



Calibración de películas  
radiocrómicas. Cómo reducir  
tiempos y costes, cómo corregir por  
el fondo y evaluación del modelo  
EBT-2

---

Tesis del Máster de Física Médica.  
Curso 2010/2011.  
Universitat de València

**Autor: Juan López Tarjuelo**  
**Director y tutor: Facundo Ballester**

# Calibración de películas radiocrómicas. Cómo reducir tiempos y costes, cómo corregir por el fondo y evaluación del modelo EBT-2

## Contenido

Resumen.....	2
I. Introducción y objetivos.....	3
II. Material y métodos.....	4
A. El plan de calibración y la medida de la dosis absorbida.....	4
B. Procesado de la película radiocrómica.....	5
B.1 División píxel por píxel.....	8
B.2 División píxel por píxel corregida por el efecto de finitud de la lámpara.....	9
B.3 Sustracción píxel por píxel.....	9
B.4 Sustracción píxel por píxel corregida por el efecto de la finitud de la lámpara.....	9
C. El efecto de la contracción de la profundidad de píxel.....	10
D. Estabilidad de la película a largo plazo.....	11
III. Resultados.....	11
A.1 División píxel por píxel.....	11
A.2 División píxel por píxel corregida por el efecto de la finitud de la lámpara.....	13
A.3 Sustracción píxel por píxel.....	14
A.4 Sustracción píxel por píxel corregida por el tamaño finito de la lámpara.....	16
B. Efecto de la contracción de la profundidad de píxel.....	17
C. Estabilidad de la película a largo plazo.....	18
IV. Discusión.....	19
V. Conclusiones.....	20
Referencias.....	21

## Resumen

Se han publicado algunas recomendaciones sobre las verificaciones específicas para cada paciente en los tratamientos de Radioterapia de Intensidad Modulada (IMRT). Un método ampliamente empleado es la dosimetría con película radiocrómica.

En este trabajo se presenta un procedimiento práctico, rápido y fiable para calibrar las películas radiocrómicas Gafchromic EBT y EBT-2 por medio de su lectura con un digitalizador de sobremesa EPSON Perfection V700 Photo. El método se basa en el ajuste entre el valor de píxel del canal rojo de la imagen representada en 16 bits y la dosis absorbida mediante un polinomio de tercer grado. El valor de píxel neto se obtuvo mediante la sustracción de la imagen de fondo píxel por píxel. Este procedimiento se compara con otros métodos referidos en la literatura a la par que se estudian las incertidumbres asociadas. Finalmente, se analizan los efectos del procesado en 8 bits y la estabilidad temporal de la calibración.

La película EBT-2 resultó ser menos sensible que la EBT; sin embargo, la incertidumbre asociada a la dosis absorbida a través de la curva de calibración en 16 bits se mantuvo dentro de un 3%. Dicha incertidumbre puede sobrepasar este valor tras diez meses de almacenamiento como resultado del aumento del ruido.

**Palabras clave:** película radiocrómica, calibración, incertidumbre, verificación en IMRT

# Calibración de películas radiocrómicas. Cómo reducir tiempos y costes, cómo corregir por el fondo y evaluación del modelo EBT-2

## I. Introducción y objetivos

Dadas las características de los tratamientos de Radioterapia de Intensidad Modulada (IMRT) se han propuesto en la literatura algunos procedimientos para llevar a cabo las verificaciones específicas de dichos tratamientos para cada paciente.<sup>1,2</sup> A menudo, estas verificaciones son complementarias: (a) cálculo independiente de las unidades de monitor, (b) verificación de la dosis absorbida con cámara de ionización, y (c) verificación de la dosis absorbida en un plano con una matriz de detectores o con películas.<sup>3,4,5,6,7</sup> En este último caso, se han estudiado tanto la película radiográfica<sup>8</sup> como la radiocrómica.<sup>9</sup> Con respecto a ésta última, se ha empleado ampliamente la Gafchromic EBT (International Specialty Products, NJ, EE.UU.), sustituida por la EBT-2. Por tanto, seguir la gran cantidad de conclusiones publicadas,<sup>10,11,12,13,14,15</sup> a la vez que las recomendaciones del fabricante<sup>a,b</sup> permiten usar la película como dosímetro.

Los institutos de investigación han referido una descripción detallada de las incertidumbres involucradas en el manejo de la película radiocrómica<sup>16</sup> y un análisis de la respuesta del detector en profundidad.<sup>17,18</sup> Sin embargo, desde el punto de vista del autor, todavía no se ha publicado toda la experiencia acumulada por los usuarios finales de los hospitales, que deben cumplir estrictamente el criterio de la eficiencia en su desempeño en este tipo de centros.<sup>19</sup>

Así, el objetivo de un usuario final de hospital es encontrar el método más sencillo y barato de empleo de la película radiocrómica con el que pueda obtener verificaciones fiables. En consecuencia, debemos usar el procedimiento más rápido posible de

---

<sup>a</sup> Gafchromic® EBT, self-developing film for radiotherapy dosimetry. Agosto 2007. International Special Products. [http://online1.ispcorp.com/\\_layouts/Gafchromic/content/products/ebt/pdfs/EBTwhitepaper.pdf](http://online1.ispcorp.com/_layouts/Gafchromic/content/products/ebt/pdfs/EBTwhitepaper.pdf) [disponible en internet, dic 2009].

<sup>b</sup> Gafchromic® EBT-2, self-developing film for radiotherapy dosimetry. 19 de Febrero de 2009. International Special Products. [http://online1.ispcorp.com/\\_layouts/Gafchromic/content/products/ebt2/pdfs/GAFCHROMICEBT2TechnicalBrief-Rev1.pdf](http://online1.ispcorp.com/_layouts/Gafchromic/content/products/ebt2/pdfs/GAFCHROMICEBT2TechnicalBrief-Rev1.pdf) [disponible en internet, dic 2009].

irradiación, lectura y procesado de la película, junto con el equipamiento más barato compatible con la exactitud y la precisión requeridas.

En primer lugar, presentamos un plan sencillo para irradiar la película Gafchromic EBT, tras lo cual se propone un protocolo de lectura. Como los resultados del procesado dependen de las condiciones de lectura, también se presenta una discusión sobre diferentes formas de considerar el fondo de lectura de la película y se concluye cuál es la mejor opción en nuestro caso, que también se ha publicado.<sup>20</sup>

En segundo lugar, una vez que se han establecido el procedimiento de lectura y la corrección por el fondo, se realiza un análisis del uso de una profundidad de píxel de 8 bits en el procesado, ya que existe software de uso comercial que no admite la representación de las imágenes en 16 bits.

Por último, se presenta un estudio de la estabilidad a largo plazo que estaba realizando el autor acerca del modelo EBT, que duró hasta que el fabricante decidió descatalogar el producto y sustituirlo por el modelo EBT-2. Por razones de índole práctica, hubo de detenerse dicho estudio, ya que la evaluación del segundo modelo se convirtió en prioritaria.

## II. Material y métodos

### *A. El plan de calibración y la medida de la dosis absorbida*

Se elaboró un plan de tratamiento con el planificador de radioterapia PrecisePlan 2.12 (Elekta Limited, Crawley, UK) para calibrar la película radiocrómica. Dicho plan consistió en tres segmentos iniciales y tres segmentos más que se irradiaron tras girar el colimador del acelerador lineal 90°. <sup>21</sup> La suma condujo a nueve segmentos con un tamaño de 6 cm x 6 cm en el isocentro que fueron irradiados con un acelerador Elekta Synergy. Llegados a este punto, se debe tener en cuenta que las unidades de monitor (UM) de los segmentos pueden variarse de manera que las nueve regiones de dosis absorbida comprendan un rango clínicamente significativo (fig.1).

