis DP. Caso “Figura”.	38
Figura 14.D.	Distribución de dosis DP. Caso “Cinco”.	38
Figura 14.E.	Distribución de dosis DP. Caso “IMRT1”.	38
Figura 14.F.	Distribución de dosis DP. Caso “IMRT2”.	38
Figura 14.G.	Distribución de dosis DP. Caso “IMRT3”.	39
Figura 14.H.	Distribución de dosis DP. Caso “IMRT4”.	39
Figura 14.I.	Distribución de dosis DP. Caso “IMRT5”.	39
Figura 15.A.	Perfiles DP y SPT. Caso “Cuadrado”.	40



Figura 15.B.	Perfiles DP y SPT. Caso “Pirámide”.	40
Figura 15.C.	Perfiles DP y SPT. Caso “Figura”.	41
Figura 15.D.	Perfiles DP y SPT. Caso “Cinco”.	41
Figura 15.E.	Perfiles DP y SPT. Caso “IMRT1”.	42
Figura 15.F.	Perfiles DP y SPT. Caso “IMRT2”.	42
Figura 15.G.	Perfiles DP y SPT. Caso “IMRT3”.	43
Figura 15.H.	Perfiles DP y SPT. Caso “IMRT4”.	43
Figura 15.I.	Perfiles DP y SPT. Caso “IMRT5”.	44
Figura 16.	Geometría 1 PTR fase 2.	45
Figura 17.A.	Distribución de dosis PTR. Caso “RA1”.	46
Figura 17.B.	Distribución de dosis PTR. Caso “RA2”.	46
Figura 17.C.	Distribución de dosis PTR. Caso “RA3”.	46
Figura 17.D.	Distribución de dosis PTR. Caso “RA4”.	46
Figura 18.	Geometría 2 PTR fase 2.	47
Figura 17.E.	Distribución de dosis PTR. Caso “RA5”.	47
Figura 17.F.	Distribución de dosis PTR. Caso “RA6”.	47
Figura 19.A.	Perfiles horizontales PTR y SPT. Caso “RA1”.	48
Figura 19.B.	Perfiles diagonales PTR y SPT. Caso “RA2”.	48
Figura 19.C.	Perfiles verticales PTR y SPT. Caso “RA3”.	48
Figura 19.D.	Perfiles diagonales PTR y SPT. Caso “RA4”.	48
Figura 19.E.	Perfiles diagonales PTR y SPT. Caso “RA5”.	48
Figura 19.F.	Perfiles diagonales PTR y SPT. Caso “RA6”.	48
Figura 20.	Unidad de rotación del sistema Octavius 4D.	49
Figura 21.	Geometría Oct fase 2.	49
Figura 22.A.	Distribución de dosis Oct. Caso “RA1”.	50
Figura 22.B.	Distribución de dosis Oct. Caso “RA2”.	50
Figura 22.C.	Distribución de dosis Oct. Caso “RA3”.	50
Figura 22.D.	Distribución de dosis Oct. Caso “RA4”.	50

Figura 22.E.	Distribución de dosis Oct. Caso “RA5”.	51
Figura 22.F.	Distribución de dosis Oct. Caso “RA6”.	51
Figura 23.A.	Perfiles horizontales Oct y SPT. Caso “RA1”.	51
Figura 23.B.	Perfiles verticales Oct y SPT. Caso “RA2”.	51
Figura 23.C.	Perfiles horizontales Oct y SPT. Caso “RA3”.	52
Figura 23.D.	Perfiles horizontales Oct y SPT. Caso “RA4”.	52
Figura 23.E.	Perfiles verticales Oct y SPT. Caso “RA5”.	52
Figura 23.F.	Perfiles verticales Oct y SPT. Caso “RA6”.	52
Figura 24.	Geometría DP fase 2.	53
Figura 25.A.	Distribución de dosis DP. Caso “RA1”.	53
Figura 25.B.	Distribución de dosis DP. Caso “RA2”.	53
Figura 25.C.	Distribución de dosis DP. Caso “RA3”.	54
Figura 25.D.	Distribución de dosis DP. Caso “RA4”.	54
Figura 25.E.	Distribución de dosis DP. Caso “RA5”.	54
Figura 25.F.	Distribución de dosis DP. Caso “RA6”.	54
Figura 26.A.	Perfiles DP y SPT. Caso “RA1”.	55
Figura 26.B.	Perfiles DP y SPT. Caso “RA2”.	56
Figura 26.C.	Perfiles DP y SPT. Caso “RA3”.	56
Figura 26.D.	Perfiles DP y SPT. Caso “RA4”.	57
Figura 26.E.	Perfiles DP y SPT. Caso “RA5”.	57
Figura 26.F.	Perfiles DP y SPT. Caso “RA6”.	58
Figura 27.	Curva de calibración PTR.	59
Figura 28.A.	Histograma gamma-porcentaje Oct. Caso “Cuadrado”.	62
Figura 28.B.	Histograma gamma-porcentaje Oct. Caso “Pirámide”.	63
Figura 28.C.	Histograma gamma-porcentaje Oct. Caso “Figura”.	63
Figura 28.D.	Histograma gamma-porcentaje Oct. Caso “Cinco”.	64
Figura 28.E.	Histograma gamma-porcentaje Oct. Caso “IMRT1”.	64
Figura 28.F.	Histograma gamma-porcentaje Oct. Caso “IMRT2”.	65

Figura 28.G.	Histograma gamma-porcentaje Oct. Caso "IMRT3".	66
Figura 28.H.	Histograma gamma-porcentaje Oct. Caso "IMRT4".	66
Figura 28.I.	Histograma gamma-porcentaje Oct. Caso "IMRT5".	67
Figura 29.A.	Histograma gamma-porcentaje Oct. Caso "RA1".	70
Figura 29.B.	Histograma gamma-porcentaje Oct. Caso "RA2".	71
Figura 29.C.	Histograma gamma-porcentaje Oct. Caso "RA3".	71
Figura 29.D.	Histograma gamma-porcentaje Oct. Caso "RA4".	72
Figura 29.E.	Histograma gamma-porcentaje Oct. Caso "RA5".	73
Figura 29.F.	Histograma gamma-porcentaje Oct. Caso "RA6".	73
Figura 30.	Dirección de escaneo [13].	77

## Índice de tablas

Tabla 1.	Composición de la PTR Gafchromic EBT3 [9].	19
Tabla 2.	Casos fase 1.	27
Tabla 3.	Características de obtención fase 1.	28
Tabla 4.	Casos fase 2.	44
Tabla 5.	Características de obtención fase 2.	45
Tabla 6.	Valores medidos para calibración cruzada OCT/SPT.	60
Tabla 7.	Resultados análisis gamma fase 1 Oct y PTR.	61
Tabla 8.	Estadísticos fase 1 Oct y PTR.	61
Tabla 9.	Estadísticos para diferencia de análisis gamma PTR y Oct fase 1.	61
Tabla 10.	Resultados Oct Plan “Cuadrado”.	62
Tabla 11.	Resultados Oct Plan “Pirámide”.	62
Tabla 12.	Resultados Oct Plan “Figura”.	63
Tabla 13.	Resultados Oct Plan “Cinco”.	64
Tabla 14.	Resultados Oct Plan “IMRT1”.	64
Tabla 15.	Resultados Oct Plan “IMRT2”.	65
Tabla 16.	Resultados Oct Plan “IMRT3”.	65
Tabla 17.	Resultados Oct Plan “IMRT4”.	66
Tabla 18.	Resultados Oct Plan “IMRT5”.	67
Tabla 19.	Resultados análisis gamma fase 1 DP y PTR.	68
Tabla 20.	Estadísticos para diferencia de análisis gamma PTR y DP fase 1.	68
Tabla 21.	Estadísticos fase 1 DP y PTR.	68
Tabla 22.	Resultados análisis gamma fase 2 Oct y PTR.	69
Tabla 23.	Estadísticos para diferencia de análisis gamma PTR y Oct fase 2.	69
Tabla 24.	Estadísticos fase 2 Oct y PTR.	69
Tabla 25.	Resultados Oct Plan “RA1”.	70

Tabla 26.	Resultados Oct Plan “RA2”.	70
Tabla 27.	Resultados Oct Plan “RA3”.	71
Tabla 28.	Resultados Oct Plan “RA4”.	72
Tabla 29.	Resultados Oct Plan “RA5”.	72
Tabla 30.	Resultados Oct Plan “RA6”.	73
Tabla 31.	Resultados análisis gamma fase 2 DP y PTR.	74
Tabla 32.	Estadísticos para diferencia de análisis gamma PTR y DP fase 2.	74
Tabla 33.	Estadísticos fase 2 DP y PTR.	74
Tabla 34.	Valores obtenidos por el SPT para la calibración cruzada Octavius 4D/ SPT Eclipse.	79

# Capítulo 1. Introducción

---

## 1.1. Introducción

Una vez que un plan de arco-terapia modulada volumétrica (**volumetric modulated arc therapy** VMAT) ha sido aprobado para su tratamiento y antes de impartirlo al paciente se debe realizar una verificación de distribución de dosis. Ésta ayuda a asegurar que la distribución de dosis calculada por el sistema de planeación de tratamiento es reproducible por el acelerador lineal dentro de la tolerancia permisible con lo que se promueve la efectividad terapéutica del tratamiento.

Dicha verificación consiste en comparar la distribución de dosis calculada por el sistema de planeación de tratamientos ( $DD_{SPT}$ ) con la entregada por el acelerador lineal ( $DD_{AL}$ ). La  $DD_{AL}$  se obtiene irradiando un dosímetro bajo las mismas condiciones que se consideran para el cálculo de la  $DD_{SPT}$ .

En el caso de tratamientos de VMAT (RapidArc para Varian Medical Systems) se requiere un dosímetro capaz de detectar cambios entre dos puntos muy cercanos de la distribución de dosis. Esto debido a que dichos tratamientos tienen distribuciones con gradientes de dosis altos.

El uso de un dosímetro validado ayuda a obtener resultados más confiables en la verificación, lo que se traduce en promover que se evite dar una dosis menor que la necesaria reduciendo la probabilidad de control tumoral, ó una dosis mayor a la prescrita que pudiera ocasionar un daño a los tejidos sanos superior al esperado, lo cual generaría efectos no deseados en el paciente.

Existen diferentes maneras de adquirir las distribuciones de dosis impartidas por el acelerador lineal. En este trabajo se validó el uso de arreglo de cámaras de ionización de un sistema PTW, Octavius 4D y dosimetría portal de un sistema TrueBeam mediante película de tinte radiocrómico (PTR) Gafchromic EBT3.

## 1.2. Estado del arte

En el año 2015, Dewayne L. et al publicaron el artículo “Anatomy-based, patient-specific VMAT QA using EPID or MLC log files” [1], el cual concluyo que el uso del dispositivo electrónico de imagen portal (**electronic portal imaging device** EPID) es un método viable para la garantía de calidad en procesos de VMAT. En este trabajo el EPID validado fue el aSi 1000 integrado en el acelerador lineal Novalis TX, utilizando como dosímetro estándar el sistema Delta4.

El uso de arreglos de cámara de ionización en planes de tratamiento de VMAT es aceptado para dosímetros como PTW, seven29 [2], [3]. En el caso del detector 729 perteneciente al sistema de medición Octavius 4D, éste se ha validado para tratamientos de radioterapia de intensidad modulada (**intensity modulated radiation therapy** IMRT) [4] y se ha aceptado como un dosímetro estable en el caso de VMAT [5].

### **1.3. Pregunta de investigación**

¿Las distribuciones de dosis obtenidas con dosimetría portal y arreglo de cámaras de ionización son igual o más confiables en comparación con las obtenidas con película de tinte radiocrómico para tratamientos de RapidArc?

### **1.4. Hipótesis**

Las distribuciones de dosis obtenidas al emplear dosimetría portal y arreglo de cámaras de ionización en tratamientos de RapidArc son igual o más confiables a las obtenidas con película de tinte radiocrómico.

### **1.5. Objetivos**

#### **1.5.1. Objetivos generales**

Analizar las diferencias en los resultados del análisis gamma obtenidos con dosimetría portal (Sistema TrueBeam) y película de tinte radiocrómico (Gafchromic EBT3).

Analizar las diferencias en los resultados del análisis gamma obtenidos con arreglo de cámaras de ionización (Sistema de medición Octavius 4D) y película de tinte radiocrómico (Gafchromic EBT3).

#### **1.5.2. Objetivos específicos**

Comparar los resultados del análisis gamma obtenidos con dosimetría portal y película de tinte radiocrómico al trabajar con distribuciones de dosis con gradientes de dosis menores a los obtenidos en tratamientos de RapidArc.

Comparar los resultados del análisis gamma obtenidos con arreglo de cámaras de ionización y película de tinte radiocrómico al trabajar con distribuciones de dosis con gradientes de dosis menores a los obtenidos en tratamientos de RapidArc.

Comparar los resultados del análisis gamma obtenidos con dosimetría portal y película de tinte radiocrómico al trabajar con tratamientos de RapidArc.

Comparar los resultados del análisis gamma obtenidos con arreglo de cámaras de ionización y película de tinte radiocrómico al trabajar con tratamientos de RapidArc.

## Capítulo 2. Marco teórico

---

### 2.1. RapidArc

RapidArc es una modalidad para entregar arco-terapia modulada volumétrica (VMAT) desarrollada por Varian Medical Systems que combina las ventajas de radioterapia de intensidad modulada (IMRT) y arco-terapia.

En esta técnica la dosis es entregada a los volúmenes de tratamiento al mismo tiempo que el gantry gira de forma continua. Durante su impartición se requiere la sincronización de la velocidad de rotación del gantry, el movimiento del colimador multihojas (**multi-leaf collimator** MLC) y la tasa de dosis entregada.

Los tratamientos de RapidArc se caracterizan por una alta conformalidad de dosis que permite depositar una dosis alta a los volúmenes blanco reduciendo al mismo tiempo la dosis a los órganos de riesgo, comparado con tratamientos convencionales [6], [7]. Lo anterior conlleva a tener gradientes de dosis altos.

### 2.2. Verificación de distribución de dosis

Una distribución de dosis es un conjunto de curvas de isodosis, las cuales son líneas que unen puntos que representan un mismo valor.

La verificación de distribución de dosis tiene como objetivo comparar la distribución de dosis calculada por el sistema de planeación de tratamientos (SPT) con la entregada por el acelerador lineal.

Dicha comparación se puede realizar mediante el análisis gamma. Este análisis se realiza superponiendo ambas distribuciones y comparando cada punto de la  $DD_{AL}$  con la  $DD_{SPT}$ . En cada uno de estos puntos se calcula el índice gamma. El análisis gamma da como resultado el porcentaje de puntos que pasaron este índice.

Por convención se considera una reproducibilidad del acelerador lineal aceptable para dar el tratamiento si al menos el 95% de los puntos pasan el análisis. Esta manera de analizar las distribuciones proporciona un indicador numérico de los valores y la posibilidad de visualizar los resultados en una distribución gamma.



### 2.3. Índice gamma ( $\gamma$ )

El índice gamma incorpora dos criterios: diferencia de dosis y distancia de concordancia (**distance to agreement DTA**). La DTA es la distancia entre un punto de la  $DD_{AL}$  y el punto más cercano en la  $DD_{SPT}$  que exhibe la misma dosis.

Para la construcción del índice gamma considerar la figura 1 en donde se encuentran superpuestas las dos distribuciones de dosis a comparar. El criterio de diferencia de dosis es  $\Delta D_M$  y el criterio de DTA es  $\Delta d_M$ .

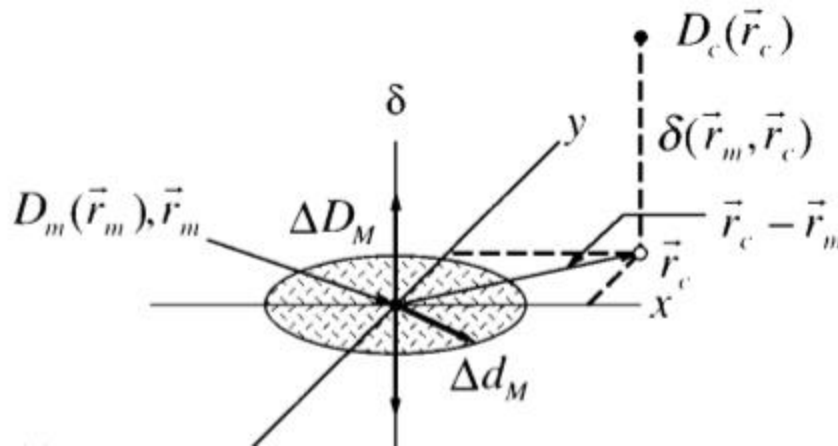


Figura 1. Representación geométrica de diferencia de dosis y DTA [8].

Sea  $r_m$  un punto cualquiera de la  $DD_{AL}$  sobre el que se realizará la evaluación. Este punto se encuentra en el origen de la figura. Los ejes “x” y “y” representan la localización espacial de los puntos de la  $DD_{SPT}$  relativa al punto  $r_m$ . El eje  $\delta$  representa la diferencia de dosis entre el punto  $r_m$  y los puntos de la  $DD_{SPT}$ .

Como ejemplo, considérese el punto  $r_c$  de la  $DD_{SPT}$ . En este caso  $r(r_m, r_c)$  representa la distancia existente entre  $r_m$  y  $r_c$ .  $\delta(r_m, r_c)$  representa la diferencia de dosis de los puntos  $r_m$  y  $r_c$ , es decir,  $D_m(r_m)$  y  $D_c(r_c)$ .

El criterio de DTA es representado por un disco en el plano  $r_m-r_c$  ( $\delta = 0$ ) con un radio igual a  $\Delta d_M$ . Si la superficie que se obtiene considerando la localización espacial y la dosis de los puntos de la  $DD_{SPT}$  intercepta el disco entonces se pasa éste criterio en el punto  $r_m$ .

El criterio en término de la diferencia de dosis se puede representar mediante la línea vertical de la figura 1 cuya longitud es  $2 \Delta D_M$ . Si la superficie que se obtiene considerando la localización espacial y la dosis de los puntos de la  $DD_{SPT}$  atraviesa la línea entonces se pasa el criterio de diferencia de dosis en el punto de medición.

Ahora considérese la figura 2 en la que el criterio de aceptación está representado por la superficie de un elipsoide, es decir, este criterio involucra simultáneamente la diferencia de dosis y la DTA.

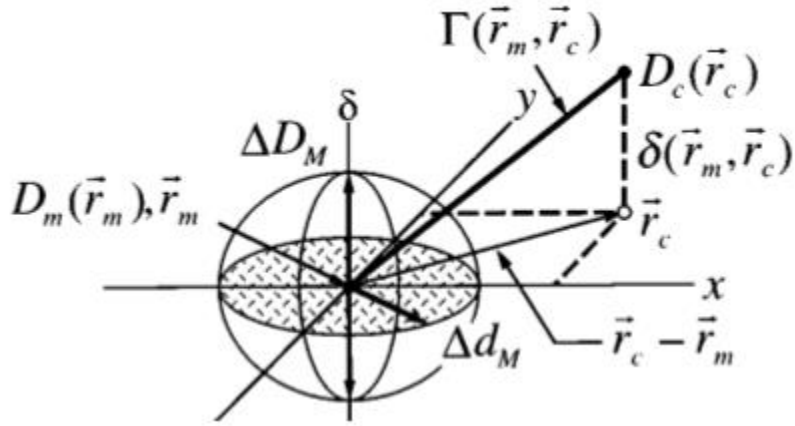


Figura 2. Representación geométrica del índice gamma [8].

La ecuación de la superficie de este elipsoide es

$$\frac{x^2}{a^2} + \frac{y^2}{b^2} + \frac{\delta^2}{c^2} = 1,$$

donde a, b y c son las longitudes de los semiejes del elipsoide respecto los ejes, x, y,  $\delta$ .

En este caso  $a = b = \Delta d_M$  y  $c = \Delta D_M$ , por lo que sustituyendo se tiene

$$\frac{x^2}{\Delta d_M^2} + \frac{y^2}{\Delta d_M^2} + \frac{\delta^2}{\Delta D_M^2} = 1,$$

entonces

$$\frac{x^2 + y^2}{\Delta d_M^2} + \frac{\delta^2}{\Delta D_M^2} = 1$$

entonces por el teorema de Pitágoras tenemos

$$\frac{r^2(r_m, r_c)}{\Delta d_M^2} + \frac{\delta^2}{\Delta D_M^2} = 1$$

es decir,

$$1 = \sqrt{\frac{r^2(r_m, r_c)}{\Delta d_M^2} + \frac{\delta^2}{\Delta D_M^2}},$$

donde

$$r(r_m, r_c) = |r_c - r_m|$$

$$\delta(r_m, r_c) = D_c(r_c) - D_m(r_m)$$

El índice gamma se define como

$$\gamma(r_m) = \min\{\Gamma(r_m, r_c)\} \quad \forall r_c,$$

donde

$$\Gamma(r_m, r_c) = \sqrt{\frac{r^2(r_m, r_c)}{\Delta d_M^2} + \frac{\delta^2(r_m, r_c)}{\Delta D_M^2}}$$

Si  $\gamma(r_m) \leq 1$  entonces se cumple el índice gamma para el punto analizado.

Si  $\gamma(r_m) > 1$  entonces no se cumple el índice gamma para el punto analizado.

Es decir, este criterio representado por el elipsoide se cumple si la superficie que se obtiene considerando la localización espacial y la dosis de los puntos de la  $DD_{SPT}$  intercepta el elipsoide.

Nótese que existen puntos dentro del elipsoide que no cumplen el criterio  $\Delta D_M$  y  $\Delta d_M$ . Sin embargo, al considerar todos los puntos dentro del elipsoide se tiene la posibilidad de un único criterio de aceptación.

## 2.4. Técnicas de verificación

Existen diferentes maneras de adquirir las distribuciones de dosis impartidas por el acelerador lineal, entre las que se encuentran dosimetría portal, dosimetría con arreglo de cámaras de ionización y dosimetría con película de tinte radiocrómico. Cada técnica se describe brevemente a continuación.

### 2.4.1. Películas de tinte radiocrómico

La dosimetría con película de tinte radiocrómico proporciona una resolución espacial muy alta (aproximadamente 1200 líneas/mm), la mayor limitación en términos de resolución espacial se encuentra en el proceso de lectura, el cual dependerá del tipo y resolución del sistema óptico empleado.

La película de tinte radiocrómico tiene una capa activa formada por polímeros que son cristales orgánicos sensibles a la radiación de 15 a 20 micrómetros de longitud y de 1 a 2 micrómetros de diámetro en forma de aguja. Esta capa sufre una reacción radiocrómica al ser irradiada, es decir, la coloración directa de un medio por la absorción de la radiación.

En este trabajo se utilizó la PTR Gafchromic EBT3. Esta película se introdujo en el año 2011 y está diseñada para tener una mayor sensibilidad en el rango de 1 Gy a 8 Gy pero puede ser usada en un rango de 1cGy a más de 40 Gy.

La capa activa de la EBT3 tiene un grosor aproximado de 30  $\mu\text{m}$ . Esta capa se encuentra entre dos láminas de poliéster simétricas cuyo grosor aproximado es de 125  $\mu\text{m}$ . Este grosor perturba mínimamente al haz de radiación. La figura 3 muestra la estructura de esta película.

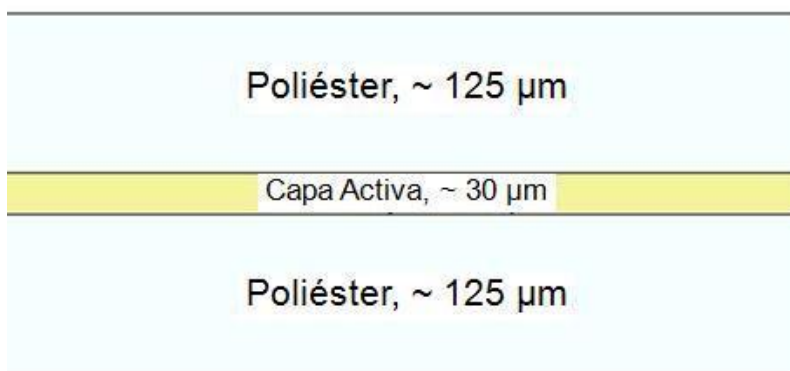


Figura 3. Estructura de la PTR Gafchromic EBT3.

Esta película incorpora un colorante amarillo uniformemente distribuido en su capa activa cuyo propósito es reducir la sensibilidad de la película a la luz visible y rayos ultravioletas. El cambio en la dosis óptica de la PTR no es afectado por la presencia del colorante.

Las láminas de poliéster posibilitan el sumergir la película en agua por algunas horas con una penetración de 1 a 2 mm en los bordes. Estas láminas ayudan a proteger la capa activa de daño mecánico.

La PTR Gafchromic EBT3 tiene un pico principal de absorbancia en 636 nm, independencia de energía, independencia del ángulo de incidencia, micropartículas que eliminan los anillos de Newton, cambios de densidad que se estabilizan rápidamente después de la exposición, poco cambio de densidad entre lotes y, uniformidad de +-3% en dosis.

La tabla 1 muestra la composición de la película.

Lámina	Grosor nominal, $\mu\text{m}$	Densidad, $\text{g}/\text{cm}^2$	H %	Li %	C %	O %	Al %	Z efectivo
Poliéster	125	1.35	36.4%	0.0%	45.5%	18.2%	0.0%	6.64
Capa Activa (asumiendo 7.5% de humedad)	28	1.2	56.8%	0.6%	27.6%	13.3%	1.6%	7.26
Poliéster	125	1.35	36.4%	0.0%	45.5%	18.2%	0.0%	6.64

Tabla 1. Composición de la PTR Gafchromic EBT3 [9].

Entre los cuidados que se deben tener con estas películas están: mantener un entorno de humedad constante, mantener la misma orientación que la utilizada en la calibración al momento de los escaneos y digitalizar un número limitado de veces.

#### 2.4.1.1. Calibración de PTR

Las PTR son dosímetros secundarios, por lo que deben ser calibradas antes de su uso. Realizar la calibración de manera correcta permitirá reducir el nivel de incertidumbre en todo el proceso. La calibración de las PTR se debe realizar para cada lote. Esto debido a los cambios de densidad existentes entre lotes.

Esta calibración consiste en establecer una relación entre la dosis depositada por un haz de radiación y la respuesta de la película al ser irradiada por dicho haz. Esta relación se hace mediante la curva de calibración, la cual es una función ajustada a ciertos puntos de irradiación a dosis conocidas.

La calibración de las películas se hace para un intervalo de dosis, por lo que se debe asegurar que este intervalo contenga el intervalo de interés.

La respuesta obtenida al digitalizar en el escáner la PTR es densidad óptica. Sin embargo, en lugar de trabajar con densidad óptica se trabaja con la densidad óptica neta que es la densidad óptica menos la densidad óptica en zonas no expuestas.

La densidad óptica se define como  $\log_{10}(T^{-1})$  donde T es la transmitancia que se define como el cociente entre la intensidad inicial ( $I_0$ ) y la intensidad final ( $I_f$ ). La transmitancia es proporcional a la dosis por lo que es posible relacionar dosis con densidad óptica.

