



Evaluación Dosimétrica para tratamientos usando películas radiocrómicas

Carlos Orbegoso^{a*}, J. Fernando Márquez^b, Rolando Páucar^c

^aInstituto Nacional de Enfermedades Neoplásicas, Departamento de Radioterapia Av. Angamos 2520, Lima 34, Perú.

^bUniversidad Nacional Mayor de San Marcos, Facultad de Ciencias Físicas Av. Venezuela s/n, Lima 1, Perú.

^cComplejo Hospitalario San Pablo, Departamento de Radioterapia Av. El Polo s/n, Lima 12, Perú.

(Recibido 12-09- 2009; Aceptado 29 -11- 2009)

Resumen.

En radioterapia uno de los más grandes problemas que surge es la precisión en la medición de la dosis absorbida por el tejido tumoral y en el tejido sano, un dosímetro apropiado para la medida de esta dosis es la película radiocrómica. En este trabajo tiene como objetivo evaluar la dosis adsorbida con películas radiocrómicas GafChromic® MD-55-2, las cuales fueron caracterizadas y calibradas. Se diseñó la geometría del implante ocular para luego medir la dosis para diferentes posiciones relativas al eje axial del aplicador. Los resultados son contrastados con valores obtenidos por la técnica TLD y por valores dados por el Sistema de Planificación Prowess 3000 versión 3.06. La dosimetría por películas radiocrómicas reproducen los valores de dosis obtenidos por los métodos de Planificación en Prowess y dosimetría TLD con diferencias menores entre 1 al 6%. Por ello, las películas radiocrómicas se convierten en una herramienta muy valiosa para poder realizar con bastante precisión y exactitud la dosimetría de braquiterapia ocular.

Palabras clave: Películas radiocrómicas; Dosimetría; Braquiterapia ocular

Dosimetric evaluation for treatment using radiochromic films

Abstract.

In radiotherapy one of the biggest problems that arises is the uncertainty in the measurement of the dose absorbed by the tumorous and healthy tissue a dosimeter appropriated for dosimetry measurement are the radiochromic films. This work there as objective dose adsorbed evaluate with radiochromic films GafChromic MD-55-2, which were characterized and calibrated. There was designed the geometry of the ocular implant for then to measure the dose for different positions relative to the axial axis of the applicator. The results will be confirmed with values obtained by the technology TLD and by values given by the System of Planning Prowess 3000 version 3.06. Dosimetry for radiochromic films they reproduce the values of dose obtained by the methods of planning in Prowess and dosimetría TLD with relative minor differences to the 1 % and 6 %, respectively. For it, the radiochromic films turn into a very valuable tool to be able to realize with enough precision and accuracy the dosimetry of ocular brachytherapy.

Keywords: Radiochromic films; Dosimetry; Ocular brachytherapy

* Contacto: corbegos@yahoo.com

1. Introducción.

En dosimetría de radiación surgen numerosos problemas asociados con la medición de la dosis absorbida en tejido y la distribución dosis-profundidad, usando sistemas de mediciones convencionales tales como cámaras de ionización, semiconductores, dosímetros termoluminiscentes de LiF: Mg, Ti (TLD-100) y películas radiográficas. Las cámaras de ionización y semiconductores no proveen suficiente resolución espacial para muchas necesidades de planificación. En este trabajo se desarrolla la técnica de películas radiocrómicas en dosimetría de braquiterapia ocular, para un aplicador oftálmico de oro con fuentes en forma de pequeños hilos de Ir-192, motivados por el hecho de que era necesario implementar técnicas adecuadas para la verificación de dosis suministradas al volumen blanco; teniendo en cuenta una buena precisión, sensibilidad, buena respuesta en el rango de aplicación, versatilidad en su manejo y otras cualidades. Por ello, el objetivo fundamental del presente trabajo es mostrar las bondades dosimétricas de las películas radiocrómicas y su utilidad en la medida de la dosis absorbida de haces de radiación usados en la terapia del cáncer. Los resultados muestran que es posible contar con un nuevo sistema dosimétrico, alternativo, que garantice la óptima medida de la cantidad de radiación recibida por los pacientes contribuyendo en la calidad y seguridad de los tratamientos en neoplasias oculares.