Con el fin de determinar la dosis absorbida en las nueve regiones teniendo en cuenta la contribución de la radiación dispersa del plan en su conjunto, se situó una microcámara de ionización PinPoint 3D (PTW, Freiburg, Alemania) en un maniquí de agua colocado a una distancia fuente-superficie (DFS) de 100 cm. La profundidad de la medida en agua se escogió de forma que pudiera ser fácilmente reproducida con láminas de plástico. Así, la profundidad seleccionada fue de 1,66 g cm<sup>-1</sup>, que resulta equivalente a 1

cm de polimetilmetacrilato (PMMA) y 0,5 cm de poliestireno. Se obtuvo el promedio de tres medidas de cada segmento,  $\{D_j\}$ ,  $j=1,\dots,9$ , donde  $D_j$  es la dosis absorbida correspondiente a cada región  $j$ .

Después, se midió la dosis absorbida impartida por un campo de 10 cm x 10 cm con el montaje de plásticos mencionado en el párrafo anterior, centrado a DFS = 100 cm, para conocer la dosis absorbida de referencia de aquel día,  $D$ . De este modo, cuando fuera necesario calibrar otro lote de películas radiocrómicas, se necesitaría repetir sólo la última medida, que resultará ser la dosis absorbida  $D'$ . Por tanto, la dosis absorbida en cada región,  $\{D'_j\}$ ,  $j=1,\dots,9$ , se puede obtener mediante la expresión

$$\{D'_j\} = \frac{D'}{D} \{D_j\} \quad [1]$$

**B. Procesado de la película radiocrómica**

La película radiocrómica se desarrolló con el ánimo de disponer de un detector que presentara las propiedades de la película radiográfica, pero sin que se necesitara el revelado para la obtención de la respuesta tras la exposición a las radiaciones ionizantes. El modelo empleado aquí, Gafchromic EBT-2, se vende en cajas de 25 unidades de dimensiones de 20,3 cm x 25,4 cm (fig. 2), es de color amarillo y se va tornando verdoso durante la exposición a la radiación (fig. 3). Este modelo es el sustituto del modelo EBT, que presentaba un aspecto azulado. En cuanto a su estructura, constan básicamente de una parte activa situada entre dos capas de poliéster transparente que confieren protección, impermeabilidad y resistencia mecánica a la película (fig. 4).

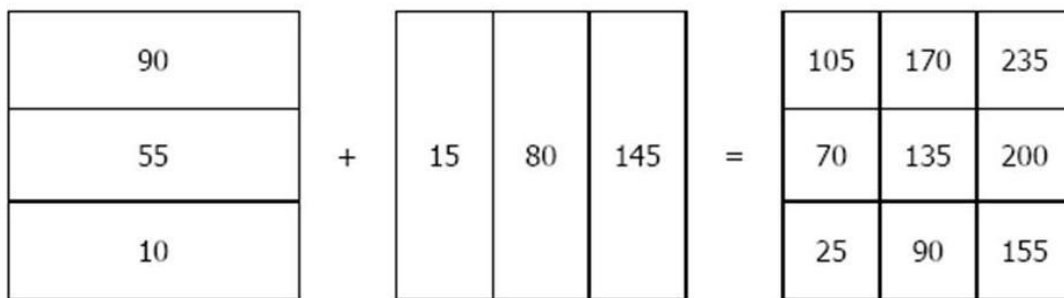


Figura 1. Plan de nueve segmentos, con diferentes UM por segmento, que imparten dosis absorbidas diferentes en nueve zonas de la película radiocrómica.



Figura 2. Hoja de película radiocrómica EBT-2 de tamaño 20,3 cm x 25,4 cm.

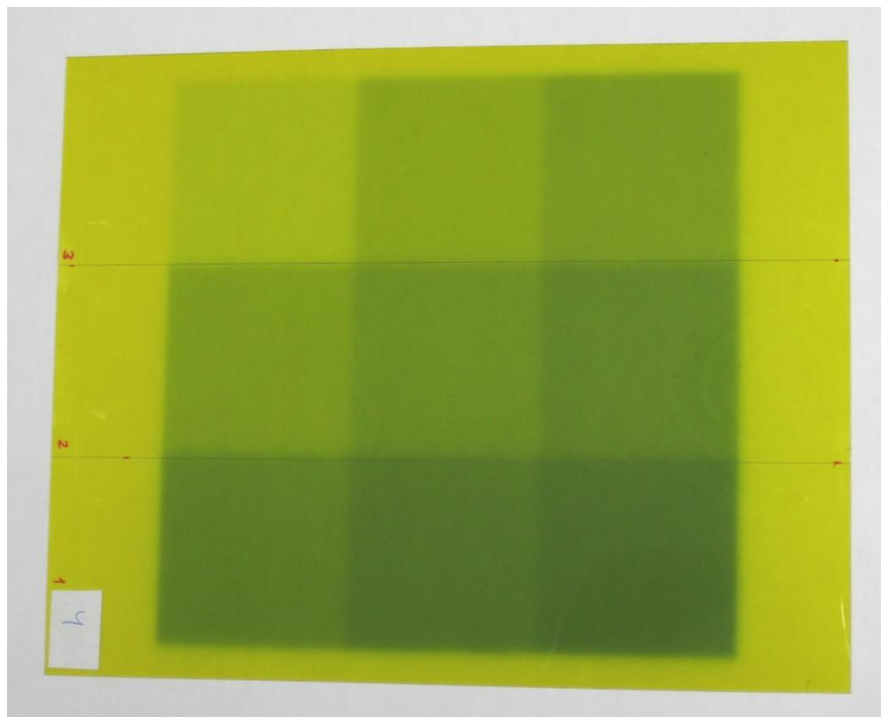


Figura 3. Hoja de película radiocrómica EBT-2 irradiada.

La lectura de la respuesta se realiza con un digitalizador de sobremesa. A este respecto, el fabricante de la película radiocrómica ha documentado el buen comportamiento del digitalizador Epson Perfection V700 Photo (Seiko Epson Corporation, Nagano, Japón) (ver la figura 5 y las referencias anteriores al pie). La única desventaja encontrada por el autor fue que el aparato se había diseñado para digitalizar documentos de tamaño DIN A4 (21,0 cm x 29,7 cm). Esto significa que si se usa una hoja entera de película para calibrar -como en nuestro caso- el único modo disponible de digitalización es el modo retrato, esto es, con los lados de dimensión mayor de la película paralelos a los lados mayores de la ventana del digitalizador.

Antes de irradiarse, la película se digitalizó tres veces en formato tiff (*Tagged Image File Format*) con una resolución de 16 bits por canal de profundidad de píxel para tomar la imagen promedio. Con respecto a este paso cabe señalar que es importante encontrar una posición de lectura reproducible y que no se tape la ventana de calibración propia del digitalizador.

La película se irradió en el acelerador lineal reproduciendo la colocación de la cámara cilíndrica con láminas de plástico, tal y como se acaba de describir. Tras 24 horas se leyó la película tres veces en el formato requerido para obtener la imagen promedio. Se tomó la señal del canal rojo por medio de un programa elaborado por el autor con MATLAB (The MathWorks, MA, EE.UU.) Tras ello, se evaluaron los siguientes métodos para corregir por el fondo.

