

**UNIVERSIDAD NACIONAL MAYOR DE SAN MARCOS**

**FACULTAD DE CIENCIAS FÍSICAS**

**E.A.P. DE FÍSICAS**

**Caracterización y calibración de películas  
radiocrómicas MD-55-2 y su utilización en la  
dosimetría de braquiterapia ocular**

**TESIS**

Para optar el Título Profesional de Licenciado en Física

**AUTOR**

Carlos José Orbegoso Pandal

**ASESOR**

José Fernando Márquez Pachas

Lima - Perú

2016



UNIVERSIDAD NACIONAL MAYOR DE SAN MARCOS  
(Universidad del Perú, Decana de América)

FACULTAD DE CIENCIAS FÍSICAS  
ESCUELA ACADÉMICO PROFESIONAL DE FÍSICA

### ACTA DE SUSTENTACIÓN DE TESIS PARA OPTAR EL TÍTULO PROFESIONAL DE LICENCIADO EN FÍSICA

Siendo las 17:00 horas del viernes 05 de febrero del 2016 en el Salón de Grados de la Facultad de Ciencias Físicas (Auditorio 109), bajo la presidencia del Lic. Luis Salazar De Paz (Presidente), Lic. José Fernando Márquez Pachas (Asesor) y Lic. Yazmyn Paraguay Villa (Suplente), se dio inicio a la Sesión pública de sustentación de tesis para la Licenciatura en Física, mediante la modalidad M1, del bachiller.

#### CARLOS JOSÉ ORBEGOSO PANDAL

Dando lectura al Resumen del expediente, el Presidente del Jurado, invitó al bachiller Orbegoso Pandal, Carlos José, a realizar una exposición del trabajo de tesis titulado "Caracterización y calibración de películas radiocrómicas MD-55-2 y su utilización en la dosimetría de braquiterapia ocular".

Concluida la exposición del candidato y luego de las preguntas de rigor por parte del Jurado, el Presidente invitó al bachiller y al público a abandonar momentáneamente la Sala de Sesión para dar paso a la deliberación y calificación por parte del Jurado.

Al término de la deliberación del Jurado, el Lic. Luis Salazar De Paz invitó al candidato y al público a pasar a la Sala de Sesión para dar lectura al resultado de la deliberación. El candidato ha obtenido la calificación de:

<i>Muy bueno</i>	<i>17</i>	<i>Diecisiete</i>
(MENCIÓN)	(NÚMERO)	(LETRAS)

Finalmente, el Presidente del Jurado, propone al Consejo de la Facultad que se le declare Licenciado en Física al bachiller Orbegoso Pandal, Carlos José. Siendo las *17:30h* Horas, se levanta la Sesión.

*[Firma]*  
Lic. Luis Salazar De Paz  
PRESIDENTE

*[Firma]*  
Lic. José Fernando Márquez Pachas  
ASESOR

*[Firma]*  
Lic. Yazmyn Lizette Paraguay Villa  
SUPLENTE

**TÍTULO:**

**CARACTERIZACION Y CALIBRACION DE  
PELICULAS RADIOCROMICAS Y SU  
UTILIZACION EN LA DOSIMETRIA DE  
BRAQUITERAPIA OCULAR**

**MIEMBROS DEL JURADO:**

Lic. Luis Salazar de Paz	(Presidente)
MSc. José F. Márquez Pachas	(Miembro Asesor)
Lic. Yazmyn Paraguay Villa	(Miembro)

**DEFENSA:**

05 de Febrero de 2016 en el Salón de Grados (Aula 109) de la  
Facultad de Ciencias Físicas.

**Este trabajo está dedicado a la memoria de mis padres: Carlos y Goya. Que el Señor los tenga en su santa gloria. Amén.**

## AGRADECIMIENTO

Deseo expresar mi agradecimiento a las personas e instituciones que hicieron posible la realización de este trabajo:

En primer lugar a mi Alma Mater, la Facultad de Ciencias Físicas de la Universidad Nacional Mayor de San Marcos.

A mi asesor el MSc. José Fernando Márquez Pachas, por la orientación y revisión de este trabajo.

De la misma forma, mi agradecimiento al Departamento de Radioterapia del Instituto Nacional de Enfermedades Neoplásicas (INEN), por las facilidades en el uso de los equipos y fuentes de la institución.

Asimismo, a la Empresa Aleph Group en la persona del MSc. Rolando Paucar Jauregui, por su asesoramiento y facilidades brindadas al presente trabajo.

Al Departamento de Radioterapia de la Clínica San Pablo Sede Surco por las facilidades brindadas para el desarrollo del presente trabajo.

A todas aquellas personas que de alguna u otra manera apoyaron este trabajo.

Un caso especial agradezco el apoyo de mi familia: mi madre Goya, mis hermanos Milagros, Johnny y Gino, mi hija Andrea Georgette, el motor de mi vida, y a Lilia Soledad, mi compañera.

## INDICE GENERAL

	<b>Página</b>
<b>ACTA DE SUSTENTACION DE TESIS PARA OPTAR EL TITULO PROFESIONAL DE LICENCIADO EN FISICA</b>	ii
<b>DEDICATORIA</b>	iv
<b>AGRADECIMIENTOS</b>	v
<b>INDICE GENERAL</b>	vi
<b>LISTA DE TABLAS</b>	x
<b>LISTA DE FIGURAS</b>	xi
<b>RESUMEN</b>	xiv
<b>ABSTRACT</b>	xv
<b>CAPITULO I: INTRODUCCIÓN</b>	1
1.1. JUSTIFICACION DEL PRESENTE TRABAJO	3
1.2. OBJETIVOS	3
1.2.1. OBJETIVO GENERAL	3
1.2.2. OBJETIVO ESPECIFICO	3
1.3. ANTECEDENTES	4
<b>CAPÍTULO II: FUNDAMENTO TEÓRICO</b>	5
2.1. CONCEPTOS E INFORMACION PREVIA DE LAS PELÍCULAS RADIOCRÓMICAS	5
2.2. PROPIEDADES DE LAS PELÍCULAS RADIOCROMICAS	5
2.2.1. CARACTERÍSTICAS FISICO-QUÍMICAS DE LAS PELÍCULAS MD-55 DE DOBLE CAPA	5
2.2.2. ESTRUCTURA DE LA PELÍCULA RADIOCRÓMICA MD-55 DOBLE CAPA Y TEJIDO EQUIVALENTE.	6
2.2.3. ESTABILIDAD DE COLOR DESPUÉS DE LA IRRADIACIÓN CON EL TIEMPO	7

2.2.4.	DEPENDENCIA DE LA TASA DE DOSIS CON LA RESPUESTA A LA IRRADIACION	8
2.2.5.	COLORACIÓN POST-IRRADIACIÓN	9
2.2.6	UNIFORMIDAD DE RESPUESTA DE LA PELÍCULA	9
2.2.7	DEPENDENCIA EN LA ENERGÍA DE LA PELÍCULA RADIOCRÓMICA	10
2.3.	TÉCNICAS DE DOBLE EXPOSICIÓN PARA MINIMIZAR LA NO-UNIFORMIDAD MACROSCÓPICA	13
2.4	EFFECTOS DE LA FUENTE DE LUZ EN EL MEDIO AMBIENTE Y LA LECTORA	14
2.5.	ORIENTACIÓN DE LOS EFECTOS DE EXPOSICIÓN.	16
2.6.	RESPUESTA A CONDICIONES DEL MEDIO AMBIENTE.	16
<b>CAPITULO III : EXPERIMENTO</b>		19
3.1	MATERIALES	19
3.2.	PROCEDIMIENTO Y MEDIDAS	20
3.2.1.	CARACTERIZACIÓN DE LAS PELÍCULAS RADIOCRÓMICAS	20
3.2.1.1	DETERMINACIÓN DE LA UNIFORMIDAD DE LAS PELÍCULAS RADIOCRÓMICAS	20
3.2.1.2	DETERMINACIÓN DE LA LINEALIDAD DE LAS PELÍCULAS RADIOCRÓMICAS.	22
3.2.1.3.	DETERMINACIÓN DE LA SENSIBILIDAD DE LAS PELÍCULAS RADIOCRÓMICAS.	23
3.2.2	CALIBRACION DE LAS PELÍCULAS RADIOCRÓMICAS	24
3.2.3	DISEÑO DE LA GEOMETRÍA	28
3.2.4.	MEDIDA DE DOSIS EN APLICACIONES DE TRATAMIENTOS OCULARES	32
<b>CAPITULO IV: RESULTADOS Y DISCUSIÓN</b>		34

<b>CAPITULO V: CONCLUSIONES</b>	41
<b>REFERENCIAS</b>	43
<b>ANEXOS</b>	45
<b>ANEXO A: CARACTERIZACIÓN Y CALIBRACIÓN DE TLD-100</b>	46
A.1 CARACTERIZACION DE TLD-100	46
A.1.1 PRUEBAS DE REPRODUCIBILIDAD	46
A.1.2 PRUEBAS DE LINEALIDAD	48
A.2 CALIBRACION DE LOS TLD-100	50
<b>ANEXO B</b>	51
<b>ANEXO C</b>	53
<b>ANEXO D</b>	55
<b>ANEXO E: GLOSARIO DE TERMINOS</b>	56
<b>APENDICES</b>	64
<b>APENDICE A: TEORÍA DE INCERTIDUMBRE</b>	65
A1. Introducción	65
A2. Evaluación de Incertidumbre estándar tipo A	66
A3. Evaluación de Incertidumbre estándar tipo B	67
A4. Incertidumbre estándar combinada o de tipo C	67
A5. Incertidumbre de la medida e intervalos de tolerancia	68
<b>APENDICE B: DISTRIBUCIÓN T DE STUDENT</b>	69
B1. Introducción	69



B2. Intervalos de Confidencia derivados de la distribución-T de Student	71
B3. Función de probabilidad	72
B4. Teoría posterior	73
TABLA DE VALORES PARA LA DISTRIBUCIÓN-T DE STUDENT	74

## LISTA DE TABLAS

	Página
<b>Tabla 3.1.</b> Resultados de las películas radiocrómicas para la prueba de uniformidad (VER ANEXO B1).	21
<b>Tabla 3.2.</b> Resultados de las películas radiocrómicas para la prueba de linealidad (VER ANEXO B2).	22
<b>Tabla 3.3.</b> Resultados de las películas radiocrómicas para la prueba de sensibilidad (VER ANEXO B3).	24
<b>Tabla 3.4.</b> Resultados de calibración de películas radiocrómicas para una fuente de Co-60 (VER ANEXO C1).	25
<b>Tabla 3.5.</b> Resultados de calibración de películas radiocrómicas para una fuente de Cs-137 (VER ANEXO C2).	26
<b>Tabla 3.6.</b> Resultados de calibración de películas radiocrómicas para un Acelerador Lineal Clinac 2100C para una energía de 6 MV (VER ANEXO C3).	27
<b>Tabla 3.7.</b> Resultados de la dosimetría para el aplicador ocular usando películas radiocrómicas.	32
<b>Tabla 3.8.</b> Resultados de dosis medidos por los tres TLD-100 para dosimetría comparativa con la de películas radiocrómicas.	33
<b>Tabla 4.1.</b> Resultados de la dosimetría para un implante ocular realizado en el Planificador para Tratamientos en Radioterapia Prowess 3000 versión 3.06 del Departamento de Radioterapia del Instituto Nacional de Enfermedades Neoplásicas (INEN).	36
<b>Tabla 4.2.</b> Resultados comparativos de la dosis medida tanto por películas radiocrómicas, TLD-100 y el Sistema de Planificación de Tratamientos en Radioterapia Prowess 3000 versión 3.06.	36

## LISTA DE FIGURAS

	Página
<b>Figura 2.1.</b> Estructura de la película Gafchromic MD-55-2 Film™.	6
<b>Figura 2.2.</b> Datos de tasa de dependencia para la película MD-55-2 irradiada con rayos gamma de Co-60 para diferentes dosis y tasa de dosis, medidos a una longitud de onda de 670 nm.	8
<b>Figura 2.3.1.</b> Puntos experimentales que grafican la dependencia de la absorbancia neta en la energía de fotones para una película MD-55-2 irradiado a una dosis absorbida en agua de 20 Gy por radiación X y $\gamma$ . La curva sólida representa las razones calculadas de energía de los coeficientes de absorción de masa, material del sensor en relación al del agua, de la película MD-55-2, para fotones de 10 a 1250 keV, normalizado al valor experimental de 1250 keV. Las barras verticales en los puntos experimentales representan límites de incertidumbre basados en cinco repeticiones para cada punto.	12
<b>Figura 2.3.2.</b> Dependencia en la energía de una película radiocrómica (a) MD-55-1, (b) MD-55-2, y (c) HS.	13
<b>Figura 2.4.</b> Dependencia de la absorbancia con la temperatura de respuesta de las películas MD-55-1 y MD-55-2 sobre un rango de temperatura entre 10° - 50° C durante la irradiación a una dosis de rayos gamma de 40 Gy, leídas a las longitudes de onda indicadas.	18
<b>Figura 3.1.</b> Uniformidad de las películas radiocrómicas.	21
<b>Figura 3.2.</b> Linealidad de las películas radiocrómicas.	23
<b>Figura 3.3.</b> Sensibilidad de las películas radiocrómicas con el ajuste polinómico de tercer orden.	24
<b>Figura 3.4.</b> Gráfico de la calibración de las películas radiocrómicas para una fuente de Co-60, con la cual se obtiene el factor de calibración para esta fuente.	25

- Figura 3.5.** Gráfico de la calibración de las películas radiocrómicas para una fuente de Cs-137, con la cual se obtiene el factor de calibración para esta fuente. 26
- Figura 3.6.** Gráfico de la calibración de las películas radiocrómicas para la energía de fotones de 6 MV de un Acelerador Lineal Clinac 2100 C/D. 27
- Figura 3.7.** Curva de calibración de las películas radiocrómicas con respecto a la energía de las fuentes calibradas. 28
- Figura 3.8.** Esquema de un implante ocular usado para este trabajo. 29
- Figura 3.9.** Esquema del fantoma de acrílico, mostrando sus distintas capas superpuestas. 30
- Figura 3.10.** Esquema del fantoma usado para el experimento mostrando la disposición de las tres películas radiocrómicas usadas y el aplicador ocular. 30
- Figura 3.11.** Esquema del fantoma usado para el experimento mostrando la disposición de los tres TLD-100 usados y el aplicador ocular. 31
- Figura 3.12.** Resultados de la medición por TLD-100 obtenidos en el fantoma de acrílico usado para simulación de dosis en braquiterapia ocular. 33
- Figura 4.1.** Resultados de la medición por películas radiocrómicas obtenidos en el fantoma de acrílico usado para simulación de dosis en braquiterapia ocular. 34
- Figura 4.2.** Curva de dispersión de los datos entre ambas técnicas (películas radiocrómicas y TLD-100) de los datos obtenidos de la comparación para dosimetría de braquiterapia ocular. 35
- Figura 4.3.** Cuadro que reúne los datos para dosimetría de braquiterapia ocular de ambas técnicas (películas radiocrómicas y TLD-100). 35

- Figura 4.4.** Resultados de la dosimetría comparativa para películas radiocrómicas con TLD-100 y el Sistema de Planificación Prowess 3000 v.3.06. 37
- Figura 4.5.** Error porcentual comparativo de los datos obtenidos por las películas radiocrómicas en este experimento con datos obtenidos de TLD-100 y el Sistema de Planificación Prowess. 37
- Figura 4.6.** Datos brindados por el Planificador de Tratamientos en Radioterapia Prowess 3000 v.3.06. 38

## RESUMEN

En las prácticas radioterapéuticas uno de los problemas más grandes que surge, es la determinación precisa en la medición de la dosis absorbida en el tejido de interés. Entonces hay la necesidad de implementar técnicas adecuadas para la verificación de dosis suministradas a los pacientes, teniendo en cuenta una buena precisión, sensibilidad, buena respuesta en el rango de aplicación, versatilidad en su manejo y otras. Las películas radiocrómicas son de interés por poseer características apropiadas para la verificación de la dosimetría en pacientes. En este trabajo se emplearon un grupo de tres películas radiocrómicas GafChromic® MD-55-2, las cuales fueron caracterizadas (se determinó su linealidad, reproducibilidad y sensibilidad) a la energía Co-60 y calibradas para las energías de Cs-137, Co-60 y de fotones de 6 MV de un acelerador lineal Clinac 2100C. Posteriormente, en la fase de aplicaciones se diseñó la geometría del implante ocular, que consistió en un conjunto de capas de acrílicos superpuestas y medir la dosis a diferentes posiciones relativas al eje axial del aplicador. Los resultados fueron contrastados con valores obtenidos por la técnica termoluminiscente y por el Sistema de Planificación de tratamiento (SPT) Prowess 3000 versión 3.06. Los resultados muestran que es posible medir la dosis absorbida a los pacientes en tratamientos oculares con incertidumbres menores al 6 % (nivel de confianza del 95%). Los valores de dosis son reportados con diferencias relativas menores al 4 y 6 % en comparación a la técnica de termoluminiscencia y por el SPT Prowess, respectivamente.