Los efectos radiocrómicos producen la directa coloración de un material por la absorción de la radiación energética, sin requerir amplificación o desarrollo químico, óptico o térmico. Los procesos radiocrómicos generan la producción de imágenes coloreadas inmediatamente permanentes de un patrón de exposición a la radiación en un sólido, con o sin fijar el medio del sensor en vez de un posterior cambio [1]. Las películas, protegidas para posteriores irradiaciones, pueden servir para archivar imágenes para su posterior procesamiento y medio de almacenamiento. Existen 3 tipos de películas radiocrómicas: (i) GafChromic DM-1260 (conocida como HD-810), (ii) GafChromic de una sola capa MD-55, y (iii) GafChromic MD-55 de doble capa. El rango de dosis absorbida para la película de tipo (i) es de 50-2500 Gy, la de tipo (ii) 10-100 Gy y la del tipo (iii) 3-100 Gy. Cada uno de estos tipos de películas radiocrómicas no tiene color antes de

ser irradiada, consisten de una delgada capa de monómero microcristalino activo dispersado revestido sobre una base flexible de película de poliéster, su color cambia progresivamente al azul bajo exposición a la radiación ionizante^[1]. En este trabajo usamos las películas radiocrómicas de tipo (iii). El MD-55-2 es una película compuesta de una doble capa de revestimiento transparente altamente uniforme, sensible a la radiación ionizante, sobre dos piezas de una base de poliéster. La capa delgada radiosensible es hecha de microcristales orgánicos sin color de un monómero sensible a la radiación uniformemente dispersado en una carpeta de gelatina. La capa sensitiva de estas películas tienen constituyentes atómicos con varias proporciones. El Z efectivo de estas películas está dentro del rango de 6.0-6.5. La dependencia en la energía de la respuesta de la película a los electrones, así como en el rango de electrones en el sensor del dosímetro y su sustrato (poliéster), han sido determinado por computación de la potencia de frenado de colisión másica y los rangos de aproximación continuo-pendiente-abajo para electrones. La dependencia de la energía de esta película a las energías de los fotones ha sido calculada considerando los coeficientes de atenuación y de absorción de energía másica. El material del sensor es similar a su potencia de frenado electrónico para agua y músculo. También similar a agua y músculo en términos de los coeficientes de absorción de la energía para fotones de energías mayores a los 100 keV. Para el rango de energías de fotones de 0.1-1.33 MeV, y para electrones secundarios de 0.1 a 1.0 MeV, los coeficientes de absorción de energía másica y las potencias de frenado de colisión másica electrónica, para el sensor, están dentro del 2% del de agua y músculo esquelético [2,3]. Durante las primeras 24 h después de la irradiación, la absorbancia puede incrementarse por encima del 16% con solo un ligero levantamiento (4%) posteriormente, por aproximadamente dos semanas [1-3].

Un procedimiento relativamente simple para minimizar el efecto de no uniformidad macroscópica es el uso de lo que es comúnmente llamado la técnica de doble exposición [1-6]. En este proceso, un valor sensible es asignado a cada sección de la película radiocrómica, el cual es debido a su densidad óptica inicial y su sensibilidad en cada sección. Esto puede ser normalizado a un

promedio de película con el resultado final produciendo una respuesta normalizada sobre la sección entera de la película. En la técnica de doble exposición, una matriz de correcciones de sensibilidad es obtenida sobre un área bidimensional de la película expuesta en un campo uniforme. El tamaño y la resolución espacial de esta matriz dependen de la resolución de la lectora usada o la resolución espacial requerida para el trabajo experimental. La película es expuesta a una dosis conocida uniforme D_i . La densidad óptica promedio de la película $OD_{i(x,y)}$ en el área de interés puede ser determinada después de un periodo de coloración de post-irradiación conocida. El cambio en el OD (OD: densidad óptica) para la región de interés producido por la dosis conocida, provee un valor de sensibilidad única para la película representada por [1-3].

$$S_{(x,y)} = \frac{OD_{i(x,y)} - ODO_{(x,y)}}{\langle OD_{i(x,y)} - ODO_{(x,y)} \rangle} \quad (1)$$

Donde, ODO es el oscurecimiento OD de fondo para la película.