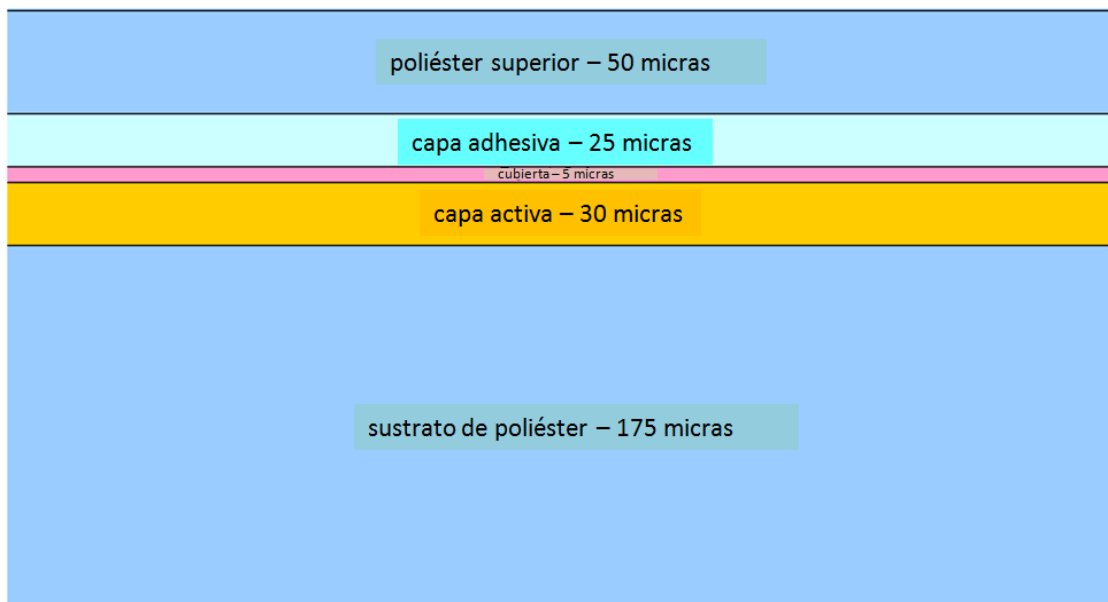


Figura 4. Estructura de la película radiocrómica Gafchromic EBT-2.



Figura 5. Digitalizador de sobremesa Epson Perfection V700 Photo.

### B.1 División pixel por píxel

Se expresaron los valores de píxel finales  $pv_{f,i}$  como

$$pv_{f,i} = \frac{pv_i}{pv_{0,i}} \quad [2]$$

Donde  $pv_i$  son los valores de píxel leídos después de la irradiación y  $pv_{0,i}$  son los valores de píxel leídos antes de la irradiación. Después se tomó el logaritmo para reproducir el comportamiento de la densidad óptica ( $DO$ ) –se debe tener en cuenta que sólo es posible utilizar la  $DO$  con el equipamiento apropiado y debidamente calibrado en dicha magnitud–. Los valores resultantes para las nueve zonas se representaron frente a  $D'_j$  y se ajustaron a un polinomio y a una expresión de la forma:<sup>11</sup>

$$D = a (OD) + b (OD)^c \quad [3]$$

## B.2 División píxel por píxel corregida por el efecto de finitud de la lámpara

Debido a las características de dispersión de la luz y de lectura de la película y del digitalizador, se obtiene una reducción de la respuesta hacia los bordes del aparato. Ello es consecuencia del tamaño finito de la lámpara, ya que no puede dispersarse luz hacia el centro más allá de estos límites. La propuesta de corrección que efectúa el fabricante<sup>c</sup> para tener en cuenta este efecto es realizar una división píxel por píxel donde el numerador es  $pv_i$  y el denominador es el valor de píxel correspondiente en un mapa de corrección. Este mapa de corrección  $M$  se calcula como

$$M = \frac{pv_{0,i}}{PV} \quad [4]$$

donde  $PV$  es el valor de píxel promedio de la película sin exponer. Así, los valores de píxel finales  $pv_{f,i}$  se expresan como

$$pv_{f,i} = \frac{pv_i}{pv_{0,i}} PV \quad [5]$$

Los valores resultantes para las nueve zonas se representaron frente a  $D'_j$  y se ajustaron a un polinomio.

## B.3 Sustracción píxel por píxel

Los valores de píxel finales  $pv_{f,i}$  se expresaron como

$$pv_{f,i} = pv_i - pv_{0,i} \quad [6]$$

Los valores finales se representaron frente a  $D'_j$  y se ajustaron a un polinomio.

## B.4 Sustracción píxel por píxel corregida por el efecto de la finitud de la lámpara

En este caso se corrigieron las  $pv_{f,i}$  aplicando el mapa  $M$ . Tras ello, se analizaron como en el resto de casos.

---

<sup>c</sup> Effects of Light Scattering by Films on the Performance of CCD Scanners. International Special Products. <http://online1.ispcorp.com/layouts/Gafchromic/content/products/eht/pdfs/EffectLight.pdf> [disponible en internet, dic 2009].

En todos estos casos se han llevado a cabo las pruebas con la película EBT-2 dado su interés actual. Las pruebas a las que hacen referencia los apartados B.2 y B.3 se han practicado también con la película EBT.

El análisis de cada región comprendió aproximadamente 9500 píxeles para obtener un conjunto de nueve valores de píxel promedio que fueron ajustados a la dosis absorbida mediante una hoja de cálculo Excel (Microsoft Corporation, WA, EE.UU.). Las incertidumbres asociadas al polinomio de ajuste se estimaron propagando<sup>22</sup> las incertidumbres procedentes de la lectura de cada región a través de la curva de ajuste obtenida.

### ***C. El efecto de la contracción de la profundidad de píxel***

Una vez que se encontró la mejor manera de corregir por el fondo, que se mostrará más adelante, se estudió el efecto provocado cuando se manipula la imagen con el objeto de reducir la profundidad de píxel. La conversión a la profundidad de píxel de 8 bits se obtuvo mediante la expresión siguiente

$$pv_i^{8b} = \frac{2^8 - 1}{2^{16} - 1} pv_i^{16b} \quad [7]$$

donde  $pv_i^{8b}$  y  $pv_i^{16b}$  son los valores de píxel expresados en 8 y 16 bits, respectivamente. Tal y como se puede ver fácilmente, los errores de truncamiento se hacen mayores cuando el valor de píxel disminuye. Consecuentemente, todos los valores se reescalaron con el fin de acomodar un rango en el cual el valor de píxel promedio máximo se encuentre en el 95% del rango completo de 8 bits. La expresión de conversión es por tanto

$$pv_i^{8b} = 0,95 \frac{2^8 - 1}{pv_{máx}^{8b}} pv_i^{16b} \quad [8]$$

donde  $pv_i^{8b}$  son los nuevos valores de píxel y  $pv_{máx}^{8b}$  es el valor de píxel promedio máximo mencionado. Así, todos los valores de píxel cubrieron el rango de 8 bits (al menos, la probabilidad de encontrar un valor de píxel que saturé en 255 es despreciable). Después, los datos se ajustaron y se calculó también la incertidumbre asociada a la dosis absorbida. Este análisis se llevó a cabo solo una vez con la película EBT.

**D. Estabilidad de la película a largo plazo**

El mismo lote de película radiocrómica EBT se calibró varias veces a lo largo de diez meses hasta que se detuvieron las pruebas tras la adquisición de la película EBT-2. Se evaluó la evolución del ruido en cada región y se cuantificó mediante el coeficiente de variación (CV) expresado como

$$CV_j = \frac{\sigma_j}{\overline{pv_j}} \quad [9]$$

donde  $\sigma_j$  y  $\overline{pv_j}$  son la desviación típica y el promedio del valor de píxel dentro de la región  $j$ , respectivamente.

No se cuantificó la variación de la dosis absorbida en condiciones de referencia que impartió el acelerador lineal, ya que se mantuvo dentro del  $\pm 1\%$  de variación gracias al control de calidad rutinario al que se somete a la máquina durante su uso clínico habitual.