Al finalizar este trabajo podemos concluir que las películas radiocrómicas son una herramienta, alternativa, muy valiosa para poder realizar la dosimetría en braquiterapia ocular.

*Palabras claves: radiocrómicas, dosimetría, calibración, braquiterapia.*

## ABSTRACT

Therapeutic practices within one of the greatest problems arising, is the accurate measurement of absorbed dose in the tissue of interest determination. Then there is the need to implement suitable for checking dose delivered to patients techniques, considering good accuracy, sensitivity, good response in the range of implementation, versatility in handling and others. The radiochromic films are of interest for having appropriate characteristics for verification dosimetric in patients. In this study a group of three films GafChromic® radiochromic MD-55-2, which were characterized were used (i.e., linearity, reproducibility and sensitivity was determined) energy Co-60 and calibrated for the energies of Cs 137, Co-60 photons and 6 MV linear accelerator Clinac 2100C. Subsequently, in the application phase ocular implant geometry, consisting of a set of superimposed layers of acrylic and then measuring dose at different positions relative to the axial axis of the applicator it was designed. The results were compared with values obtained by the thermoluminescent technique and by the TPS System Planning Prowess 3000 version 3.06. The results show that it is possible to measure the dose given to patients in ocular treatment with lower uncertainties for 6% (confidence level 95%). The dose values are reported with minor differences relative to 4% and 6% compared to the technique of thermoluminescence and Prowess TPS respectively. Upon completion of this study we can conclude that radiochromic films are a tool, alternative, invaluable to perform ocular brachytherapy dosimetry.

*Keywords: radiochromic, dosimetry, calibration, brachytherapy.*

## CAPITULO I: INTRODUCCION

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 el presente trabajo de tesis desarrollamos 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 las dosis suministradas a los pacientes; 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 de esta tesis es mostrar las bondades de las películas radiocrómicas ya que poseen características apropiadas para la verificación de la dosimetría en pacientes.

El desarrollo del presente trabajo de tesis demuestra que es posible contar con un nuevo sistema dosimétrico, alternativo, que garantiza una adecuada medida precisa de la cantidad de radiación recibida por los pacientes, contribuyendo en la calidad y seguridad de los tratamientos en neoplasias oculares.

En el capítulo 2 desarrollamos los fundamentos teóricos de las películas radiocrómicas, sus propiedades físico-químicas, su estabilidad del color de estas películas con el tiempo, su dependencia con la tasa de dosis, uniformidad de las películas, dependencia con la energía, la respuesta ante condiciones del medio ambiente, y el desarrollo de la técnica de doble exposición para minimizar los efectos de no-uniformidad macroscópica. Estas películas son transparentes antes de ser irradiadas y se tornan de color azul cuando son expuestas a la radiación, sin necesidad de un procesamiento posterior físico o químico; este cambio ocurre



a las 24 horas después de ser expuestas; también, presentan una alta resolución espacial: 1200 dpi (dpi: dot per inches, puntos por pulgadas) lo que lo hace ideal para mediciones de dosis en regiones de alto gradiente de dosis en un campo de radiación.

En el capítulo 3 desarrollamos la parte experimental del trabajo. Para la implementación mediante películas radiocrómicas en aplicaciones médicas debemos efectuar la caracterización y calibración de estas películas conjuntamente con el sistema de medida de respuesta (la densidad óptica, OD). La caracterización de las películas radiocrómicas consiste en realizar las pruebas de uniformidad, linealidad y sensibilidad, considerando condiciones de temperatura y humedad. La calibración de las películas radiocrómicas son realizadas en el rango de dosis y energía de interés clínico, específicamente en problemas de neoplasias oculares donde se usan implantes portadores de fuentes radiactivas, en el caso del presente trabajo la energía efectiva de interés es la de Ir-192: 380 keV; como no contamos con una fuente calibrada de este material radiactivo, aplicamos el hecho de que la respuesta de estas películas es constante con respecto de la energía a partir de 200 keV, por ello, la calibración es realizada para las energías del Cs-137 (668 keV), del Co-60 (1250 keV) y de fotones de 6 MV (3125 keV). Luego, empleamos las películas radiocrómicas en la medición de dosis para un aplicador ocular según el diseño geométrico propuesto en el presente trabajo.

En el capítulo 4, mostramos los resultados obtenidos y realizamos la comparación de los datos obtenidos con las películas radiocrómicas, los dosímetros termoluminiscentes de LiF: Mg, Ti y el sistema de planificación de tratamientos de pacientes Prowess 3000 versión 3.08.

En el capítulo 5, al finalizar el presente trabajo se han discutido los resultados y procedimientos utilizados y se concluye que las películas radiocrómicas presentan una respuesta lineal en el rango de aplicaciones oculares constituyendo así una herramienta alternativa muy valiosa para realizar la dosimetría en braquiterapia episcleral.

En los anexos incluimos información complementaria necesaria para fundamentar nuestros

resultados. En el anexo A mostramos los resultados de la caracterización y calibración de los dosímetros termoluminiscentes de LiF: Mg, Ti usados en este trabajo. El anexo B está dedicado a los resultados de la caracterización de las películas radiocrómicas. El anexo C, a los resultados de la calibración de estas películas. El anexo D está dedicado a los resultados obtenidos de la caracterización de los dosímetros TLD-100. En el apéndice A presentamos un resumen de los fundamentos de la teoría de incertidumbre. El apéndice B muestra los fundamentos de la distribución estadística  $t$  de Student, utilizado en el análisis de los datos obtenidos en el presente trabajo.

### ***1.1. JUSTIFICACION DEL PRESENTE TRABAJO.***

Este trabajo se justifica en el hecho de las dificultades asociadas a la medición de dosis absorbida en tejido vivo. Se cuenta con sistemas de mediciones que en gran medida no proveen suficiente información espacial, el cual es necesario para distintos requerimientos de información con fines de planificación de tratamientos. Por otra parte, otras técnicas pueden proveer esta información, pero presentan distintas dificultades técnicas que no permiten obtener dicha información con la facilidad, rapidez y seguridad requerida.

### ***1.2. OBJETIVOS.***

#### ***1.2.1. OBJETIVO GENERAL.***

Evaluar las cualidades disimétricas de las películas radiocromicas, pues sus características son apropiadas para verificar la disimetría en pacientes.

#### ***1.2.2. OBJETIVO ESPECIFICO.***

Demostrar que la técnica de películas radiocromicas es un nuevo, adecuado y preciso sistema disimétrico alternativo, que contribuirá con la calidad y seguridad de los tratamientos en neoplasias oculares.

### **1.3. ANTECEDENTES.**

Muench et al. (1991) compararon la sensibilidad de las películas radiocromicas DM1260 con películas de verificación de haluro de plata Kodak X-Omat V Film y TLD de LiF y determinaron su gran ventaja y sensibilidad con respecto a estos dispositivos, para aplicaciones en el rango de energía de fotones entre 28 keV a 1.7 MeV, rango de interés en braquiterapia.

Meigooni et al. (1996) probaron la película radiocromica MD-55 y determinaron su sensibilidad, linealidad, reproducibilidad, uniformidad y su dependencia con la energía en el rango de dosis entre 1-72 Gy, usando rayos  $\gamma$  de una unidad de cobaltoterapia y rayos X de un acelerador lineal de 6 y 18 MV.

Zhu et al. (1997) estudiaron la respuesta bidimensional de las películas radiocromicas MD-55, expusieron las películas a dosis de haces de rayos X de un acelerador lineal medico de 6 MV y determinaron que es adecuado para aplicaciones medicas de alta dosis, caso de oncología.

Klassen et al. (1997) realizaron una investigación sobre la película radiocromica GafChromic MD-55 como un dosímetro de gran precisión, usando para determinar dosis absorbida de haces de fotones y de Co-60 y midieron dosis absorbidas próximas a los 6 Gy con una incertidumbre menor al 1%; también, determinaron que son afectadas por la luz polarizada.

## **CAPÍTULO II: FUNDAMENTO TEÓRICO**

### **2.1. *CONCEPTOS E INFORMACION PREVIA SOBRE LAS PELÍCULAS RADIOCRÓMICAS***

Los efectos radiocrómicos están relacionados con la directa coloración de un material debido a la absorción de la radiación electromagnética, sin requerir amplificación o desarrollo químico, óptico o térmico. Los procesos radiocrómicos producen inmediatamente imágenes coloreadas 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 <sup>[1]</sup>. 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 irradiadas, consisten de una delgada capa de monómero microcristalino activo dispersado revestido sobre una base flexible de película de poliéster. Cambia progresivamente al azul ante la exposición a la radiación ionizante (Chair et al., 1998). En el presente trabajo usaremos las películas radiocrómicas de tipo (iii).

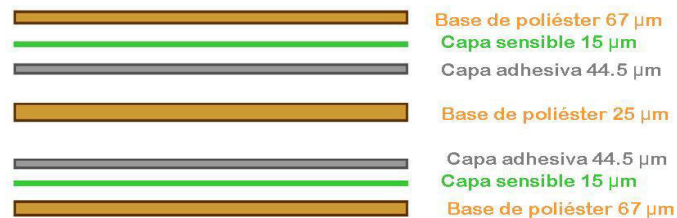
### **2.2. *PROPIEDADES DE LAS PELÍCULAS RADIOCRÓMICAS***

#### **2.2.1. *CARACTERÍSTICAS FÍSICO-QUÍMICAS DE LAS PELÍCULAS MD-55 DE DOBLE CAPA***

Las películas radiocrómicas MD-55-2 o de doble capa consisten de sensores dispersos radiocrómicos en doble capa revestido en ambos lados sobre una base de poliéster (Fig. 2.1)

(Buston et al., 2003). La película transparente incolora responde a la luz ultravioleta al tornarse azul, con dos bandas de absorción nominal ( $\lambda_{\max} \approx 670 \text{ nm}$  y  $\lambda_{\min} \approx 610 \text{ nm}$ ) el cual depende de la dosis absorbida y la temperatura durante la irradiación, así como también del tiempo de lectura post-irradiación (Chair et al., 1998). El cambio de color inducido por la radiación sin desarrollo térmico, óptico o químico y la imagen azul original es estable a temperaturas próximas a los  $60^\circ\text{C}$ , debajo del cual el color de la imagen cambia abruptamente del azul a rojo (Chair et al., 1998). Esta película tiene poca dependencia en la humedad relativa durante la irradiación, pero existe una marcada dependencia con la temperatura, este grado de dependencia varía con la dosis de radiación y la temperatura (Chair et al., 1998). Muestran despreciable dependencia a la tasa de dosis para rayos gamma y electrones (Chair et al., 1998). Cuando las películas son irradiadas con fotones a tasas de dosis entre 1.0 y 30 Gy/min o con haces de electrones a una tasa de dosis promedio de  $10^6 \text{ Gy/min}$ , los valores de la absorbancia inducida por radiación crece por unidad de dosis de acuerdo a que estos valores se encuentren dentro de la incertidumbre específica de la respuesta dosimétrica (5% a 95% del nivel de confianza) (Buston et al., 2003).

#### PELICULA GAFCHROMIC MD-55-2



**Figura 2.1. Estructura de la película GafChromic MD-55-2 Film™ (Buston et al., 2003)**

#### 2.2.2. ESTRUCTURA DE LA PELÍCULA RADIOCRÓMICA MD-55 DE DOBLE CAPA Y TEJIDO EQUIVALENTE.

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 capa base 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 (Chair et al., 1998). La dependencia en la energía de la respuesta de la película a los electrones, así como al rango de electrones en el sensor del dosímetro y su sustrato (poliéster), han sido determinado por el cálculo de la potencia de frenado de colisión másico y los rangos de aproximación continua linealmente decreciente para el caso de electrones (Chair et al., 1998). La dependencia de la energía de esta película a las energías de los fotones se ha calculado considerando los coeficientes de atenuación y de absorción de energía másica (Chair et al., 1998). La potencia de frenado electrónico del material del sensor es similar al del agua y también al del 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 (Chair et al., 1998). 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 de masa electrónica, para el sensor, están dentro del 2% del de agua y músculo esquelético (Buston et al., 2003; Meigooni et al., 1996).

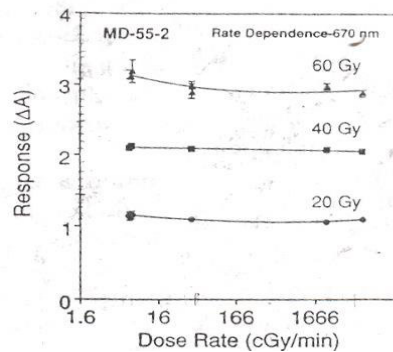
### *2.2.3. ESTABILIDAD DE COLOR DESPUÉS DE LA IRRADIACIÓN CON EL TIEMPO.*

Los desarrollos del color casi total de todas las formulaciones radiocrómicas son muy rápidos, generalmente ocurre en unos pocos milisegundos. Sin embargo, diversos efectos químicos de la radiación en sistemas plásticos requieren algún tiempo, después de la irradiación, para alcanzar el grado de equilibrio químico (Buston et al., 2003). Durante las primeras 24 h después de la irradiación, la absorbancia puede incrementarse en un 16%, con solo un ligero crecimiento (4%) a posterior, en un rango de tiempo de aproximadamente dos semanas (Chair et al., 1998; Buston et al., 2003; Meigooni et al., 1996). El efecto del tiempo ha sido determinado a depender de la dosis absorbida. Ningún cambio apreciable post-irradiación, a 400 nm, de la película ocurre sobre el periodo de 40 a 165 días (Chair et al., 1998; Klassen et al., 1997; Muench et al., 1997). La estabilidad del color es mejorada para lecturas de absorbancia hechas a cada uno de los dos principales

picos de absorción (nominal 610 y 670 nm). También se ha notado que el crecimiento más grande en la absorbancia ocurre a altas temperaturas de almacenamiento, próximo a 40 °C (Chair et al., 1998; Buston et al., 2003). Tales efectos requieren atención bajo típicas condiciones de almacenamiento. Generalmente, a ciertas longitudes de onda de la banda de absorción principal (por ejemplo, nominal 670 nm), el efecto de la radiación es relativamente estable a las 4 h siguientes de la irradiación (Chair et al., 1998). Para minimizar las variaciones dosimétricas debido al efecto de la inestabilidad, las lecturas espectrofotométricas o densitométricas son hechas a una cierta longitud de onda (Buston et al., 1998; Klassen et al., 1997; Zhu et al., 1997).