La densidad óptica neta ( $DO_{net}$ ) se define como  $\log_{10}(I_{unexp}/I_{exp})$  donde  $I_{unexp}$  e  $I_{exp}$  son la intensidad de la película no expuesta y expuesta a la radiación, respectivamente, en la región de interés (**region of interest ROI**) escogida.

Por practicidad algunos escáneres trabajan con el valor del píxel. En este caso, la respuesta de la película es  $R = \log(PV_0/PV)$  donde PV es el tono de la película irradiada, y  $PV_0$  es el tono de la película sin irradiar. Los valores que pueden tener PV y  $PV_0$  dependen de la profundidad de valores de píxel.

## **2.4.2. Arreglo de cámaras de ionización**

La dosimetría con arreglo de cámaras de ionización presenta la desventaja de tener una resolución espacial menor que la obtenida con PTR. Esto debido al espacio existente entre cámaras. Sin embargo, las medidas que se obtienen con cada uno de sus detectores son precisas y, en comparación con las películas de tinte radiocrómico se tiene la ventaja de no reinvertir para su uso. Adicionalmente, el tiempo requerido para las mediciones es por lo general menor que el necesario con el uso de PTR, lo cual hace más práctico su uso diario [10].

Para la realización de este trabajo se utilizó el detector 729 perteneciente al sistema de medición Octavius 4D, PTW. Éste es un arreglo de 729 cámaras de ionización abiertas al aire cuya área activa es de  $27 \times 27 \text{ cm}^2$ , con una distancia entre centros de cámaras adyacentes de 10 mm. Cada cámara tiene un volumen de  $0.125 \text{ cm}^3$  con el punto de referencia a 7.5 mm de la superficie.

Este sistema posee una unidad de rotación, la cual es un maniquí cilíndrico con una ranura para insertar el arreglo de cámaras de ionización. Éste rota de forma sincronizada con el gantry, de manera tal que la incidencia del haz es siempre perpendicular a la superficie del arreglo de cámaras de ionización. Lo anterior ofrece la posibilidad de trabajar con ángulos de gantry diferentes a  $0^\circ$ .

El sistema Octavius 4D también incluye un inclinómetro inalámbrico, una unidad de control y una interfaz del detector. El inclinómetro hace posible el giro sincronizado de la unidad de rotación con el gantry. La unidad de control controla la dirección y velocidad de rotación con base a los datos adquiridos por el inclinómetro. La interfaz del detector sirve como medio de comunicación entre el detector y el software de medición VeriSoft.

El software VeriSoft tiene como objetivo la adquisición de la dosis en todo el maniquí, el análisis de los volúmenes de dosis medidos y la presentación de los datos. También permite extraer planes de dosis para análisis posteriores.

### **2.4.2.1. Calibración del sistema Octavius 4D**

El detector 729 es previamente calibrado. Sin embargo, al estar formado por cámaras de ionización abiertas al aire se necesita ajustar por presión y temperatura, dado que el lugar de uso y calibración es distinto.

Una manera de realizar esto es medir la presión y temperatura en el cuarto donde se usará el detector y corregir por estos factores dado que la presión y temperatura del lugar de calibración son conocidas. Sin embargo, una manera más práctica es hacer una calibración cruzada del sistema Octavius 4D con el sistema de planeación de tratamiento.

La calibración cruzada consiste en comparar el valor calculado por el sistema de planeación con el valor medido por el detector en términos de dosis con la misma geometría al isocentro de la unidad de rotación. Posteriormente, se encuentra el factor de calibración cruzada que iguala ambos valores. Este factor se usa en las mediciones posteriores.

La calibración se debe realizar antes de cada medición y para cada energía de interés.

### 2.4.3. Dosimetría portal

En este trabajo se utilizó dosimetría portal de un sistema TrueBeam. Implementar este tipo de dosimetría representa una ventaja con respecto al tiempo, sin necesidad del uso de maniquíes ni otros equipos.

El acelerador lineal TrueBeam tiene un sistema de imágenes que ofrece la posibilidad de realizar dosimetría portal. El subsistema encargado de adquirir las imágenes con este fin es el sistema de imagen MV, el cual está formado por una unidad de detección de imagen (**image detection unit IDU**) cuyo panel tiene un área sensible de 40 cm x 30 cm, o una imagen digital megavolt (**digital megavolt imager DMI**) con un área sensible del panel de 43 cm x 43 cm, esto depende de la configuración del sistema. En ambos casos se dice que el detector incorporado en el acelerador lineal es un EPID [11].

En ambos casos el detector consiste en un centellador, un arreglo de fotodiodos y un panel de silicio amorfo (a-Si) [11]. La figura 4 muestra el funcionamiento del EPID.

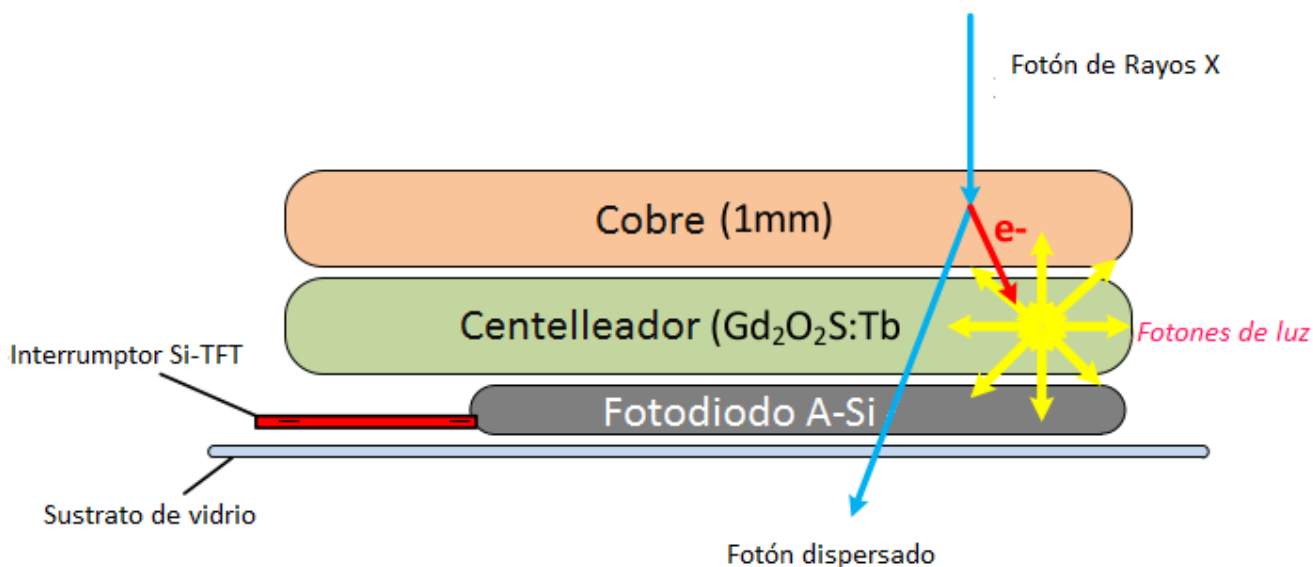


Figura 4. Representación geométrica de generación de imagen [11].

### 2.4.3.1. Calibración del sistema dosimetría portal

El valor de cada píxel del panel a-Si está dado por la siguiente función hasta su saturación que se da a unidades monitor (UM) muy altas:

valor del píxel = sensibilidad del píxel \* dosis + píxel de compensación

La figura 5 muestra gráficamente esta función.

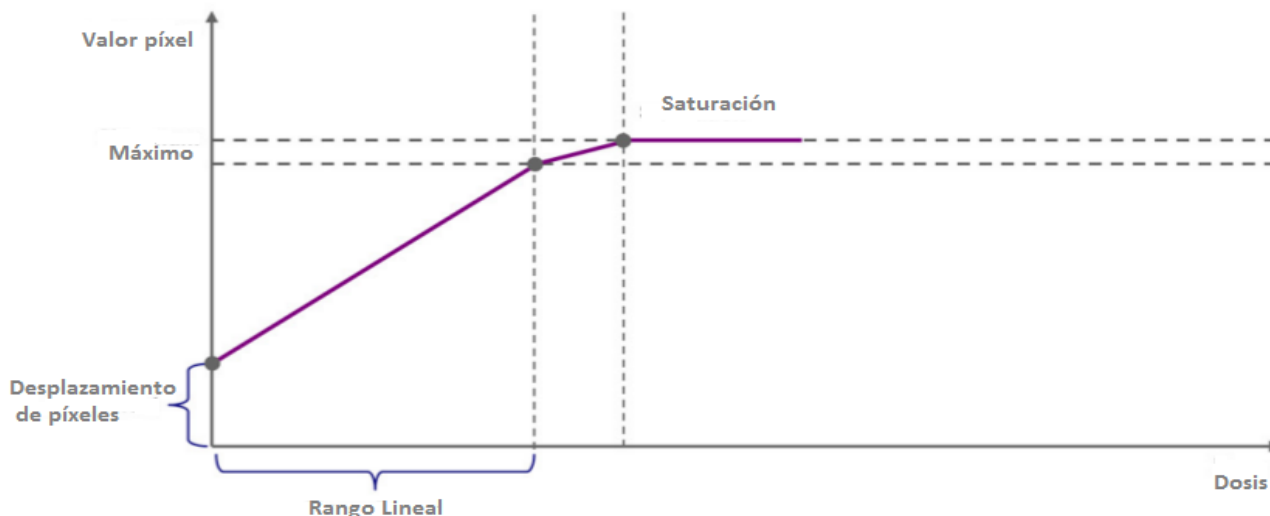


Figura 5. Respuesta de los paneles a-Si [12].

La calibración del detector utilizado en dosimetría portal de un sistema TrueBeam consiste en cinco pasos: campo oscuro, campo inundado, corrección del píxel, corrección del perfil del haz y normalización.

A continuación se mencionan brevemente cada uno de los pasos.

Campo oscuro (**dark field DF**). El valor de todos los píxeles sin radiación no es cero, por lo que para eliminar esta respuesta de fondo se adquiere una imagen sin radiación que servirá para conocer el valor de cada píxel de compensación. Esta imagen es el campo oscuro.

Campo inundado (**flood field FF**). La sensibilidad puede variar de un píxel a otro, lo cual puede resultar en imágenes con ruido (variación aleatoria del brillo o color en las imágenes). Campo inundado se obtiene irradiando un campo con una misma cantidad de unidades monitor y sirve para ajustar las sensibilidades de cada píxel y obtener una imagen más homogénea.

Cuando algunos píxeles se comportan diferentes a sus vecinos, los valores de estos son reemplazados por el promedio de los valores de los píxeles vecinos.



Corrección del píxel. Con los datos obtenidos del DF y FF se realizan las siguientes correcciones: eliminación de la influencia de fondo, interpolación de los píxeles inactivos y corrección de las diferencias de respuesta a la radiación entre los píxeles y las inhomogeneidades. La función de cada píxel corregido es la siguiente:

$\text{píxel corregido}_i = (\text{píxel}_i \text{ crudo} - \text{píxel}_i \text{ de compensación}) * (\text{píxel promedio de ganancia} / \text{píxel}_i \text{ de ganancia})$

donde:

píxel<sub>i</sub> de compensación es el valor del píxel i en DF

píxel<sub>i</sub> de ganancia es el valor del píxel i en FF

píxel promedio de ganancia es el promedio de los valores del píxel de la imagen FF

Corrección del perfil del haz. Se requiere almacenar un archivo con los perfiles diagonales del haz, ya que el sistema requiere esta información.

Normalización. Esta es la calibración absoluta en términos de unidades de calibración, las cuales son unidades arbitrarias que da el sistema.

Al utilizar dosimetría portal de un sistema TrueBeam las distribuciones de dosis son calculadas por el algoritmo “**Portal Dose Image Prediction**”. Éste calcula las distribuciones en términos de unidades de calibración, por lo que se debe relacionar unidades monitor con unidades de calibración.

Esta relación se logra irradiando el detector con la geometría y unidades monitores equivalentes a una unidad de calibración e indicando al software está equivalencia. Esto se realiza para cada energía de interés.

## Capítulo 3. Metodología

---

### 3.1. Equipos y materiales

#### 3.1.1. Acelerador lineal TrueBeam 1717, Varian Medical Systems

Este acelerador lineal tiene un sistema de control completamente digital y un colimador con 120 hojas, cada una de las pertenecientes a los veinte pares centrales tiene un grosor de 0.5 mm y 1 mm las restantes.

Es posible el uso de haces de fotones sin filtro aplanador (**flattening filter free** FFF) para las energías 6 MV (con una tasa de dosis máxima de 1400 UM/min) y 10 MV (con tasa de dosis máxima de 2400 UM/min). En caso de haces filtrados las energías disponibles son 6 MV, 10 MV, 15 MV y 18 MV. También es posible el uso de electrones.

El equipo cuenta con sistemas independientes para desarrollar radioterapia guiada por imagen (**image guided radiation therapy** IGRT), lo que permite la opción de sincronizar la radiación con el movimiento respiratorio de los órganos (**Respiratory Gating**).

#### 3.1.2. Sistema de planeación de tratamientos de radioterapia Eclipse versión 11, Varian Medical Systems

Eclipse es un software que contiene un sistema de planeación de tratamientos de radioterapia para fotones y electrones. Esta planeación puede realizarse de manera directa e inversa.

Los algoritmos de cálculo de dosis disponibles son **Pencil Beam** y **Anisotropic Analytical Algorithm** (AAA), siendo este último el utilizado en este trabajo.

La distribución de dosis calculada mediante este sistema puede ser analizada mediante curvas de isodosis, histogramas dosis volumen y visualización 3D.

#### 3.1.3. Sistema dosimétrico Octavius 4D compuesto de una unidad de rotación Octavius T40056, unidad de control Octavius T40058, inclinómetro inalámbrico T43036 y un detector Octavius 729 con interfaz del detector 4000 T16039

#### 3.1.4. Películas de tinte radiocrómico Gafchromic EBT3-1417, Lote 12171302

#### 3.1.5. Escáner de transmisión Epson Expression 11000XL

El escáner Epson Expression 11000XL tiene un formato A3 con una resolución óptica de 2400 ppp. La profundidad de color máxima es 48 bits y la densidad óptica máxima que puede captar es de 3.8.

En este trabajo la profundidad de color utilizada fue de 16 bits por canal [14]. Lo anterior implica que en caso de trabajar con el valor del píxel, los valores posibles de PV y PV0 se encuentran entre 0 y 65535.

La fuente de luz de este escáner es una lámpara fluorescente de cátodo frío de xenón. El sensor óptico es una matriz de carga acoplada (**charge-coupled device** CCD).

### **3.1.6. Software FilmQA Pro versión 5.0, Gafchromic**

El software FilmQA Pro calcula distribuciones de dosis una vez que se cuenta con una PTR irradiada, lo cual sirve para realizar verificaciones de distribuciones de dosis. Este software se puede utilizar para distintos tipos de tratamientos, entre los que se encuentran, IMRT y VMAT.

Este programa también se puede utilizar para la digitalización de la película mediante un escáner con la ventaja de la eliminación o disminución de artefactos del escáner pues dicho programa puede detectar los errores sucedidos al momento de la digitalización.

Aunado a lo anterior, FilmQA Pro brinda la posibilidad del uso del protocolo one-scan. Este protocolo permite disminuir el tiempo de obtención de la distribución de dosis asociada a la PTR. Para su implementación se requiere la PTR a verificar, una tira de película sin irradiar y otra irradiada al 80- 85% de la dosis máxima recibida en el plano a analizar.

Al momento del ajuste de la curva de calibración, este software tiene cuatro opciones a elegir. Para la elección del ajuste se tiene la posibilidad de ver la consistencia.

Se dice que los datos son consistentes si las respuestas obtenidas con los tres canales de lectura (verde, azul, rojo) son muy similares. En caso de que los datos sean consistentes se tiene un grado de confianza mayor en los datos.

### **3.1.7. Software VeriSoft versión 6.1, PTW**

VeriSoft es un software que sirve para realizar verificaciones de distribuciones de dosis cuando se trabaja con sistemas Octavius, PTW. Entre los sistemas que soporta este software se encuentra el sistema de medición Octavius 4D.

Este software cuenta con distintas herramientas para el análisis de las distribuciones de dosis.

### 3.2. Procedimientos

Los dosímetros involucrados necesitan calibrarse antes de ser usados. Los procesos de calibración se detallan en el anexo A.

Este trabajo se dividió en dos fases. En todos los casos se realizó el análisis gamma de las distribuciones adquiridas con los siguientes criterios de aceptación: DTA de 3.0 mm y diferencia de dosis de 3.0%.

#### 3.2.1. Fase 1

Las distribuciones de dosis asociadas a tratamientos de radioterapia convencional presentan menos variaciones de dosis, comparadas con las provenientes de tratamientos de RapidArc. Por lo anterior, se inició con el estudio de este tipo de distribuciones junto con distribuciones provenientes de tratamientos de IMRT.

En esta fase se trabajó con nueve planes de tratamientos creados y planeados en el sistema de planeación de tratamientos Eclipse versión 11. La tabla 2 muestra las características de los planes utilizados.

Plan	Localización	No. Campos	UM por campo	Energía	Dimensiones aprox.
Cuadrado	N/A	1	300	6 MV	10.0 cm x 10.0 cm
Pirámide	N/A	1	300	6 MV	10.0 cm x 10.0 cm
Figura	N/A	1	300	6 MV	10.0 cm x 10.0 cm
Cinco	N/A	1	300	6 MV	10.0 cm x 10.0 cm
IMRT1	Próstata	1	435	6 MV	13.5 cm x 19.4 cm
IMRT2	Estomago	1	256	6 MV	13.4 cm x 4.9 cm
IMRT3	Estomago	5	109, 93, 100, 149	6 MV	11.0 cm x 6.0 cm
IMRT4	Próstata	1	1429	6 MV	10.3 cm x 7.9 cm
IMRT5	Estomago	1	978	6 MV	14.8 cm x 4.9 cm

Tabla 2. Casos fase 1.

En los planes “IMRT1”, “IMRT2”, “IMRT4” e “IMRT5” se verificó un solo campo de los campos que formaron los planes de tratamientos impartidos. En el caso de los planes “IMRT4” e “IMRT5” se tienen una gran cantidad de unidades monitor con la finalidad de lograr una dosis similar a la impartida en los planes de tratamiento originales.

El plan “IMRT3” se obtuvo cambiando la energía impartida de 10 MV a 6 MV.

Cada uno de estos planes fue tomado con película de tinte radiocrómico, sistema de medición Octavius 4D y dosimetría portal. Posteriormente, para cada plan se compararon los resultados de los análisis gamma obtenidos con el arreglo de cámara de ionización y el EPID contra los resultados obtenidos al utilizar PTR.

La tabla 3 muestra las características de la geometría de obtención que se utilizó en cada caso.

Característica	PTR	Oct	DP
SID (cm)	101.5 y 100	100	100
Maniquí	Placas y unidad de rotación	Unidad de rotación	N/A
Plano analizado	Transversal	Transversal	Transversal

Tabla 3. Características de obtención fase 1.

### 3.2.1.1. Película de tinte radiocrómico

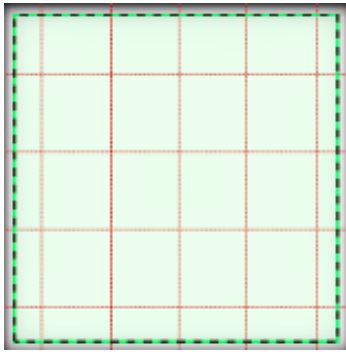
Se crearon planes de verificación sobre un maniquí virtual cuadrado de agua para los planes “Cuadrado”, “Pirámide”, “Figura”, “Cinco”, “IMRT1” e “IMRT2”. En un plan de verificación se considera la geometría que se utilizará al momento de obtener la  $DD_{AL}$  en lugar de la anatomía del paciente.

Utilizando PTR Gafchromic EBT3 se obtuvieron las distribuciones de dosis asociadas a los planes anteriores. Para esto, se impartieron dichos planes sobre placas de lucita, con una distancia fuente-superficie (DFS) de 100 cm, colocando la película a profundidad de dosis máxima (1.5 cm en agua, lo que equivale a 1.3 cm en lucita) con un mínimo de 15 cm de placas abajo de la película para retrodispersión. En la figura 6 se visualiza dicha geometría.

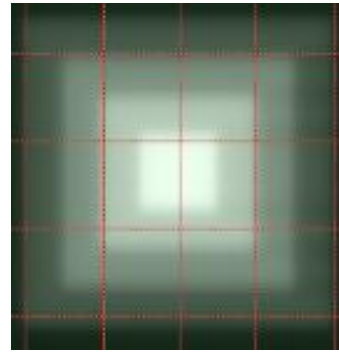


Figura 6. Geometría 1 PTR fase 1.

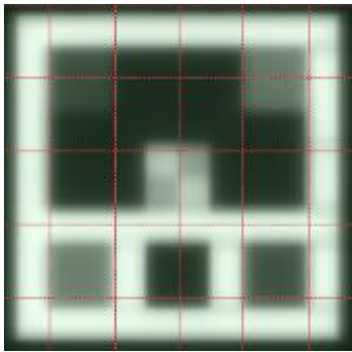
Las figuras 7.A-F muestran las distribuciones obtenidas con PTR para los planes de verificación.



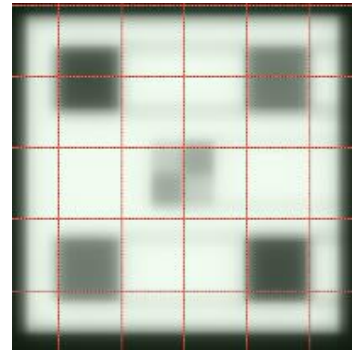
**Figura 7.A.** Distribución de dosis PTR. Caso "Cuadrado".



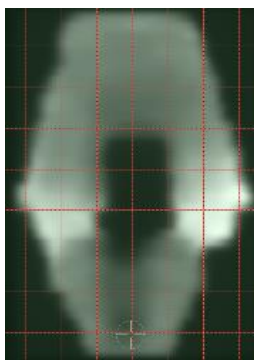
**Figura 7.B.** Distribución de dosis PTR. Caso "Pirámide".



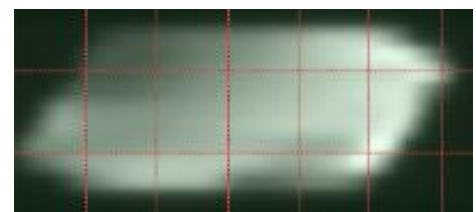
**Figura 7.C.** Distribución de dosis PTR. Caso "Figura".



**Figura 7.D.** Distribución de dosis PTR. Caso "Cinco".



**Figura 7.E.** Distribución de dosis PTR. Caso "IMRT1".



**Figura 7.F.** Distribución de dosis PTR. Caso "IMRT2".

Para la obtención de las distribuciones de dosis asociadas a los planes "IMRT3", "IMRT4" e "IMRT5" con película de tinte radiocrómico se crearon planes de verificación sobre un maniquí virtual similar a la unidad de rotación perteneciente al sistema de medición Octavius 4D.

Dichos planes de verificación se irradiaron sobre la unidad de rotación colocando PTR entre dos placas de 1 cm de lucita en su ranura. La DFS utilizada fue de 84 cm. La figura 8 muestra la geometría mencionada.



Figura 8. Geometría 2 PTR fase 1.

Las imágenes 7.G-I muestran las distribuciones de dosis obtenidas utilizando película para los planes mencionados.

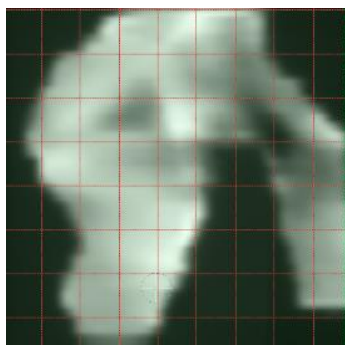


Figura 7.G. Distribución de dosis PTR. Caso "IMRT3".

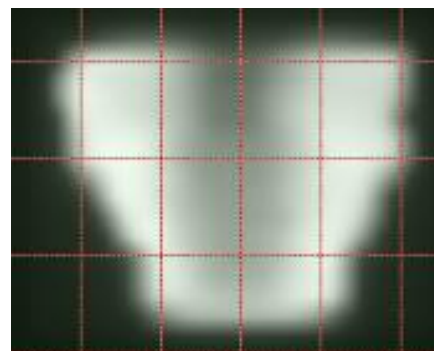


Figura 7.H. Distribución de dosis PTR. Caso "IMRT4".

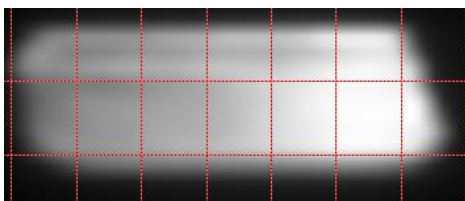
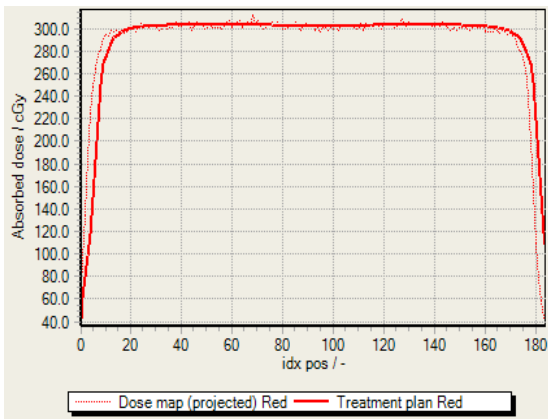


Figura 7.I. Distribución de dosis PTR. Caso "IMRT5".

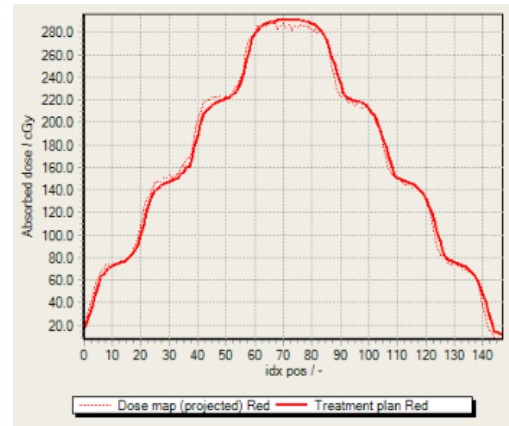
Las películas irradiadas se digitalizaron en el escáner de transmisión Epson Expression 11000XL utilizando una placa de vidrio. Las consideraciones que se tuvieron en cuenta en el proceso de escaneo son las mismas que las utilizadas al momento de leer las películas en la calibración.

Con ayuda del software FilmQAPro, Gafchromic se realizó el análisis gamma de las distribuciones de dosis.