**III. Resultados**

**A.1 División píxel por píxel**

Los resultados se muestran en la tabla 1 y las figuras 6 y 7. Se puede observar la fuerte tendencia que permite que los datos se ajusten a un polinómico de grado tres y un modelo que se comporte formalmente como la DO. Sin embargo, cualquier usuario no diría que las lecturas se acomodaran adecuadamente entre los 1,5 Gy y los 2 Gy.

región	$\log_{10}(pv_i/pv_{0,i})$	D (Gy)
1	0,3431	2,51
2	0,3236	2,13
3	0,3115	1,84
4	0,2924	1,68
5	0,2840	1,45
6	0,2496	1,16
7	0,2369	1,002
8	0,2046	0,793
9	0,1187	0,323

Tabla 1. Datos obtenidos con la división píxel por píxel y las dosis absorbidas correspondientes en las nueve regiones. Película EBT-2.

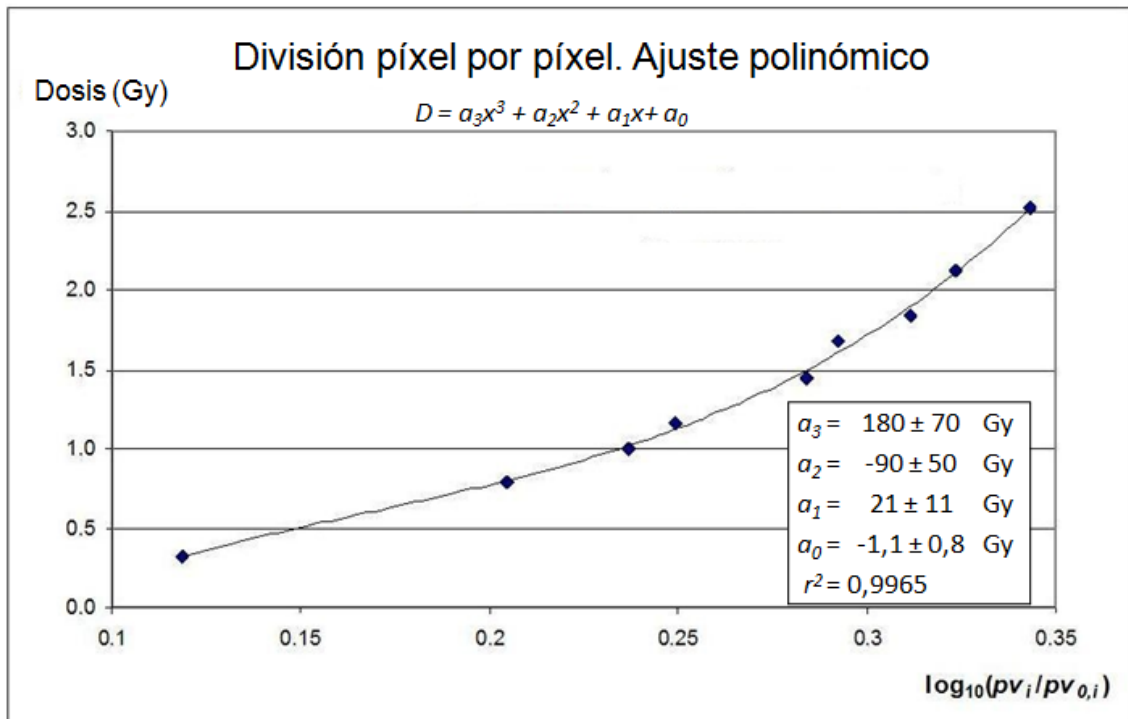


Figura 6. Ajuste polinómico de los datos obtenidos con la división píxel por píxel.

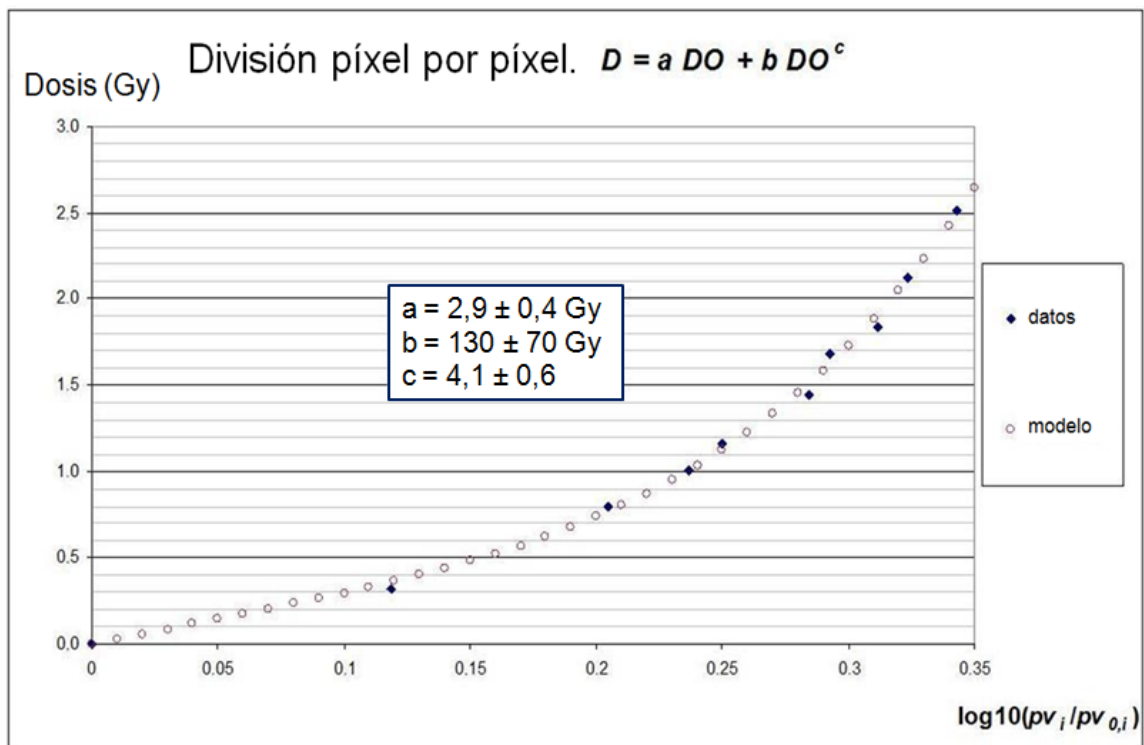


Figura 7. Ajuste tipo DO con los datos obtenidos en la división píxel por píxel.

**A.2 División píxel por píxel corregida por el efecto de la finitud de la lámpara.**

La tabla 2 y la figura 8 muestran los resultados cuando se corrige por la falta de luz retrodispersada debida al tamaño finito de la lámpara. Se puede observar que la película EBT-2 es menos sensible que la EBT, pero también es menos ruidosa. La desviación de la CV (desv. CV) se expresa en porcentaje. Los datos provenientes de las dos películas se ajustan a un polinómico de tercer grado. Se han obtenido los residuos del ajuste y se han expresado como porcentaje. Las discrepancias se observan también en la zona que va de 1,5 Gy a 2 Gy. Para cuantificarlas se ha calculado el valor cuadrático medio (*RMS*) de los residuos, que resulta ser 3,3% en la EBT y 2,4% en la EBT-2.