Siguiendo el proceso de calibración, la película puede ser expuesta a la dosis experimental desconocida D_j . Entonces las lecturas del OD corregido llegan a ser [1-4].

$$OD_{net\ corr_{(x,y)}} = \frac{OD_{i(x,y)} - OD_{j(x,y)}}{S_{(x,y)}} \quad (2)$$

2. Procedimiento y Medidas.

2.1. Caracterización de las películas radiocrómicas.

Uniformidad; Una película radiocrómica MD-55-2 de 12 x 12 cm² es expuesta a una dosis uniforme de 20 Gy de una unidad de Co-60; la película es cortada en trozos de 3 x 12 cm²; la uniformidad de la película es cuantificado por el cálculo del rango de densidades ópticas ($OD_{max} - OD_{min}$) en el perfil elegido y expresado en porcentaje de esta densidad óptica media. Para suprimir los efectos de no uniformidad de la respuesta de la película desarrollamos la técnica de doble exposición. Antes de usarse la película se irradia primero a una dosis uniforme de 5 Gy; después de 48

horas será escaneada; posteriormente se irradia a dosis conocidas de 0,25 a 20 Gy, después de lo cual es escaneada para cada irradiación (Ver Tabla 1).

Linealidad; La respuesta de la película radiocrómica se determina con respecto a la dosis absorbida para un haz de rayos X de un Acelerador Lineal Clinac 3100C de 6 MV de energía de fotones utilizando la técnica de doble exposición y la distribución OD es entonces usado para el análisis de reproducibilidad inter-película. Para cada grupo de dosis, la media de la densidad óptica promedio, de cada película, es tomada como la densidad óptica media final, correspondiente a la dosis neta, ΔD . La desviación de la respuesta de la película radiocrómica de la linealidad de la película radiocrómica es cuantificado por medio de un factor de corrección lineal efectivo relativo F_{cler} que se calcula del promedio de densidad óptica neta para cada nivel de dosis y del promedio de la densidad óptica neta para un nivel de dosis de 20 Gy. (Ver la Tabla 2).

Sensibilidad; Para medir la sensibilidad de las películas radiocrómicas, primero se corta una placa de 12 x 12 cm² en siete trozos, cada trozo es medido sin ser irradiado con un densitómetro que mide en un ancho de banda de 610-660 nm en distintas posiciones. Posteriormente cada trozo es irradiado con rayos gamma de la unidad de Co-60 a diferentes dosis, colocándose sobre ellas una lámina de acrílico de 5 mm. Después de 48 horas de la irradiación cada trozo es leído con el densitómetro. Los resultados son presentados en la Tabla 3.

2.2. Calibración de las películas radiocrómicas.

Se realizó la calibración para una fuente de Co-60 de 1.25 MeV a diferentes dosis usando una lámina de acrílico de 5 mm. Posteriormente, se realizó la misma experiencia para una fuente calibrada de Cs-137 de 0.662 MeV a diferentes dosis. Luego se realizó la experiencia para haces de fotones de 6 MV de un Acelerador Lineal Clinac 2100 C perteneciente al Departamento de Radioterapia del Complejo Hospitalario San Pablo. De los datos obtenidos se determinó el factor de corrección F_{cor} para cada energía de haz de fotones usados, con la cual se determinó la curva de calibración de las películas radiocrómicas (ver figura 1).

Tabla 1. Doble exposición (Uniformidad). Resultados de las películas radiocrómicas para la prueba de uniformidad.