#### 2.2.4. DEPENDENCIA DE LA RESPUESTA CON LA TASA DE DOSIS

Los efectos de la tasa de dosis de liberación en la respuesta del MD-55-2 son probados y se ha determinado que la película es independiente de la tasa de dosis en el rango de 0.034 Gy min<sup>-1</sup> a 80 Gy min<sup>-1</sup> (Chair et al., 1998). McLaughlin et al halló una pequeña dependencia para la película MD-55-2 cuando se les irradia a dosis más grandes de 60 Gy (Figura 2.2) (McLaughlin et al., 1996). A esta dosis relativamente alta, los investigadores citaron una respuesta de aproximadamente 10 % mayor a la tasa de dosis inferior (0.08 Gy min<sup>-1</sup>). Sin embargo, a tasas de dosis clínicas usadas para muchos tratamientos médicos (2-4 Gy min<sup>-1</sup>), la respuesta del MD-55-2 es independiente de la tasa de dosis (Chair et al., 1998; Klassen et al., 1997; Zhu et al., 1997). En general, la película radiocrómica es independiente de los efectos de tasa de dosis en el rango de tasa de dosis clínicamente relevantes de 2-4 Gy/min (Chair et al., 1998; Zhu et al., 1997).



**Figura 2.2.** Datos de tasa de dependencia para la película MD-55-2 cuando se irradia con rayos gamma de Co-60 para diferentes dosis y tasa de dosis, medidos a una longitud de onda de 670 nm (Chair et al., 1998; Buston et al., 2003).

### 2.2.5. COLORACIÓN POST-IRRADIACIÓN.

El componente activo en la película GAFCHROMIC<sup>®</sup> MD-55-2 es un monómero sensible a la radiación. Bajo radiación, la capa activa se polimeriza para formar un polímero seco coloreado (Chair et al., 1998). El trabajo de McLaughlin et al muestra que la reacción tiene un periodo de incubación no mayor de 1  $\mu$ s (McLaughlin et al., 1996). Además, la polimerización que se presenta después de que la radiación haya cesado causa un grosor de densidad post-irradiación el cual se manifiesta por sí solo como un crecimiento significativo en la absorción óptica (Chair et al., 1998; Meigooni et al., 1996). Esto corresponde a una cantidad creciente de polímero formado en la capa activa. La tasa de cambio creciente de la absorción óptica en la post-exposición disminuye rápidamente con el tiempo y la absorción óptica es aproximadamente asíntota a un valor constante en aproximadamente 48 horas después de que la irradiación haya terminado (Chair et al., 1998; Muench et al., 1997; Zhu et al., 1997; Reinstein et al., 1998). Se ha notado también que el incremento más grande en la absorbancia ocurre a temperaturas de almacenamiento más altos, como a 40°C (Chair et al., 1998; Buston et al., 2003). Tal efecto será tomado en cuenta por sí la dosimetría sea establecida en un intervalo de tiempo después de la irradiación pero antes de que la mayoría de la post-irradiación sea establecida. Generalmente, para las bandas de absorción próximas al pico principal de absorción, la coloración post-irradiación es relativamente estable en las primeras 4 horas después de la irradiación (Chair et al., 1998; Buston et al., 2003; Zhu et al., 1997; Reinstein et al., 1998).

### 2.2.6. UNIFORMIDAD DE RESPUESTA DE LA PELÍCULA

Un dosímetro ideal suministra una respuesta uniforme en un área bidimensional cuando se expone a la radiación. Esto nos permite una fácil calibración y la comprobación a ser realizado sin la necesidad de un elaborado método de corrección de la sensibilidad dependiente de la posición. Existen dos áreas que conciernen a la uniformidad cuando se usa las películas radiocrómicas para propósitos de dosimetría. Puede ser definido en las escalas microscópicas y macroscópicas. Nos referimos a la uniformidad microscópica como el grado de fluctuaciones en la densidad óptica (comparado a una densidad óptica promedio) sobre la película a un punto de interés. El grado de fluctuaciones puede ser

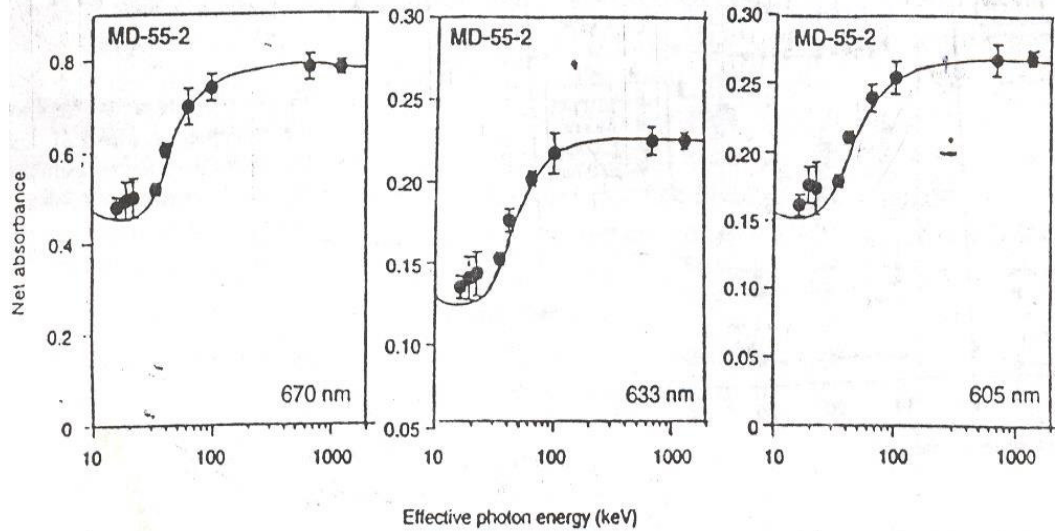


causado por muchos factores incluyendo la estructura óptica de la capa activa de la película y otros componentes, defectos en la estructura de la película así como quebraduras ó otros materiales foráneos tales como partículas dispersas (Chair et al., 1998; Klassen et al., 1997; Muench et al., 1997). De hecho, los factores tales como el ruido electrónico de los densitómetros de escaneo pueden influenciar la uniformidad microscópica. Las variaciones de la uniformidad microscópica causadas por estos factores son entonces a menudo una función de la resolución espacial de la lectora. En otras palabras, una resolución espacial muy alta puede causar una variación microscópica también grande. Así, el grado de uniformidad microscópica puede ser expresado por medio de la desviación estándar en la respuesta de la película (Chair et al., 1998; Muench et al., 1997). El segundo tipo de no-uniformidad, el cual llamaremos la uniformidad macroscópica, puede ser causado por las variaciones en las propiedades físicas o químicas de la capa activa de las películas o por variaciones sistemáticas de la dosimetría usada. Se muestra que una gran variación en la magnitud espacial produce salidas de máximos y mínimos globales en la densidad óptica medida cuando se libera una dosis de radiación uniforme (Chair et al., 1998). Las variaciones micro y macroscópica de la uniformidad pueden influenciar los resultados requeridos para las aplicaciones dosimétricas. Sin embargo, un nivel de tolerancia aceptable para la no-uniformidad dependerá del nivel de exactitud requerido para la aplicación dada. En radioterapia, un nivel aceptable de variación está considerado ser del orden de +3 a 5%, los cuales son a menudo los niveles producidos por otros medios de película tales como las emulsiones fotográficas (Chair et al., 1998; Muench et al., 1997). Para establecer un chequeo de uniformidad sobre una película radiocrómica, es necesario someterla a un campo de radiación uniforme. Este campo de radiación se consigue por intermedio de un acelerador lineal médico siempre que la variación de la planicidad del equipo sea normalmente del orden menor al 2% en un rango de 10-15 cm (Chair et al., 1998; Klassen et al., 1997; Muench et al., 1997).

#### *2.2.7. DEPENDENCIA EN LA ENERGÍA DE LA PELÍCULA RADIOCRÓMICA.*

Muchos investigadores han estudiado la dependencia de la energía de las películas radiocrómicas en muchas aplicaciones. Para todas las aplicaciones, el grado de dependencia en la energía puede afectar las propiedades de la dosimetría de la película cuando un

espectro desconocido de energías de radiación se hace presente. El número atómico bajo de muchas películas radiocrómicas comerciales hacen de ellos más independientes de la energía que las películas radiográficas de haluro de plata el cual tiene una gran dependencia de la energía debido a la presencia de materiales de alta densidad. Sin embargo, un grado de dependencia en la energía debe existir en muchos productos de respuesta baja a energías bajas de rayos X. La dependencia en la energía de estos productos muestra una respuesta baja para rayos X de baja energía, lo cual se debe a la composición de bajo número atómico de estos productos (Chair et al., 1998; Buston et al., 2003; Muench et al., 1997). La película está definida a ser esencialmente insensible a la luz para longitudes de onda por debajo de los 300 nm; no obstante, es sensible a la luz ultravioleta a longitudes de onda inferiores (Chair et al., 1998). Se ha sugerido que la película esté almacenada en la oscuridad, a temperaturas por debajo de los 25°C y humedades relativas por debajo del 50% para optimizar la vida útil de la película (Chari et al., 1998; Buston et al., 2003). En adición, todas las densidades ópticas serán medidas a la misma temperatura (dentro de  $\approx 2^\circ\text{C}$ ) y el retraso de post-irradiación (dentro de las 2 h) para obtener reproducibilidad óptima, como los cambios en los picos del espectro de absorción con la temperatura y el tiempo (Chair et al., 1998; Buston et al., 2003; Muench et al., 1997; Zhu et al., 1997). El ambiente dentro de un ambiente médico moderna típico fácilmente consigue estos requerimientos de temperatura y humedad. La película MD-55-2, con doble revestimiento sensible (nominal de 30  $\mu\text{m}$ ) se encuentra disponible para mediciones de dosis tan bajas próximas a los 3 Gy con similar precisión (Figura 2.3.1 y 2.3.2).



**Figura 2.3.1.** Puntos experimentales que grafican la dependencia de la absorbancia neta en la energía de fotones para una película MD-55-2 irradiado a una dosis absorbida en agua de 20 Gy por radiación X y  $\gamma$ . La curva sólida representa las razones calculadas de energía de los coeficientes de absorción másica, material sensor en relación al agua, de la película MD-55-2, para fotones de 10 a 1250 keV, normalizado al valor experimental a 1250 keV. Las barras verticales en los puntos experimentales representan límites de incertidumbre basados en cinco repeticiones para cada punto (Chair et al., 1998; Buston et al., 2003).

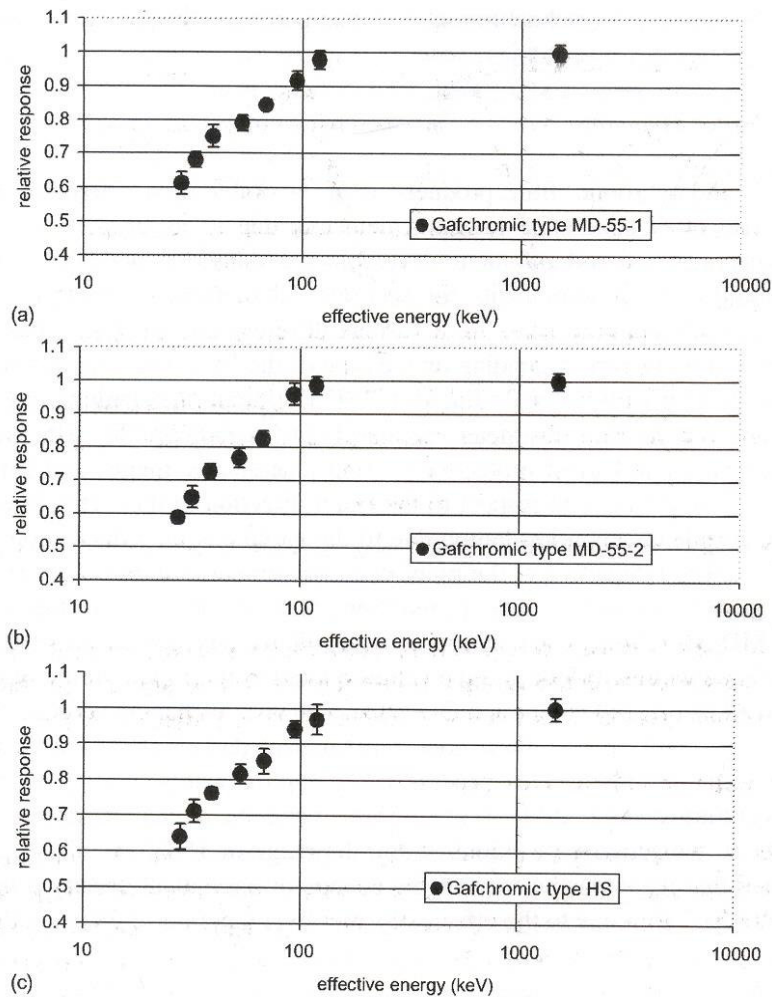


Figura 2.3.2. Dependencia en la energía de una película radiocrómica (a) MD-55-1, (b) MD-55-2, y (c) HS (Chair et al., 1998; Buston et al., 2003).

### 2.3. TÉCNICAS DE DOBLE EXPOSICIÓN PARA MINIMIZAR LA NO-UNIFORMIDAD MACROSCÓPICA.

Cuando no existe uniformidad macroscópica y como esto es muy significativo en afectar la precisión y la reproducibilidad de los resultados, varios métodos pueden usarse para minimizar este efecto. Un procedimiento relativamente simple es el uso de lo que es comúnmente llamado la técnica de doble exposición (Chair et al., 1998; Zhu et al., 1997). 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 del 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 una 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 puede ser marcada con una serie de marcas fiducias (normalmente un mínimo de tres) y la película expuesta a una dosis conocida uniforme  $D_i$ . La densidad óptica promedio de la película  $ODi_{(x, y)}$  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 (Chair et al., 1998; Meigooni et al., 1996):

$$S_{(x, y)} = \frac{ODi_{(x, y)} - ODO_{(x, y)}}{\langle ODi_{(x, y)} - ODO_{(x, y)} \rangle} \quad (2.1)$$

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 <sup>[1-4]</sup>.

$$OD_{netcorr(x, y)} = \frac{ODi_{(x, y)} - ODj_{(x, y)}}{S_{(x, y)}} \quad (2.2)$$

Este tipo de corrección de sensibilidad bidimensional se aplica fácilmente con el análisis del software controlado por computadora y la alineación corregida para las marcas fiducias.