Región	EBT-2				EBT				EBT-2 vs. EBT
	$(pv_i/pv_{0,i})PV$	%CV	%res.	D (Gy)	$(pv_i/pv_{0,i})PV$	%CV	%res.	D (Gy)	desv.CV
1	37533	0,46	-0,04	2,51	42295	0,78	-0,75	2,46	-41%
2	35885	0,58	-0,99	2,13	40610	0,83	-1,04	2,08	-29%
3	34897	0,38	3,0	1,84	39733	0,71	5,0	1,80	-47%
4	33395	0,50	-4,5	1,68	37810	0,62	-4,8	1,65	-20%
5	32761	0,44	3,4	1,45	37091	0,67	3,3	1,42	-34%
6	30261	0,45	-2,5	1,16	33651	0,76	-4,8	1,14	-40%
7	29395	0,55	2,3	1,002	32687	0,73	2,2	0,982	-25%
8	27283	0,58	-0,02	0,793	29731	0,91	2,5	0,777	-36%
9	22389	0,73	-0,18	0,323	22622	1,02	-0,98	0,316	-28%

Tabla 2. Datos obtenidos con la división píxel por píxel corregida por el tamaño finito de la lámpara, coeficientes de variación y residuos del ajuste expresados en porcentaje, dosis absorbidas correspondientes y diferencias en el ruido. Películas EBT-2 y EBT.

La figura 9 presenta el mapa de corrección del fondo, normalizado de manera que el 100% se correspondiera con la lectura máxima de dicho fondo. El máximo se localiza en el centro del digitalizador. El mapa mostrado aparenta ser asimétrico porque la hoja de película radiocrómica es más estrecha que la ventana del digitalizador, y por esta razón se colocó con su borde tocando el límite lateral de digitalización.

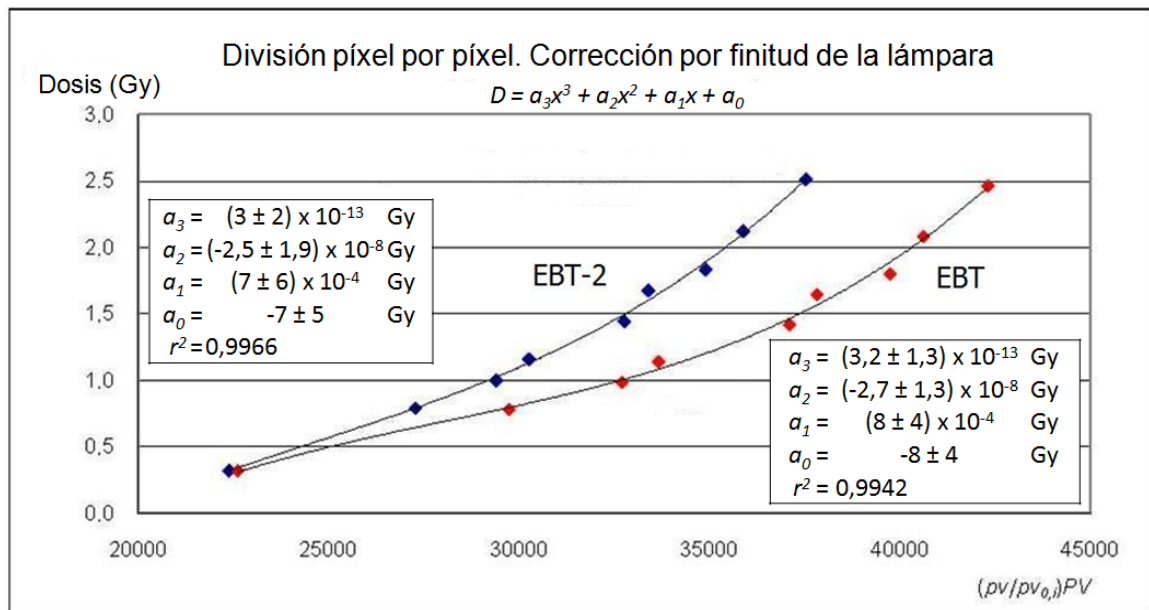


Figura 8. Ajuste polinómico de los datos obtenidos con la división píxel por píxel corregida por el tamaño finito de la lámpara.

### A.3 Sustracción píxel por píxel

Los resultados se resumen en la tabla 3. De nuevo, se puede ver que la película EBT-2 es menos sensible que la EBT. Además, cuando no se aplica ningún mapa de corrección por el fondo, aparece como un poco más ruidosa. En cambio, se encontró en este caso el mejor ajuste al polinomio de tercer grado, con  $r^2 = 0,9999$ , tal y como se muestra en la figura 10.

Una estimación más intuitiva con los valores cuadráticos medios de los residuos arroja 0,54% en el caso de la EBT y 0,36% en el caso de la EBT-2. Cuando se calcularon las incertidumbres relativas asociadas a la dosis absorbida se obtuvieron valores inferiores al 3% ( $k=2$ , donde  $k$  es el factor de cobertura<sup>22</sup>), excepto en el caso correspondiente a la dosis absorbida menor, como se presenta en la tabla 4.

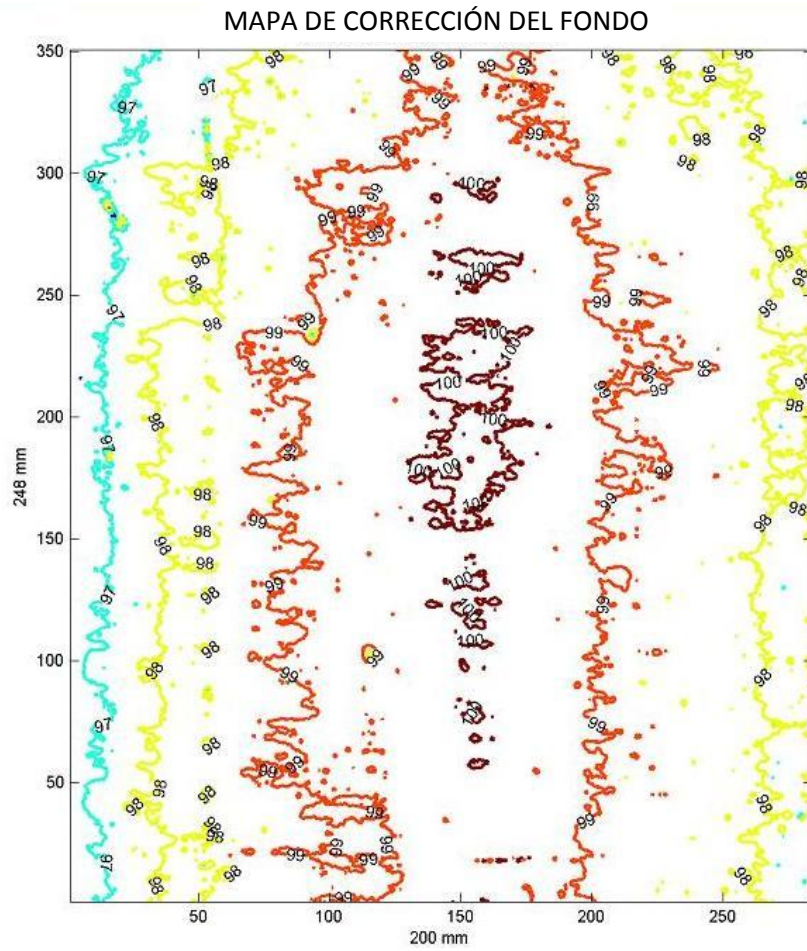


Figura 9. Mapa de corrección del fondo que recoge la falta de retrodispersión de la luz en el digitalizador.

región	EBT-2				EBT			
	$pv_r-pv_{0,i}$	%CV	%res.	D (Gy)	$pv_r-pv_{0,i}$	%CV	%res.	D (Gy)
1	20562	0,73	-0,16	2,51	27509	0,44	-0,12	2,46
2	18909	0,59	0,63	2,13	25576	0,42	-0,01	2,08
3	17316	0,48	-0,80	1,84	23969	0,59	0,61	1,80
4	16553	0,71	0,16	1,68	22879	0,52	-0,02	1,65
5	15156	0,74	0,08	1,45	21103	0,75	-0,69	1,42
6	13245	0,86	0,26	1,16	18740	0,62	0,38	1,14
7	11995	1,13	-0,12	1,002	16937	1,04	-0,86	0,982
8	10231	1,14	-0,04	0,793	14582	1,12	0,92	0,777
9	5356	2,8	0,00	0,323	7399	2,2	-0,24	0,316

Tabla 3. Datos obtenidos con la sustracción píxel por píxel, coeficientes de variación y residuos del ajuste expresados en porcentaje y dosis absorbidas correspondientes. Películas EBT-2 y EBT.