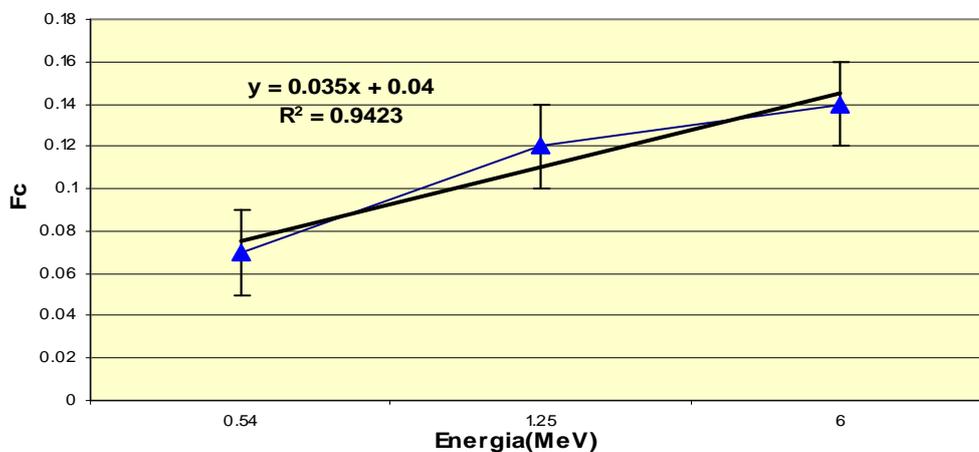
dosis	OD2	OD1	OD net	Δ	μ	$\mu(\%)$
0.25	0.24	0.23	0.010	0.039	0.032	3.15
0.5	0.24	0.23	0.010	0.014	0.011	1.12
1	0.26	0.23	0.030	0.037	0.029	2.94
3	0.3	0.23	0.070	0.060	0.048	4.84
5	0.33	0.23	0.100	0.055	0.044	4.43
10	0.41	0.23	0.180	0.045	0.036	3.63
15	0.48	0.23	0.250	0.039	0.032	3.15
20	0.53	0.22	0.310	0.036	0.029	2.89

Tabla 2. Doble exposición (Linealidad). Resultados de las películas radiocrómicas para la prueba de linealidad.

Dosis (Gy)	OD2	OD1	OD net	Fcl	Δ	μ	$\mu(\%)$
1	0.25	0.24	0.01	0.03	0.057	0.046	4.59
5	0.32	0.24	0.08	0.26	0.063	0.051	5.07
10	0.39	0.24	0.15	0.48	0.026	0.021	2.13
20	0.53	0.24	0.29	0.94	0.022	0.017	1.74

Tabla 3. Sensibilidad. Resultados de las películas radiocrómicas para la prueba de sensibilidad.

dosis	OD	fondo	OD net	Δ	μ	$\mu(\%)$
1	0.133	0.09	0.043	0.0001	0.016	1.63
5	0.215	0.09	0.125	0.0001	0.020	1.99
10	0.29	0.09	0.200	0.0011	0.056	5.57
20	0.43	0.09	0.340	0.0000	0.011	1.12
50	0.685	0.09	0.595	0.0001	0.020	1.98
100	1.02	0.09	0.930	0.0001	0.016	1.57

**Fig. 1.** Calibración de la película radiocrómica, donde Fc es el factor de calibración en función de la energía del haz de radiación.

2.3. Diseño de la Geometría

Para realizar la dosimetría de un implante ocular, se contó con un aplicador ocular perteneciente al Instituto Nacional de Enfermedades Neoplásicas (INEN). Este aplicador es un casquete circular de oro de 0.3 mm de espesor promedio y de 1.76 cm. de diámetro (figura 2). Además se cuentan a este casquete adherido en su parte superficial interna 12 fuentes, los cuales son colocados radialmente. Estas fuentes constan de alambres de Ir-192 de 0.1 mm de espesor y de 0.25 y 0.5 cm. de largo.