#### **2.4. EFECTOS DE LA FUENTE DE LUZ EN EL MEDIO AMBIENTE Y LA LECTORA**

Muchas películas radiocrómicas son sensibles a la radiación ultravioleta variando los grados de producción de la coloración, el cual puede ser usado específicamente para la dosimetría de radiación ultravioleta o causar reacciones no deseadas durante la dosimetría de rayos X o rayos. Para mucha dosimetría médica, nuclear o industrial, la luz ultravioleta produce una coloración no deseada de la película, por lo que se requiere un manejo y

condiciones de almacenamiento adecuadas. Esto incluye la protección de las fuentes ultravioletas tales como el sol y la exposición a la luz fluorescente, y las películas así serán almacenadas en un contenedor opaco y sólo será tomado para el experimento y las lecturas. La magnitud de la reacción ultravioleta depende de la longitud de onda y la intensidad de la fuente de la radiación ultravioleta. Para efectos de fondo naturales, varios estudios han sido establecidos por los investigadores para cuantificar la influencia de la luz solar y las fuentes de luz fluorescente (Chair et al., 1998; Buston et al., 2003; Muench et al., 1997; Zhu et al., 1997). Un método es mostrar los efectos de la luz de ambiente es por ‘coloración en dosis equivalente’, es decir, la cantidad de exposición a la luz el cual produce un cambio similar en el OD a la película radiocrómica a un campo de dosis uniforme de rayos X (Chair et al., 1998; Chu et al., 1990). Los resultados muestran que los efectos más largos son vistos con la luz directa del sol en unidad de tiempo, el cual se debe a la salida de alta luminiscencia. Las luces fluorescentes también producen una coloración significativa con una dosis equivalente de 20-30 Gy después de 175 h, mientras las luces incandescentes produjeron un efecto despreciable (Chair et al., 1998). Probablemente lo más significativo son los resultados en los efectos de las fuentes de luz fluorescente del ambiente los cuales son comúnmente usados en la mayoría de las instituciones para los propósitos de iluminación debido a los requerimientos relativos de ahorro de energía. A distancias medidas, los cuales se igualan a una distancia promedio, las películas estarán expuestas a tubos fluorescentes durante el uso en la oficina o construcción tipo laboratorio, se registra una exposición en dosis equivalente de 10-20 cGy h<sup>-1</sup> (Chair et al., 1998; Buston et al., 2003; Reinstein et al., 1998). Esto será considerando un efecto de bajo nivel cuando son comunes las mediciones de 20-50 cGy (Chair et al., 1998; Buston et al., 2003; Reinstein et al., 1998; Chu et al., 1990). Sin embargo, los resultados muestran que a periodos extensos de exposición a luz fluorescente (debido a su contenido UV) puede tener un efecto significativo en la precisión en la coloración de la película (Chair et al., 1998). Esto reitera los requerimientos recomendados de mantenimiento de la película en un contenedor opaco cuando no está en uso. Las fuentes de luz de la lectora para la densitometría pueden también tener un efecto sobre la película radiocrómica si existe una componente UV en la fuente. Esto será de nuestro interés debido a la proximidad ligada de la película radiocrómica a la fuente de luz. Las variaciones del diseño en los densitómetros y escaneadores proveen un rango de

condiciones. Los resultados indican que tiene que tomarse el cuidado adecuado al usar las fuentes de luz fluorescente para la lectura de los productos de película radiocrómica (Chair et al., 1998; Reinstein et al., 1998; Chu et al., 1990). Después de 3 h de exposición, puede notarse una coloración de dosis equivalente de 20 cGy. Estos se igualan a una coloración en dosis equivalente de  $11 \text{ cGy min}^{-1}$ . Con un típico escáner siendo usado como un densitómetro tomando aproximadamente de 10-20 s, se ve una coloración de dosis equivalente de menos de 10cGy (Chair et al., 1998; Zhu et al., 1997; Reinstein et al., 1998; Chu et al., 1990). Sin embargo, debido a la naturaleza de algunos densitómetros de escaneo, las películas pueden parcialmente ‘inclinarse hacia la izquierda’ en el escáner durante la reconstrucción de la imagen y las fases de análisis. Dependiendo del tiempo requerido para estos pasos, el resultado final puede tener un efecto significativo en la densidad óptica de la película (Chair et al., 1998; Reinstein et al., 1998; Chu et al., 1990).

## **2.5. *ORIENTACIÓN DE LOS EFECTOS DE EXPOSICIÓN.***

Las variaciones en las dosis de radiación medidas pueden ocurrir debido a la orientación de la película colocada en el campo de radiación y el isótopo natural de la radiación en cuestión. En aplicaciones médicas, los campos de dosis en profundidad de rayos X son mapeados a lo largo del eje central del haz de radiación usado. Esto delinea la trayectoria del haz de radiación en un paciente en un tratamiento de un tumor canceroso a profundidad. Existen problemas asociados con la exposición de la película cuando cambia el ángulo de incidencia del campo de radiación al haz. Esto ha sido notado en particular cuando un detector de película es colocado paralelo a la trayectoria del haz. Se atribuye parcialmente a los efectos de dispersión dentro de la estructura de la película y a la deformación en los medios medidos causados por la colocación de la película. La película radiocrómica, debido a su número atómico relativamente bajo y baja densidad, no sufre de una mayor influencia de los efectos de dispersión (Chair et al. 1998).

## **2.6. *RESPUESTA A CONDICIONES DEL MEDIO AMBIENTE.***

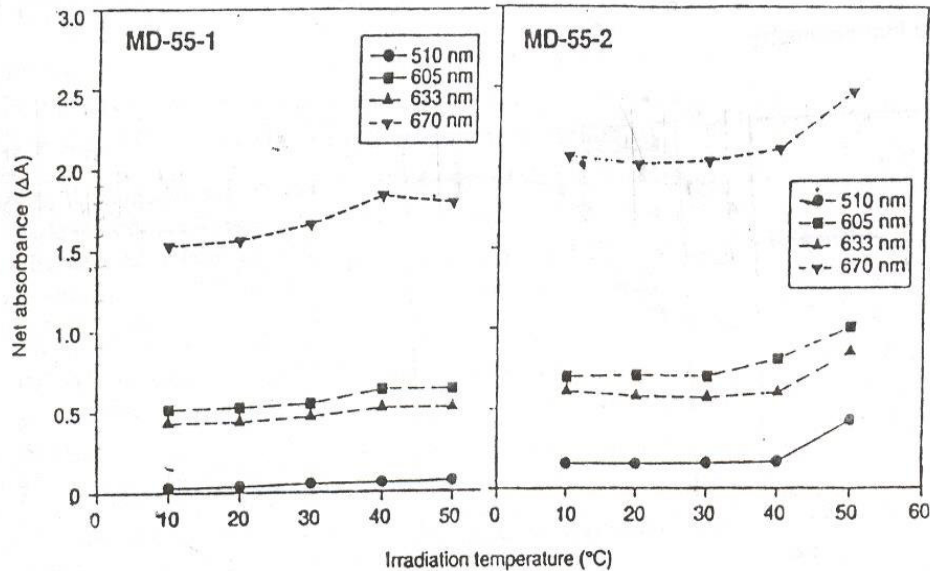
Las respuestas de los dosímetros radiocrómicos son comúnmente influenciados por la temperatura y la humedad relativa y en algunos casos por la luz ambiental y los gases. Ya que las condiciones pueden ser diferentes entre la calibración y el uso práctico, las

variaciones de la respuesta con las condiciones medioambientales tienen que ser determinadas y corregidas (Chair et al., 1998; Buston et al., 2003; Reistein et al., 1998; Chu et al., 1990):

1. *Temperatura y humedad relativa durante el almacenamiento y lectura.*- En general, se sugiere un periodo de 24 h entre la irradiación y la lectura para las películas radiocrómicas hasta que sea alcanzada una estabilidad relativa. Sin embargo, el cambio relativo del OD debido a la coloración post-irradiación después de la irradiación podría influenciar la temperatura y la humedad relativa durante el almacenamiento post-irradiación. El efecto de las diferencias en la temperatura durante la espectrofotometría de la misma película muestra un cambio de las bandas de absorción a longitudes de onda más cortas y un incremento en las amplitudes de la banda de absorción con el incremento de la temperatura de lectura.
2. *Temperatura durante la irradiación y la post-irradiación.*- McLaughlin et al (1996) han estudiado los efectos de la temperatura sobre muchos materiales corrientes y propuestos de dosimetría de estado-sólido aplicable a mediciones de altas dosis. Determinaron que los materiales radiocrómicos secos de cianuro son los menos afectados por la variación de la temperatura. Sin embargo, la dependencia de la temperatura podría contribuir grandes errores a las lecturas de dosis para muchos de los dosímetros de alta-dosis, particularmente si la calibración es realizada bajo condiciones diferentes de aquellas en las aplicaciones prácticas. Calibrando la respuesta precisamente bajo condiciones de uso (fraccionamiento correspondiente de dosis, temperaturas elevadas, tiempo de radiación, etc.), estos errores pueden ser minimizados. Existe una marcada dependencia de la respuesta de las películas radiocrómicas (revestido de polidiacetileno) en la temperatura durante la irradiación y post-irradiación. Esta dependencia varía con el nivel de dosis así como de las longitudes de onda de análisis. La sensibilidad relativa es a menudo expresado como el valor de la absorbancia neta por unidad de dosis absorbida, relativo a que cuando la irradiación fue hecha a 20 °C. Como la temperatura de irradiación alcance  $\approx 50$  °C, en muchos casos, existe una variación errática en la sensibilidad relativa, el cual sugiere que este dosímetro no debería ser usado a temperaturas elevadas. El efecto de temperaturas mayor a 60 °C, sobre las películas



expuestas hace que se colorea de azul en seco cambie a rojo. La exposición prolongada de las películas no expuestas a temperatura  $> 60\text{ }^{\circ}\text{C}$  pueden causar un cambio significativo en la sensibilidad (Figura 2.4).



**Figura 2.4.** La dependencia de la absorbancia con la temperatura de la respuesta de las películas MD-55-1 y MD-55-2 sobre un rango de temperatura entre  $10^{\circ}$ - $50^{\circ}$  C durante la irradiación a una dosis de rayos gamma de 40 Gy, leídos a las longitudes de ondas ópticas indicadas (Chair et al., 1998; Buston et al., 2003).

3. *Luz ultravioleta.*- Muchas películas radiocrómicas son sensibles a la radiación ultravioleta, el cual espontáneamente colorea la película; estos tienen que ser protegidos de la luz solar o luces fluorescentes blancas (Chair et al., 1998; Buston et al., 2003; Zhu et al., 1997; Reinstein et al., 1998; Chu et al., 1990). El cuidado propio y el manejo puede eliminar la exposición ultravioleta. El dosímetro debe ser almacenado en un contenedor opaco, cartón, o envoltura; apenas sea removido de su contenedor, una lectura de fondo será necesariamente hecha; e inmediatamente usada para ser expuesta bajo irradiación. Los estudios cualitativos de la película radiocrómica MD-55-2 han mostrado a que sea insensible a radiación en el rango de luz visible a ultravioleta a longitudes de onda por debajo de los 400 nm (Chair et al., 1998; Reinstein et al., 1998; Zhu et al., 1997).

## CAPITULO III: EXPERIMENTO.

### 3.1. MATERIALES.

En el presente trabajo usaremos el siguiente material:

- a. Un lote de tres películas radiocrómicas GafChromic MD-55-2 de 20 cm x 25 cm cortado en diferentes tamaños,
- b. Un lote de tres dosímetros termoluminiscentes TLD-100,
- c. Una unidad de cobaltoterapia, con una fuente de Co-60 de 1,25 MV de energía promedio de fotones,
- d. Un Acelerador Lineal Clinac 3100C, emisor de radiación de fotones de 6 y 20 MV y energía de electrones de 6,9,12,16 y 20 MeV, en nuestro caso sólo usaremos la energía de fotones de 6 MV,
- e. Una fuente de Cs-137 de 0,662 MeV calibrada de 25 mCi de actividad referencial y 22,57 mCi de actividad medida,
- f. Un densitómetro Phillips con un tubo de Ar-Ne de ancho de banda de longitudes de onda de medida entre 610-660 nm,
- g. 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,
- h. Una Workstation Macintosh de 512 Kbytes de memoria RAM en entorno Java, en donde se ejecuta el software para procesamiento de imágenes Image J de dominio público,
- i. Una placa de acrílico de 50 cm x 60 cm x 1 cm de espesor para colocar los TLD-100,
- j. Una placa de acrílico de 50 cm x 60 cm x 0,5 cm de espesor para irradiación de TLD-100,
- k. Una placa de acrílico de 20 cm x 20 cm x 1 cm de espesor para colocar las películas

radiocrómicas,

- l. Una placa de acrílico de 20 cm x 20 cm x 0,5 cm para irradiación de películas radiocrómicas,
- m. Una lectora Harshaw TLD 3500 para lectura de TLD-100 irradiados,
- n. Un horno Termolyne Corporation Modelo FB1014M-26 Serial 34304470 para el procesamiento de los TLD-100,
- o. Un aplicador ocular que consta de un casquete circular de oro de 0.3 mm de espesor promedio y de 1.76 cm de diámetro y de 12 fuentes de Ir-192 cuya forma y distribución sobre la superficie del casquete será descrito en el acápite 3.2.4,
- p. Un pequeño fantoma de acrílico que consta de varias capas superpuestas, descritos posteriormente en el acápite 3.2.3.

### **3.2. PROCEDIMIENTO Y MEDIDAS**

#### **3.2.1. CARACTERIZACIÓN DE LAS PELÍCULAS RADIOCRÓMICAS.**

##### **3.2.1.1 DETERMINACIÓN DE LA UNIFORMIDAD DE LAS PELÍCULAS RADIOCRÓMICAS.**

Una películas radiocrómica MD-55-2 de 12 x12 cm<sup>2</sup> es expuesto a una dosis uniforme de 20 Gy de una unidad de Co-60; la película es cortado en trozos de 3 x 12 cm<sup>2</sup>; 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.

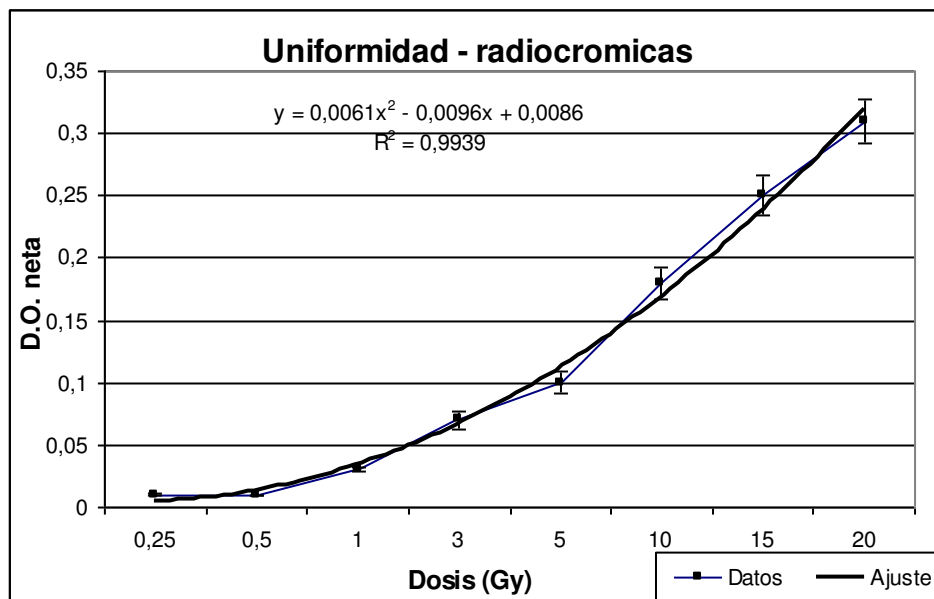
Para suprimir los efectos de no uniformidad de la respuesta de la película desarrollamos la técnica de doble exposición. Antes de usarse la película se irradia primero a una dosis uniforme de 5 Gy; después de 48 horas será escaneada; posteriormente se irradia a dosis conocidas de 0,25 a 20 Gy, después de lo cual es escaneada para cada irradiación. Los datos obtenidos son analizados determinando la calidad de ellos, haciendo uso de la teoría de incertidumbres (ver Apéndice A). Posteriormente son mostrados en la Tabla 3.1.

**Tabla 3.1. Resultados de las películas radiocrómicas para la prueba de uniformidad (VER ANEXO B1).**

**DOBLE EXPOSICION (Uniformidad)**

pre  
irradiación 16.11.04  
lectura 17.11.04  
irradiación 18.11.04  
lectura 20.11.04

Dosis (Gy)	OD2	OD1	OD net	$\Delta$	$\mu$	$\mu(\%)$
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



**Gráfico 3.1. Uniformidad de las películas radiocrómicas.**

3.2.1.2. DETERMINACIÓN DE LA LINEALIDAD DE LAS PELÍCULAS RADIOCRÓMICAS.

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,  $\Delta D$ . 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. Los datos obtenidos son analizados determinando la calidad de ellos. Los resultados son presentados en la Tabla 3.2.