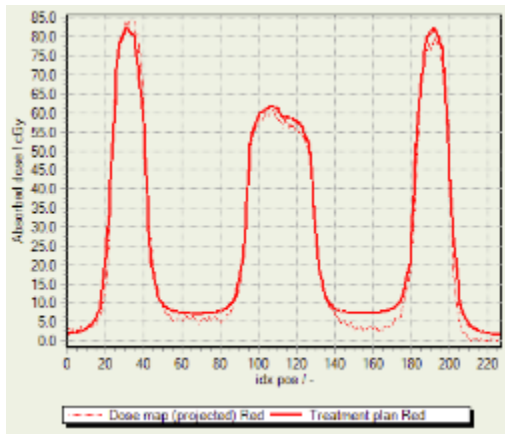
Las figuras 9.A-I muestran perfiles de las distribuciones de dosis obtenidas con película y con SPT de los planes indicados en la tabla 2. En todas las imágenes la línea más gruesa corresponde al SPT y la más delgada a la PTR.



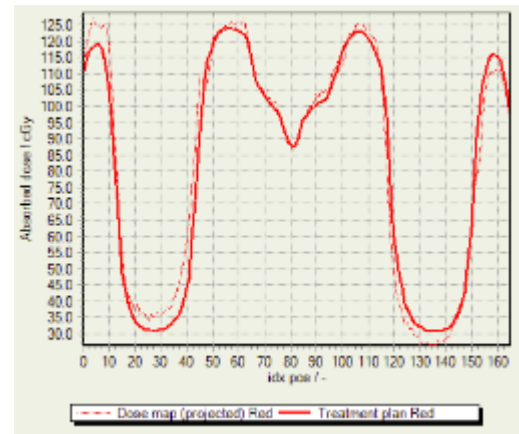
**Figura 9.A.** Perfiles horizontales PTR y SPT. Caso “Cuadrado”



**Figura 9.B.** Perfiles diagonales PTR y SPT. Caso “Pirámide”.



**Figura 9.C.** Perfiles horizontales PTR y SPT. Caso “Figura”.



**Figura 9.D.** Perfiles diagonales PTR y SPT. Caso “Cinco”.



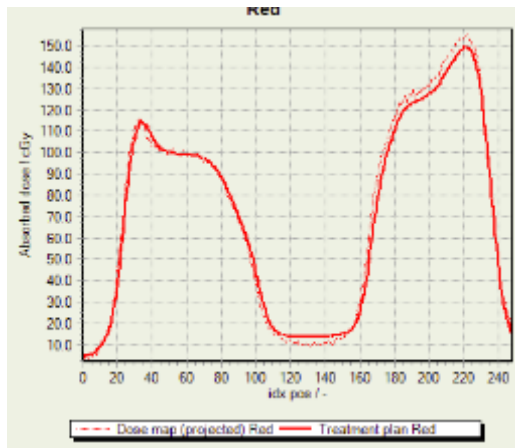


Figura 9.E. Perfiles horizontales PTR y SPT. Caso "IMRT1".

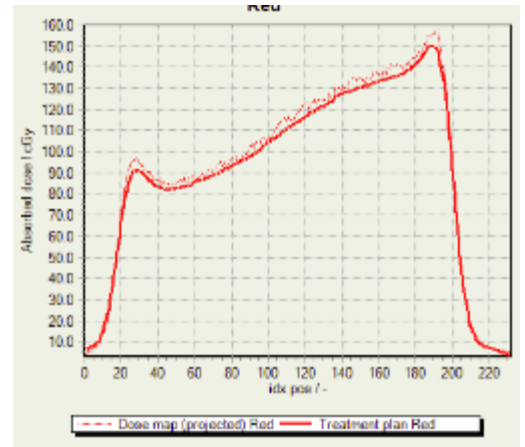


Figura 9.F. Perfiles horizontales PTR y SPT. Caso "IMRT2".

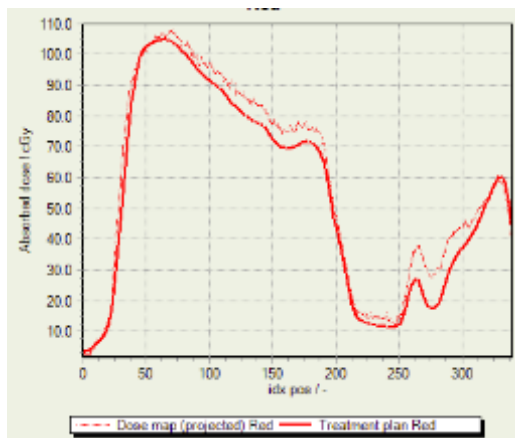


Figura 9.G. Perfiles horizontales PTR y SPT. Caso "IMRT3".

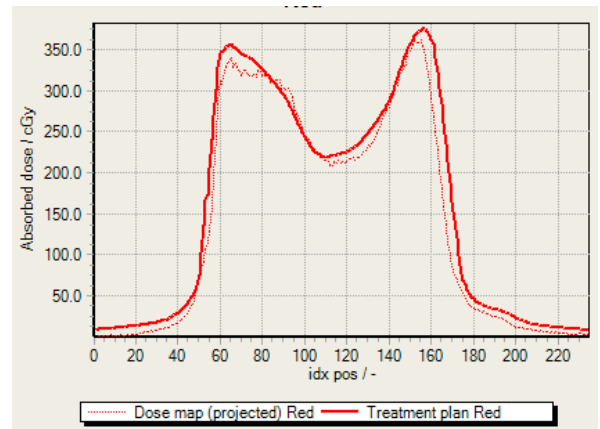


Figura 9.H. Perfiles diagonales PTR y SPT. Caso "IMRT4".

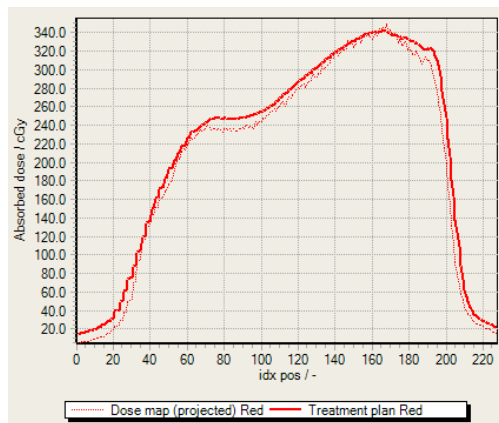


Figura 9.I. Perfiles diagonales PTR y SPT. Caso "IMRT5".

### 3.2.1.2. Sistema de medición Octavius 4D

Se crearon planes de verificación sobre un maniquí virtual similar a la unidad de rotación del sistema de medición Octavius 4D para los planes mencionados en la tabla 2.

Se irradió el detector 729, PTW a una DFS de 84 cm (100 cm al detector) con los planes anteriores. Para esto se utilizó el sistema de medición Octavius 4D, exceptuando el inclinómetro y la unidad de control, debido a que en estos planes el gantry se mantiene a 0°. La figura 10 muestra la geometría utilizada.



Figura 10. Geometría Oct fase 1.

Las distribuciones de dosis se obtuvieron con ayuda del software VeriSoft, PTW. Las figuras 11.A-I muestran las distribuciones obtenidas con este sistema.

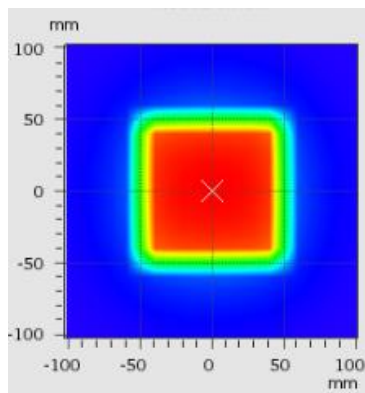


Figura 11.A. Distribución de dosis Oct. Caso "Cuadrado".

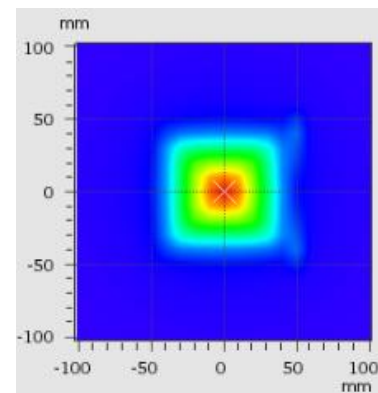
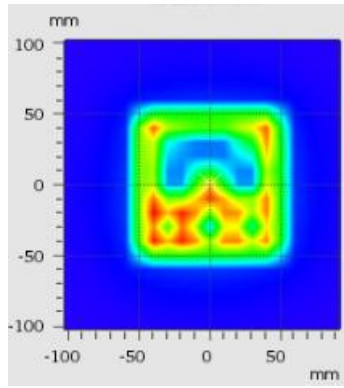
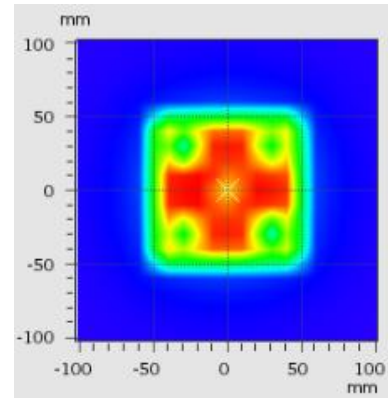


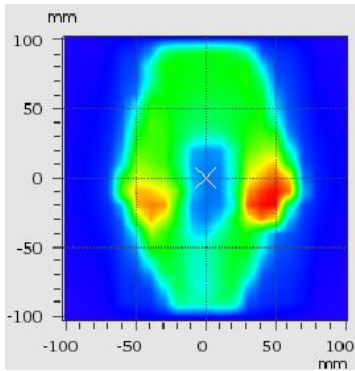
Figura 11.B. Distribución de dosis Oct. Caso "Pirámide".



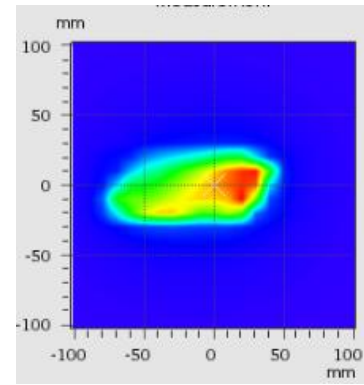
**Figura 11.C.** Distribución de dosis Oct. Caso "Figura".



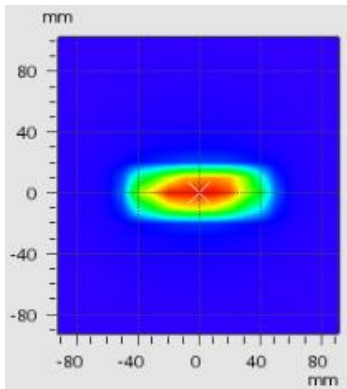
**Figura 11.D.** Distribución de dosis Oct. Caso "Cinco".



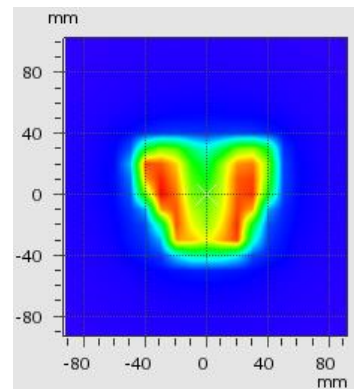
**Figura 11.E.** Distribución de dosis Oct. Caso "IMRT1".



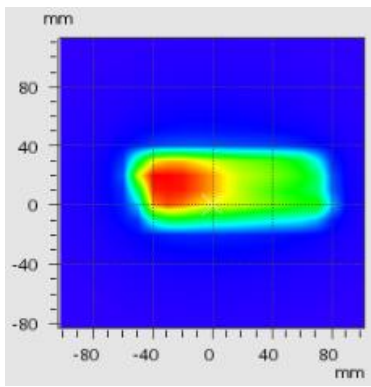
**Figura 11.F.** Distribución de dosis Oct. Caso "IMRT2".



**Figura 11.G.** Distribución de dosis Oct. Caso "IMRT3".



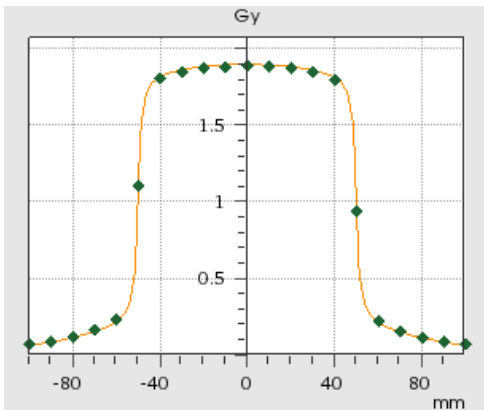
**Figura 11.H.** Distribución de dosis Oct. Caso "IMRT4".



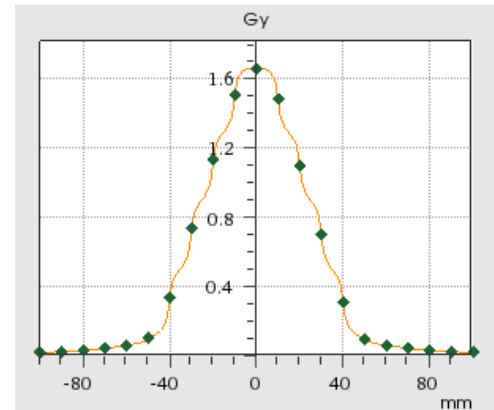
**Figura 11.I.** Distribución de dosis Oct. Caso "IMRT5".

En el caso del plan "Pirámide" la verificación de distribución de dosis se realizó utilizando distribuciones de dosis de planos distintos, siendo la diferencia 0.05 mm de profundidad. Esto debido a que el software no lo permitió de otra manera.

Las figuras 12.A-I muestran los perfiles de las distribuciones de dosis obtenidas con el sistema Octavius 4D y el sistema de planeación de tratamiento. En todos los casos, la línea naranja corresponde al perfil del SPT y los puntos verdes a los datos medidos con el sistema de medición Octavius 4D.



**Figura 12.A.** Perfil horizontal Oct. Caso "Cuadrado".



**Figura 12.B.** Perfil horizontal Oct. Caso "Pirámide".

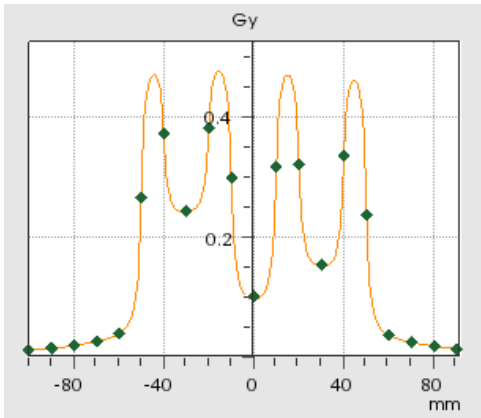


Figura 12.C. Perfil horizontal Oct. Caso "Figura".

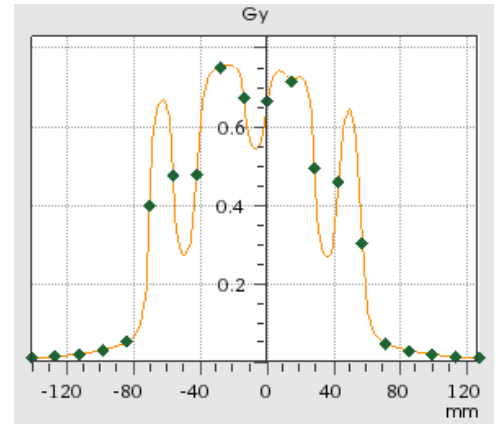


Figura 12.D. Perfil diagonal Oct. Caso "Cinco".

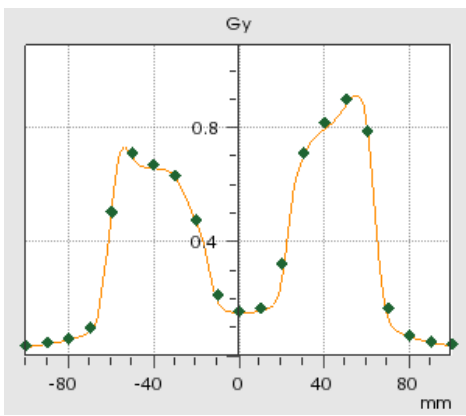


Figura 12.E. Perfil horizontal Oct. Caso "IMRT1".

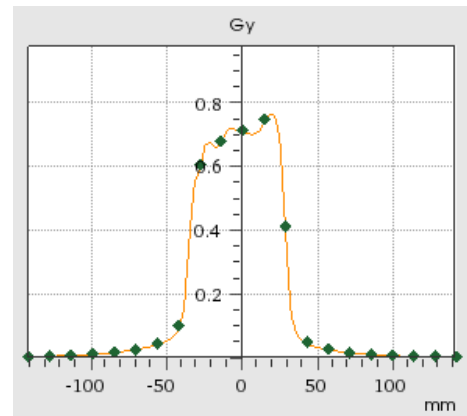


Figura 12.F. Perfil diagonal Oct. Caso "IMRT2".

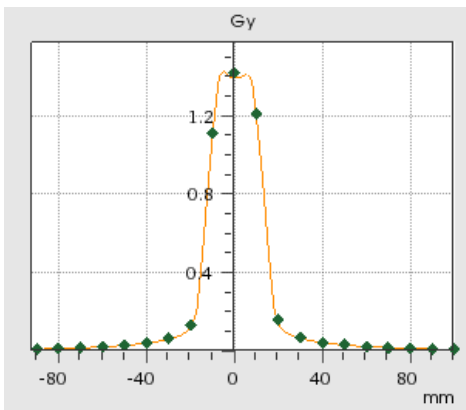


Figura 12.G. Perfil vertical Oct. Caso "IMRT3".

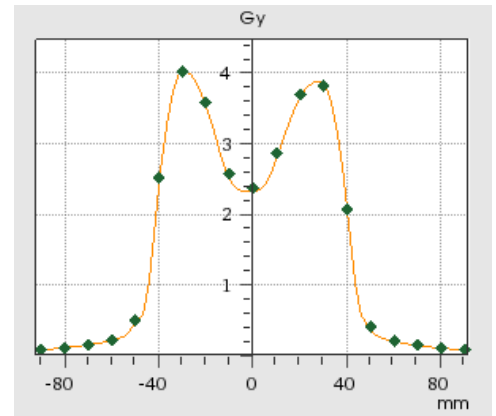


Figura 12.H. Perfil horizontal Oct. Caso "IMRT4".

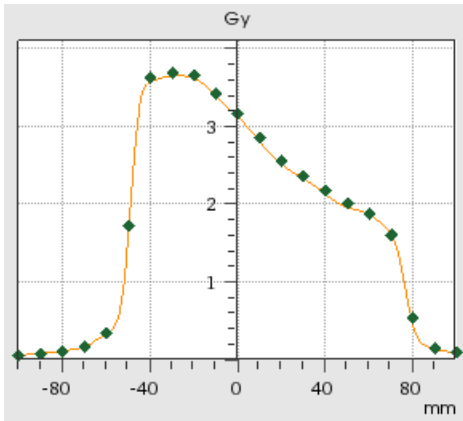


Figura 12.I. Perfil horizontal Oct. Caso "IMRT5".

### 3.2.1.3. EPID

Se crearon planes de verificación para los planes mencionados en la tabla 2 considerando la geometría utilizada en dosimetría portal. La geometría utilizada se muestra en la figura 13.



Figura 13. Geometría DP fase 1.

Se obtuvieron distribuciones de dosis de los planes de verificación irradiando dichos planos sobre el EPID sin utilizar maniquí con una distancia fuente-imagen (**source to imager distance** SID) de 100 cm. El modo de adquisición fue continuo.

Las distribuciones medidas con este detector se muestran en las figuras 14.A-I.

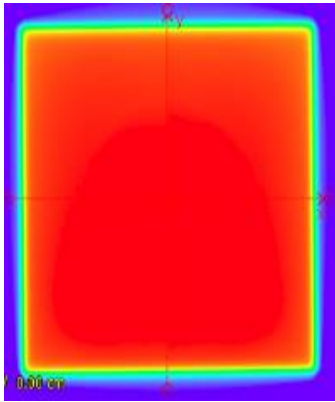


Figura 14.A. Distribución de dosis DP. Caso "Cuadrado".

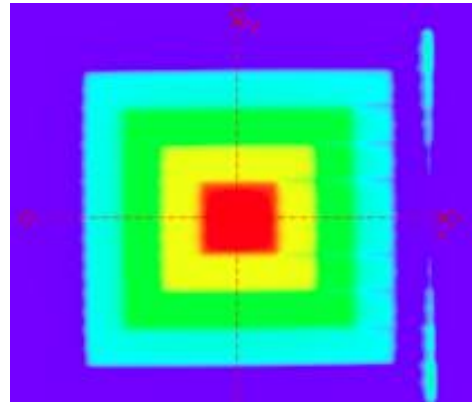


Figura 14.B. Distribución de dosis DP. Caso "Pirámide".

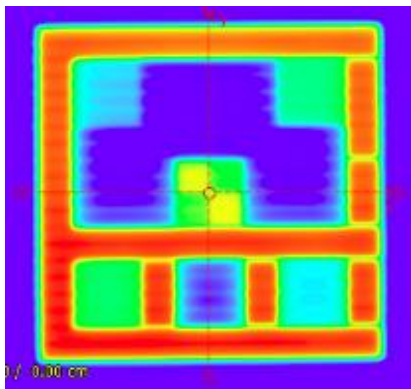


Figura 14.C. Distribución de dosis DP. Caso "Figura".

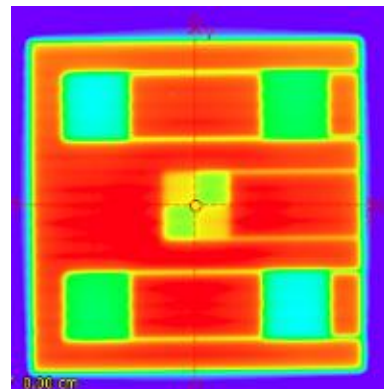


Figura 14.D. Distribución de dosis DP. Caso "Cinco".

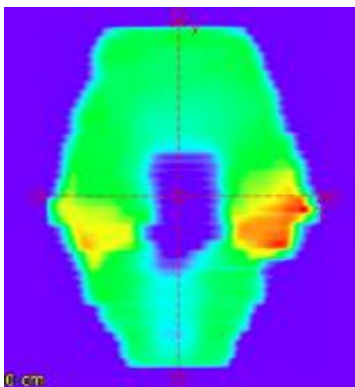


Figura 14.E. Distribución de dosis DP. Caso "IMRT1".

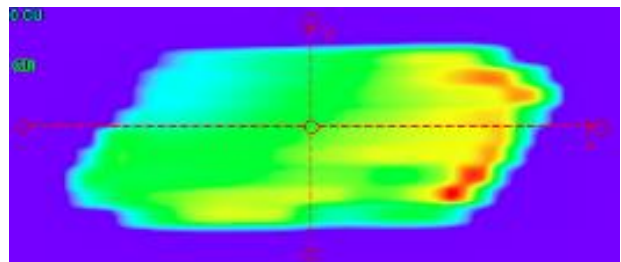
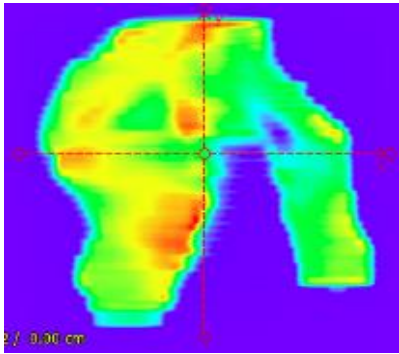
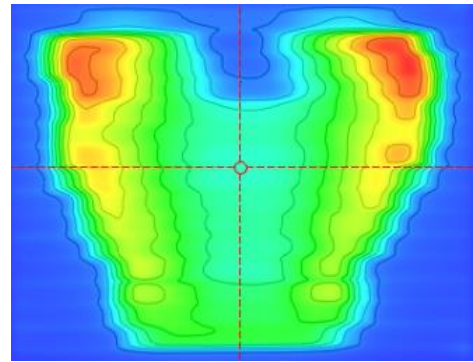


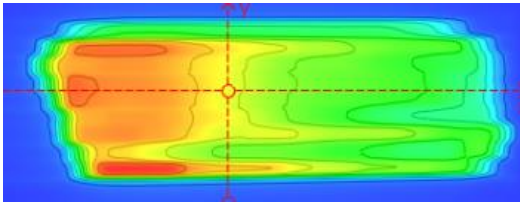
Figura 14.F. Distribución de dosis DP. Caso "IMRT2".



**Figura 14.G.** Distribución de dosis DP. Caso "IMRT3".



**Figura 14.H.** Distribución de dosis DP. Caso "IMRT4".



**Figura 14.I.** Distribución de dosis DP. Caso "IMRT5".

En la aplicación "Portal Dosimetry" del sistema de planeación de tratamientos Eclipse se realizó el análisis gamma de las distribuciones adquiridas.

Las figuras 15.A-I muestran los perfiles de las distribuciones obtenidas con EPID y SPT. En todas las figuras el perfil obtenido con dosimetría portal es de color azul para el eje "x" del colimador y verde para el eje "y" del mismo. En el caso de los perfiles calculados por el sistema de planeación para los ejes "x" y "y" estos se muestran de color rojo y amarillo, respectivamente.



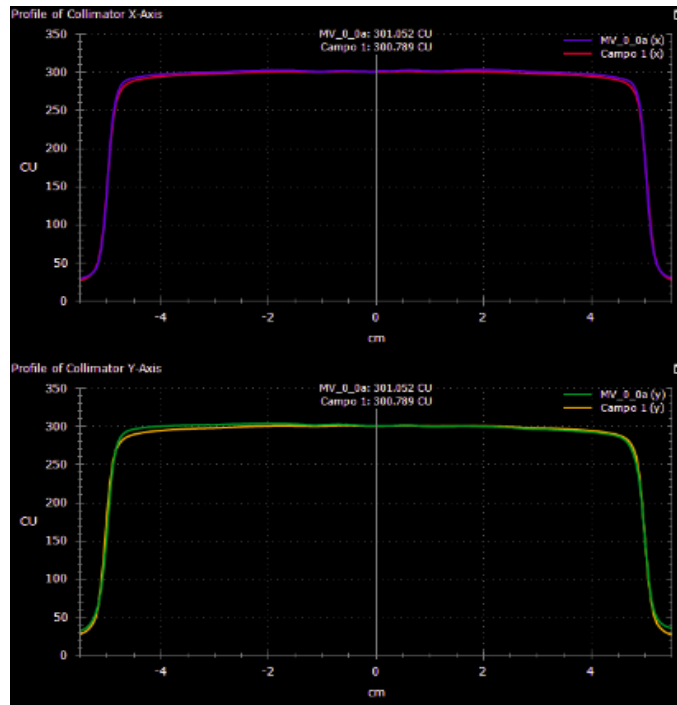


Figura 15.A. Perfiles DP y SPT. Caso "Cuadrado".