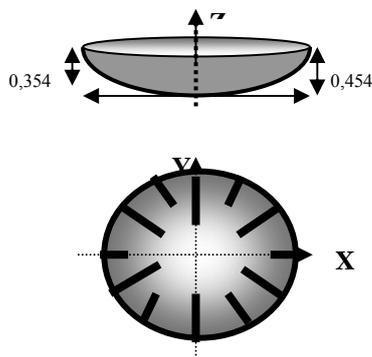


Fig. 2. Esquema del implante ocular usado para este trabajo

Se contó además de un pequeño fantoma de acrílico que consta de varias capas superpuestas: La primera capa superior es de forma semiesférica de 0.8 cm. de espesor y 2.5 cm. de diámetro en su parte inferior más ancha; la segunda capa es un cuadrilátero de 4 cm. x 4 cm. x 0.4 cm., la tercera capa también un cuadrilátero de 4 cm. x 4 cm. x 0.5 cm. una cuarta capa de 4 cm. x 4 cm. x 1.4cm, y por último una capa de 4 cm. x 4 cm. x 1.2 cm. El aplicador se colocó montado sobre la primera capa de tal forma que pudiese las fuentes adheridas al casquete estar en contacto con la parte superior del fantoma.

Se utilizó para este experimento una película radiocrómicas MD-55-2 de 3 cm. x 3 cm. de área y dos de 4 cm. x 4 cm. de área. Se colocó la primera película en el fantoma de acrílico, entre la capa superior semiesférica y la segunda capa, a una distancia efectiva del aplicador de 1.2 cm. La segunda película se colocó entre la segunda y tercera capa, a una distancia efectiva del aplicador de 1.7 cm. La tercera película se colocó entre la tercera y la cuarta capa, a una distancia efectiva del aplicador de 3.1 cm. Se

utilizó para este experimento tres cristales TLDs de 3 mm x 3 mm x 1 mm. Posteriormente, usando el fantoma de acrílico, se colocó el TLD 4 en el fantoma de acrílico, entre la capa superior semiesférica y la segunda capa, a una distancia efectiva del aplicador de 1.2 cm. El TLD 1 se colocó entre la segunda y tercera capa, a una distancia efectiva del aplicador de 1.7 cm. Por último, el TLD 3 se colocó entre la tercera y cuarta capa, a una distancia efectiva de 3.1 cm. Para la ejecución del experimento, se adecuó un ambiente libre de otras fuentes que pudieran perturbar la medición de la dosis en la película radiocrómica, evitando también las fuentes de luz fluorescente que, debido a su componente ultravioleta, puede afectar sensiblemente la medición de la dosis absorbida. El tiempo de permanencia del aplicador sobre el fantoma, y por lo tanto, el tiempo de aplicación fue de 40 horas. Posteriormente, después de transcurrido este tiempo, se procedió a retirar el aplicador a su contenedor de plomo y se retiró las películas. Ambas fueron colocadas dentro de sobres cerrados y luego estos sobres se colocaron dentro de un sobre oscuro para evitar alguna filtración de luz dispersa que pudiese perturbar la película y de la humedad del medio ambiente. Estas películas fueron mapeadas por un escaneador Epson Perfection 1240U Scanner de 1200 dpi de resolución óptica y resolución máxima de 9600 x 9600 dpi y de un área máxima de lectura de 216 mm x 297 mm. El software usado para el procesamiento de las imágenes escaneadas es Image J, el cual es un programa de procesamiento de imágenes para Macintosh el cual es de dominio público, se ejecuta en cualquier equipo que use Java 1.1. En el caso de los TLDs, se hicieron las consideraciones similares para las películas radiocrómicas. Luego, fueron retirados los TLDs y se procedió a ser leídos por la lectora Harshaw TLD 3500.