**Tabla 3.2. Resultados de las películas radiocrómicas para la prueba de linealidad (VER ANEXO B2).**

DOBLE EXPOSICION (Linealidad)						
pre irradiación	20.11.04	Lectura de fondo	0.18 D.O-			
lectura	22.11.04					
irradiacion	22.11.04					
lectura	24.11.04					
Dosis (Gy)	OD2	OD net	Fcl	$\Delta$	$\mu$	$\mu(\%)$
1	0,25	0,01	0,03	0,057	0,046	4,59
5	0,32	0,08	0,26	0,063	0,051	5,07
10	0,39	0,15	0,48	0,026	0,021	2,13
20	0,53	0,29	0,94	0,022	0,017	1,74

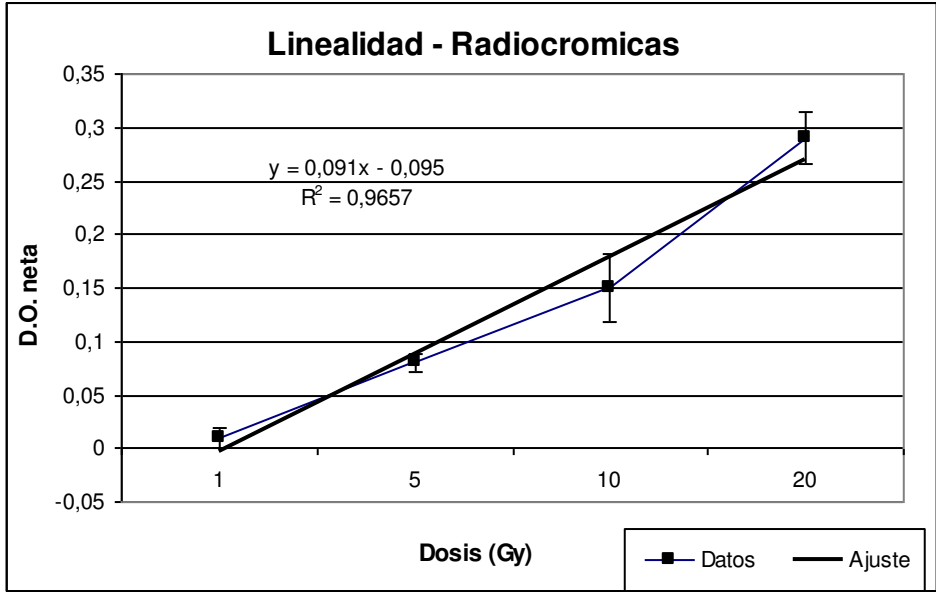


Gráfico 3.2. Linealidad de las películas radiocrómicas.

3.2.1.3. DETERMINACIÓN DE LA SENSIBILIDAD DE LAS PELÍCULAS RADIOCRÓMICAS.

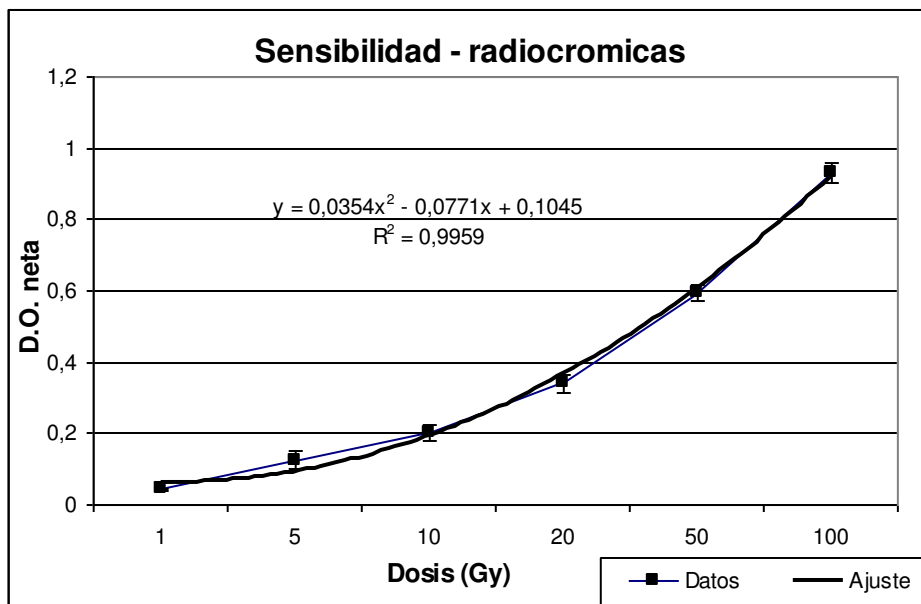
Para medir la sensibilidad de las películas radiocrómicas, primero se corta una placa de 12 x 12 cm<sup>2</sup> en siete trozos, cada trozo es medido sin ser irradiado con un densitómetro que mide en un ancho de banda de 610-660 nm en distintas posiciones. Posteriormente cada trozo es irradiado con rayos 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 datos obtenidos son analizados determinando la calidad de ellos, haciendo uso de la teoría de incertidumbre (ver Apéndice A). Los resultados son presentados en la Tabla 3.3.

**Tabla 3.3. Resultados de las películas radiocrómicas para la prueba de sensibilidad (VER ANEXO B3).**

**Sensibilidad**

irradiacion 11.12.04  
lectura 12.12.04

Dosis (Gy)	OD	fondo	OD net	$\Delta$	$\mu$	$\mu(\%)$
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



**Gráfico 3.3. Sensibilidad de películas radiocrómicas con ajuste polinomial de tercer orden.**

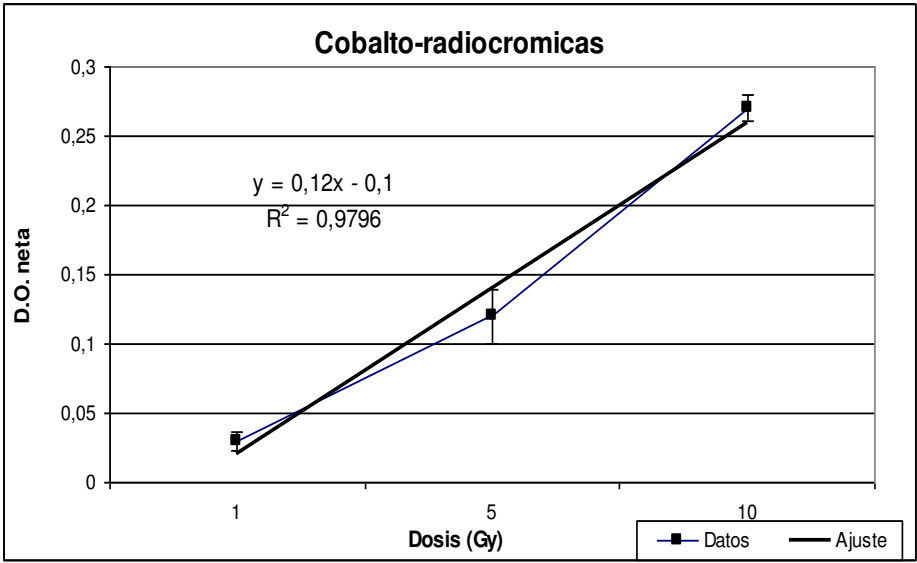
### 3.2.2. CALIBRACION DE LAS PELÍCULAS RADIOCRÓMICAS

Para calibrar las películas radiocrómicas a nuestra energía de interés de trabajo, era necesario someter a nuestras películas a fuentes calibradas emisoras de radiación de energía de interés. En nuestro caso, como no contábamos directamente con tales fuentes calibradas, se optó por realizar el siguiente procedimiento: 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 (Tabla 3.4 y Gráfico 3.4). De ello, obtenemos el valor de 0.12 para la fuente de Co-60. Los datos obtenidos son analizados determinando la calidad de ellos, haciendo uso de la teoría de incertidumbre (ver Apéndice A).

**Tabla 3.4. Resultados de calibración de películas radiocrómicas para una fuente de Co-60 (VER ANEXO C1).**

cobalto					
Dosis (Gy)	OD prom	OD neto	$\Delta$	$\mu$	$\mu(\%)$
1	0,18	0,03	0,0471	0,030	2,96
5	0,27	0,12	0,0329	0,021	2,07
10	0,42	0,27	0,0357	0,022	2,24
fondo	0,15				



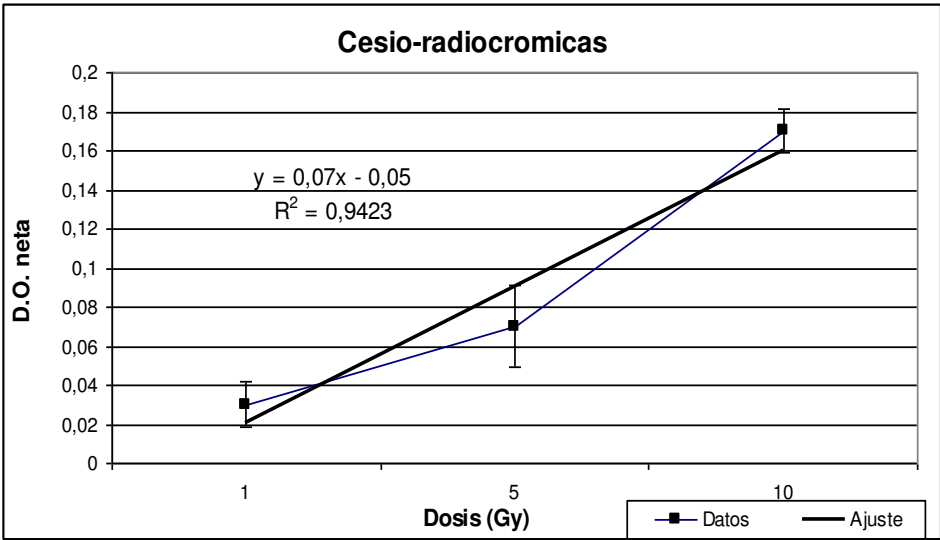
**Gráfico 3.4. Gráfico de calibración de las películas radiocrómicas para una fuente de Co-60, con la cual de obtiene el factor de calibración para esta fuente.**

Posteriormente, se realizó la misma experiencia para una fuente calibrada de Cs-137 de 0.662 MeV a diferentes dosis y colocando una lámina de acrílico de 5 mm (Tabla 3.5 y Gráfico 3.5). Para la fuente calibrada de Cs-137 el valor obtenido es de 0.07. Los datos obtenidos son analizados determinando la calidad de ellos, haciendo uso de la teoría de incertidumbre (ver Apéndice A).



**Tabla 3.5. Resultados de calibración de películas radiocrómicas para una fuente de Cs-137 (VER ANEXO C2).**

cesio					
Dosis (Gy)	OD prom	OD neto	$\Delta$	$\mu$	$\mu(\%)$
1	0,18	0,03	0,078	0,049	4,93
5	0,22	0,07	0,040	0,025	2,51
10	0,32	0,17	0,044	0,028	2,79
fondo	0,15				

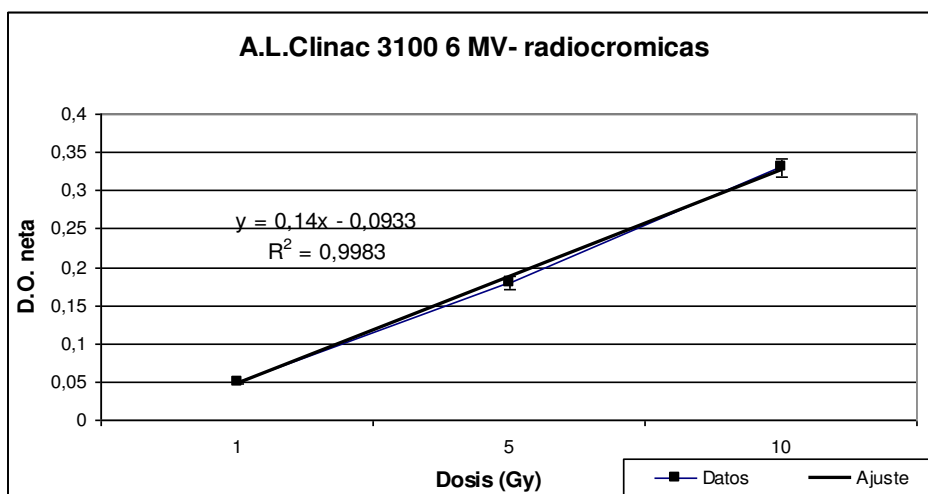


**Gráfico 3.5. Gráfico de calibración de las películas radiocrómicas para una fuente de Cs-137, con la cual se obtiene el factor de calibración para esta fuente.**

Posteriormente, se realizó la misma experiencia para la energía de fotones de 6 MV de un Acelerador Lineal Clinac 3100 C del Departamento de Radioterapia del Complejo Hospitalario San Pablo. Se hicieron mediciones a diferentes dosis y colocando una lámina de acrílico de 5mm (Tabla 3.6 y Gráfico 3.6). Para dicha energía el valor obtenido es de 0.14. Los datos obtenidos son analizados determinando la calidad de ellos, haciendo uso de la teoría de incertidumbre (ver Apéndice A).