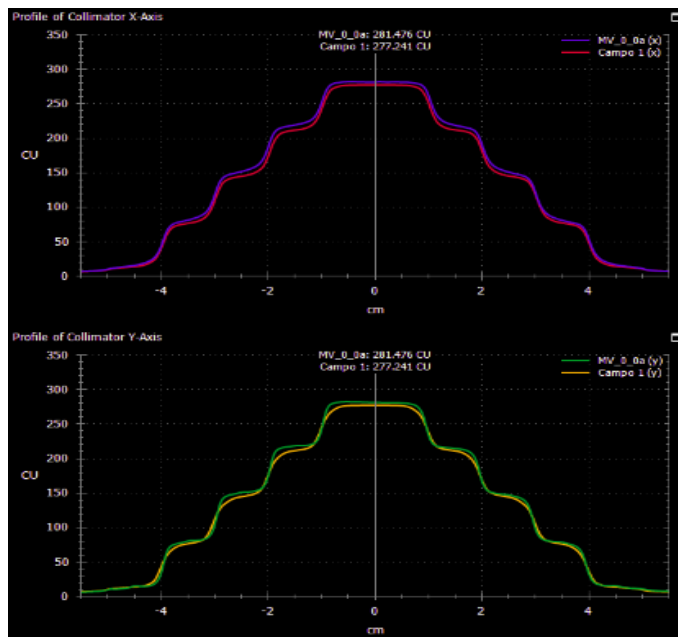


Figura 15.B. Perfiles DP y SPT. Caso "Pirámide".

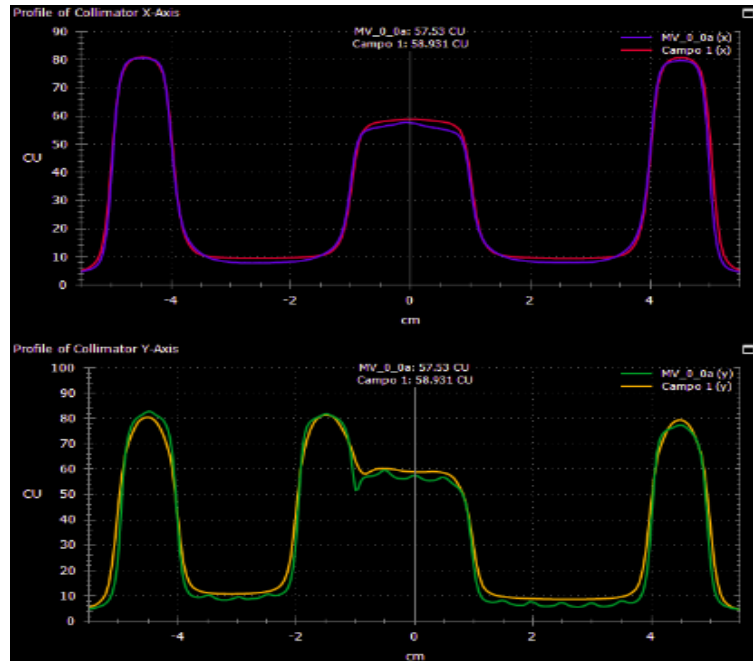


Figura 15.C. Perfiles DP y SPT. Caso "Figura".

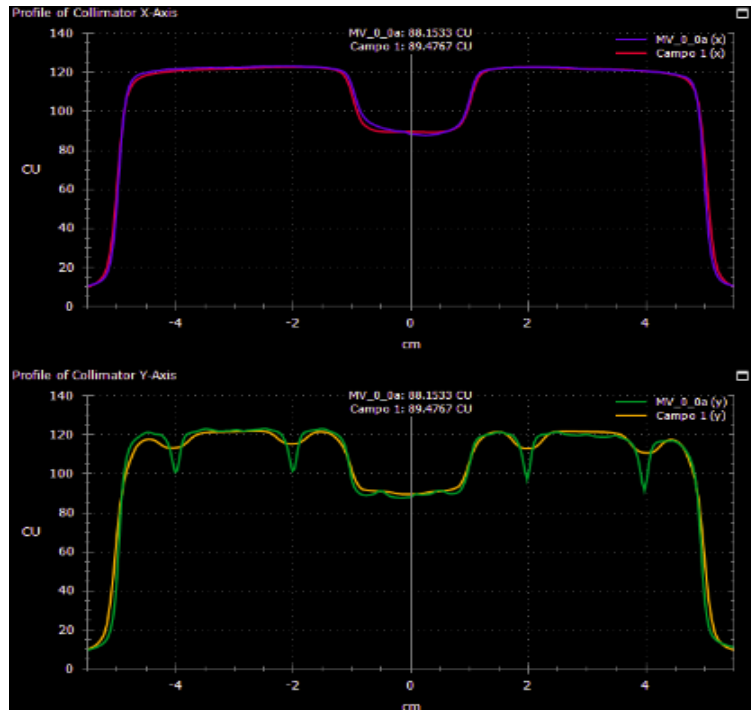


Figura 15.D. Perfiles DP y SPT. Caso "Cinco".

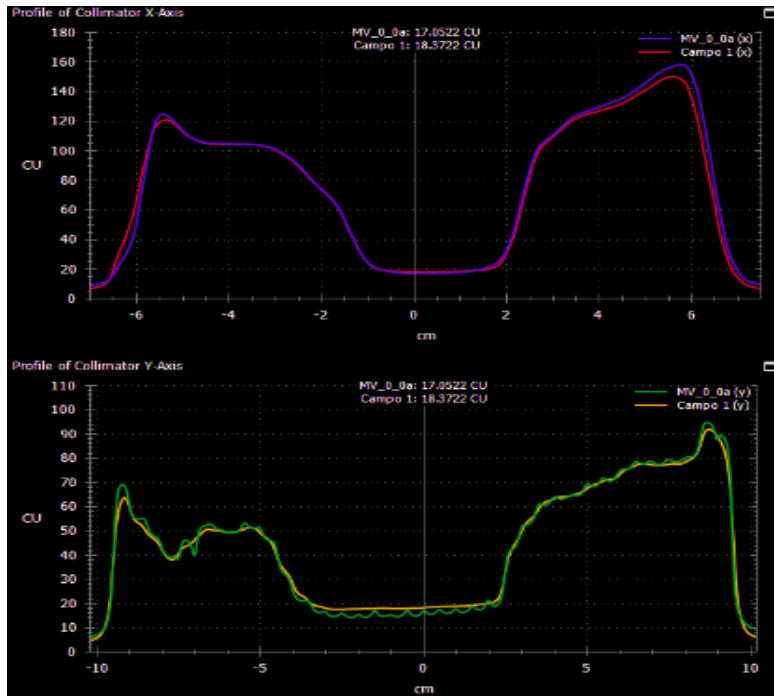


Figura 15.E. Perfiles DP y SPT. Caso "IMRT1".

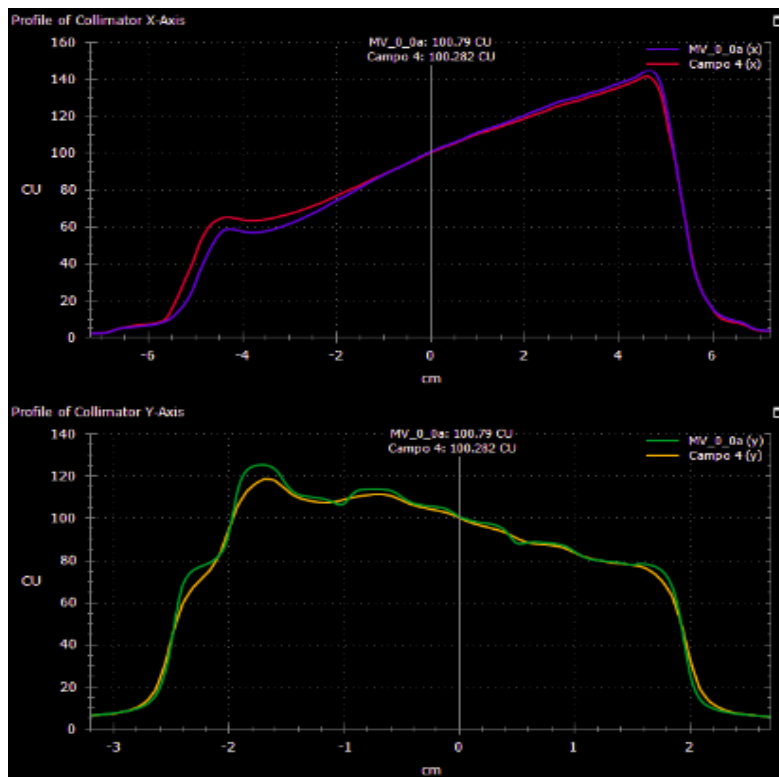


Figura 15.F. Perfiles DP y SPT. Caso "IMRT2".

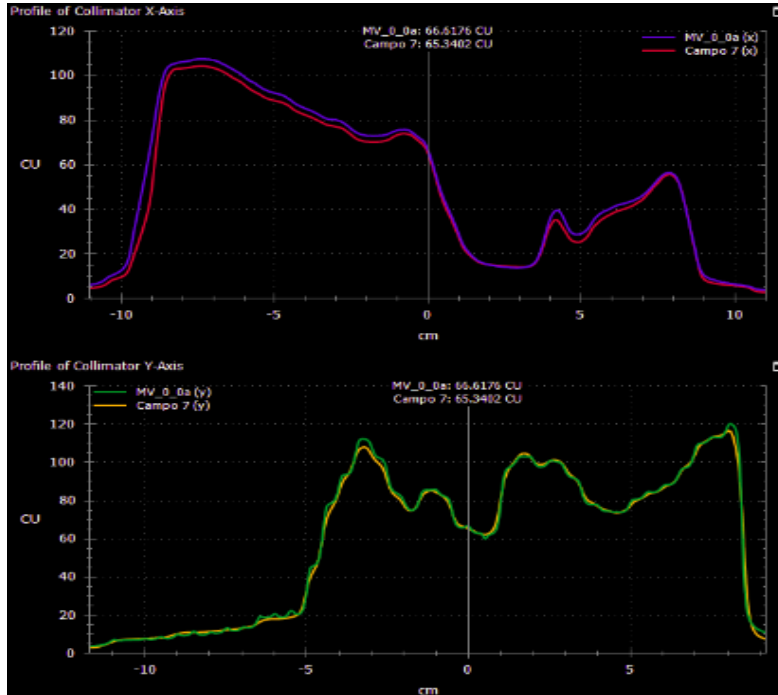


Figura 15.G. Perfiles DP y SPT. Caso "IMRT3".

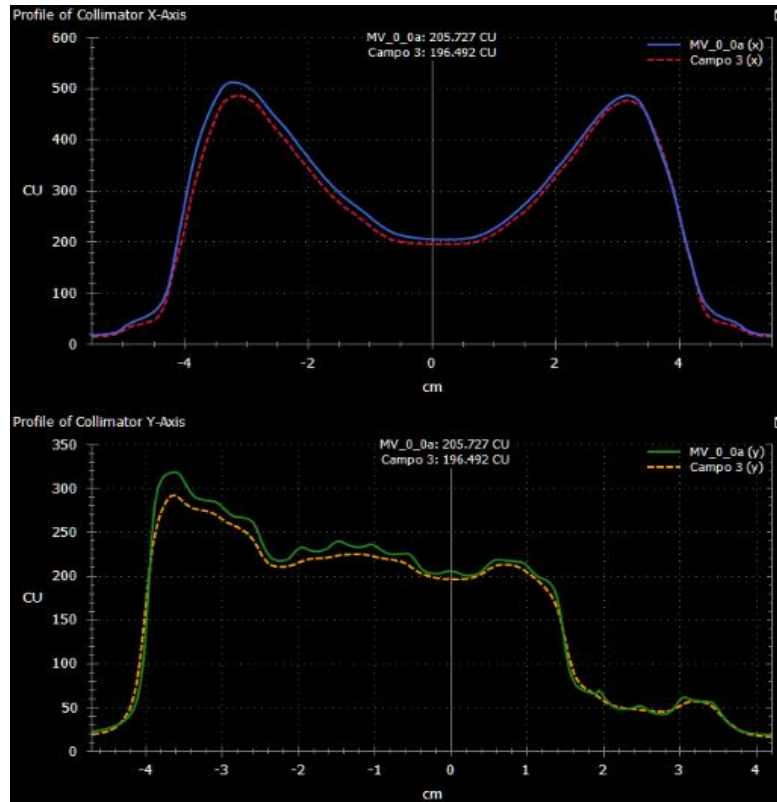


Figura 15.H. Perfiles DP y SPT. Caso "IMRT4".

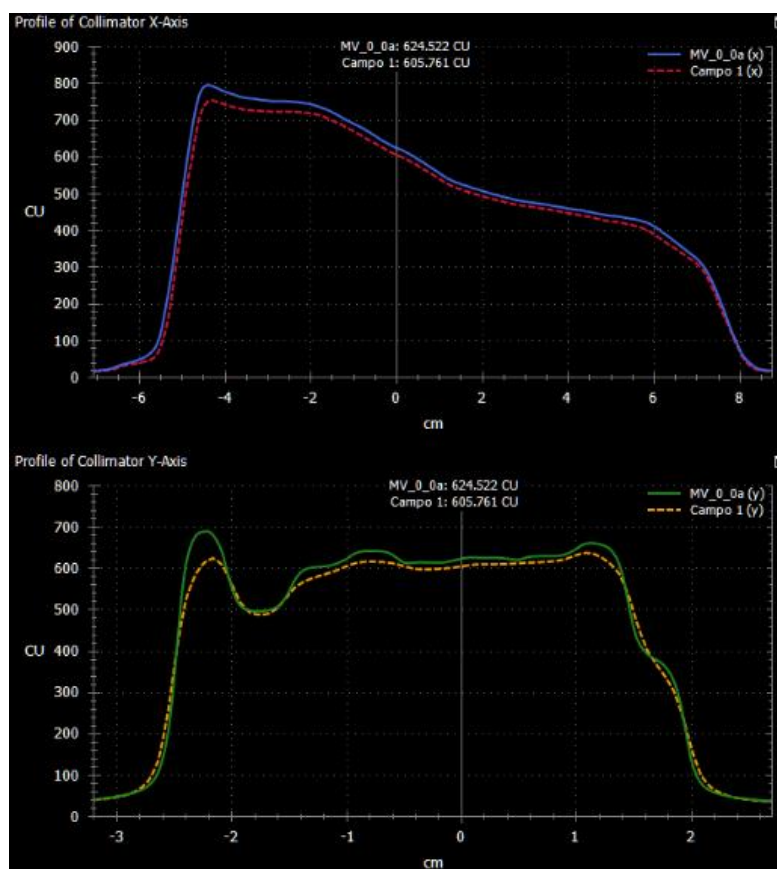


Figura 15.I. Perfiles DP y SPT. Caso "IMRT5".

### 3.2.2. Fase 2

Después de la fase 1 en la que se utilizaron los planes mencionados en la tabla 2 se procedió a utilizar planes de RapidArc. Los planes utilizados en esta fase se describen en la tabla 4.

Plan	Localización	No. Arcos	UM por arco	Energía	Dimensiones aprox.
RA1	Próstata	1	362	6 MV	11.1 cm x 11.0 cm
RA2	Intestino	1	324	6 MV	10.6 cm x 8.4 cm
RA3	N/A	1	648	6 MV	4.6 cm x 4.2 cm
RA4	N/A	1	1295	6 MV	4.6 cm x 4.2 cm
RA5	Pulmón	2	304, 176	10 MV	15.6 cm x 17.1 cm
RA6	Medula espinal	3	76, 74, 537	6 MV	5.0 cm x 4.8 cm

Tabla 4. Casos fase 2.

Los planes "RA3" y "RA4" son idénticos excepto por las unidades monitor entregadas. Estos planes fueron creados sobre un maniquí.

Los planes "RA1" y "RA2" están formados por un arco proveniente de planes de tratamientos impartidos. Los planes "RA5" y "RA6" son planes de tratamientos impartidos.

Para cada plan, se obtuvieron distribuciones de dosis con los tres sistemas dosimétricos, como se hizo en la fase 1.

Posteriormente, se compararon los resultados de los análisis gamma obtenidos al utilizar el sistema de medición Octavius 4D y dosimetría portal contra los resultados obtenidos utilizando PTR.

La tabla 5 muestra algunas características de la geometría de obtención en cada caso.

<b>Característica</b>	<b>PTR</b>	<b>Oct</b>	<b>DP</b>
SID (cm)	100	100	100
Maniquí	Placas y unidad de rotación	Unidad de rotación	N/A
Plano analizado	Transversal	Transversal	Transversal

**Tabla 5.** Características de obtención fase 2.

Al utilizar dosimetría portal el EPID fue siguiendo el giro del gantry de tal manera que la incidencia del haz siempre fue perpendicular. Al trabajar con película de tinte radiocrómico el maniquí utilizado no fue siguiendo el giro del gantry. Por lo que las distribuciones analizadas fueron distintas.

En el anexo B se presenta el procedimiento realizado para la obtención de las DD<sub>AL</sub> con los dosímetros involucrados en este trabajo.

### **3.2.2.1. Película de tinte radiocrómico**

Se crearon planes de verificación sobre un maniquí virtual similar a la unidad de rotación para los planes “RA1”, “RA2”, “RA3” y “RA4”.

Utilizando PTR Gafchromic EBT3 se obtuvieron las distribuciones de dosis asociadas a los planes mencionados. Se impartieron los planes anteriores con giro de gantry sobre la unidad de rotación del sistema de medición Octavius 4D colocando en su ranura PTR entre dos placas de 1 cm de lucita con una DFS de 84 cm.

La figura 16 muestra la geometría utilizada.

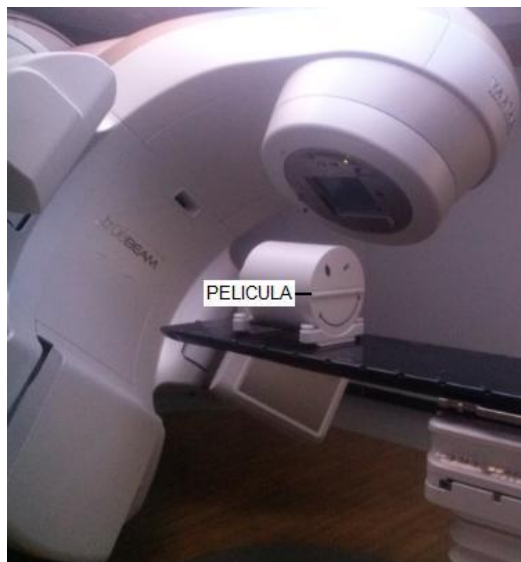


Figura 16. Geometría 1 PTR fase 2.

Las figuras 17.A, 17.B, 17.C y 17.D muestran las distribuciones de dosis obtenidas con película para dichos planes.

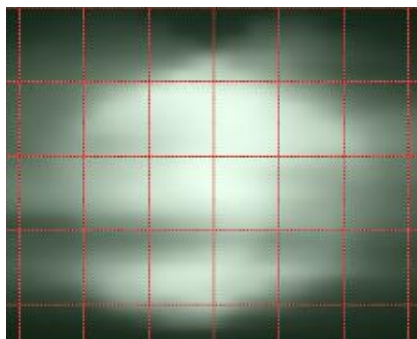


Figura 17.A. Distribución de dosis PTR. Caso "RA1".

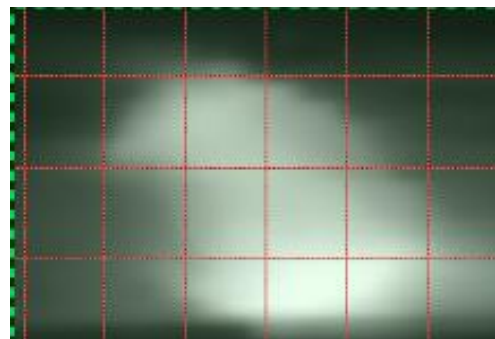


Figura 17.B. Distribución de dosis PTR. Caso "RA2".

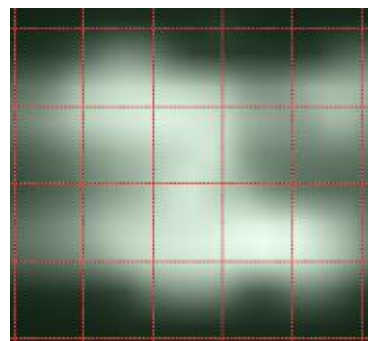


Figura 17.C. Distribución de dosis PTR. Caso "RA3".

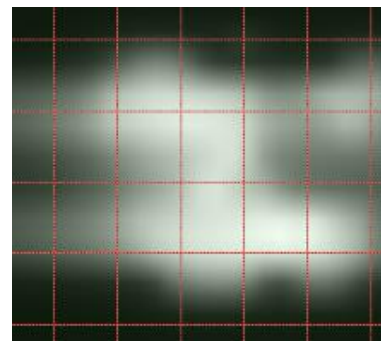


Figura 17.D. Distribución de dosis PTR. Caso "RA4".

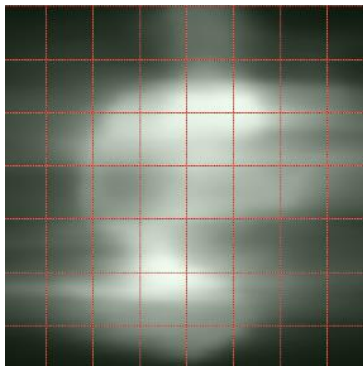
Para los planes “RA5” y “RA6” se crearon planes de verificación sobre un maniquí de agua. La irradiación se realizó a una DFS de 105 cm (100 cm a la película). La PTR se puso entre placas de agua sólida con 5 cm de placas arriba y debajo de la película.

En la figura 18 se muestra la geometría mencionada.

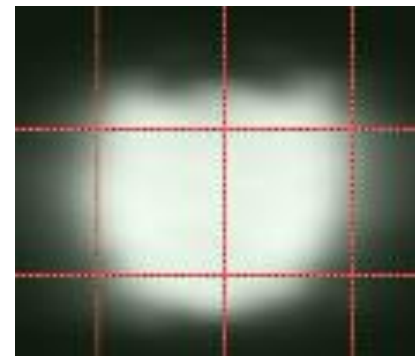


**Figura 18.** Geometría 2 PTR fase 2.

Las figuras 17.E y 17.F muestran las distribuciones de dosis obtenidas para los planes mencionados.



**Figura 17.E.** Distribución de dosis PTR. Caso “RA5”.



**Figura 17.F.** Distribución de dosis PTR. Caso “RA6”.

Las películas irradiadas se digitalizaron en el escáner de transmisión Epson Expression 11000XL utilizando una placa de vidrio.

Con ayuda del software FilmQAPro, Gafchromic se realizó el análisis gamma de las distribuciones escaneadas. Los criterios de dicho análisis fueron 3.0 mm de DTA y 3.0% de diferencia de dosis.



Las figuras 19.A, 19.B, 19.C, 19.D, 19.E y 19.F muestran los perfiles obtenidos con PTR y SPT. En todas las imágenes la línea más gruesa corresponde al perfil calculado por el SPT y la más delgada al perfil de la distribución de dosis obtenida con película.

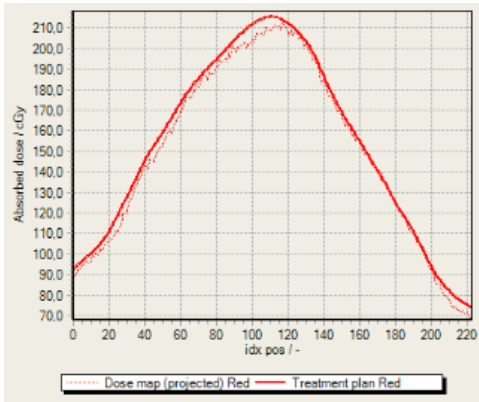


Figura 19.A. Perfiles horizontales PTR y SPT. Caso "RA1".

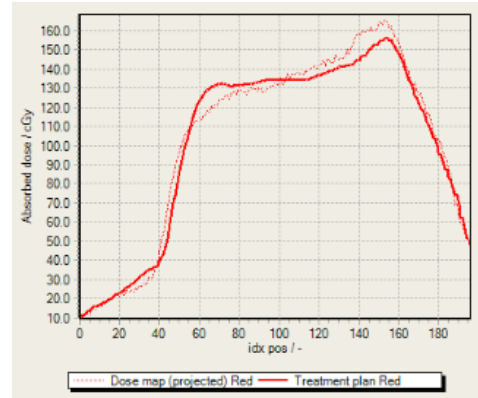


Figura 19.B. Perfiles diagonales PTR y SPT. Caso "RA2".

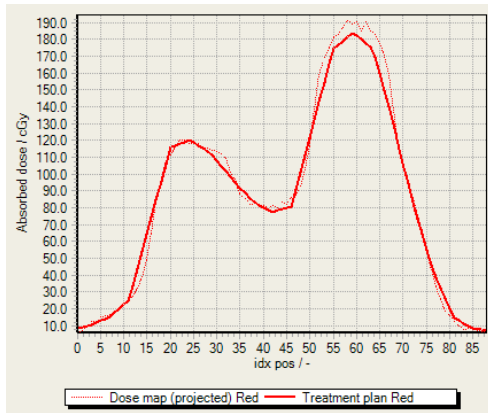


Figura 19.C. Perfiles verticales PTR y SPT. Caso "RA3".

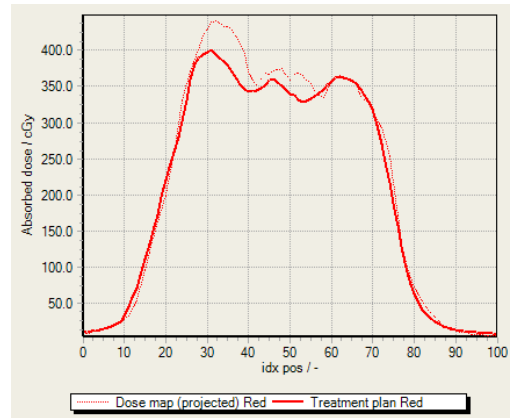


Figura 19.D. Perfiles diagonales PTR y SPT. Caso "RA4".

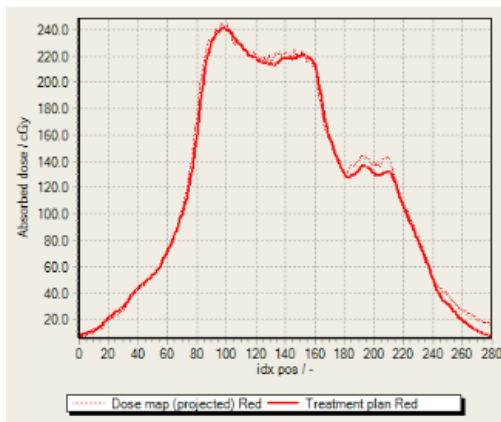


Figura 19.E. Perfiles diagonales PTR y SPT. Caso "RA5".

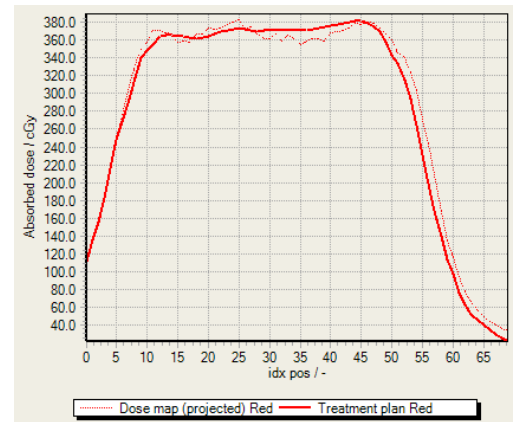


Figura 19.F. Perfiles diagonales PTR y SPT. Caso "RA6".