3. Resultados y discusión

De acuerdo a los resultados obtenidos, la primera película radiocrómica colocado a una distancia efectiva de 13.0 mm del aplicador midió una dosis absorbida de aproximadamente 14.06 Gy, mientras que la segunda película colocado a una distancia efectiva de 17.0 mm, registró una dosis absorbida aproximada de 7.03 Gy, y la tercera película colocada a una

Tabla 4. Resultados comparativos de la dosis medida tanto por películas radiocrómicas, TLD y el Sistema de Planificación de Tratamientos en Radioterapia Prowess 3000 v.3.06

Distancia axial a la fuente (mm)	Dosis en película radiocrómica (Gy)	Dosis en TLD (Gy)	Dosis Prowess (Gy)	Error Porcentual (%)	
				TLD	Prowess
12	14,06	14,27	14,04	1,44	-0,14
17	7,03	7,36	7,48	4,43	6,02
31	2,14	2,14	2,20	-0,05	2,73

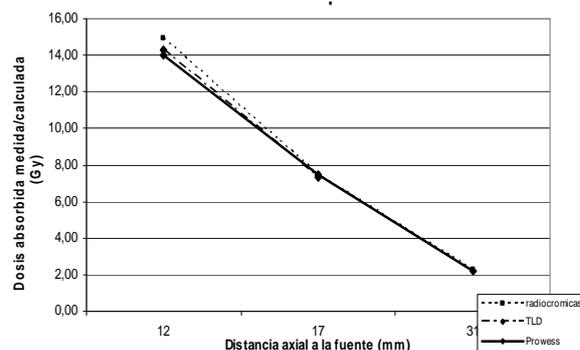
distancia efectiva de 31.0 mm registró una dosis absorbida de 2.14 Gy. Comparando los datos de película radiocrómica y TLD-100, para las distancias efectivas medidas por TLD-100, el error de aproximación para la distancia efectiva de 13.0 mm es del 1.44%, para la distancia de 17,0 mm el error de aproximación es de 4.43% y para la distancia de 25.0 mm el error de aproximación es de 0,01%. Cabe resaltar que el mayor error de aproximación calculado está a distancias más próximas a la fuente debido a que no hemos incluido algunos otros factores que habrán influenciado la toma de datos. Para validar de cierta forma nuestros resultados, fue necesario realizar una comparación de nuestros datos con los provenientes de un sistema de planificación en uso. Para ello se ejecutó la dosimetría para un implante ocular usando el Sistema de Planificación para Tratamientos en Radioterapia Prowess 3000 versión 3.06 del Instituto Nacional de Enfermedades Neoplásicas (INEN). Vale resaltar que este planificador realiza los cálculos sin asumir la presencia física del implante ocular de oro, asumiendo las fuentes de Ir-192 colocadas en el espacio. Posteriormente ejecutamos la comparación de datos obtenidos por películas radiocrómicas, TLD y el Sistema de Planificación Prowess 3000 versión 3.06. Los resultados son mostrados en la Tabla 4. Vemos también que tanto en el caso de las películas radiocrómicas como en el caso de los TLD y del Sistema de Planificación Prowess 3000, la ecuación que gobierna la dependencia de la dosis con respecto a la distancia fuente-dosímetro es una relación lineal, cuya ecuación está determinada de la siguiente forma:

$$D = A_0 + A_1 X \quad (3)$$

donde, D es la dosis absorbida medida (Gy), X – la distancia con respecto a la fuente (cm.), A_0 - dosis umbral en el centro del eje axial del

aplicador (Gy), A_1 - gradiente de dosis con respecto al eje axial (Gy/cm.).

Los valores encontrados para películas radiocrómicas son: $A_0 = 19.663$ Gy, $A_1 = -5.96$ Gy/cm. En el caso de TLD: $A_0 = 20.05$ Gy, $A_1 = -6,06$ Gy/cm. Para el Planificador Prowess, se obtienen respectivamente $A_0 = 19.747$ Gy, $A_1 = -5.92$ Gy/cm.

**Fig. 3.** Resultados de la dosimetría comparativa para películas radiocrómicas con TLD y el Sistema de Planificación Prowess 3000 v.3.06.