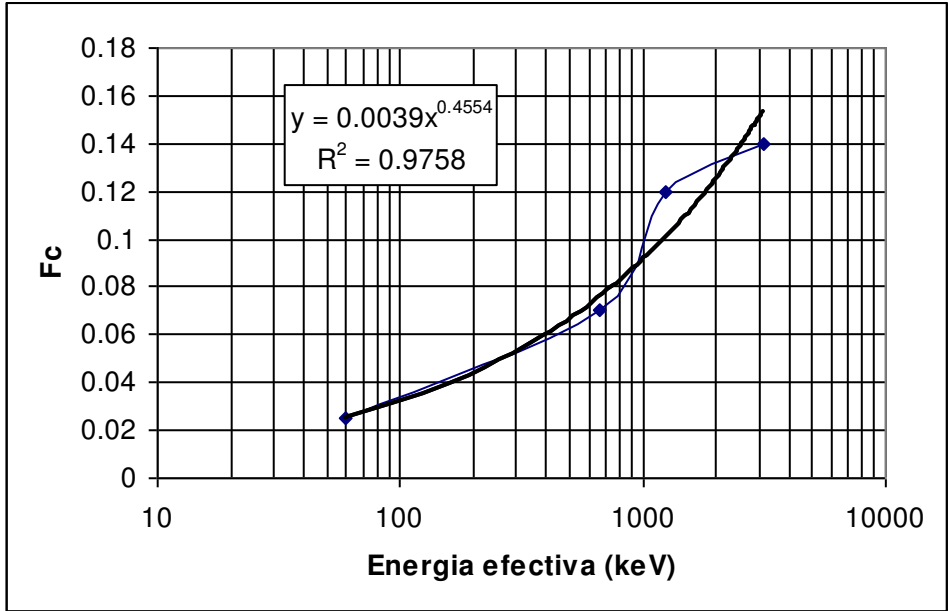
**Tabla 3.6. Resultados de calibración de películas radiocrómicas para un Acelerador Lineal Clinac 3100C para una energía de 6 MV (VER ANEXO C3).**

Acelerador Lineal Clinac 3100C 6 MV					
Dosis (Gy)	OD prom	OD neto	$\Delta$	$\mu$	$\mu(\%)$
1	0,17	0,05	0,0507	0,032	3,19
5	0,3	0,18	0,0468	0,029	2,94
10	0,45	0,33	0,0339	0,021	2,13
fondo	0,12				



**Gráfico 3.6. Gráfico de calibración de las películas radiocrómicas para un Acelerador Lineal Clinac 3100C para una energía de 6 MV.**

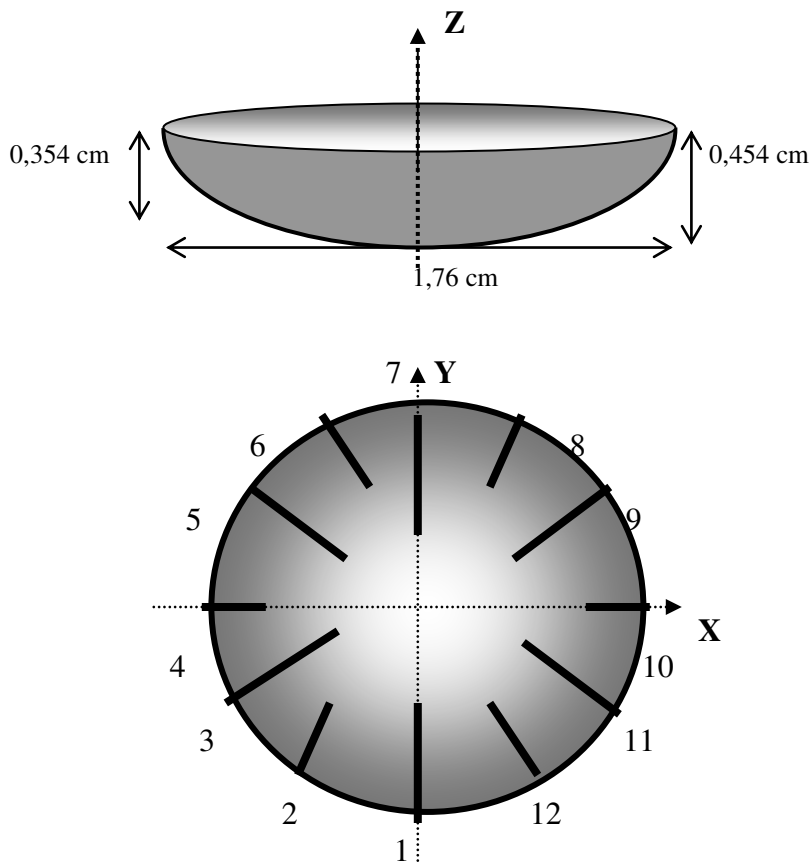
A continuación, de los factores de calibración para fuentes calibradas, establecemos una curva de calibración (Gráfico 3.7). Interpolando la curva de calibración obtenemos que para una energía de Ir-192 de 0.38 MeV, el valor obtenido sea 0.059.



**Gráfico 3.7. Curva de calibración para películas radiocrómicas con respecto a la energía de las fuentes calibradas.**

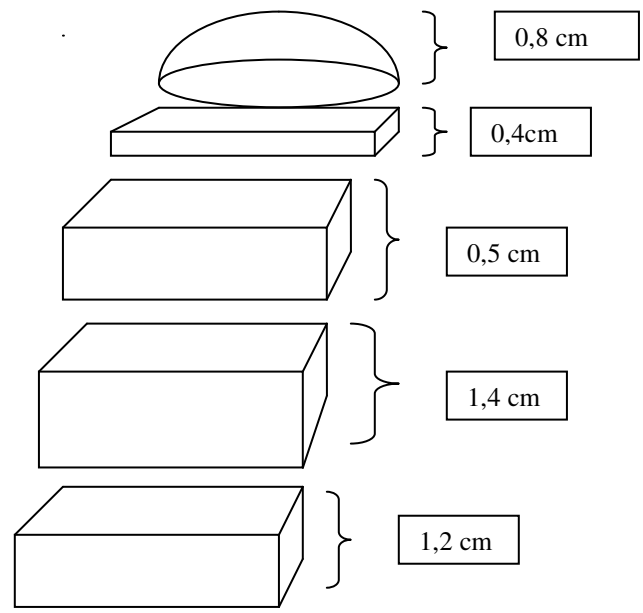
*3.2.3. DISEÑO DE LA GEOMETRÍA*

Para realizar la dosimetría de un implante ocular, se contó con uno que se encuentra en el Almacén de Fuentes de Uso Clínico (Gammateca) del 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 (Gráfico 3.7). Además adheridos a este casquete en su parte superficial interna, se tiene 12 fuentes, los cuales están 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, colocados según el esquema del Gráfico 3.7.



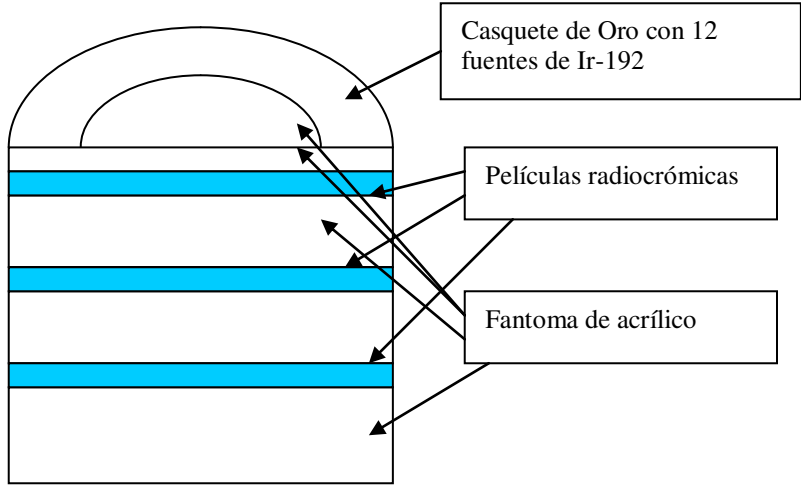
**Gráfico 3.8. Esquema del implante ocular usado para este trabajo.**

Se contó además con 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 mas 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 (Gráfico 3.8). 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.



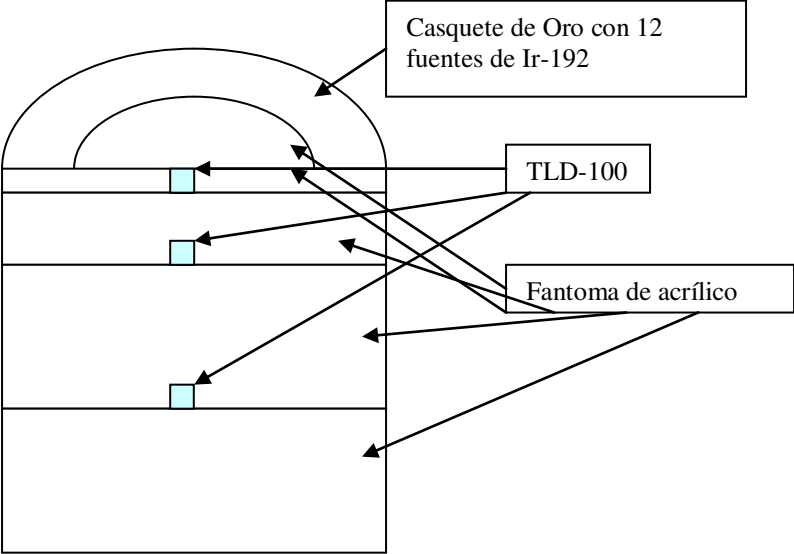
**Gráfico 3.9.** Esquema del fantoma de acrílico, mostrando sus distintas capas superpuestas.

Se utilizó para este experimento de 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. (Gráfico 3.9).



**Gráfico 3.10.** Esquema del fantoma usado para el experimento mostrando la disposición de las tres películas radiocrómicas usadas y el aplicador ocular.

Se utilizó para este experimento tres cristales TLDs de 3 mm x 3 mm x 1 mm. Se colocaron los TLDs en posiciones referenciales con respecto a la fuente patrón tal como lo muestra el Gráfico 3.10. 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.



**Figura 3.11. Esquema del fantoma usado para el experimento mostrando la disposición de los tres TLD-100 usados y el aplicador ocular.**

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. Posteriormente, se dispuso la experiencia según el esquema del Gráfico 3.9. El tiempo de permanencia del aplicador sobre el fantoma, y por lo tanto, el tiempo de aplicación fue de 40 horas.

Luego, 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.

3.2.4. *MEDIDAS DE DOSIS EN APLICACIONES DE TRATAMIENTOS OCULARES.*

Para medir la cantidad de radiación captada por las películas radiocrómicas y por ende medir la dosis absorbida depositada sobre ellas, se procedió a comparar su densidad óptica con la de otras películas patrones que fueron irradiados con dosis absorbidas conocidas. De esa manera, pudimos deducir que la primera película radiocrómica colocado a una distancia efectiva de 12,0 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 colocado a una distancia efectiva de 31,0 mm, registró una dosis absorbida aproximada de 2,14 Gy. (Ver Tabla 3.7).

**Tabla 3.7. Resultados de la dosimetría para el aplicador ocular usando películas radiocrómicas.**

película	OD neto	OD conv	Dosis (Gy)
1	0,14	0,06	2,14
2	0,46	0,21	7,03
3	0,92	0,42	14,06

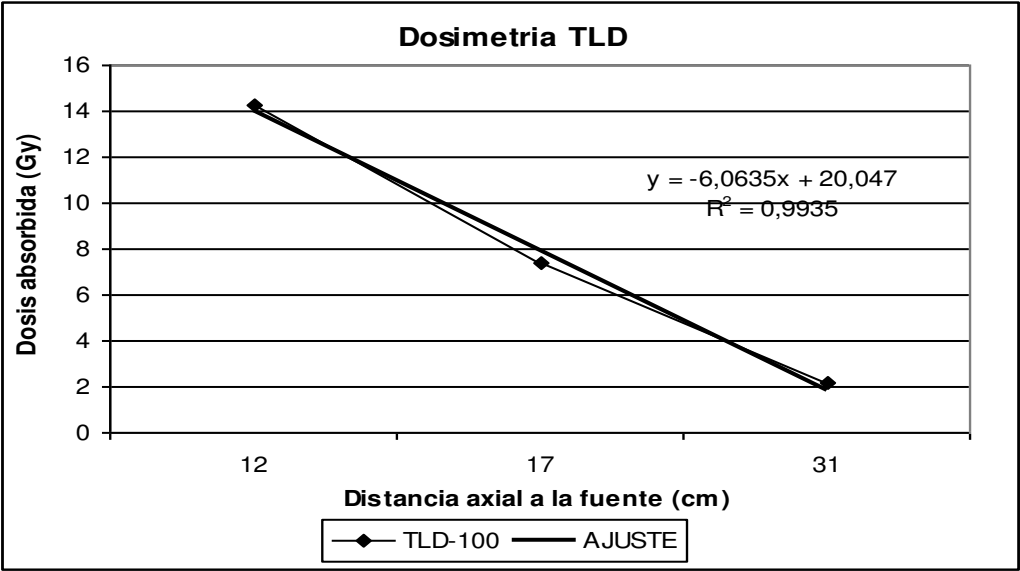
factor

factor Co-60

Según los datos proporcionados por la Tabla 3.8, tomando como referencia los TLDs colocados a una distancia sobre el eje central axial del aplicador podemos apreciar que para una distancia efectiva del aplicador de 12,0 mm, la dosis absorbida medida es de 14,27 Gy, mientras que para una distancia efectiva de 17,0 mm, la dosis absorbida medida fue de 7,36 Gy. Por último, para una distancia efectiva de 31,0 mm, el valor medido de la dosis absorbida es de 2,14 Gy (Gráfico 3.11).

**Tabla 3.8. Resultados de Dosis medidas por los tres TLD-100 para dosimetría comparativa con la de películas radiocrómicas.**

	LECTURA (nC)	FACTOR DE CALIBRACION (mSv/nC)	DOSIS MEDIDA (Sv)
TLD1	15050	0.142	2.14
TLD3	43410	0.169	7.36
TLD4	92330	0.155	14.27



**Gráfico 3.12. Resultados de la medición por TLD-100 obtenidos en el fantoma de acrílico usado para simulación de dosis en braquiterapia ocular.**



### CAPITULO IV: 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 distancia efectiva de 31,0 mm registró una dosis absorbida de 2,14 Gy (Gráfico 4.1). Comparando los datos de la película radiocrómica y TLD-100, para las distancias efectivas medidas por TLD-100, el error en la medición de la distancia efectiva de 13,0 mm es del 1,44%, para la distancia de 17,0 mm el error es de 4,43% y para la distancia de 25,0 mm el error es de 0,00% (Gráfico 4.2). 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, como sería el caso de la corrección por emisión de radiación debido al efecto de retrodispersión causado por el casquete de oro en donde se encuentran las fuentes radiactivas.