### 3.2.2.2. Sistema de medición Octavius 4D

Los planes de verificación utilizados están creados sobre un maniquí virtual similar a la unidad de rotación del sistema de medición Octavius 4D.

A diferencia del maniquí virtual ocupado, la unidad de rotación tiene un hueco en la parte de la base como lo muestra la figura 14. Esto reduce el peso de la unidad sin afectar los resultados que se obtengan debido a que el haz incide en la zona diametralmente opuesta al hueco.

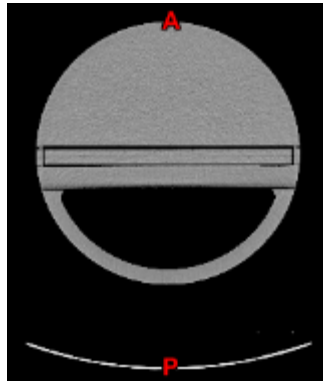


Figura 20. Unidad de rotación del sistema Octavius 4D.

Se irradió el detector 729, PTW a una DFS de 84 cm (100 cm al detector) con los planes de verificación asociados a los planes descritos en la tabla 3. Para esto se utilizó el sistema de medición Octavius 4D utilizando la rotación del maniquí.

La figura 21 muestra la geometría descrita.



Figura 21. Geometría Oct fase 2.

Durante la impartición de los planes, el software VeriSoft, PTW registro los datos provenientes de la interfaz del usuario haciendo posible la obtención de las distribuciones de dosis.

En las figuras 22.A-F se pueden visualizar las distribuciones de dosis obtenidas mediante este sistema.

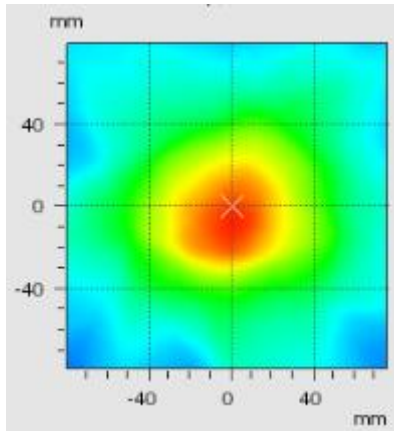


Figura 22.A. Distribución de dosis Oct. Caso "RA1".

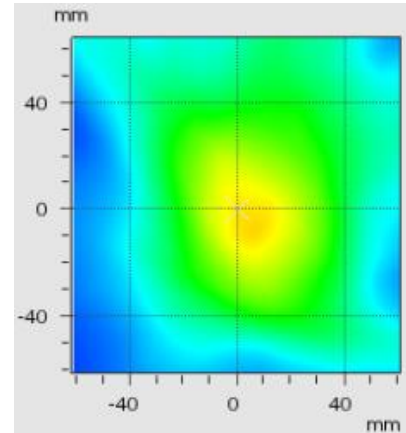


Figura 22.B. Distribución de dosis Oct. Caso "RA2".

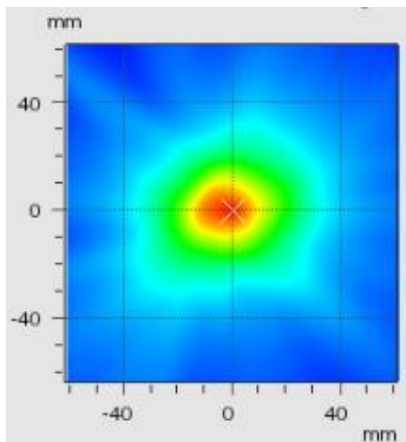


Figura 22.C. Distribución de dosis Oct. Caso "RA3".

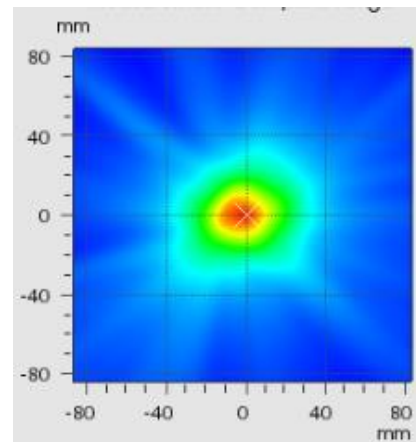


Figura 22.D. Distribución de dosis Oct. Caso "RA4".

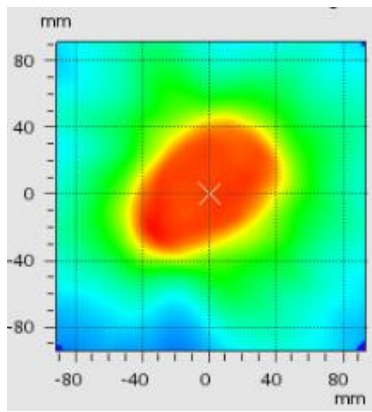


Figura 22.E. Distribución de dosis Oct. Caso "RA6".

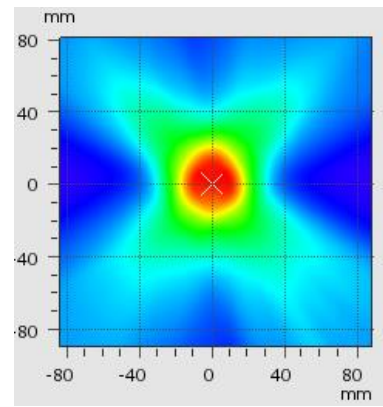


Figura 22.F. Distribución de dosis Oct. Caso "RA7".

Se realizó el análisis gamma 3D para estos casos. Los planos comparados con este análisis pueden ser escogidos por el usuario; esto debido a que se hace una reconstrucción 3D de la dosis en toda la unidad de rotación con ayuda de los PDD's. Cabe mencionar que ésta reconstrucción supone que la unidad de rotación se mantuvo fija.

En el caso de los planes "RA1", "RA3", "RA4", "RA5" y "RA6" se compararon distribuciones de dosis provenientes de planos ligeramente distintos en profundidad para realizar las verificaciones de distribuciones de dosis.

Las figuras 23.A-F muestran perfiles obtenidos con el sistema Octavius 4D y con el sistema de planeación de tratamientos. En todas las imágenes los perfiles de color verde agua corresponden a los provenientes de las distribuciones de dosis medidas con el sistema Octavius 4D y los de color naranja a los provenientes de las distribuciones de dosis calculadas por el SPT.

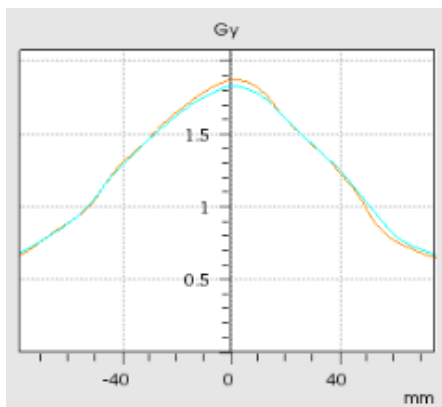


Figura 23.A. Perfiles horizontales Oct y SPT. Caso "RA1".

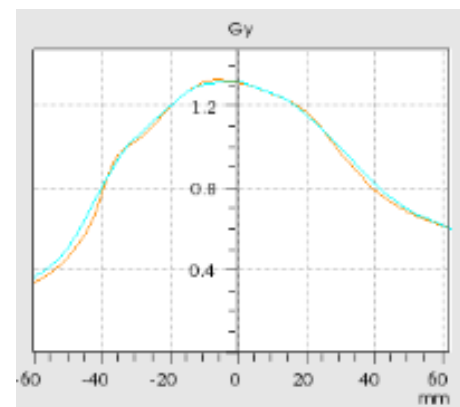
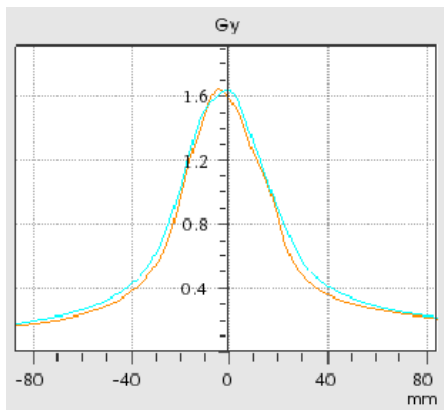
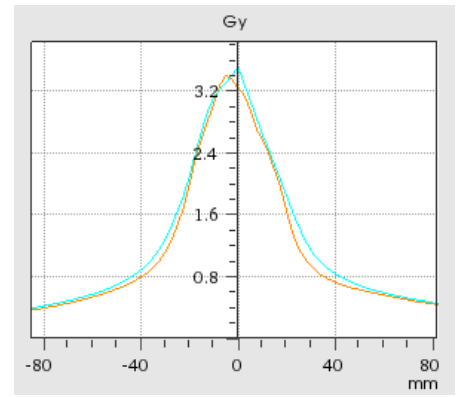


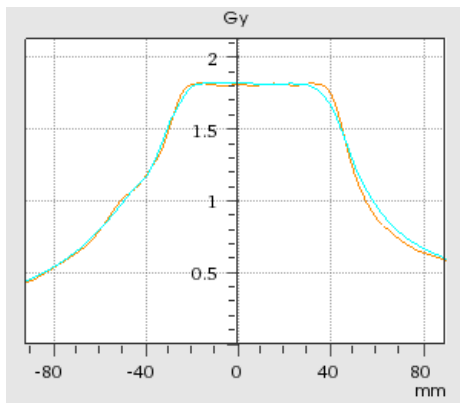
Figura 23.B. Perfiles verticales Oct y SPT. Caso "RA2".



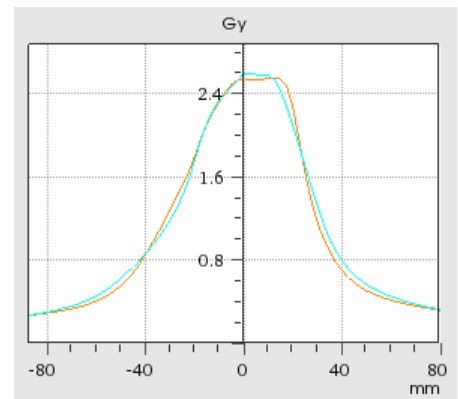
**Figura 23.C.** Perfis horizontales Oct y SPT. Caso "RA3".



**Figura 23.D.** Perfis horizontales Oct y SPT. Caso "RA4".



**Figura 23.E.** Perfis verticales Oct y SPT. Caso "RA5".



**Figura 23.F.** Perfis verticales Oct y SPT. Caso "RA6".

### 3.2.2.3. EPID

Se crearon planes de verificación para los planes mencionados en la tabla 3 considerando la geometría utilizada en dosimetría portal. La figura 24 muestra dicha geometría.

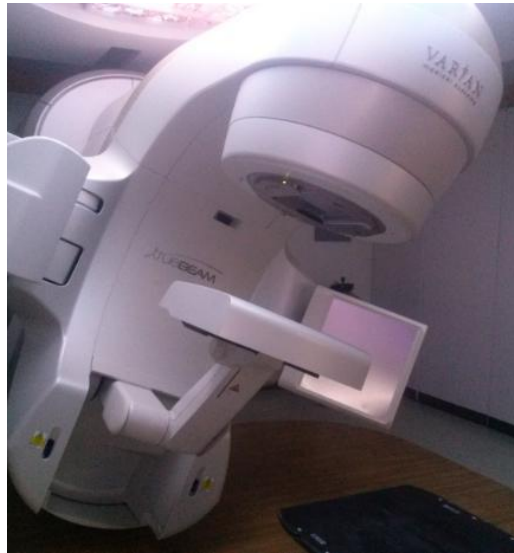


Figura 24. Geometría DP fase 2.

Se obtuvieron distribuciones de dosis de los planes de verificación irradiando dichos planos sobre el EPID sin utilizar maniquí con una SID de 100 cm. Las figuras 25.A-F muestran las distribuciones obtenidas con este dosímetro.

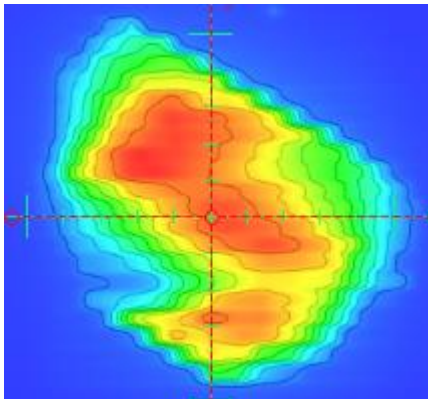


Figura 25.A. Distribución de dosis DP. Caso "RA1".

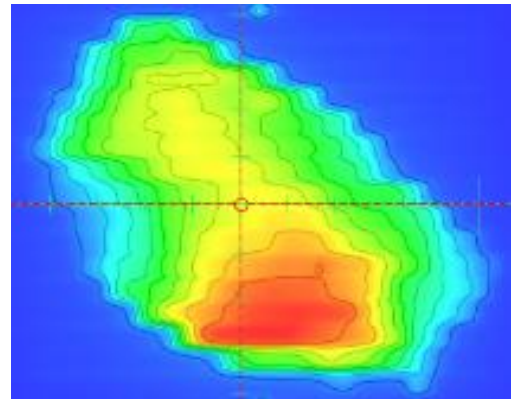
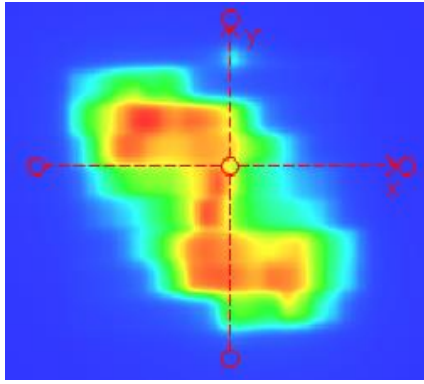
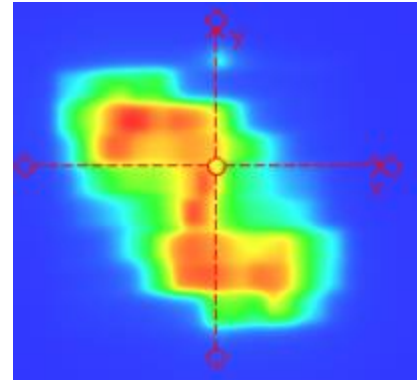


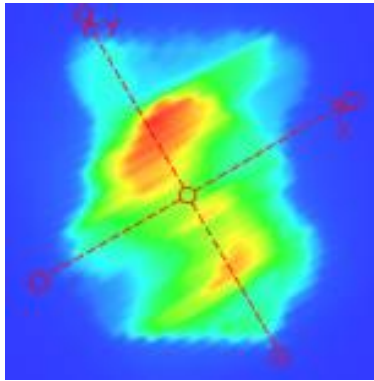
Figura 25.B. Distribución de dosis DP. Caso "RA2".



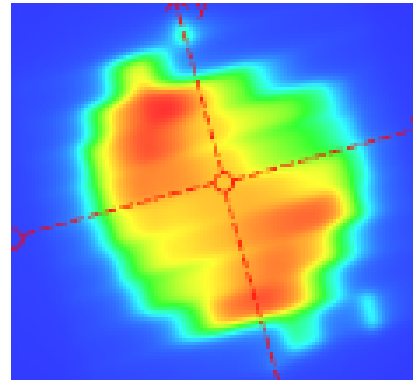
**Figura 25.C.** Distribución de dosis DP. Caso "RA3".



**Figura 25.D.** Distribución de dosis DP. Caso "RA4".



**Figura 25.E.** Distribución de dosis DP. Caso "RA5".



**Figura 25.F.** Distribución de dosis DP. Caso "RA6".

En la aplicación "Portal Dosimetry" del sistema de planeación de tratamientos Eclipse se realizó el análisis gamma de las distribuciones adquiridas.

Las figuras 26.A-F muestran los perfiles de las distribuciones obtenidas con EPID y SPT para los ejes “x” y “y” del colimador. En todas las figuras el perfil obtenido con dosimetría portal es de color azul para el eje “x” del colimador y verde para el eje “y” del mismo. En el caso de los perfiles calculados por el sistema de planeación para los ejes “x” y “y” estos se muestran de color rojo y amarillo, respectivamente.

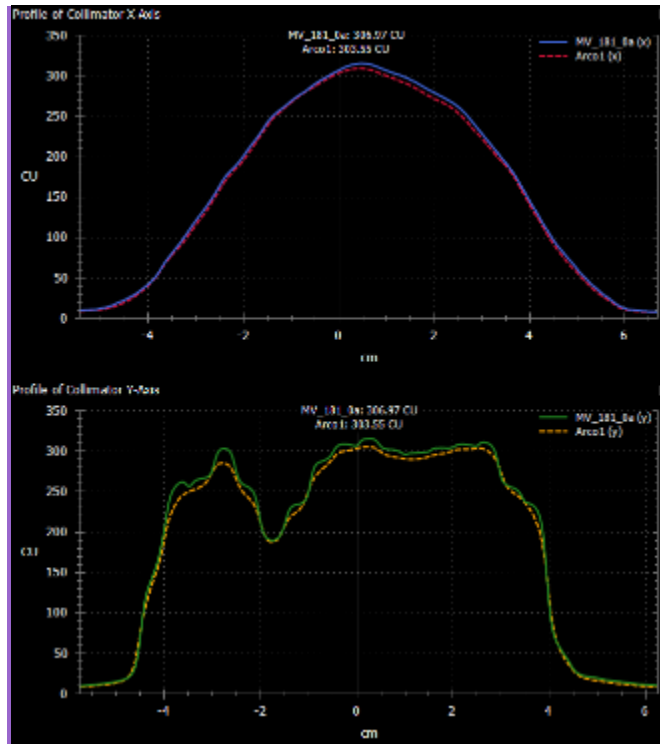


Figura 26.A. Perfiles DP y SPT. Caso “RA1”.



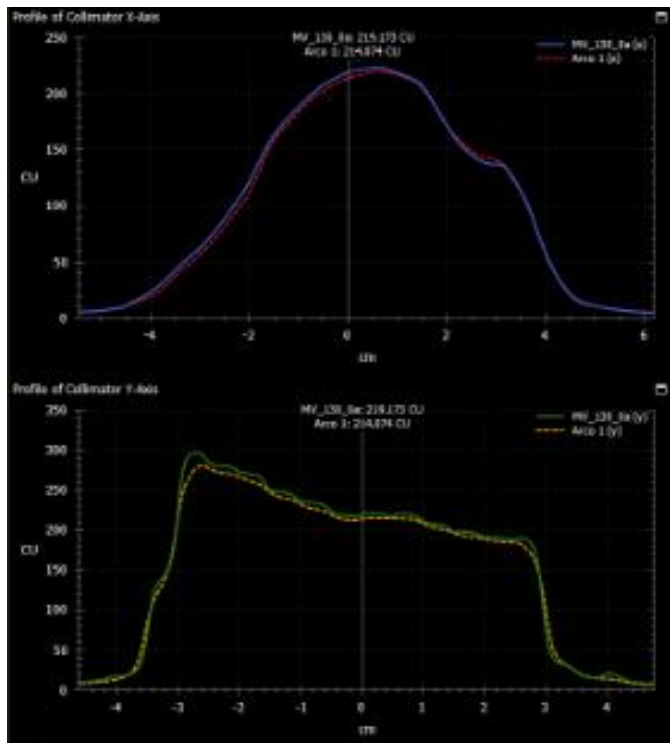


Figura 26.B. Perfiles DP y SPT. Caso "RA2".

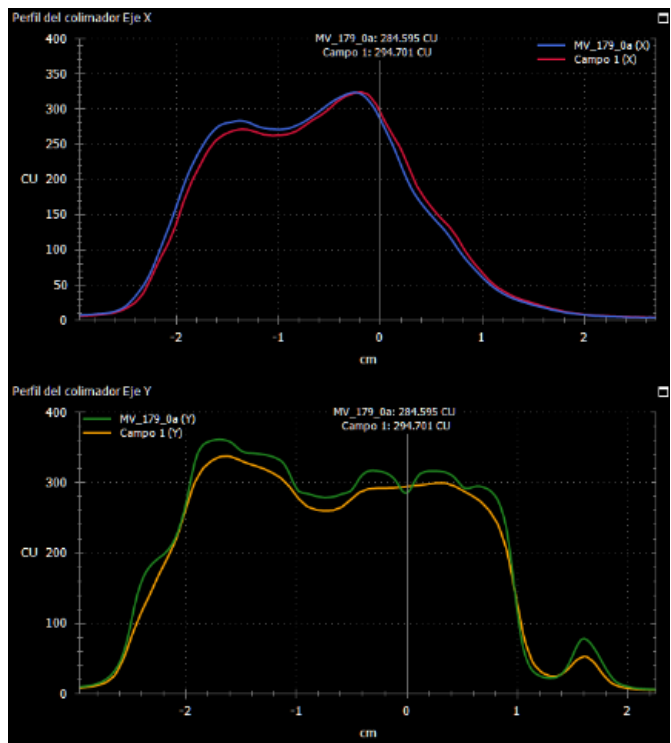


Figura 26.C. Perfiles DP y SPT. Caso "RA3".

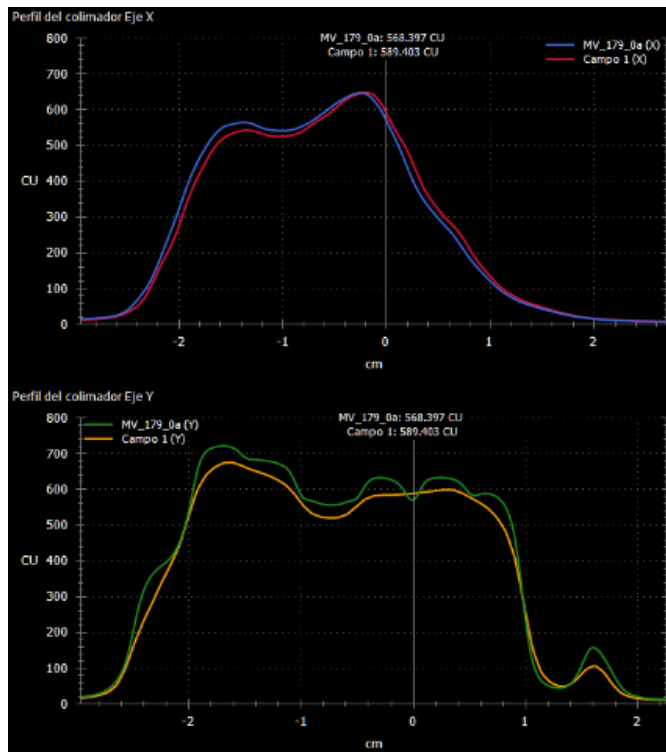


Figura 26.D. Perfiles DP y SPT. Caso "RA4".

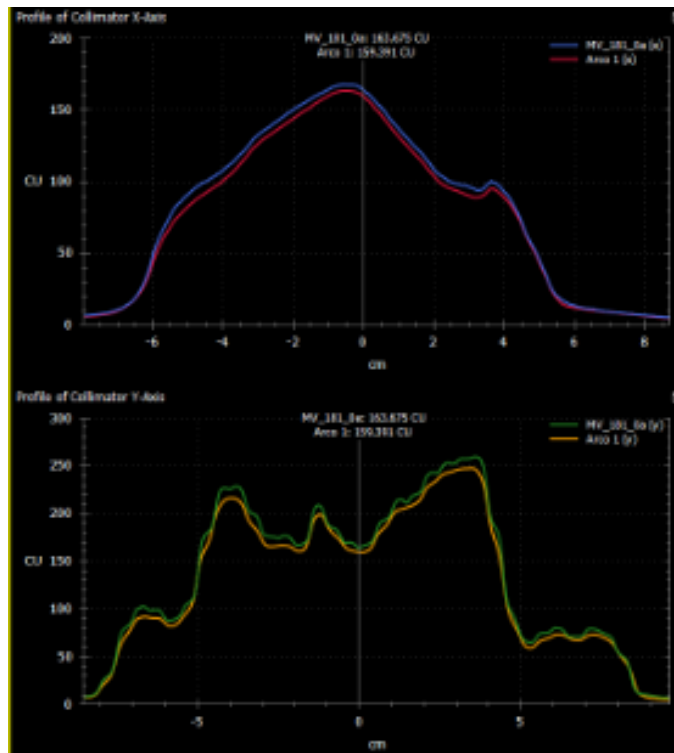


Figura 26.E. Perfiles DP y SPT. Caso "RA5".

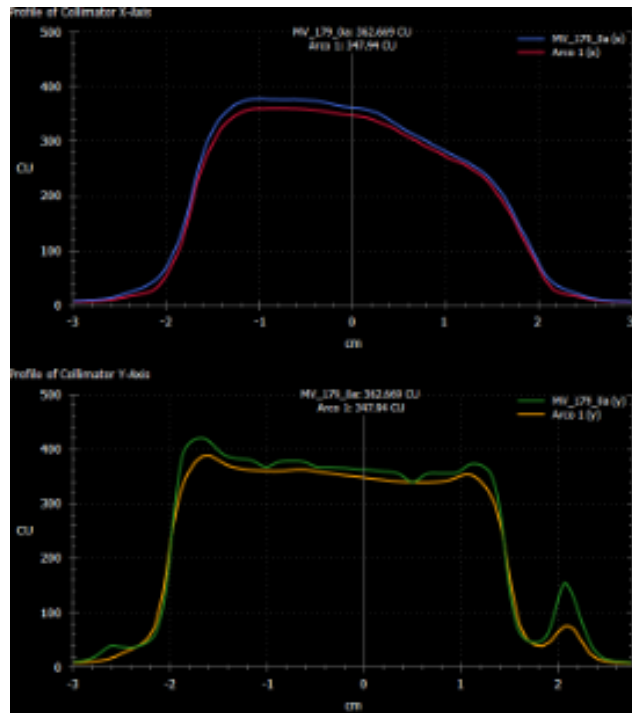


Figura 26.F. Perfiles DP y SPT. Caso "RA6".

## Capítulo 4. Resultados

---

### 4.1. Curva de calibración PTR

La curva de calibración para la película radiocrómica fue realizada con una energía de 6 MV para un intervalo de dosis de 0 cGy a 500 cGy.

Cabe mencionar que las PTR Gafchromic EBT3 son independientes de la energía para un rango dado por lo que es suficiente realizar la calibración para una sola energía. La figura 27 muestra la curva de calibración utilizada en este trabajo. El color de línea corresponde al canal de lectura.