Como podemos apreciar, ambas técnicas dan distintos valores en los parámetros. También podemos notar que la curva de dispersión entre ambas medidas tiende a aproximarse a un valor intermedio, pero divergen al alejarnos más de la fuente. En el caso con los datos obtenidos con el Planificador Prowess, coinciden en la aproximación a un valor intermedio, pero van de cierta manera convergiendo a medida que nos alejamos de la fuente (figura 3). Observando con detenimiento los resultados, podemos decir que la técnica de películas radiocrómicas constituye una valiosa herramienta para medir dosis en un campo de radiaciones de uso clínico. Puede dar valores de dosis aceptables para el uso médico dentro del margen de error adecuado. En el caso para dosimetría ocular, el valor de dosis umbral es

muy parecido, con una aproximación de menos del 1.97% (con respecto a TLD) y 0.42% (con respecto al planificador Prowess), lo que es clínicamente aceptable. Para el valor del gradiente de dosis respecto al eje axial, esta aproximación es de 1.68%(con TLD) y -0.68% (con el planificador Prowess).

4. Conclusiones.

La caracterización, según: su uniformidad es reportado con una incertidumbre entre 1-3% para dosis entre 0.25-1 Gy, entre 3-5% para dosis entre 1-5Gy, y entre 3-4% para valores entre 10-20 Gy; con una linealidad aceptada en el rango de dosis de 1 – 20 Gy; con una sensibilidad determinada con incertidumbre entre el 2-3% para valores entre 1-5 Gy, y de 1-2% para valores entre 20-100 Gy, con un pico en 10 Gy de aproximadamente 5% (esto se debería a cambios en las condiciones ambientales de la medición de la película). La calibración es realizada para las energías del Cs-137, Co-60 y para un haz de fotones de 6 MV. Luego, se estima el factor de calibración para la energía de interés (Ir-192: 0.38 MeV). Todo ello, es reportado con un nivel de confiabilidad del 95%.

Al comparar los valores obtenidos en la medida de la dosis por la técnica de películas radiocrómicas, TLD-100 y el Planificador Prowess 3000 podemos observar que poseen discrepancia entre 1 y 6%, por lo cual podemos afirmar que el uso de películas radiocrómicas es aceptable para las aplicaciones clínicas.

Al finalizar el presente el trabajo concluimos que la utilización de las películas radiocrómicas es una de las técnicas más adecuadas y precisas en la dosimetría clínica, en especial para dosimetría en braquiterapia ocular, lo que permite contar con una herramienta alternativa

y eficaz para la debida dosificación de la radiación suministrada, asegurándole un mejor tratamiento y por ende, mejorando la calidad de vida del paciente.

Referencias.

- [1] Chair,A.N., Blackwell,C.R., Coursey,B.M.; Gall,K.P., McLaughlin,W.L., Meigooni,A.S., Nath,R., Rodgers,J.E., Soares C.G., Radiochromic film dosimetry: Recommendations of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 55, Am. Assoc. Phys. Med. 1998.
- [2] Buston,M.J., Yu,P.K.N., Cheung,T., Metcalfe,P., Materials Science and Engineering R 41, (2003), 61-120.
- [3] Meigooni,A.S., Sanders,M.F.,Ibbott,G.S., Szeglin S.R.,Dosimetric characteristics of an improved radiochromic film. Med. Phys. 23 (11), Am.Assoc. Phys. Med.1996.
- [4] Klassen,N.V., van der Zwan,L.E., Cygler,J. GafChromic MD-55: Investigated As a precision dosimeter. Med. Phys. 24 (12), Am.Assoc.Phys.Med.,1997.
- [5] Muench,P.J., Meigooni,A.S., Nath,R, McLaughlin,W.L. Photon energy dependence of the sensitivity of radiochromic film and comparison with silver halide film and LiF TLDs used for brachytherapy dosimetry. Med.Phys. 18 (4), Am.Assoc.Phys.Med., 1997.
- [6] Zhu,Y., Kirov,A.S., Mishra,V., Meigooni A.S., Williamson,J.F., Quantitative evaluation of radiochromic film response for two-dimensional dosimetry. Med. Phys. 24 (2), Am. Assoc. Phys. Med.,1997.