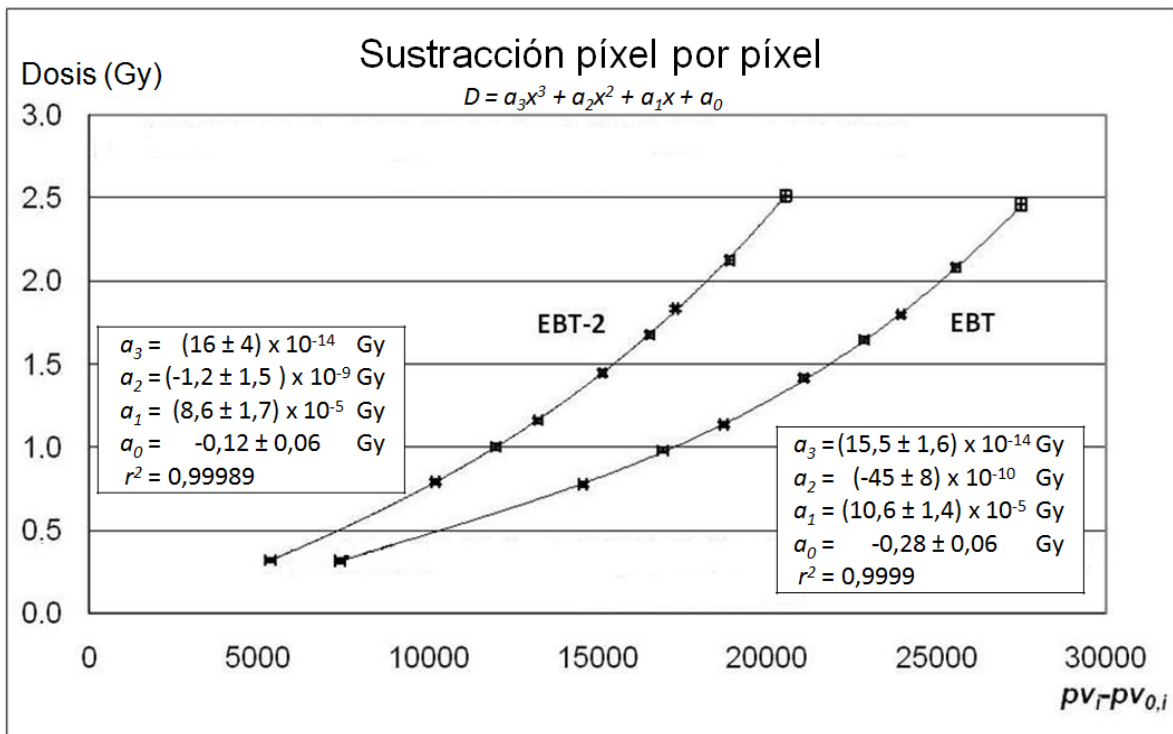


Figura 10. Ajuste polinómico de los datos obtenidos con la sustracción píxel por píxel. Se representan las barras de incertidumbre en ambos ejes.

región	$u_r(D)$ , EBT-2	$u_r(D)$ , EBT
1	1,4%	1,0%
2	1,1%	0,93%
3	0,85%	1,2%
4	1,2%	1,1%
5	1,2%	1,4%
6	1,4%	1,0%
7	1,7%	1,6%
8	1,6%	1,6%
9	3,9%	3,4%

Tabla 4. Incertidumbres relativas de la dosis absorbida  $u_r(D)$  de los datos ajustados en el caso de la sustracción píxel por píxel ( $k=1$ ).

#### A.4 Sustracción píxel por píxel corregida por el tamaño finito de la lámpara

Finalmente, se muestra el intento de corregir la sustracción píxel por píxel corregida por el tamaño finito de la lámpara. Los datos se presentan en la tabla 5 y en la figura 11. Se sigue observando la fuerte tendencia con la dosis absorbida, pero el ajuste resulta peor.

región	$(pv_i/pv_0 - pv_i/pv_{0,i})PV$	$D$ (Gy)
1	20499	2,51
2	18851	2,13
3	17862	1,84
4	16361	1,68
5	15726	1,45
6	13227	1,16
7	12361	1,002
8	10248	0,793
9	5355	0,323

Tabla 5. Datos obtenidos con la sustracción píxel por píxel corregidos por el efecto del tamaño finito de la lámpara. Película EBT-2.

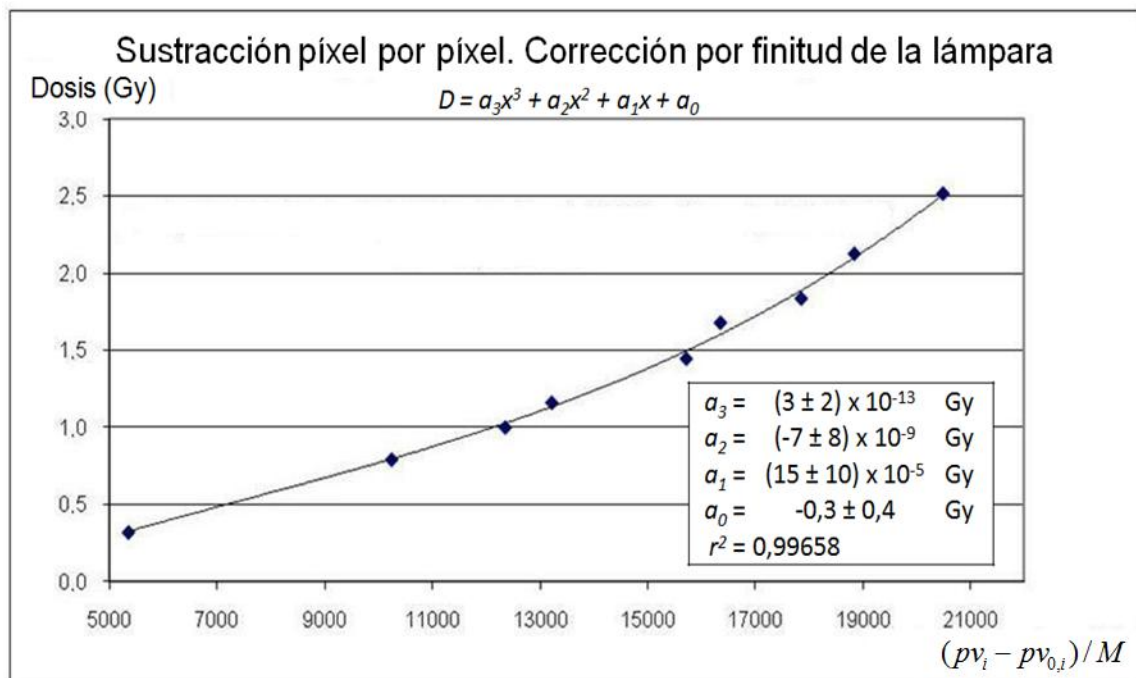


Figura 11. Ajuste polinómico de los datos obtenidos con la división píxel por píxel corregida por el efecto del tamaño finito de la lámpara.