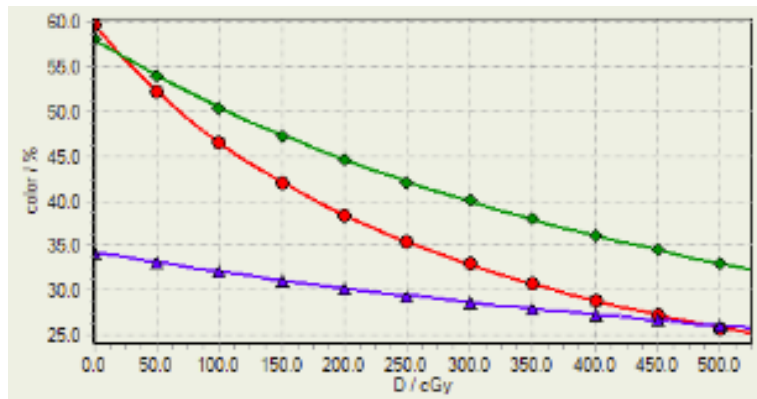


Figura 27. Curva de calibración PTR.

Esta curva de calibración fue ajustada bajo la siguiente función:

$$X(D) = (A + BD) / (D + C) \text{ donde}$$

$X(D)$  es la función de ajuste de dosis

$D$  es la variable dosis

$$A = 1.948$$

$$B = 0.038$$

$$C = 3.262$$

## 4.2. Calibración del sistema de medición Octavius 4D

Previo a la impartición de cada plan de verificación con el sistema de medición Octavius 4D utilizado en este trabajo se realizó una calibración cruzada.

El valor medido con el detector 729 perteneciente al sistema Octavius 4D utilizado para la obtención del factor de calibración cruzada  $k_{cross}$  en cada plan de verificación se muestra en la tabla 6. Para la obtención de dicho valor se realizaron lecturas de calentamiento hasta que la respuesta se estabilizó.

Las diferencias en los valores medidos para una misma energía se deben a la presión y temperatura, las cuales pueden ser distintas dependiendo del momento de obtención. En este caso, los valores iguales son debido a que las lecturas se realizaron en tiempos muy cortos.

Plan	Valor medido
Cuadrado	0.954
Pirámide	
Figura	
Cinco	
IMRT1	
IMRT2	0.960
IMRT3	
IMRT4	
IMRT5	0.951
RA1	
RA2	0.964
RA3	
RA4	1.146
RA5	0.959
RA6	

Tabla 6. Valores medidos para calibración cruzada OCT/SPT.

#### 4.4. Sistema de medición Octavius 4D y película de tinte radiocrómico fase 1

Debido a que la PTR se utilizó como estándar, se compararon los resultados del análisis gamma del sistema Octavius 4D con los obtenidos con ésta. En la tabla 7 se muestran los resultados obtenidos en la fase 1.

Plan	Análisis gamma	
	PTR	Sist. Octavius 4D
Cuadrado	99.52%	100.00%
Pirámide	100.00%	100.00%
Figura	95.48%	99.40%
Cinco	93.70%	100.00%
IMRT1	96.00%	94.30%
IMRT2	98.78%	100.00%
IMRT3	95.17%	100.00%
IMRT4	96.74%	100.00%
IMRT5	99.02%	100.00%

Tabla 7. Resultados análisis gamma fase 1 Oct y PTR.

Cabe mencionar que en el caso del sistema de medición Octavius 4D no fueron consideradas las dosis debajo del 5% de la dosis máxima. Esto con la finalidad de que la diferencia de fondo que existe entre las distribuciones medidas y calculadas por el sistema de planeación no afectara el resultado obtenido.

De los datos mostrados en la tabla 7 se puede conocer la siguiente información.

Dosímetro	Mediana	Percentil 25	Percentil 75	Rango intercuartil	Rango
PTR	96.74	95.33	99.27	3.95	6.30
Sistema Octavius 4D	100.00	99.70	100.00	0.30	5.70

Tabla 8. Estadísticos fase 1 Oct y PTR.

La tabla 9 muestra estadísticos de las diferencias obtenidas en el análisis gamma al utilizar película y sistema Octavius 4D.

Mediana	Percentil 25	Percentil 75	Rango intercuartil	Rango	Mínimo	Máximo
1.70	0.73	4.38	3.65	6.30	0.00	6.30

Tabla 9. Estadísticos para diferencia de análisis gamma PTR y Oct fase 1.

A continuación se muestra con mayor detalle los resultados obtenidos en cada plan.

## Plan “Cuadrado”

Índice gamma	Media aritmética	0.191
	Valor mínimo	0.004
	Valor máximo	0.746
	Mediana	0.182

Tabla 10. Resultados Oct Plan “Cuadrado”.

La figura 28.A muestra el histograma índice gamma – porcentaje de puntos que se tiene en este caso.

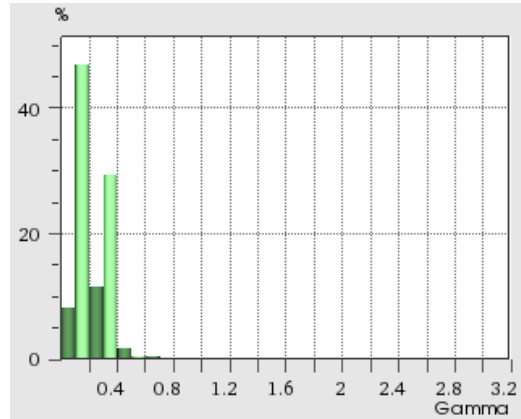


Figura 28.A. Histograma gamma-porcentaje Oct. Caso “Cuadrado”.

## Plan “Pirámide”

Índice gamma	Media aritmética	0.065
	Valor mínimo	0.001
	Valor máximo	0.413
	Mediana	0.035

Tabla 11. Resultados Oct Plan “Pirámide”.

La figura 28.B muestra el histograma índice gamma-porcentaje de puntos.

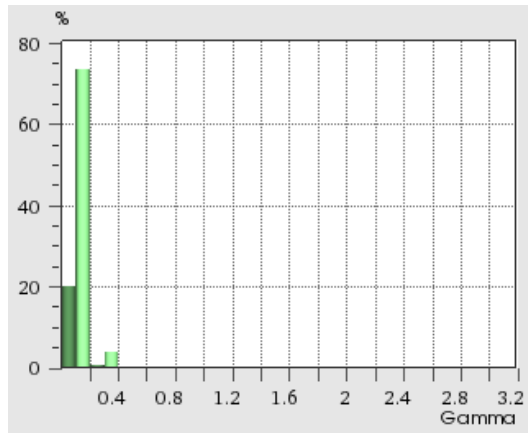


Figura 28.B. Histograma gamma-porcentaje Oct. Caso "Pirámide".

**Plan "Figura"**

índice gamma	Media aritmética	0.536
	Valor mínimo	0.021
	Valor máximo	1.020
	Mediana	0.470

Tabla 12. Resultados Oct Plan "Figura".

La figura 28.C muestra el histograma índice gamma – porcentaje de puntos obtenido.

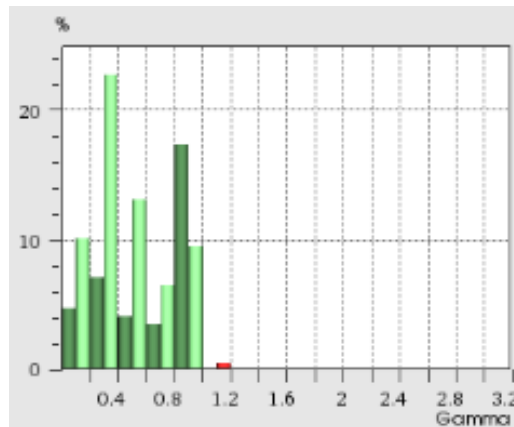


Figura 28.C. Histograma gamma-porcentaje Oct. Caso "Figura".



## Plan “Cinco”

índice gamma	Media aritmética	0.142
	Valor mínimo	0.000
	Valor máximo	0.069
	Mediana	0.069

Tabla 13. Resultados Oct Plan “Cinco”.

La figura 28.D muestra el histograma índice gamma – porcentaje de puntos.

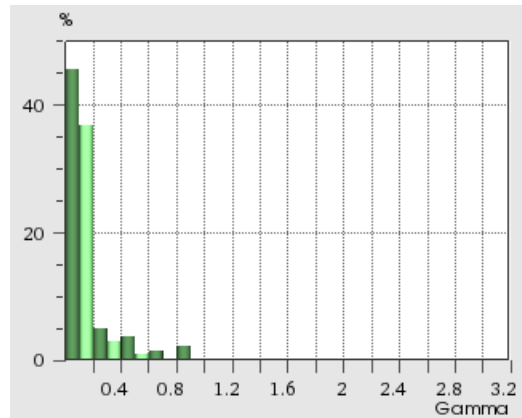


Figura 28.D. Histograma gamma-porcentaje Oct. Caso “Cinco”.

## Plan “IMRT1”

índice gamma	Media aritmética	0.501
	Valor mínimo	0.007
	Valor máximo	1.591
	Mediana	0.468

Tabla 14. Resultados Oct Plan “IMRT1”.

La figura 28.E muestra el histograma índice gamma – porcentaje de puntos para este caso.

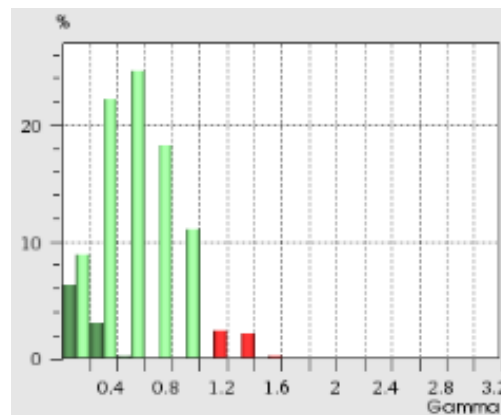


Figura 28.E. Histograma gamma-porcentaje Oct. Caso “IMRT1”.

## Plan “IMRT2”

índice gamma	Media aritmética	0.080
	Valor mínimo	0.001
	Valor máximo	0.451
	Mediana	0.043

Tabla 15. Resultados Oct Plan “IMRT2”.

La figura 28.F muestra el histograma índice gamma – porcentaje de puntos que se obtuvo en este caso.

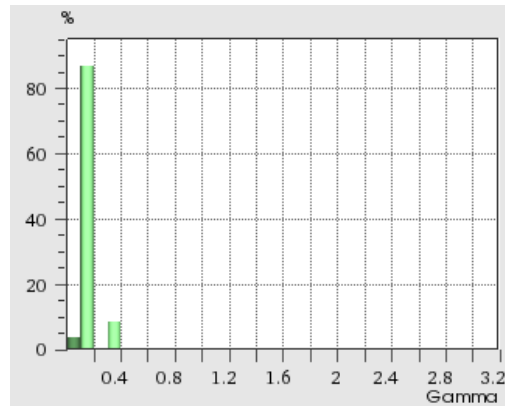


Figura 28.F. Histograma gamma-porcentaje Oct. Caso “IMRT2”.

## Plan “IMRT3”

índice gamma	Media aritmética	0.068
	Valor mínimo	0.000
	Valor máximo	0.649
	Mediana	0.034

Tabla 16. Resultados Oct Plan “IMRT3”.

En la figura 28.G se muestra el histograma índice gamma – porcentaje de puntos que se obtuvo.

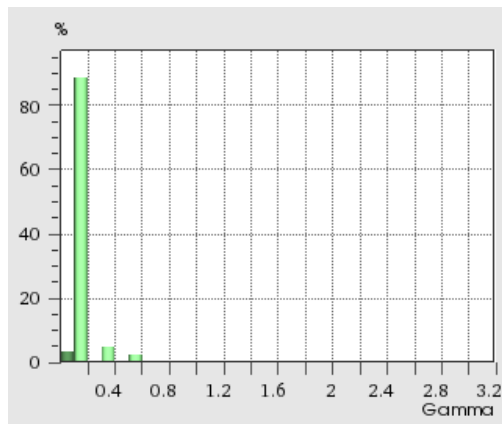


Figura 28.G. Histograma gamma-porcentaje Oct. Caso "IMRT3".

### Plan "IMRT4"

índice gamma	Media aritmética	0.103
	Valor mínimo	0.000
	Valor máximo	0.677
	Mediana	0.061

Tabla 17. Resultados Oct Plan "IMRT4".

La figura 28.H muestra el histograma índice gamma – porcentaje de puntos para este caso.

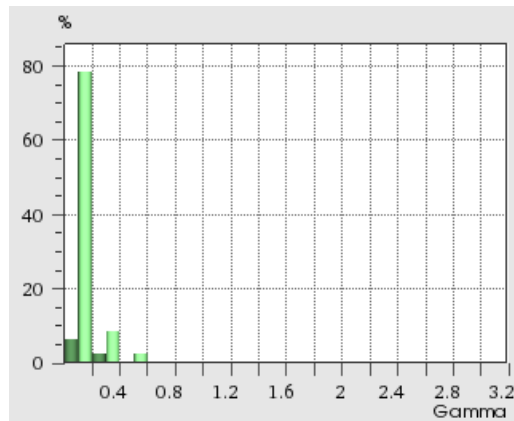


Figura 28.H. Histograma gamma-porcentaje Oct. Caso "IMRT4".

## Plan “IMRT5”

índice gamma	Media aritmética	0.073
	Valor mínimo	0.000
	Valor máximo	0.472
	Mediana	0.026

Tabla 18. Resultados Oct Plan “IMRT5”.

En la figura 28.I se muestra el histograma índice gamma – porcentaje de puntos que se obtuvo.

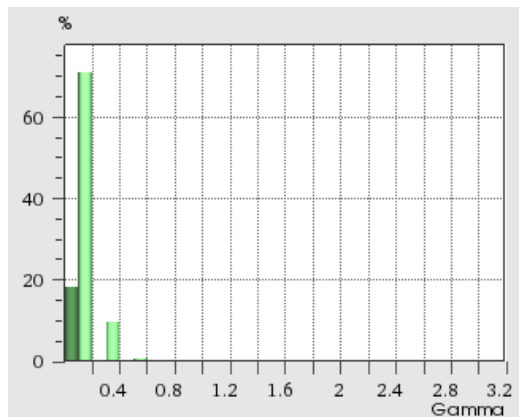


Figura 28.I. Histograma gamma-porcentaje Oct. Caso “IMRT5”.

Para conocer si las muestras de los resultados de los análisis gamma obtenidos al utilizar película de tinte radiocrómico y sistema de medición Octavius 4D provienen de la misma población se aplicó la prueba Kolmogorov-Smirnov para dos muestras independientes con ayuda del software SPSS Versión 19. Los resultados obtenidos muestran una significación asintótica de 0.037, por lo tanto se concluye que existen diferencias significativas entre los dos dosímetros con un nivel de confianza del 95.00%.

#### 4.5. Dosimetría portal y película de tinte radiocrómico fase 1

La tabla 19 muestra los resultados obtenidos para los planes de la fase 1 al utilizar película de tinte radiocrómico y dosimetría portal.

Plan	Análisis gamma PTR	Dosimetría portal
Cuadrado	99.52%	99.90%
Pirámide	100.00%	99.90%
Figura	95.48%	93.30%
Cinco	93.70%	97.50%
IMRT1	96.00%	99.00%
IMRT2	98.78%	98.30%
IMRT3	95.17%	93.00%
IMRT4	96.74%	97.70%
IMRT5	99.02%	90.40%

Tabla 19. Resultados análisis gamma fase 1 DP y PTR.

Como se observa en la tabla 19, en esta fase se tienen cinco planes cuyo análisis gamma fue mayor al utilizar PTR y cuatro planes en los que la respuesta fue mayor con el uso de dosimetría portal.

La tabla 20 muestra estadísticos de las diferencias en los resultados anteriores.

Mediana	Percentil 25	Percentil 75	Rango intercuartil	Rango	Mínimo	Máximo
2.17	0.43	3.40	2.97	8.52	0.10	8.62

Tabla 20. Estadísticos para diferencia de análisis gamma PTR y DP fase1.

La tabla 21 muestra estadísticos de los resultados de los análisis gamma obtenidos con ambos dosímetros.

Dosímetro	Mediana	Percentil 25	Percentil 75	Rango intercuartil	Rango
PTR	96.74	95.33	99.27	3.95	6.30
DP	97.70	93.15	99.45	6.30	9.50

Tabla 21. Estadísticos fase 1 DP y PTR.

Para conocer si los resultados de los análisis gamma obtenidos al utilizar película de tinte radiocrómico y dosimetría portal provienen de la población se aplicó la prueba Kolmogorov-Smirnov para dos muestras independientes. Los resultados obtenidos muestran una significación asintótica de 0.699, por lo tanto se concluye que no existen diferencias significativas entre los dos dosímetros con un nivel de confianza del 95.00%.

#### 4.6. Sistema de medición Octavius 4D y película de tinte radiocrómico fase 2

La tabla 22 muestra los resultados del análisis gamma que se obtuvieron con película de tinte radiocrómico y sistema de medición Octavius 4D para los planes de la fase 2.

Plan	Análisis gamma PTR	Análisis gamma Sist. Octavius 4D
RA1	99.64%	100.00%
RA2	97.93%	100.00%
RA3	95.12%	99.50%
RA4	98.21%	99.70%
RA5	99.30%	99.90%
RA6	99.88%	99.90%

Tabla 22. Resultados análisis gamma fase 2 Oct y PTR.

En esta fase se sigue teniendo un resultado mayor en el análisis gamma al emplear el sistema de medición Octavius 4D con respecto al empleo de la película de tinte radiocrómico. Nótese que en todos los planes el resultado obtenido es mayor al 95.00%.

En la tabla 23 se muestran estadísticos de la diferencia de análisis gamma.

Mediana	Percentil 25	Percentil 75	Rango intercuartil	Rango	Mínimo	Máximo
1.05	0.28	2.65	2.37	4.36	0.02	4.38

Tabla 23. Estadísticos para diferencia de análisis gamma PTR y Oct fase 2.

En esta fase se tiene una diferencia en los resultados obtenidos entre dosímetros menor a la fase 1.

La tabla 24 muestra estadísticos sobre los resultados mostrados en la tabla 22.

Dosímetro	Mediana	Percentil 25	Percentil 75	Rango intercuartil	Rango
PTR	98.76	97.23	99.70	2.47	4.76
Sistema Octavius 4D	99.90	99.65	100.0	0.35	0.50

Tabla 24. Estadísticos fase 2 Oct y PTR.

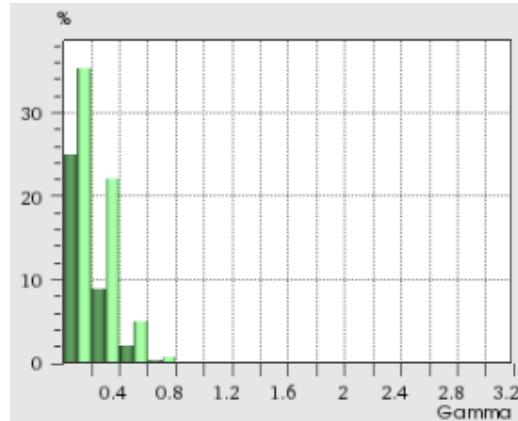
A continuación se muestra con mayor detalle los resultados obtenidos en cada plan.

## Plan “RA1”

Índice gamma	Media aritmética	0.181
	Valor mínimo	0.000
	Valor máximo	0.851
	Mediana	0.169

**Tabla 25.** Resultados Oct Plan “RA1”.

La figura 29.A muestra el histograma índice gamma – porcentaje de puntos que se tiene en este caso.



**Figura 29.A.** Histograma gamma-porcentaje Oct. Caso “RA1”.

## Plan “RA2”

Índice gamma	Media aritmética	0.255
	Valor mínimo	0.000
	Valor máximo	0.861
	Mediana	0.237

**Tabla 26.** Resultados Oct Plan “RA2”.

En la figura 29.B se muestra el histograma índice gamma – porcentaje de puntos que se obtuvo.

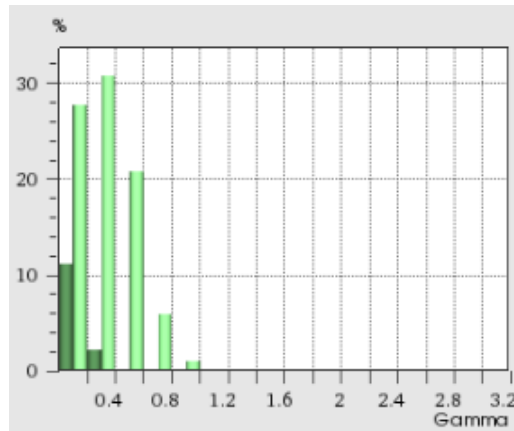


Figura 29.B. Histograma gamma-porcentaje Oct. Caso "RA2"

### Plan "RA3"

índice gamma	Media aritmética	0.333
	Valor mínimo	0.000
	Valor máximo	1.235
	Mediana	0.287

Tabla 27. Resultados Oct Plan "RA3".

La figura 29.C muestra el histograma índice gamma – porcentaje de puntos para este caso.

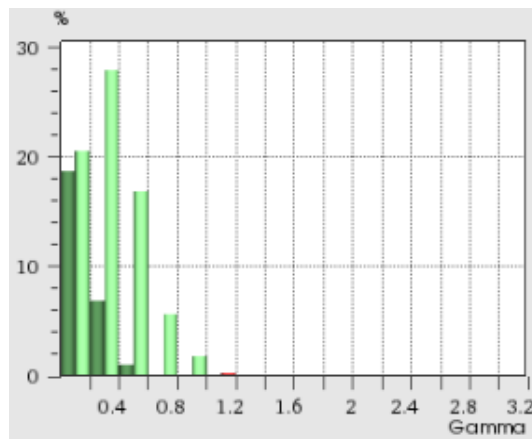


Figura 29.C. Histograma gamma-porcentaje Oct. Caso "RA3"

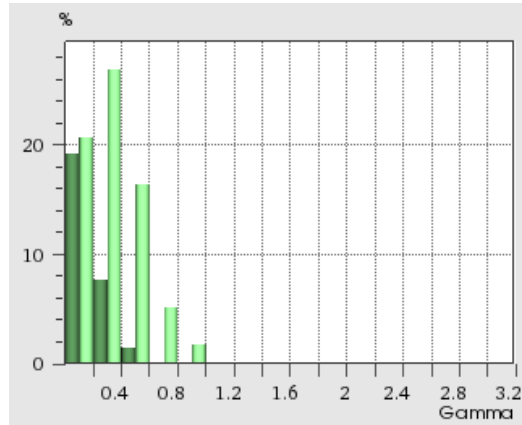


## Plan “RA4”

Índice gamma	Media aritmética	0.288
	Valor mínimo	0.001
	Valor máximo	1.252
	Mediana	0.241

**Tabla 28.** Resultados Oct Plan “RA4”.

La figura 29.D muestra el histograma índice gamma – porcentaje de puntos que se obtuvo en este caso.



**Figura 29.D.** Histograma gamma-porcentaje Oct. Caso “RA4”

## Plan “RA5”

Índice gamma	Media aritmética	0.250
	Valor mínimo	0.000
	Valor máximo	1.142
	Mediana	0.227

**Tabla 29.** Resultados Oct Plan “RA5”.

En la figura 29.E se muestra el histograma índice gamma – porcentaje de puntos que se obtuvo.

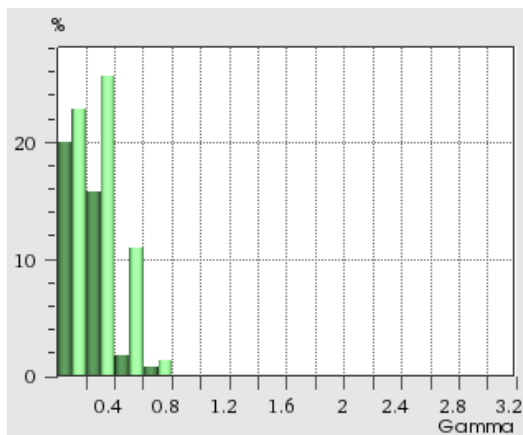


Figura 29.E. Histograma gamma-porcentaje Oct. Caso "RA5"

### Plan "RA6"

Índice gamma	Media aritmética	0.237
	Valor mínimo	0.000
	Valor máximo	1.255
	Mediana	0.197

Tabla 30. Resultados Oct Plan "RA6".

La figura 29.F muestra el histograma índice gamma – porcentaje de puntos para este caso.

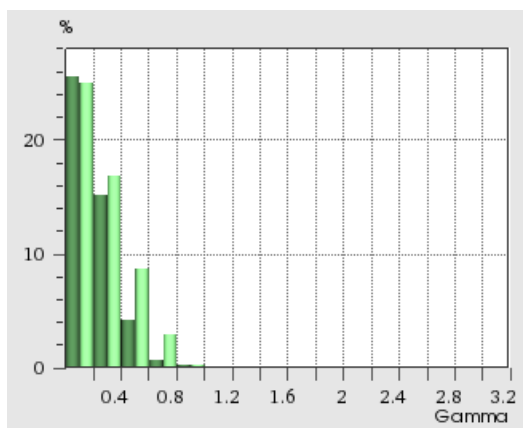


Figura 29.F. Histograma gamma-porcentaje Oct. Caso "RA6"

Al aplicar la prueba Kolmogorov-Smirnov para dos muestras independientes se obtuvo una significación asintótica de 0.139, por lo tanto se concluye que no existen diferencias significativas entre los dos dosímetros con un nivel de confianza del 95.00%.

#### 4.7. Dosimetría portal y película de tinte radiocrómico fase 2

La tabla 31 muestra los resultados del análisis gamma obtenidos en la fase 2 al utilizar dosimetría portal y película de tinte radiocrómico en la obtención de distribución de dosis.

Plan	Análisis gamma PTR	Dosimetría portal
RA1	99.64%	98.70%
RA2	97.93%	98.70%
RA3	95.12%	97.70%
RA4	98.21%	97.70%
RA5	99.30%	98.60%
RA6	99.88%	98.30%

Tabla 31. Resultados análisis gamma fase 2 DP y PTR.

En esta fase se tienen cuatro planes cuyo análisis gamma fue mayor al utilizar PTR y dos planes en los que la respuesta fue mayor con el uso de dosimetría portal. Nótese que en todos los casos se tiene un análisis gamma mayor al 95.00%.

En la tabla 32 se muestran estadísticos de las diferencias en los resultados mostrados en la tabla 31.

Mediana	Percentil 25	Percentil 75	Rango intercuartil	Rango	Mínimo	Máximo
0.86	0.65	1.83	1.18	2.07	0.51	2.58

Tabla 32. Estadísticos para diferencia de análisis gamma PTR y DP fase2.

La tabla 33 muestra estadísticos de los resultados de los análisis gamma obtenidos con ambos dosímetros.

Dosímetro	Mediana	Percentil 25	Percentil 75	Rango intercuartil	Rango
PTR	98.76	97.23	99.70	2.47	4.76
DP	98.45	97.70	98.70	1.00	1.00

Tabla 33. Estadísticos fase 2 DP y PTR.

En este caso, al aplicar la prueba Kolmogorov-Smirnov para dos muestras independientes se obtuvo una significación asintótica de 0.441, por lo tanto se concluye que no existen diferencias significativas entre los dos dosímetros con un nivel de confianza del 95.00%.