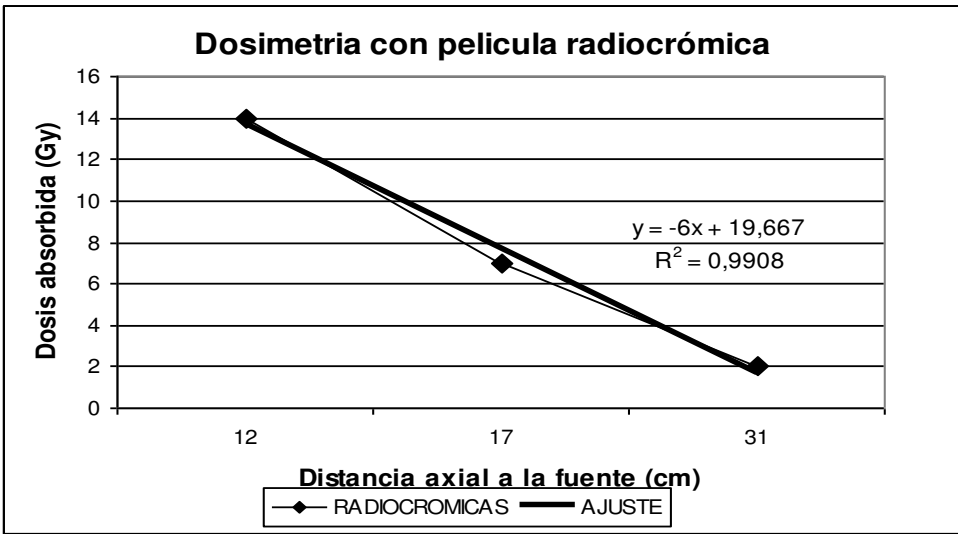
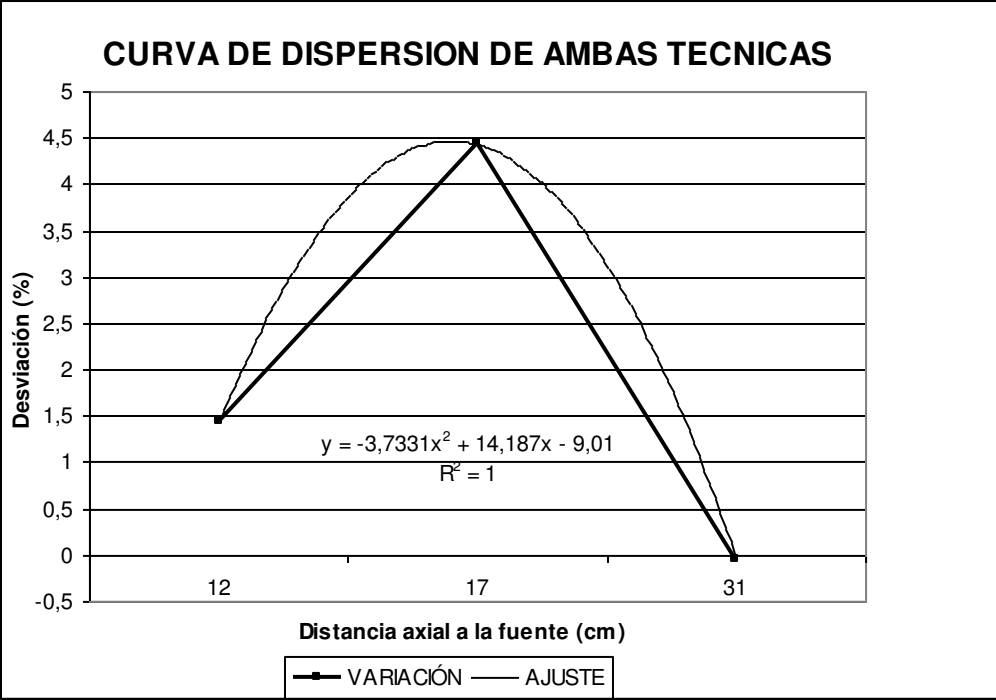
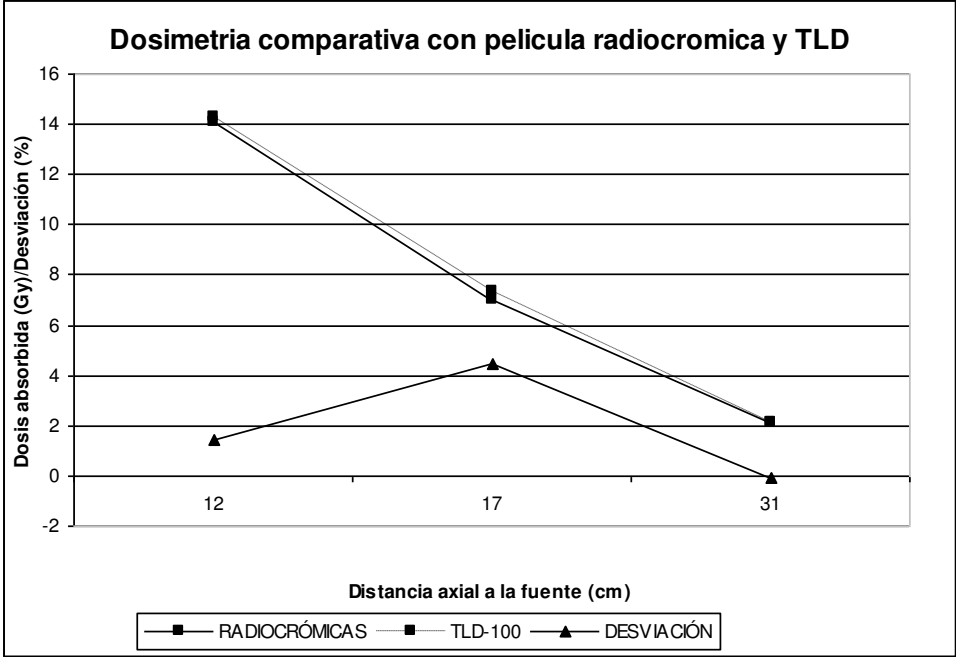


Gráfico 4.1. Resultados de la medición por películas radiocrómicas obtenidos en el fantoma de acrílico usado para simulación de dosis en braquiterapia ocular.



**Gráfico 4.2.** Curva de dispersión entre ambas técnicas (películas radiocrómicas y TLD-100) de los datos obtenidos de la comparación para dosimetría de braquiterapia ocular.



**Gráfico 4.3.** Cuadro que reúne los datos para dosimetría de braquiterapia ocular de ambas técnicas (película radiocrómica y TLD-100).

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 de la Sala de Planificación del Departamento de Radioterapia 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. Los resultados que se obtuvo son mostrados en la Tabla 4.1.

**Tabla 4.1. Resultados de la dosimetría para un implante ocular realizado en el Planificador para Tratamientos en Radioterapia Prowess 3000 versión 3.06 del INEN.**

CALCULO DE DOSIS A PUNTOS DADOS				
Punto de cálculo			Tasa de dosis (cGy/h)	Dosis Total (Gy)
x(cm)	y(cm)	z(cm)		
0.00	1.20	0.00	35.1	14.04
0.00	1.70	0.00	18.7	7.48
0.00	3.10	0.00	5.5	2.20

Horas de Irradiación 

40
----

 horas

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 4.2 y los Gráficos 4. 4 y 4. 5.

**Tabla 4.2. 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

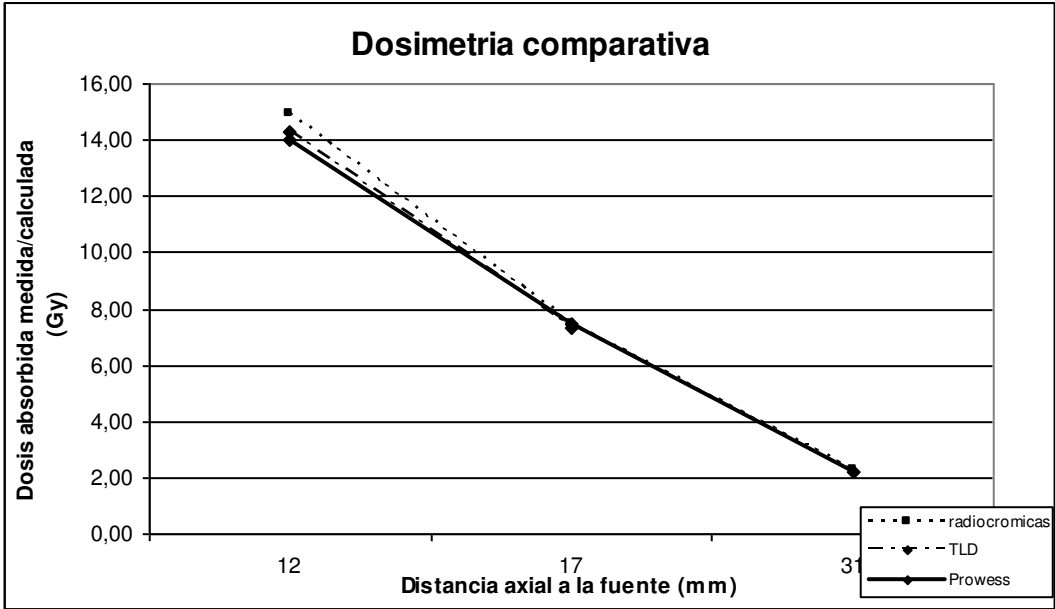


Gráfico 4. 4. Resultados de la dosimetría comparativa para películas radiocrómicas con TLD y el Sistema de Planificación Prowess 3000 v.3.06.

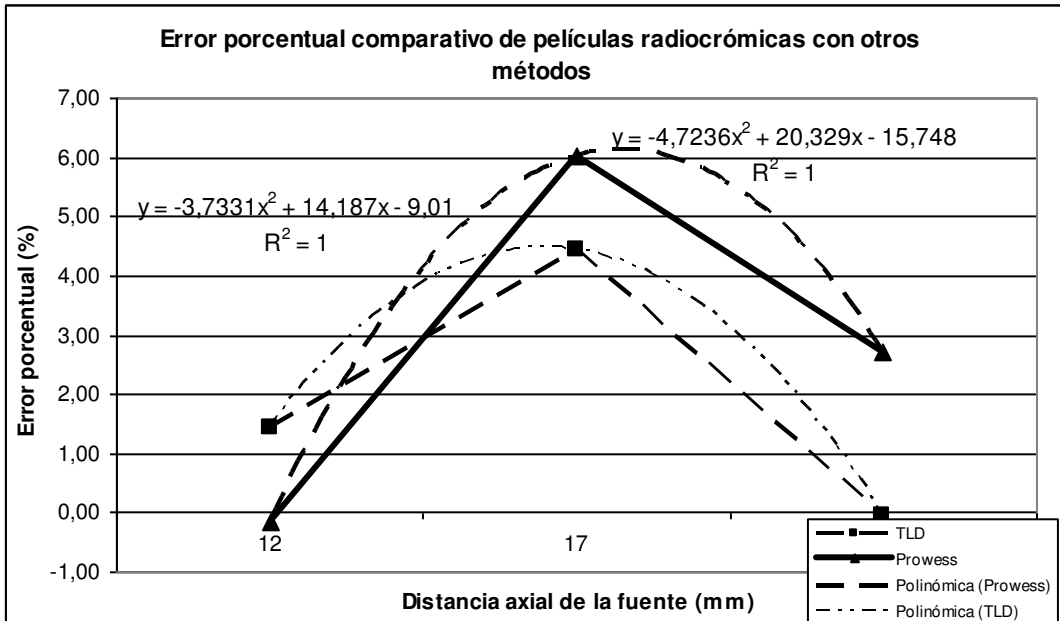
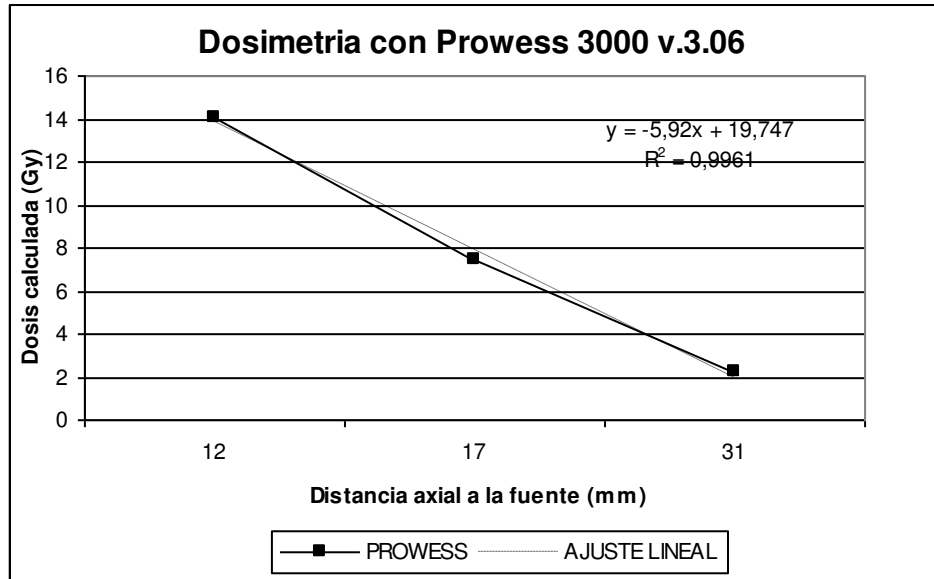


Gráfico 4. 5. Error porcentual comparativo de los datos obtenidos por películas radiocrómicas en este experimento con los datos obtenidos por TLD-100 y el Sistema de Planificación Prowess.



**Gráfico 4.6. Resultados calculados de los datos obtenidos por el Planificador de Tratamientos en Radioterapia Prowess 3000 v.3.06.**

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, se establece que la ecuación que gobierna la dependencia de la dosis con respecto a la distancia fuente-dosímetro tiene una forma de una relación lineal, cuya ecuación se determina de la siguiente forma:

$$D = A_0 + A_1 X, \quad (6.1)$$

donde

$D$  : Dosis absorbida medida (Gy)

$X$  : 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:

$$A_0 = 20,05 \text{ Gy},$$

$$A_1 = -6,06 \text{ Gy/cm}.$$

Para el Planificador Prowess, aunque directamente no realiza dicho cálculo, con los datos obtenidos según la Tabla 4.1, obtenemos los siguientes valores (Gráfico 4.5):

$$A_0 = 19,747 \text{ Gy},$$

$$A_1 = -5,92 \text{ Gy/cm}.$$

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 (Gráfico 4.2). 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 (Gráfico 4.3), aunque el ajuste polinómico en ambos casos (con TLD y Prowess) es de segundo orden.

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).

Ahora, por la forma y distribución de la densidad óptica medida en las películas radiocrómicas, esta técnica es mucho más conveniente que la de los TLD, ya que podemos elaborar perfiles dosimétricos bi y tri-dimensionales mucho más precisos, ya que se extiende abarcando mucho más área con información dosimétrica que los TLD, estos confinados a áreas más pequeñas. Un inconveniente de esta técnica de películas radiocrómicas es que también son muy sensibles a la luz ultravioleta, que comúnmente

proviene del sol y de los focos fluorescentes de alumbrado, pero este problema es solucionable con el uso de filtros o como fue nuestro caso, prescindimos de fuentes de luz para hacer las mediciones y teniendo mucho cuidado con las condiciones de humedad y temperatura que puede distorsionar aun mas la medida de dosis. Otro punto importante para la caracterización de un campo de radiaciones para uso clínico es la determinación de su uniformidad y planicidad; vemos que con las películas radiocrómicas esta determinación es mas segura y confiable debido a que son escaneadas y podemos determinar estas diferencias debido a los cambios en la densidad óptica de la películas, lo que no ocurre con los TLD ya que debemos establecer ciertos arreglos de un grupo de ellos para poder tener estas mediciones, además el trabajo se hace mas engorroso y menos preciso.

## CAPITULO V: CONCLUSIONES.

- 1) Hemos podido caracterizar las películas radiocrómicas realizando las tres pruebas fundamentales de caracterización (uniformidad, linealidad y sensibilidad). Para la uniformidad, los valores de densidad óptica neta crecen a medida que se incrementa la dosis, en una proporción cuadrática, en donde se denota una incertidumbre en la medida entre el 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. Para la linealidad, el ajuste lineal de los datos obtenidos revela una tasa de variación en la densidad óptica con respecto a la dosis medida de 0.0146 con un valor de fondo ajustado de 0,0615 D.O. Para la sensibilidad, los valores en la densidad óptica neta revelan un crecimiento cuadrático con respecto al incremento de dosis, con incertidumbre en la medida entre el 2-3% para valores entre 1-5 Gy, y de 1-2% para valores entre 20-100 Gy, con un pico abrupto en 10 Gy de aproximadamente 5%. Esto se debería a cambios en las condiciones ambientales de la medición de la película, para el caso de 10 Gy. Los resultados son reportados dentro del nivel de confiabilidad del 95%.
- 2) Las películas radiocrómicas son calibradas 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 (de Ir-192: 0.38 MeV) el cual es reportado con un nivel de confiabilidad del 95%.
- 3) Realizando la experiencia comparativa entre los datos obtenidos por la técnica de películas radiocrómicas, TLD-100 (medición puntual) y el Planificador Prowess 3000 (simulación puntual), podemos apreciar que los datos obtenidos por las películas radiocrómicas están dentro del 1 al 6%, para la determinación de la dosis para el aplicador ocular, demostrando que hay gran coincidencia entre estas técnicas, aceptable para cualquier aplicación clínica.



- 4) Mediante el desarrollo de este trabajo podemos afirmar que la determinación de los parámetros físicos en aplicaciones oculares son más fáciles de ser obtenidos usando películas radiocrómicas, nos permite elaborar perfiles dosimétricos bi y tridimensionales precisos ya que podemos abarcar extensiones en áreas más grandes y la coincidencia de datos está dentro de un margen de incertidumbre aceptable. En cambio, en dosimetría termo luminiscente (TLD) se necesitan de otros dispositivos y procedimientos para su lectura y caracterización, además de que los datos medidos son puntuales. Por ello, la Técnica mediante películas radiocrómicas nos proporciona mayor información dosimétrica lo que facilita la caracterización de un campo de radiaciones de uso clínico.
  
- 5) 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. Radiochromic film for medical radiation dosimetry. *Materiales Science and Engineering R* 41, (2003), 61-120.
- [3] Meigooni,A.S.; Sanders,M.F.; Ibbott,G.S.; Szeplin,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.
- [7] Reinstein,L.E.; Gluckman,G.R.; Meek,A.G. A rapid color stabilization

technique for radiochromic film dosimetry. *Phys. Med. Biol.* 43, 2703-2708 (1998).