### B. Efecto de la contracción de la profundidad de píxel

Los valores de la incertidumbre sobrepasan el 3% ( $k=2$ ), ya que aumentaron por culpa del error de truncamiento del valor de píxel (tabla 6). Sin embargo, se mantuvieron en un 4% en el rango de dosis absorbidas mayores de 1,5 Gy.

región	media 8 bits	$\sigma$	$u_r(D)$
1	242,25	1,03	1,7%
2	225,28	0,98	1,6%
3	211,26	1,19	2,0%
4	201,57	1,12	1,9%
5	186,02	1,38	2,5%
6	164,96	1,13	2,1%
7	149,34	1,63	3,1%
8	128,32	1,46	3,0%
9	65,03	0,64	5,9%

Tabla 6. Promedios de 8 bits, desviaciones típicas e incertidumbres relativas de las dosis absorbidas  $u_r(D)$  ( $k=1$ ) obtenidas en el estudio de la contracción de la profundidad de píxel realizado con la película EBT.

### C. Estabilidad de la película a largo plazo

No se encontró ninguna tendencia al observar los promedios de los valores de píxel en cuatro determinaciones realizadas a lo largo de diez meses. No obstante, el ruido creció en las seis regiones más irradiadas de la película.

La tabla 7 muestra los coeficientes de variación expresados en porcentaje dentro de las nueve regiones en cuatro fechas de calibración diferentes. Se usó siempre la misma caja de películas EBT.

Los siete CV de las siete regiones más irradiadas se representan en la figura 12 frente al número de días transcurridos desde la primera calibración. Si la curva de calibración que se ha mostrado anteriormente se usa como ejemplo, un aumento del coeficiente de variación de 0,63% a 0,80% conduciría a un incremento de la incertidumbre de la medida de la dosis absorbida mayor del 3% ( $k=2$ ) dentro del intervalo de dosis absorbida que va de 2,4 Gy a 1,4 Gy, inservible para la mayor parte de las verificaciones de los tratamientos.

Fecha (dd/mm/yyyy)	%CV								
	Reg. 1	Reg. 2	Reg. 3	Reg. 4	Reg. 5	Reg. 6	Reg. 7	Reg. 8	Reg. 9
4/4/2008	0,45	0,44	0,57	0,56	0,74	0,68	1,09	1,14	2,5
25/7/2008	0,49	0,52	0,56	0,46	0,89	0,81	0,78	1,80	3,5
12/11/2008	0,63	0,59	0,54	0,70	0,86	0,79	0,85	1,04	2,0
29/1/2009	0,68	0,63	0,65	0,64	1,04	0,80	1,07	1,20	2,7

Tabla 7. Coeficientes de variación, expresados en porcentaje, en cuatro fechas diferentes de calibración.

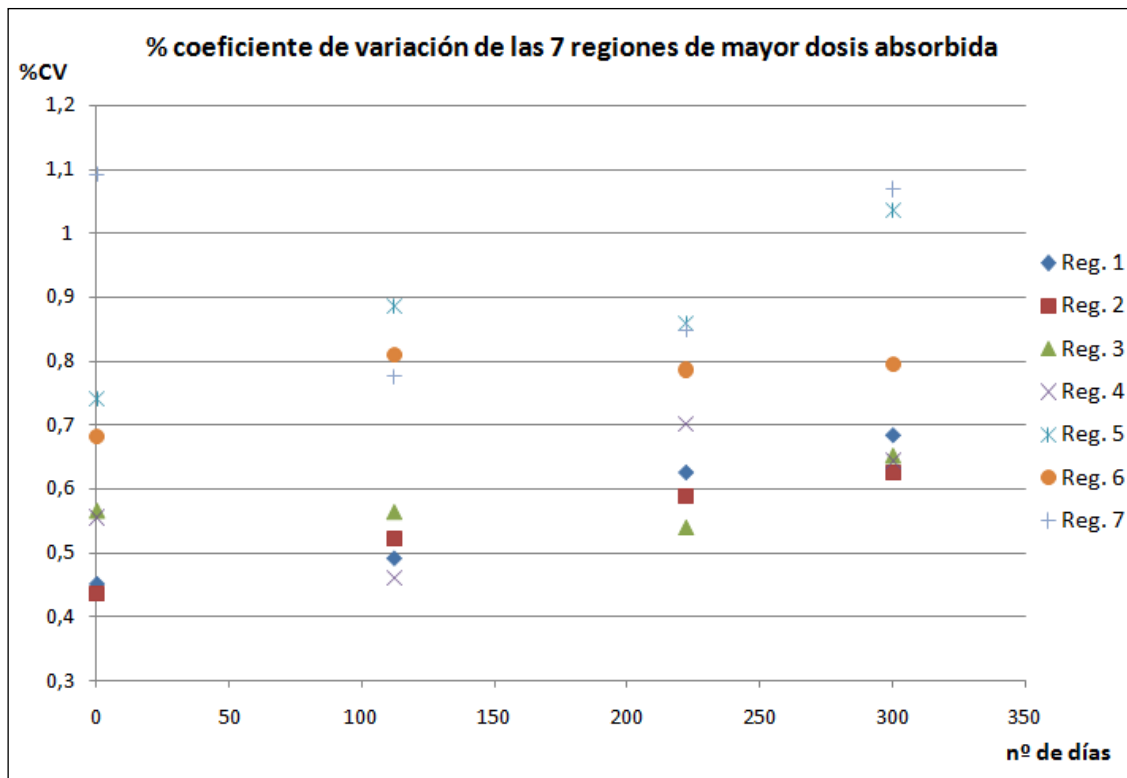


Figura 12. Coeficientes de variación, expresados en porcentaje, en las seis regiones más irradiadas en cuatro fechas diferentes de calibración.

#### IV. Discusión

A pesar de que hay muchos trabajos que describen la respuesta de la película radiocrómica Gafchromic EBT, aquí se han descrito algunos obstáculos referentes al modo de digitalización y al manejo del fondo que se pueden encontrar. Dichas dificultades pueden desalentar a los nuevos usuarios de la película; especialmente aquellos que se dediquen exclusivamente a la labor asistencial, ya que ellos precisan un sistema que funcione adecuadamente desde el primer momento en la rutina de verificación clínica. Por este motivo, se ha evaluado y presentado un método que cumpla los requisitos descritos. Durante el desarrollo del estudio, con los métodos y materiales expuestos, se han obtenido los siguientes hallazgos principales:

- La división píxel por píxel no es satisfactoria para corregir por el fondo de lectura.

- La división píxel por píxel sigue sin ser satisfactoria cuando se intenta corregir el efecto del tamaño finito de la lámpara.
- La sustracción píxel por píxel arroja las mejores curvas de calibración.
- Al intentar corregir el efecto del tamaño finito de la lámpara en el método que emplea la sustracción píxel por píxel se obtiene una curva de calibración peor.
- El procesado en 8 bits de la respuesta de las películas conduce a medidas de la dosis absorbida con una incertidumbre mayor que el procesado en 16 bits.
- La incertidumbre en la medida de la dosis absorbida con película radiocrómica aumenta durante el periodo de almacenamiento.

### V. Conclusiones

Es posible para el radiofísico dedicado plenamente a la labor asistencial usar la película radiocrómica como dosímetro en las verificaciones de IMRT de forma rápida, fiable y sencilla. Para ello, se deben seguir una serie de recomendaciones con el objeto de obtener la exactitud y precisión requeridas en la medida de la dosis absorbida.