## Capítulo 5. Discusión y conclusiones

---

Las pruebas realizadas de Kolmogorov-Smirnov indican que fue indiferente que dosímetros utilizar para los planes analizados de RapidArc. En el caso de los planes de IMRT y radioterapia convencional se concluye que al utilizar dosimetría portal y película de tinte radiocrómico sucede lo mismo.

Al utilizar el sistema de medición Octavius 4D y película de tinte radiocrómico para los planes analizados de IMRT y radioterapia convencional se obtiene que los resultados con estos dosímetros son diferentes siendo mayores los análisis gamma obtenidos al utilizar el sistema de medición Octavius 4D.

Considérese que una razón para dudar del arreglo de cámaras de ionización es el espacio existente entre estas, pero debido a que esto no es significativo al trabajar con tratamientos de RapidArc no se tienen argumentos para pensar que lo es en el caso de planes de tratamiento de IMRT y radioterapia convencional.

Una razón probable de porque al utilizar película de tinte radiocrómico se obtuvieron análisis gamma menores que con el sistema de medición Octavius 4D para los planes analizados en la fase 1 es la exactitud de cada cámara de ionización en este último aunado al hecho de que a pesar de la alta resolución espacial de la PTR Gafchromic EBT3, la resolución utilizada al momento de leer las películas fue de 72 ppp (para optimizar la relación señal-ruido). También conviene tener en consideración que las películas de tinte radiocrómico son sensibles al proceso de lectura y manejo que se tiene.

Con las consideraciones anteriores se puede decir que los resultados obtenidos en verificaciones de distribuciones de dosis para tratamientos de IMRT y radioterapia convencional al utilizar película de tinte radiocrómico y arreglo de cámaras de ionización son distintos y posiblemente más confiables en el último caso.

Con lo anterior se concluye que el uso de dosimetría portal y sistema de medición Octavius 4D en las verificaciones de distribuciones de dosis realizadas es válido.

## Anexo A

---

### A.1. Calibración de la película de tinte radiocrómico

Este procedimiento se realizó para la energía de 6 MV.

1. Cortar con tijeras 11 tiras de PTR de 7.0 x 3.0 cm<sup>2</sup>. Las tijeras sirven para no dañar más de lo necesario los bordes de la película.
2. Marcar con un marcador cada tira con una flecha en la esquina superior derecha con el lado horizontal igual al más corto de la PTR completa, utilizar un marcador. Esto con la finalidad que todas las tiras sean irradiadas y digitalizadas en una misma orientación.
3. Guardar cada tira en un sobre rotulado con la dosis que será irradiada. Las dosis utilizadas estuvieron dentro del intervalo de 0 cGy a 500 cGy y cada tira fue irradiada cada 50 cGy.
4. Irradiar las PTR en el eje central, en un campo de 10 x 10 cm<sup>2</sup>, a la profundidad donde se tiene la dosis máxima, en el caso de 6MV está será 1.5 cm en agua (1.3 cm de placas de lucita), con una DFS de 100 cm. Poner un mínimo de 15 cm de agua abajo de las películas para retro dispersión. Bajo esta geometría 1 UM = 1 cGy.
5. Fijar las películas con masquen en las esquinas.
6. Irradiar cada tira con la dosis escrita en el sobre. Cada vez que se dé un disparo sacar del cuarto las tiras que no serán irradiadas.
7. Al término de cada disparo guardar la tira en su sobre.
8. Esperar 24 horas para que se estabilice un poco la respuesta.
9. Conectar el escáner a una computadora que tenga instalado el software FilmQA Pro.
10. Prender el escáner y esperar 30 minutos. Esto para calentamiento del escáner.
11. Realizar 10 escaneos previos sin película desactivando las opciones de corrección a la imagen. Esto para estabilizar la luz de la lámpara.
12. Poner las tiras de PTR en la cama del escáner en orientación landscape. Es decir, con el lado más corto de la película completa paralelo a la dirección de escaneo. La figura 30 muestra esta dirección.

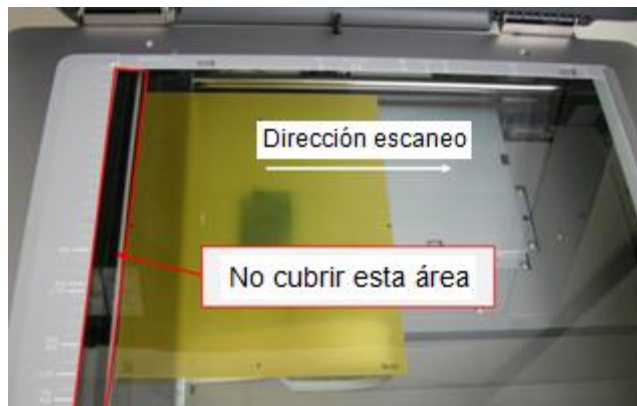


Figura 30. Dirección de escaneo [13].

12. Cuidar que las tiras estén centradas en la cama del escáner sin cubrir la ventana de calibración. Las tiras deben colocarse en una sola fila. Esto debido a que la luz de la lámpara no es uniforme en toda la cama de escaneo.

13. Colocar un vidrio sobre las películas. Esto para asegurar que las películas queden planas con respecto al lector del escáner. Dicho vidrio no debe ser muy grueso debido al trauma mecánico que pueda ocasionarle a las películas. No utilizar este vidrio implica discrepancias hasta del 5% [13].

14. Realizar dos escaneos previos. Seleccionar el área a escanear.

15. Realizar un escaneo. Guardar la imagen con extensión .tiff. Esta extensión mantiene la información cruda de la imagen.

16. Abrir el software FilmQA Pro.

17. Dar doble click en "Add new case object" y seleccionar "Film calibration (ordinary)".

18. Expandir la pestaña "Film calibration (ordinary)".

19. Dar click derecho en "Data – Calibration film (empty)" y seleccionar "Open image 'Calibration film' from file".

20. Crear regiones de interés en el centro de cada tira. Para esto dar click en "Selection frame tool" y seleccionar "Rectangle". Estas regiones tienen que estar centradas y no incluir áreas cercanas a los bordes.

21. Dar click en "Tool – Calibration tool".

22. Ingresar las dosis irradiadas en las tiras. Para esto dar click en el ícono "123" que se encuentra en la esquina inferior derecha. Se crea automáticamente una curva de calibración para cada canal.

23. Seleccionar diferentes funciones. Con el ícono “ $\bar{x}$ ” visualizar la consistencia de los datos. Elegir la función que mayor consistencia presente.

24. Guardar la curva de calibración. Para esto dar click derecho en “Film calibration (ordinary)” y seleccionar “Save 'Film calibration (ordinary)’”.

El reporte TG-55 de la AAPM [14] menciona que para cada dosis se debe realizar más de una irradiación para promediar cada resultado. Sin embargo, en este trabajo solo se realizó una irradiación por dosis, debido a que el software FilmQAPro solo lo permite de esta manera.

## **A.2. Calibración de dosimetría portal de un sistema TrueBeam.**

Este procedimiento se realizó para la energía de 6 MV.

1. Retraer la mesa del acelerador lineal.
2. En la estación de trabajo TrueBeam seleccionar “Imager Calibration” de la ventana principal “Select Major Mode”.
3. Escribir el usuario y contraseña requeridos.
4. Seleccionar “Service Advanced”.
5. Verificar el estado del sistema en la ventana “Service Startup” y al finalizar dar click en “Continue”.
6. Dar click en “Continue” en la ventana “Warning”.
7. Dar click en “MV Modes” y posteriormente en “Details”.
8. En la columna “Mode name” elegir “Dosimetry”. En la columna “Energy” elegir la energía de interés.
9. Dar click en “Dark Field”, “Flood Field”, “Pixel Correction”, “Beam Profile” y “Dose Normalization”.
10. En la columna “Acquire Test Image” dar click en “Test Image”.
11. Aparecerá una ventana compuesta por las siguientes partes: Barra de herramientas. Contiene herramientas disponibles; Lista del flujo de trabajo. Muestra los pasos de calibración y su progreso; Vista de imagen. Visualiza la imagen adquirida; Panel de instrumentos. Visualiza los ejes de la máquina y; Barra de estado. Informa lo que se debe realizar para completar la calibración.
12. La adquisición de campo oscuro y campo inundado se realiza automáticamente. Se acepta las correcciones de los datos adquiridos.

13. Dar click en “UDPate Map (Active Layers)”. Esto para aceptar la corrección de píxel realizada.
14. Seleccionar el archivo de los perfiles para realizar la corrección del haz.
15. Ajustar los parámetros para establecer la equivalencia de unidades monitor a unidades de calibración.
16. Dar click en “Ok. Esto para indicar la equivalencia anterior al sistema.
17. Aceptar el factor de corrección.

### A.3. Calibración del sistema de medición Octavius 4D

La calibración del detector 729 perteneciente al sistema de medición Octavius 4D se realiza haciendo una calibración cruzada de éste con el SPT Eclipse. Esto se realiza antes de cada medición, debido a que esta corrección es por presión y temperatura, la cual puede variar en cada uso del equipo. El procedimiento que se siguió para realizar esta calibración se describe a continuación.

1. Realizar el montaje del equipo Octavius 4D.
2. En el software VeriSoft dar click en “Tools” y después en “measurement options” para establecer conexión entre la interfaz del detector y la unidad de control con la computadora.
3. Iniciar un proceso de medición en el software VeriSoft. Aparecerá una ventana de los parámetros de medición, verificar que este elegida la opción *Cross calibration*.
3. En la opción *Expected Value* se deberá ingresar la dosis en Gy calculada al centro de la unidad rotatoria por el SPT Eclipse con la siguiente geometría: campo de 10 cm x 10 cm, 200 UM, a una DFS de 84 cm, con el isocentro colocado al centro de la unidad rotatoria.
4. Los valores de dosis calculados para cada energía se muestran en la tabla 34, se omiten los valores para 15 MV y 18 MV, debido a que las técnicas de IMRT y VMAT no se imparten con estas energías.

Energía	Dosis (Gy) (Valor esperado)
6 MV	1.253
10 MV	1.485
6 MV – FFF	1.150
10 MV – FFF	1.375

**Tabla 34.** Valores obtenidos por el SPT para la calibración cruzada Octavius 4D/ SPT Eclipse

5. En VeriSoft, en la ventana *Measurement Parameters*, presionar el botón Measure.



6. Realizar un disparo de calentamiento con muchas unidades monitor, por ejemplo 1000 UM. Realizar un disparo de un campo de 10 cm x 10 cm y 200 UM con la energía de los campos de tratamiento que serán verificados.

7. Terminada la lectura, en el campo *Measured value* se mostrará el valor de la dosis medida al centro del maniquí.

8. Con los valores de dosis *Expected value* y *Measured value*, el sistema determinará un factor de calibración cruzada  $k_{cross}$ , que aplicará a las mediciones posteriores.

En este trabajo se realizó inicialmente un disparo de 1000 UM para calentar el detector y 10 disparos previos.

## **Anexo B**

---

### **B.1. Procedimiento para la verificación de distribución de dosis**

A continuación se da un detalle mayor del procedimiento realizado para llevar a cabo una verificación de distribución de dosis con cada uno de los dosímetros involucrados en este trabajo.

#### **Procedimiento para la verificación con el sistema de medición Octavius 4D**

##### **A. Montaje del equipo Octavius 4D**

1. Conectar los componentes del sistema Octavius 4D de acuerdo con el manual del usuario.
2. Colocar el gantry y el colimador a 0°.
3. Alinear la unidad de rotación de tal forma que su centro coincida con el isocentro del TrueBeam.
4. Montar el inclinómetro en el gantry. Encender el inclinómetro para establecer conexión con la unidad de rotación (en la primera parte no se utilizó giro de gantry por lo que no es necesario realizar este paso).
5. Encender la unidad de control y la unidad de rotación. Iniciar el procedimiento de calibración de la posición de la unidad de rotación.
6. Realizar calibración cruzada Octavius 4D/SPT Eclipse. Para mayor detalle revisar anexo A.3

##### **B. Preparación del plan de verificación**

1. A partir del plan de tratamiento aprobado y abierto en Eclipse seleccionar "Create Verification Plan" bajo el menú "Planning". El plan de verificación considera la geometría que se usa para la verificación en lugar de la anatomía del paciente como en el plan de tratamiento.
2. Seleccionar el método de verificación "Phantom or Structure Set". La estructura de verificación a seleccionar es OCT4D/oct004D/Series 2/Oct4D couch.
3. No preconfigurar los giros de gantry y colimador a 0°, con la finalidad de utilizar los ángulos reales de los campos al momento de la verificación.
4. Calcular el plan de verificación y aprobarlo.
5. En el SPT, importar la distribución de dosis absoluta presionando el botón derecho del mouse sobre el icono "Dose", y eligiendo la opción "Import".

6. Almacenar el archivo generado, el cual deberá tener formato RD.XXXXXX.Dose\_PLAN.dcm.

### **C. Medición del plan de verificación mediante el sistema Octavius 4D**

1. En la estación del acelerador lineal TrueBeam, en el modo “Treatment”, abrir el plan de verificación en modo QA.
2. Iniciar la adquisición de datos con el dispositivo Octavius 4D e impartir el plan de verificación.
3. Completada la adquisición, el software le solicitará elija el PDD para realizar la corrección de las mediciones en profundidad. Elegir el PDD de la energía utilizada en el plan de tratamiento.
4. En VeriSoft importar la distribución de dosis generada en el SPT.
5. Comparar las distribuciones de dosis adquiridas con el dispositivo Octavius 4D y la calculada en el SPT, mediante el análisis volumétrico Gamma 3D (en caso de haber rotado el maniquí no es necesario utilizar la reconstrucción de dosis).

### **Procedimiento para la verificación mediante dosimetría portal**

#### **A. Creación del plan de verificación para dosimetría portal**

1. En el SPT, con el plan de tratamiento a verificar abierto, bajo el menú “Planning”, seleccionar “Create Verification Plan”. Asegurarse que el modelo de cálculo para dosimetría portal sea PDIP\_11031, cuando se utilice el TrueBeam.
2. Crear un nuevo curso de tratamiento y llamarlo QADP
3. Elegir el método de verificación “Portal Dose Prediction”.
4. Definir una SID igual a 100 cm.
5. Resetear a 0° el giro de la mesa y seleccionar la tabla de tolerancia IMRT/VMAT.
6. Oprimir el botón “Finish” para completar la creación del plan de verificación.
7. Aprobar el plan de verificación.

#### **B. Adquisición del plan de verificación**

1. En la consola de control del TrueBeam, ingresar en el modo “Treatment” y abrir el plan de verificación en modo QA.

2. Asegurarse de que la posición del sistema de imagen de dosimetría portal sea  $V_{rt} = 0.0\text{cm}$ ,  $L_{ng} = 0.0\text{ cm}$  y  $L_{at} = 0.0\text{ cm}$ .

3. Adquirir el plan de verificación. Al concluirlo, cerrar el plan.

### **C. Análisis**

1. En la estación de trabajo del SPT, ingresar a la aplicación “Portal Dosimetry”.

2. Abrir al paciente que contiene el plan de verificación, y elegir el curso QADP que contiene el plan de verificación.

3. El sistema desplegará las distribuciones de dosis calculada y adquirida con dosimetría portal.

4. Ingresar a la pestaña “Evaluation” y aplicar la evaluación Gamma.

### **Procedimiento para la verificación mediante películas de tinte radiocrómico**

#### **A. Creación del plan de verificación para PTR utilizando placas de agua sólida**

En la segunda parte de este trabajo los planes de verificación para PTR fueron los mismos que al utilizar arreglo de cámara de ionización.

1. A partir del plan de tratamiento aprobado y abierto en Eclipse seleccionar “Create Verification Plan” bajo el menú “Planning”.

2. Seleccionar el método de verificación “Phantom or Structure Set”.

3. No preconfigurar los giros de gantry y colimador a  $0^\circ$ , con la finalidad de utilizar los ángulos reales de los campos al momento de la verificación.

4. Calcular el plan de verificación y aprobarlo.

#### **B. Medición del plan de verificación mediante PTR**

1. Cortar una PTR con un área apropiada para el plan que se desea verificar. Considerar que los bordes se desprecian por daño mecánico

2. Colocar la película entre dos placas de agua sólida, y a su vez, colocar estas placas dentro de la cavidad del maniquí Octavius 4D. Asegurarse de marcar la película al isocentro.

3. Alinear el maniquí Octavius 4D de tal forma que su centro coincida con el isocentro del TrueBeam.

4. En la primera parte de este trabajo los pasos 2 y 3 no se llevaron a cabo. En su lugar se utilizó la geometría antes descrita.

5. En la estación del acelerador lineal TrueBeam, en el modo "Treatment", abrir el plan de verificación en modo QA
6. Impartir el plan de tratamiento a verificar.
7. Esperar 24 horas para realizar el análisis gamma

### **C. Análisis**

1. Escanear la PTR.
2. Importar la distribución de dosis del SPT al software FilmQA Pro, Gafchromic.
3. Comparar las distribuciones de dosis adquiridas con la PTR y la calculada en el SPT mediante el análisis gamma. Cuidar la superposición de las distribuciones a comparar.

## Referencias

---

- [1] Dewayne, L, et al, (2015) "Anatomy-based, patient-specific VMAT QA using EPID or MLC log files", en *Journal of Applied Medical Physics*, Volumen 16.
- [2] Mohammad, H, et al, (2013) "A critical evaluation of the PTW 2D-ARRAY seven29 and OCTAVIUS II phantom for IMRT and VMAT verification", en *Journal of Applied Medical Physics*, Volumen 14.
- [3] Varatharaj, C, et al, (2010) "Comparison of four commercial devices for RapidArc and sliding window IMRT QA", en *Journal of Applied Medical Physics*, Volumen 12, No. 2.
- [4] Sotirios, S, et al, (2013) "Characterization of a novel 2D array dosimeter for patient-specific quality assurance with volumetric arc therapy", en *Medical Physics*, Volumen 40.
- [5] Conor, K, et al, (2013) "Octavius 4D characterization for flattened and flattening filter free rotational deliveries", en *Medical Physics*, Volumen 40.
- [6] Kristoffersen, F, et al, (2009) "RapidArc volumetric modulated therapy planning for prostate cancer patients".
- [7] Kumar, S; Vivekanandan, N. Y Sriram, P., (2012) "A study on conventional IMRT and RapidArc treatment planning techniques for head and neck cancers".
- [8] Low, D, (1998) "A technique for the quantitative evaluation of dose distributions", en *Med. Phys.*
- [9] Lewis, D, (2014) "A Guide to Radiochromic Film Dosimetry with EBT2 and EBT3".
- [10] Belfiore, J, (2011) "QA IMRT paciente específico con arreglo de cámaras de ionización". 4to. Congreso de Radioquimioterapia y Braquiterapia.
- [11] Varian Medical Systems, (2013) "TrueBeam Technical Reference Guide-Volume 2: Imaging".
- [12] Varian Medical Systems, (2014) "TrueBeam Administration and Physics".
- [13] Grams M, "FilmQA Pro Software and Gafchromic EBT3 film. Overview and Instructions for Use".
- [14] American Association of Physicists in Medicine, (1998) "Radiochromic Film Dosimetry".

----- Forwarded message -----

From: Reports of Practical Oncology & Radiotherapy <[EviseSupport@elsevier.com](mailto:EviseSupport@elsevier.com)>

Date: 2016-11-04 15:26 GMT-06:00

Subject: Submission RPOR\_2016\_48 received by Reports of Practical Oncology & Radiotherapy

To: [arlaguna@ciencias.unam.mx](mailto:arlaguna@ciencias.unam.mx)

*This message was sent automatically. Please do not reply.*

Ref: RPOR\_2016\_48

Title: Validation of portal dosimetry and ionization chambers array used for gamma analysis of VMAT plans using radiochromic film

Journal: Reports of Practical Oncology & Radiotherapy

Dear Mr. Roriguez,

Thank you for submitting your manuscript for consideration for publication in Reports of Practical Oncology & Radiotherapy. Your submission was received in good order.

To track the status of your manuscript, please log into EVISE® at: [http://www.evise.com/evise/faces/pages/navigation/NavController.jspx?JRNL\\_ACR=RPOR](http://www.evise.com/evise/faces/pages/navigation/NavController.jspx?JRNL_ACR=RPOR) and locate your submission under the header 'My Submissions with Journal' on your 'My Author Tasks' view.

Thank you for submitting your work to this journal.

Kind regards,

Reports of Practical Oncology & Radiotherapy

Have questions or need assistance?

For further assistance, please visit our [Customer Support](#) site. Here you can search for solutions on a range of topics, find answers to frequently asked questions, and learn more about EVISE® via interactive tutorials. You can also talk 24/5 to our customer support team by phone and 24/7 by live chat and email.

-----  
Copyright © 2016 Elsevier B.V. | [Privacy Policy](#)

Elsevier B.V., Radaweg 29, 1043 NX Amsterdam, The Netherlands, Reg. No. 33156677.



RPOR\_2016\_48 | Research Paper

# Validation of portal dosimetry and ionization chambers array used for gamma analysis of VMAT plans using radiochromic film

Alejandro Roriguez | Medica Sur, Mexico.

Status: **With Journal (0 days)** | Submitted: **04/Nov/2016**

Overview

Files Messages

## Other Authors [Show Details](#)

Rocio Marlene Peruyero (Universidad Autonoma del Estado de México), MIGUEL CAMACHO-LOPEZ (Universidad Autonoma del Estado de Mexico)

**Contact Editorial Team**

## Abstract

Aim. This work was aimed to validate the use of portal dosimetry and ionization chamber array for quality control of VMAT treatments. Background. A verification of dose distribution must be performed for each VMAT plan. Such verification uses a validated dosimeter. In this work, portal dosimetry and Octavius ionization chamber array were validated. Gafchromic EBT3 radiochromic film was used as the reference dosimeter. Materials and Methods. Gamma analysis results were compared using Gafchromic EBT3 radiochromic film, TrueBeam portal dosimetry system and Octavius 4D ionization chamber array for nine IMRT treatments and six VMAT treatments. Results. The results indicate there are no differences using portal dosimetry and ionization chambers array comparing with radiochromic film for the verification of dose distribution of IMRT and VMAT plans. Conclusion. The three dosimetric system used in this work were equivalents.

## Keywords

gamma analysis; radiochromic film dosimetry; VMAT; portal dosimetry

## Additional Information

[View](#)



Validation of portal dosimetry and ionization chamber arrangement applying the index gamma by radiochromic film for VMAT treatments

Rocio Marlene Peruyero Rivas<sup>a</sup>, Alejandro Rodríguez Laguna<sup>b</sup>, Miguel Ángel Camacho López<sup>a</sup>

<sup>a</sup>Universidad Autónoma del Estado de México, Mexico

<sup>b</sup>Radiotherapy department, Medica Sur, Mexico

## Abstract

**Aim.** This work was aimed to validate the use of portal dosimetry and ionization chamber array for quality control of VMAT treatments.

**Background.** A verification of dose distribution must be performed for each VMAT plan. Such verification uses a validated dosimeter. In this work, portal dosimetry and Octavius ionization chamber array were validated. Gafchromic EBT3 radiochromic film was used as the reference dosimeter.

**Materials and Methods.** Were compared gamma analysis obtained with Gafchromic EBT3 radiochromic film, TrueBeam portal dosimetry system and Octavius 4D ionization chamber array for nine IMRT treatments and six RapidArc treatments

**Results** The results indicate that is valid to use portal dosimetry and ionization chambers array for the verification of dose distribution of IMRT and RapidArc plans studied.

**Conclusion.** The three dosimetric system to evaluate RapidArc plan using gamma analysis are equivalent

## 1. Introduction

Once a plan of volumetric modulated arc therapy (VMAT) has been approved for treatment and before the patient receives the treatment, a verification of dose distribution must be performed. This helps verifying that the calculated dose distribution by the treatment planning system (TPS) is reproduced by the linear accelerator within the allowable tolerance with which the therapeutic effectiveness of treatment is promoted.

This verification compares the measured dose distribution ( $DD_{LA}$ ) with the calculated dose distribution by the treatment planning system ( $DD_{TPS}$ ). The  $DD_{LA}$  is obtained by irradiating a dosimeter under the same conditions considered for the calculation of the  $DD_{TPS}$ .

Comparison between the dose distributions is performed by gamma method. For this, each point of the  $DD_{LA}$  compared with all the  $DD_{TPS}$  considering two criteria: dose difference and distance concordance. These criteria are unified by gamma index considering an ellipsoid<sup>1</sup>.

This is done for each  $DD_{LA}$  point. Gamma analysis represents the percentage of points in the  $DD_{LA}$  passing the gamma index.

In the case of RapidArc treatments a dosimeter capable of detecting changes between two very close points of the dose distribution it is required. This is because of such treatments have distributions with high dose gradients.

The use of a validated dosimeter helps obtaining more reliable results in the verification, which results in helping prevent a lower dose required to reduce the probability of tumor control, or greater than prescribed that may cause damage to healthy tissues than expected dose, which would generate undesirable effects on the patient.

There are different ways to acquire dose distributions given by the linear accelerator. In this paper, the use of a TrueBeam portal dosimetry portal and a PTW, Octavius 729 ionization chamber array were validated by using Gafchromic EBT3 radiochromic film.

The results indicate that is valid to use portal dosimetry and ionization chambers array for verification of dose distribution

## **2. Materials and methods**

### **2.1 Equipment and materials**

A TrueBeam Linear accelerator, Varian Medical Systems was used.

PTW Octavius 729 ionization chamber array was validated. It has an array of 729 vented ionization chambers on 27 cm x 27 cm, with a distance between centers of adjacent chambers of 10 mm. Each chamber has a volume of  $0.125 \text{ cm}^3$  with the benchmark to 7.5 mm from the surface.

The device has a rotation unit which is a cylindrical phantom with a slot for inserting the ionization chamber array. This rotates synchronously with the gantry so that the beam irradiates the array surface always perpendicularly. The above offers the possibility of working with different gantry angles of  $0^\circ$ .

The Gafchromic EBT3-1417 radiochromic films lot 12171302 was used. These films are designed for greater sensitivity in the range of 1 Gy to 8 Gy but may be used in a range of 1 cGy to over 40 Gy.

The radiochromic film has an active layer comprising organic polymers which are sensitive crystals to radiation from 15 to 20 micrometers in length and 1 to 2-micron diameter needle-shaped. This layer undergoes a radiochromic reaction when is irradiated, that is direct coloration of a medium by the absorption of radiation.

The active layer of the EBT3 has an approximate thickness of 30 micrometers. This layer is sandwiched between two symmetrical sheets of polyester whose thickness approximately is 125 micrometers. This thickness minimally disturbs the radiation beam.

Dosimetry with radiochromic film provides a very high spatial resolution (approximately 1200 lines/mm), the main limitation in terms of spatial resolution is in the process of reading, which depends on the type and resolution of the optical system used. In this work an Epson Expression 11000 XL scanner was used.

A resolution of 72 dpi was used to be a good compromise between noise and image resolution. Color depth used was 16 bits per channel and the channel used was red by having greater sensitivity range. In general, the acquisition protocol followed was proposed by Mike Grams <sup>2</sup>.