El uso del digitalizador EPSON V700 Photo en modo retrato combinado con la simple sustracción píxel por píxel permite obtener una incertidumbre compatible con las tolerancias estándar en verificaciones de IMRT.

Este tipo de sustracción del fondo, en combinación con la configuración de la digitalización descrita, conduce incluso a la calibración más precisa cuando se compara con otros métodos de tratamiento del fondo encontrados en la literatura. De hecho, con la aproximación presentada aquí no es posible eliminar el efecto del tamaño finito de la lámpara sin obtener peores resultados que otros publicados que usan un ajuste tipo DO y la división píxel por píxel. Todo esto concuerda con más resultados publicados que obtienen una pérdida de la uniformidad, dependiente de la dosis absorbida, en el modo de digitalización con formato retrato, cuando se usa una ecuación logarítmica en lugar de la sustracción píxel por píxel<sup>20</sup>.

La digitalización en formato retrato DIN A4 podría obtener incertidumbres de la dosis absorbida mayores con la película EBT-2. Se podrían obtener a su vez resultados mejores con un digitalizador tamaño DIN A3 (29,7 cm x 42,0 cm), que puede beneficiarse de una reducción del ruido con la película EBT-2, tal y como se ha simulado aquí por medio del mapa de corrección del fondo.

Se debe emplear el procesado en 16 bits siempre que sea posible. El procesado en 8 bits causa un incremento en la estimación de la incertidumbre de la dosis absorbida.

La respuesta de la película radiocrómica varía durante tiempos largos de almacenamiento. No se han obtenido datos concluyentes sobre este fenómeno, pero se ha observado un aumento del ruido. Esta característica puede estropear las cualidades de la película en las verificaciones por culpa del incremento de la incertidumbre de la dosis absorbida.

Los usuarios de digitalizadores de tamaño DIN A3, que permiten la lectura de la película radiocrómica con una colocación apaisada, como propone el fabricante, podrían verificar estas hipótesis con el último modelo EBT-2.

### Referencias

---

- <sup>1</sup> Intensity Modulated Radiation Therapy Collaborative Working Group. Intensity-modulated radiotherapy: current status and issues of interest. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*. 2001 Nov 15;51(4):880-914.
- <sup>2</sup> Ezzell GA, Galvin JM, Low D, Palta JR, Rosen I, Sharpe MB et al. IMRT subcommittee; AAPM Radiation Therapy committee. Guidance document on delivery, treatment planning, and clinical implementation of IMRT: report of the IMRT Subcommittee of the AAPM Radiation Therapy Committee. *Med Phys*. 2003 Aug;30(8):2089-115.
- <sup>3</sup> Wilcox EE, Daskalov GM, Pavlonnis G, Shumway R, Kaplan B, VanRooy E. Dosimetric verification of intensity modulated radiation therapy of 172 patients treated for various disease sites: comparison of EBT film dosimetry, ion chamber measurements, and independent MU calculations. *Med Dosim*. 2008 Winter;33(4):303-9. Epub 2008 May 2.
- <sup>4</sup> Fan J, Li J, Chen L, Stathakis S, Luo W, Du Plessis F, et al. A practical Monte Carlo MU verification tool for IMRT quality assurance. *Phys Med Biol*. 2006 May 21;51(10):2503-15.
- <sup>5</sup> Wiezorek T, Banz N, Schwedas M, Scheithauer M, Salz H, Georg D, et al. Dosimetric quality assurance for intensity-modulated radiotherapy feasibility study for a filmless approach. *Strahlenther Onkol*. 2005 Jul;181(7):468-74.
- <sup>6</sup> Spezi E, Angelini AL, Romani F, Ferri A. Characterization of a 2D ion chamber array for the verification of radiotherapy treatments. *Phys Med Biol*. 2005 Jul 21;50(14):3361-73.
- <sup>7</sup> Herzen J, Todorovic M, Cremers F, Platz V, Albers D, Bartels A, et al. Dosimetric evaluation of a 2D pixel ionization chamber for implementation in clinical routine. *Phys Med Biol*. 2007 Feb 21;52(4):1197-208.

- <sup>8</sup> Pai S, Das IJ, Dempsey JF, Lam KL, Losasso TJ, Olch AJ, et al. TG-69: radiographic film for megavoltage beam dosimetry. *Med Phys.* 2007 Jun;34(6):2228-58.
- <sup>9</sup> Sankar A, Ayyangar KM, Nehru RM, Kurup PG, Murali V, Enke CA, et al. Comparison of Kodak EDR2 and Gafchromic EBT film for intensity-modulated radiation therapy dose distribution verification. *Med Dosim.* 2006 Winter;31(4):273-82.
- <sup>10</sup> Cheung T, Butson MJ, Yu PK. Post-irradiation colouration of Gafchromic EBT radiochromic film. *Phys Med Biol.* 2005 Oct 21;50(20):N281-5.
- <sup>11</sup> Devic S, Seuntjers J, Sham E, Podgorsak EB, Schimidtlein CR, Kirov AS et al. Precise radiochromic film dosimetry using a flat-bed document scanner. *Med Phys* 32, 2245-2253 (2005).
- <sup>12</sup> Soares C. New developments in radiochromic film dosimetry. *Radiat Prot Dosimetry* 2006; 120(1-4):100-6.
- <sup>13</sup> Soares CG. Radiochromic film dosimetry. *Radiat Meas* 2006;41: S100-S116.
- <sup>14</sup> Fiandra C, Ricardi U, Ragona R, Anglesio S, Giglioli FR, Calamia E et al. Clinical use of EBT model Gafchromic film in radiotherapy. *Med Phys* 2006 Nov;33(11):4314-9.
- <sup>15</sup> Fuss M, Sturtewagen E, De Wagter C, Georg D. Dosimetric characterization of GafChromic EBT film and its implication on film dosimetry quality assurance. *Phys Med Biol.* 2007 Jul 21;52(14):4211-25.
- <sup>16</sup> Bouchard B, Lacroix F, Beaudoin G, Carrier JF, Kawrakow I. On the characterization and uncertainty analysis of radiochromic film dosimetry. *Med. Phys.* 2009 Jun;36(6):1931-46.
- <sup>17</sup> Van Battum LJ, Hoffmans D, Piersma H, Heukelom S. Accurate dosimetry with GafChromic EBT film of a 6 MV photon beam in water: What level is achievable? *Med Phys* 35, 704-716 (2008).
- <sup>18</sup> Ferreira BC, Lopes MC, Capela M. Evaluation of an Epson flatbed scanner to read Gafchromic EBT films for radiation dosimetry. *Phys Med Biol* 54, 1073-1085 (2009).
- <sup>19</sup> Bonastre J, Noël E, Chevalier J, Gerard JP, Lefkopoulos D, Bourhis J, et al. STIC IMRT 2002 Investigators. Implications of learning effects for hospital costs of new health technologies: the case of intensity modulated radiation therapy. *Int J Technol Assess Health Care.* 2007 Spring;23(2):248-54.
- <sup>20</sup> Saur S, Frengen J. GafChromic EBT film dosimetry with flatbed CCD scanner: a novel background correction method and full dose uncertainty analysis. *Med Phys.* 2008 Jul;35(7):3094-101.
- <sup>21</sup> Roselló JV. Planificación de tratamientos radioterápicos con intensidad modulada basados en la perspectiva de la anatomía que tiene el haz para su conformación y fluencia. Tesis Doctoral. Universidad de Sevilla.
- <sup>22</sup> BIPM. Evaluation of measurement data — Guide to the expression of uncertainty in measurement. *JCGM* 100:2008.