The most important considerations with respect to the scanner reading process films were: stabilize the lamplight performing previous scans filmless, put films in the center of the scanning bed because the light of the lamp is not uniform throughout the scanning bed, place a glass on the films to ensure that the films are flat with respect to the reader scanner, save the image with .tiff extension to keep the raw image information, disable options image correction and, use landscape orientation, that is to say, with the shorter side of the complete film parallel to the scanning direction.

In all cases using the gamma method, 3% of dose difference and 3 mm of DTA were used.

In the case of the radiochromic film, the FilmQA Pro software version 5.0 was used. When using the ionizing chambers array, PTW Verisoft software version 6.1 was used for gamma analysis. Eclipse V.11 Portal Dosimetry software was used to perform gamma analysis.

## **2.2 Procedures**

The calibration curve of the radiochromic film was obtained with the FilmQA Pro software, which automatically fits the calibration curve once 11 filmstrips irradiated with known doses in a range of 0 Gy to 5 Gy are scanned.

A cross-calibration was performed for the ionizing chamber array. The expected dose was obtained by the TPS and the measured dose was measured irradiating the Octavius. A field size of 20 cm x 20 cm, a SSD= 84 cm and 200 MU were used. Then, the cross-calibration factor was obtained dividing the expected value by the measured dose value. This factor was calculated before each measurement.

The calibration of the portal dosimetry system consisted of five steps: dark field, flooded field, pixel correction, correction of the beam profile and normalization. The first four steps are used to correct pixel values and to enter the beam profiles. The

normalization step is the absolute calibration in terms of calibration units, which are arbitrary units that the system gives.

Using portal dosimetry, the dose distributions were calculated with the “Portal Dose Image Prediction” algorithm. This calculates the distributions in terms of calibration units, so they should be related with MU.

This work was divided into two phases. In phase 1, IMRT plans were studied and in phase 2, RapidArc plans.

## 2.2.1 Phase 1

At this stage, IMRT dose distributions were used. Figures 1A-1C show a profile of some distributions used.

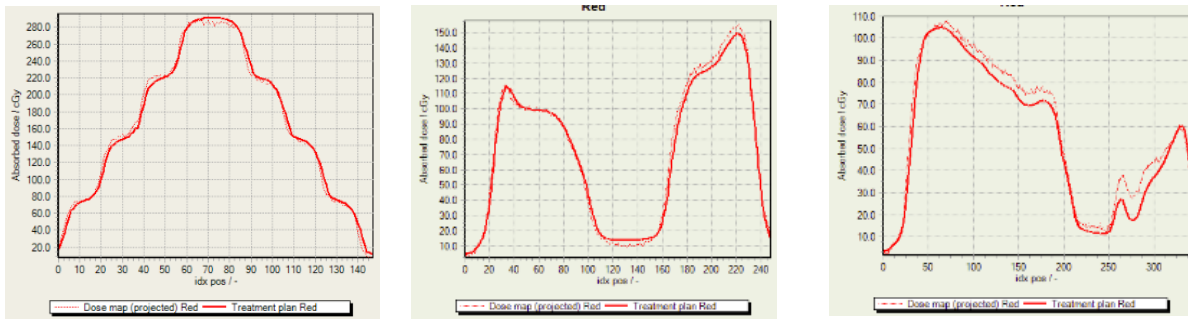


Figure 1A. Plan "Pyramid". Diagonal profile      Figure 1B. Plan "IMRT1". Horizontal profile      Figure 1C. Plan "IMRT3". Horizontal profile

Each of these plans was acquired with Octavius 4D measurement system and portal dosimetry. Then for each plan, the gamma analysis was performed and the result was compared with the result obtained by using the radiochromic film.

Figures 2A-2C illustrate measurement geometries used in phase 1. It is noteworthy that both phase 1 and phase 2 were compared transverse planes.

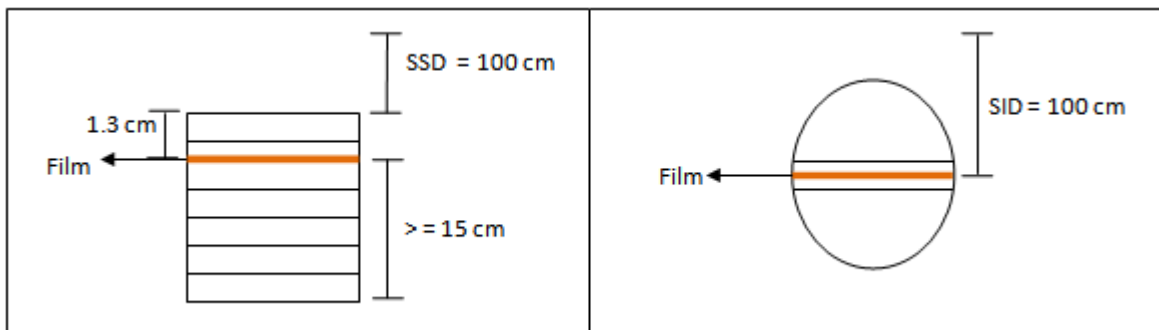


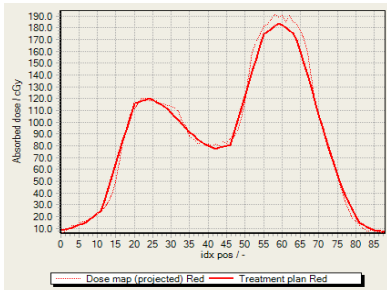
Figure 2A. Phase 1 measurement geometry with the radiochromic film. The left side outlines the use of plates of lucite with a surface source distance (SSD) of 100 cm, the film is located at a depth of 1.3 cm (equivalent to 1.5 cm water) and at least 15 cm plates below the radiochromic film for backscatter. The right side schematize the use of the rotation unit of Octavius 4D measurement system. The film was placed between two plates of lucite, and the plates were collocated into the phantom slot, the source image distance (SID) was 100 cm.



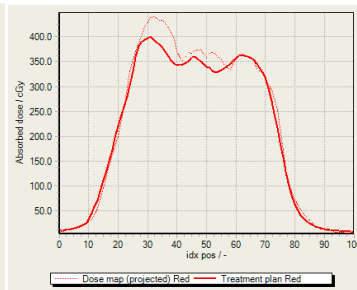
**Figure 2B (left side).**Phase 1, measurement geometry with the Octavius 4D system. The rotation unit and the ionization chamber array were used with a SID=100 cm.**Figure 2C (right side).**Phase 1, measurement geometry with portal dosimetry. The electronic portal imaging device (EPID) was placed at SID=100 cm.

## 2.2.2 Phase 2

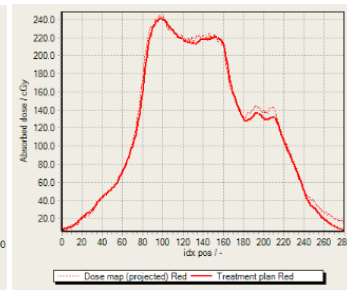
The dose distributions used at this stage correspond to RapidArc treatment plans. Figures 3A-3C show profiles of some distributions.



**Figure 3A.** Plan "RA3". Vertical profile



**Figure 3B.** Plan "RA4". Diagonal profile



**Figure 3C.** Plan "RA5". Diagonal profile

As in phase 1, the gamma analysis of both Octavius 4D measurement system and portal dosimetry were compared with the result obtained by using the radiochromic film.

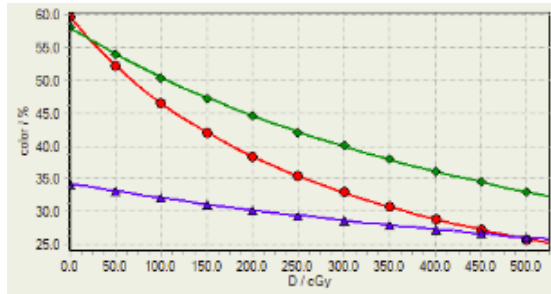
The same geometries were used to obtain  $DD_{LA}$  that in the previous phase, with the only difference that in phase 2 was used rotating gantry. In the case of films always was used the rotation unit of the Octavius 4D measurement system.

Portal dosimetry measurements were performed following the gantry rotation so that the incidence of the beam was always perpendicular to the detector surface. When working with radiochromic film, the phantom was not following the rotation of the gantry. So different distributions were analyzed.

## 3. Results

### 3.1 PTR calibration curve

The calibration curve for radiochromic film was made with a 6 MV photon beam to a dose range from 0 cGy to 500 cGy. It is noteworthy that the Gafchromic EBT3 radiochromic films are independent of energy for the range that was used. Figure 4 shows the calibration curve used in this work.



**Figure 4.** Calibration curve of radiochromic film. The line color corresponds to the read channel

This calibration curve was adjusted using the following function:

$$X(D) = (A + BD) / (D + C) \text{ where}$$

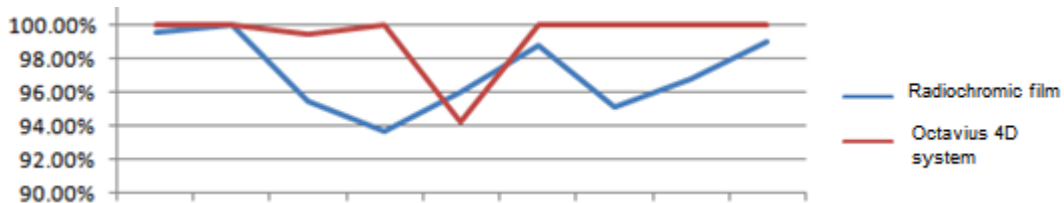
X(D) is the function of dose adjustment, D is the dose variable, A = 1.948, B = 0.038 and C = 3.262.

### 3.2 Octavius 4D measurement system and radiochromic film phase 1

In table 1 the results obtained in phase 1 are shown and figure 5 shows the data plot.

Plan	Gammaanalysis	
	Radiochromic film	Octavius 4D measurementsystem
Square	99.52%	100.00%
Pyramid	100.00%	100.00%
Figure	95.48%	99.40%
Five	93.70%	100.00%
IMRT1	96.00%	94.30%
IMRT2	98.78%	100.00%
IMRT3	95.17%	100.00%
IMRT4	96.74%	100.00%
IMRT5	99.02%	100.00%

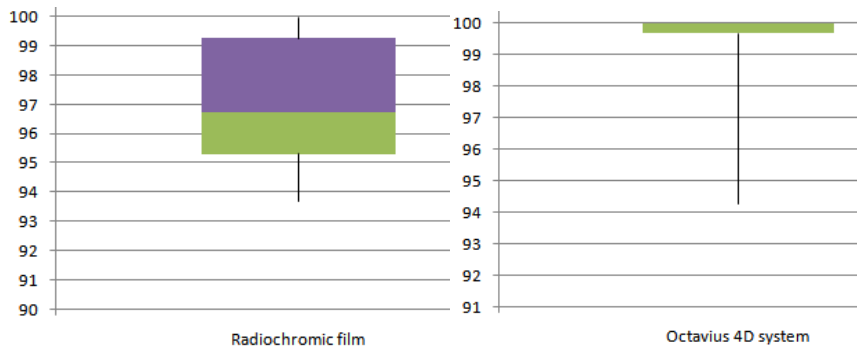
**Table 1.** Gamma analysis obtained in phase 1 with Octavius 4D measurement system and radiochromic film



**Figure 5.** Graphical comparison of obtained gamma analysis with radiochromic film and Octavius 4D measurement system, phase 1

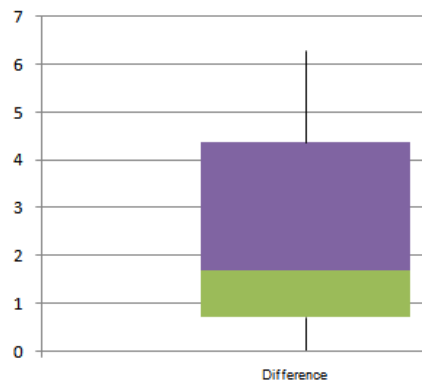
It is noteworthy that in the case of Octavius 4D measurement system were not considered doses below 5% of the maximum dose. These in order that the difference in background between measured and calculated distributions by the planning system would not affect the results.

Figures 6 and 7 show the box plot of the results obtained using radiochromic film and Octavius 4D measurement system, respectively.



**Figure 6 (left side).**Boxplot of gamma analysis obtained using Gafchromic EBT3 radiochromic film for obtaining the  $DD_{AL}$  in phase 1. **Figure 7 (right side).**Boxplot of gamma analysis obtained using Octavius 4D measurement system for obtaining the  $DD_{AL}$  in phase 1

The differences obtained in the result of gamma analysis with the two dosimeters are displayed in the box diagram of figure 8.



**Figure 8.**Boxplot of the difference in percentage of gamma analysis obtained using Octavius 4D measurement system and radiochromic film for obtaining the  $DD_{AL}$  in phase 1

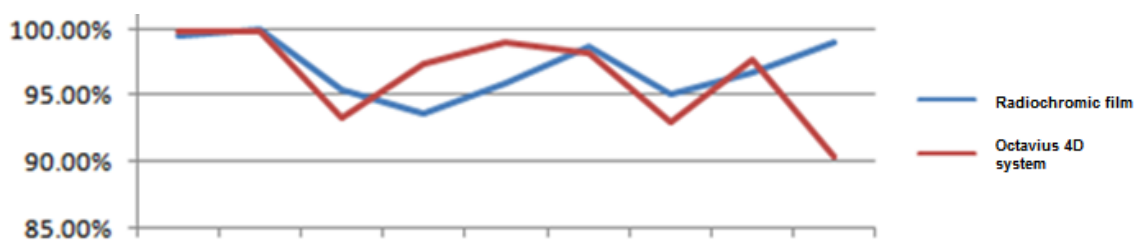
To know if the gamma analysis samples obtained using radiochromic film and Octavius 4D measurement system come from the same population the Kolmogorov-Smirnov test was applied to two independent samples using the SPSS software version 19. The results show an asymptotic significance of 0.037, therefore it is concluded that there are significant differences between dosimeters with a confidence level of 95.00%

### 3.3 Portal dosimetry and radiochromic film phase 1

Table 2 shows the results obtained for phase 1 plans to use radiochromic film and portal dosimetry. In figure 9 these results are displayed graphically.

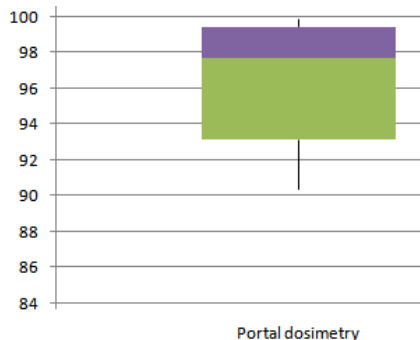
Plan	Gamma analysis	
	Radiochromic film	Portal dosimetry
Square	99.52%	99.90%
Pyramid	100.00%	99.90%
Figure	95.48%	93.30%
Five	93.70%	97.50%
IMRT1	96.00%	99.00%
IMRT2	98.78%	98.30%
IMRT3	95.17%	93.00%
IMRT4	96.74%	97.70%
IMRT5	99.02%	90.40%

**Table 2.**Gamma analysis obtained in phase 1 with portal dosimetry and radiochromic film



**Figure 9.**Graphical comparison of obtained gamma analysis with radiochromic film and portal dosimetry, phase 1

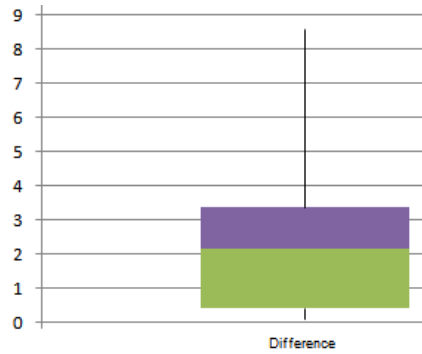
Figure 10 shows the box plot of gamma analysis obtained using portal dosimetry.



**Figure 10.**Boxplot of gamma analysis obtained using portal dosimetry for obtaining the  $DD_{AL}$  in phase 1

The differences obtained in the result of gamma analysis between the radiochromic film and portal dosimetry are displayed in the box diagram of figure 11.





**Figure 11.**Boxplot of the difference in percentage of gamma analysis obtained using portal dosimetry and radiochromic film for obtaining the  $DD_{AL}$  in phase 1

To know if the gamma analysis samples obtained using radiochromic film and Octavius 4D measurement system come from the same population the Kolmogorov-Smirnov test was applied to two independent samples. The results show an asymptotic signification of 0.699, therefore it is concluded that there are not significant differences between dosimeters with a confidence level of 95.0%.

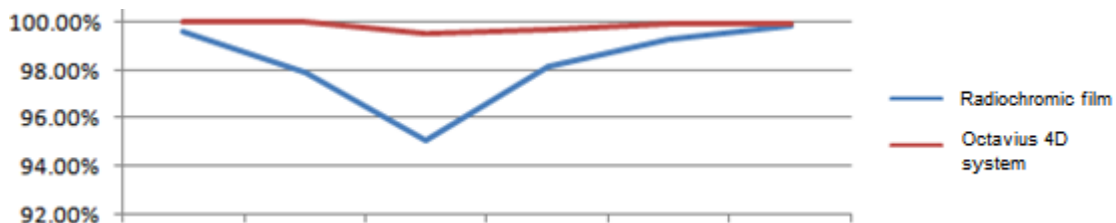
### 3.4 Octavius 4D measurement system and radiochromic film phase 2

Table 3 shows the results of gamma analysis that were obtained with radiochromic film and Octavius 4D measurement system for the plans of phase 2.

Plan	Gamma analysis	
	Radiochromic film	Octavius 4D measurement system
RA1	99.64%	100.00%
RA2	97.93%	100.00%
RA3	95.12%	99.50%
RA4	98.21%	99.70%
RA5	99.30%	99.90%
RA6	99.88%	99.90%

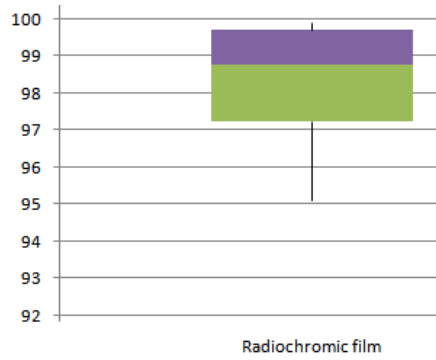
**Table 3.**Gamma analysis obtained in phase 2 with Octavius 4D measurement system and radiochromic film

In figure 12 the results from the table 3 are displayed.

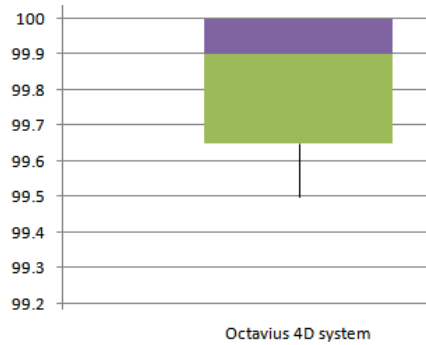


**Figure 12.**Graphical comparison of obtained gamma analysis with radiochromic film and Octavius 4D measurement system, phase 2

Figures 13 and 14 show the box plot of results obtained using the radiochromic film and the Octavius 4D measurement system, respectively.

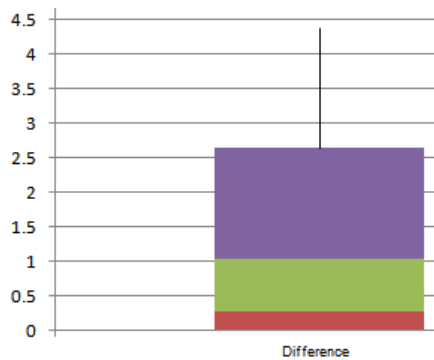


**Figure 13.**Boxplot of gamma analysis obtained using Gafchromic EBT3 radiochromic film for obtaining the  $DD_{AL}$  in phase 2



**Figure 14.**Boxplot of gamma analysis obtained using Octavius 4D measurement system for obtaining the  $DD_{AL}$  in phase 2

Differences gamma analysis obtained at this stage with both dosimeters are displayed in the box diagram of figure 15.



**Figure 15.**Boxplot of the difference in percentage of gamma analysis obtained using Octavius 4D measurement system and radiochromic film for obtaining the  $DD_{AL}$  in phase 2

At this stage, it has a difference in the results between dosimeters less than phase 1.

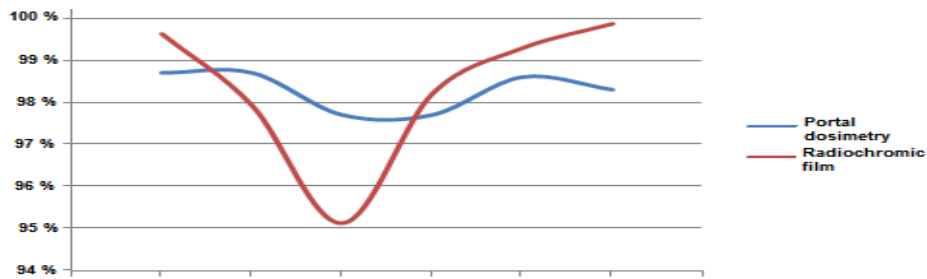
Applying the Kolmogorov-Smirnov test for two independent samples an asymptotic significance of 0.139 was obtained, therefore it is concluded that there are no significant differences between the two dosimeters with a confidence level of 95.00%.

### 3.5 Portal dosimetry and radiochromic film phase 2

Table 4 shows the results of gamma analysis obtained in phase 2 by using portal dosimetry and radiochromic film in obtaining dose distribution. Figure 16 shows a plot of the results shown in table 4.

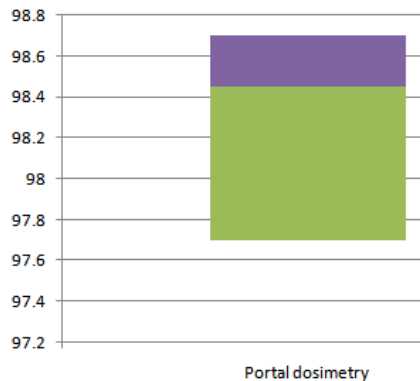
Plan	Gamma analysis	
	Radiochromic film	Portal dosimetry
RA1	99.64%	98.70%
RA2	97.93%	98.70%
RA3	95.12%	97.70%
RA4	98.21%	97.70%
RA5	99.30%	98.60%
RA6	99.88%	98.30%

**Table 4.** Gamma analysis obtained in phase 2 with portal dosimetry and radiochromic film



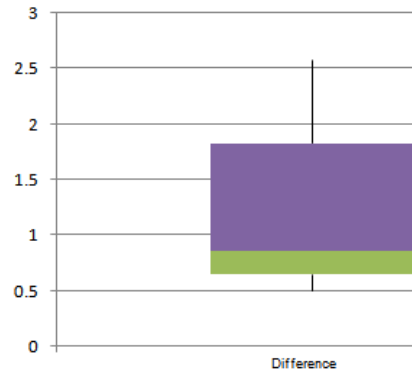
**Figure 16.** Graphical comparison of obtained gamma analysis with radiochromic film and portal dosimetry

Figure 17 shows the boxplot of the gamma analysis obtained using portal dosimetry to obtaining  $DD_{LA}$ .



**Figure 17.** Boxplot of gamma analysis obtained using portal dosimetry for obtaining the  $DD_{AL}$  in phase 2

Differences in gamma analysis obtained at this stage between radiochromic film and portal dosimetry are displayed in the box diagram of figure 18.



**Figure 18.**Boxplot of the difference in percentage of gamma analysis obtained using portal dosimetry and radiochromic film for obtaining the  $DD_{AL}$  in phase 2

In this case, by applying the Kolmogorov-Smirnov test for two independent samples an asymptotic significance of 0.441 was obtained, therefore it concludes that there are no significant differences between the two dosimeters with a confidence level of 95.0%.

#### 4. Discussion

In this study, we investigated the performance of the TrueBeam Portal dosimetry system and the PTW ionizing chambers array Octavius 4D for gamma analysis, related with the performance of the Gafchromic EBT3 radiochromic film used as standard. We found any relevant difference in the performance of these dosimetric systems for RapidArc plans.

This study was divided in two phases, in the first phase IMRT plans were tested, in the second one RapidArc plans were used. In the former phase, no significantly differences were founded using portal dosimetry versus radiochromic film for gamma analysis. Nevertheless, significantly differences were founded comparing the ionizing chambers array versus radiochromic film. In the latter phase, the gamma analysis results are not different each other.

Portal dosimetry and ionizing chambers array have been validated using the Gafchromic EBT3 radiochromic film. Gamma analysis shows no significantly different results using the three dosimetric systems.

Some advantages could be founded using portal dosimetry, for example, it is not necessary a phantom to perform the tests and it has a quickly calibration procedure. Additionally, the measurement data is automatically sent to the analysis software.

Gamma analysis based on radiochromic film could be complex and a rigorous protocol has to be followed to reach a good accuracy. Their use could be expensive in a long term because it could be considered a consumable supply.

Using the ionizing chamber array a lack of spatial resolution could be founded comparing with portal dosimetry and radiochromic film. The setup of the system

based on the chamber array including the rotatory unit takes a long time, between 5-10 minutes. A single investment has to be done to acquire the system.

## **5. Conclusions**

In conclusion, the three dosimetric system to evaluate RapidArc plan using gamma analysis are equivalents. They present gamma analysis consistent results each other despite of the geometry differences. Portal dosimetry could be the best option to perform gamma analysis, for the following reasons: 1) If a portal dosimetry system is available, an additional investment is not necessary to acquire another dosimetric system. 2) In this study has demonstrated reliable results compared with radiochromic film.

As a part of the commissioning of a linear accelerator equipped analysis portal dosimetry validation using another system, for example radiochromic film.

## **Bibliography**

[1] Low, D. A technique for the quantitative evaluation of dose distributions. Med. Phys 1998.

[2] Grams M. FilmQA Pro Software and Gafchromic EBT3 film. Overview and Instructions for Use.

## La Federación Mexicana de Organizaciones de Física Médica, A.C.

### Otorga la presente CONSTANCIA

1er Autor: ROCIO MARLENE PERUYERO RIVAS

COAUTORES: ALEJANDRO RODRÍGUEZ LAGUNA

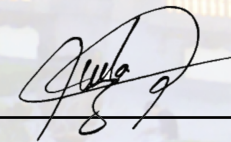
Por la presentación del trabajo libre en cartel:

“VALIDACIÓN DE DOSIMETRÍA PORTAL PARA RAPIDARC EN UN SISTEMA TRUEBEAM,  
UTILIZANDO PELÍCULA DE TINTE RADIOCRÓMICO”

Durante el Programa Científico del IV Congreso de la  
Federación Mexicana de Organizaciones de Física Médica  
del 13 al 16 de Noviembre de 2015



M. en C. ISRAEL MERCADO HERNÁNDEZ  
PRES. COMITÉ ORGANIZADOR LOCAL



DR. MIGUEL ANGEL ÁVILA RODRÍGUEZ  
DELEGADO REPRESENTANTE POR LA FMOFM

San Luis Potosí, S.L.P a 16 de Noviembre del 2015.