- [8] Chu,R.D.H.; VanDyke G.; Lewis,D.F.; O'Hara,K.P.J.; Buckkland,B.W.; Dinelle,F. GafChromic Dosimetry Media: A New High Dose Rate Thin Film Routine and Dose Mapping Tool. *Radiat. Phys. Chem.* 35, 767-773 (1990).
- [9] McLaughlin,W.L.; Puhl,J.M.; Al-Sheihly,M.; Christou,C.A.; Miller, A.; Kovacs,A., Wojnarovits,L.; Lewis,D.F. Novel radiochromic films for clinical dosimetry. *Radiat. Prot. Dosim.* 66, 263-268 (1996).
- [10] Khan, F.M. THE PHYSICS OF RADIATION THERAPY. Second Edition. Williams & Wilkins, 1991.

**ANEXOS**

## ANEXO A

### CARACTERIZACIÓN Y CALIBRACIÓN DE TLD-100

#### A.1. CARACTERIZACION DE TLD-100

Para caracterizar los TLD-100, es necesario hacer las pruebas de reproducibilidad y linealidad. Para ello, contamos con un lote de 3 cristales TLD-100, los cuales fueron irradiados con una fuente de Cs-137 calibrada de 25 mCi de actividad referencial y 22,57 mCi de actividad medida. La distancia de separación fuente-TLD fue de 10 cm.

##### A.1.1. PRUEBAS DE REPRODUCIBILIDAD.

Para hacer esta prueba, bajo las condiciones inicialmente expuestas arriba, se colocaron los TLD-100 a un tiempo de irradiación de 10 minutos (Gráfico A.1). La tasa de dosis calculada a la distancia de 10 cm para una fuente de Cs-137 es de 12.25 cGy/min y la dosis absorbida durante un tiempo de irradiación de 10 minutos es de 1.225 Gy. Posteriormente, los TLDs fueron leídos por la lectora Harshaw TLD 3500 del Laboratorio de Dosimetría Termoluminiscente del Departamento de Radioterapia del Instituto de Enfermedades Neoplásicas (INEN), el cual nos proporcionó las lecturas de carga de cada TLD-100 individual. Para poder volver a utilizar el TLD-100, luego de haber sido leído por la lectora Harshaw, el TLD-100 fue colocado en una bandeja de porcelana y colocado dentro de un horno Termolyne Corporation Modelo FB1014M-26 Serial 34304470 del mismo laboratorio, el cual cuenta con un controlador digital de temperatura, lo que nos permitió controlar la temperatura de recocimiento. Se llevó a los TLD-100 a una primera temperatura de recocimiento de 400°C durante el espacio de una hora, y luego recocido de nuevo los TLD-100 a una temperatura de 100°C durante dos horas, lo que nos permitió tener a los TLD-100 limpios de ruido espurio. Se realizó la prueba cinco veces, la cual nos permitió obtener un promedio de lecturas de carga (en nC) para cada TLD-100 individual. Los datos fueron consignados en las Tablas del Anexo D-1 y graficadas en las Gráficos 3.9-11. Posteriormente se le determinó la calidad de datos usando la teoría de incertidumbre

(ver Apéndice A).

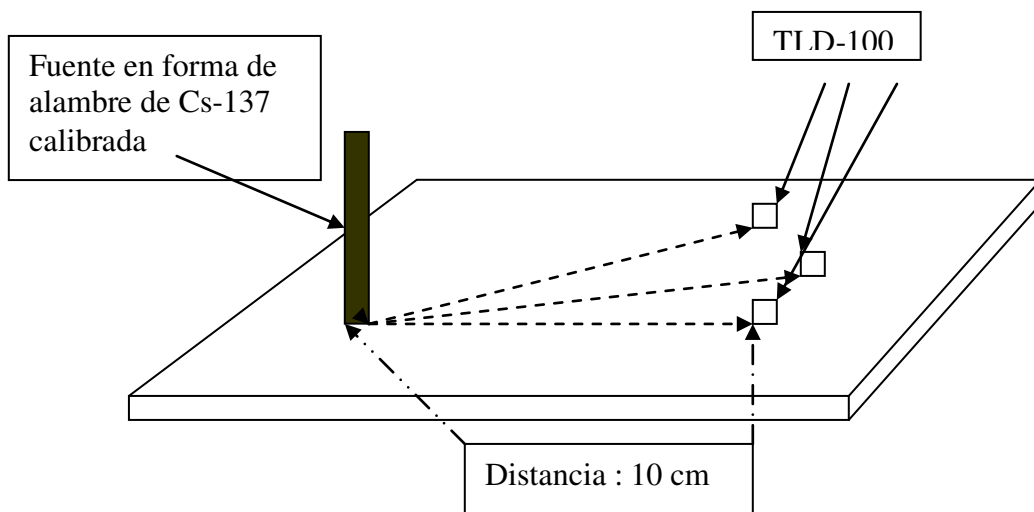


Gráfico A.1. Esquema de la disposición de los TLD-100 para las pruebas de reproducibilidad, linealidad y calibración ante una fuente patrón de Cs-137 de 10 mCi.

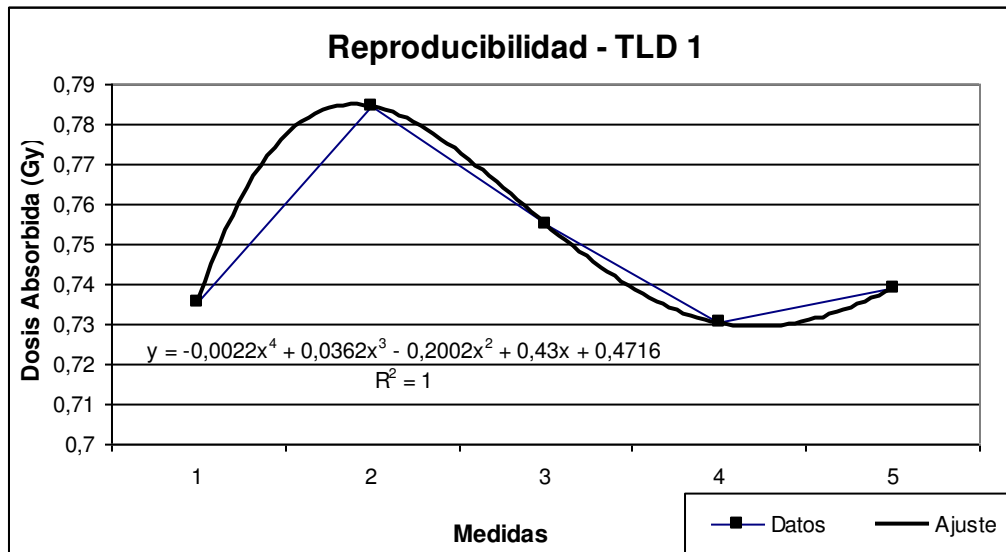


Gráfico A.2. Gráfico que muestra la respuesta del TLD1 bajo prueba de reproducibilidad (VER ANEXO D1).

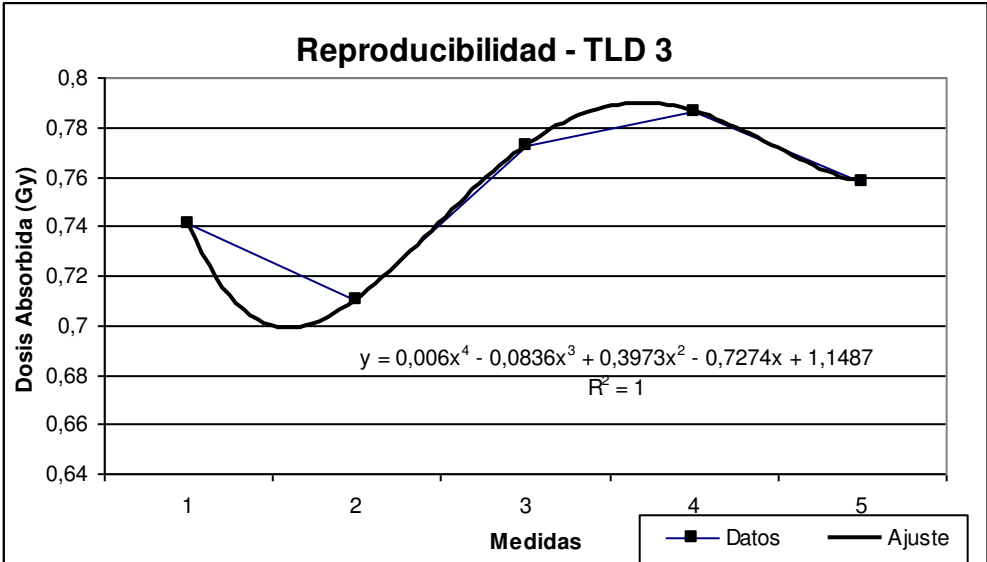


Gráfico A.3. Gráfico que muestra la respuesta del TLD3 bajo prueba de reproducibilidad (VER ANEXO D1).

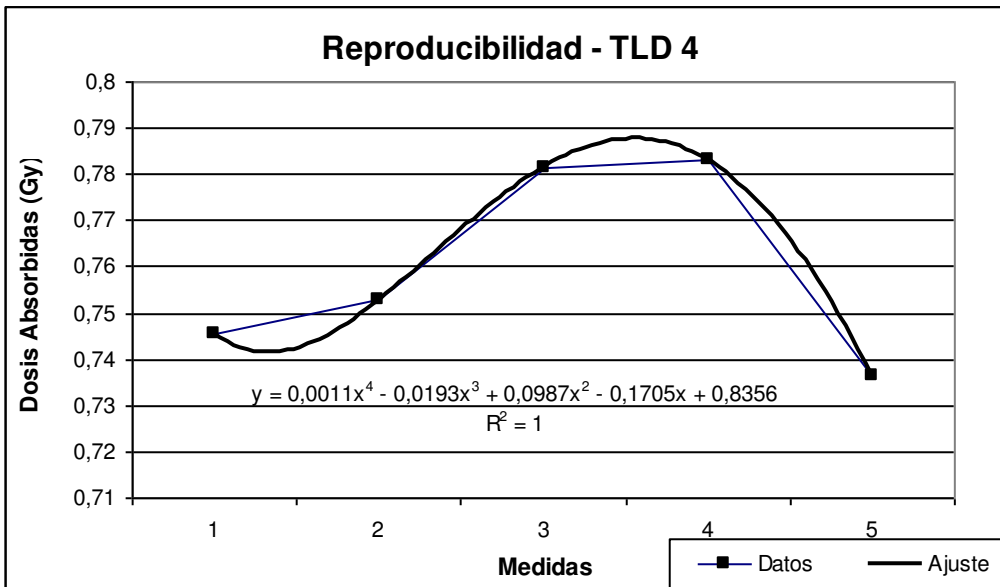


Gráfico A.4. Gráfico que muestra la respuesta del TLD4 bajo prueba de reproducibilidad (VER ANEXO D1).

A.1.2. PRUEBAS DE LINEALIDAD.

Para la prueba de linealidad, se expuso a los TLD-100 a distintos tiempos de irradiación, bajo la misma distancia fuente-TLD de 10 cm, lo que nos permitió exponer los TLD-100 a distintas cantidades de dosis absorbida. Como se muestra en las Tablas del Anexo C2 a un tiempo de irradiación dado le corresponde su cantidad de dosis absorbida

por el TLD-100, mostrando los gráficos A.5-7 la tendencia lineal de la respuesta de los TLD-100 a la cantidad de dosis absorbida.

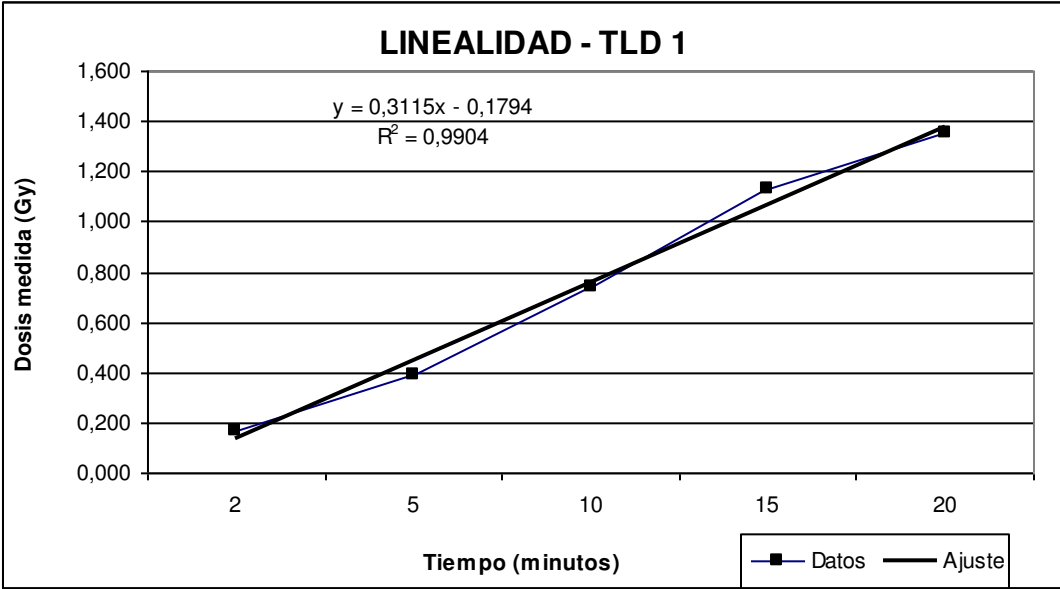


Gráfico A.5. Respuesta lineal de dosis absorbida por el dosímetro del TLD1 en función del tiempo (VER ANEXO D2).

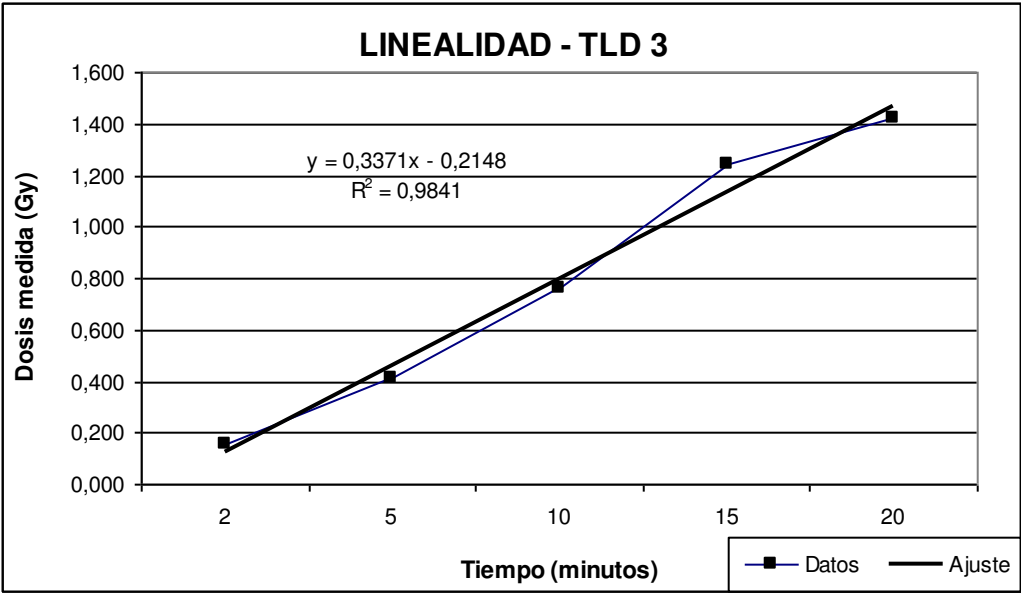
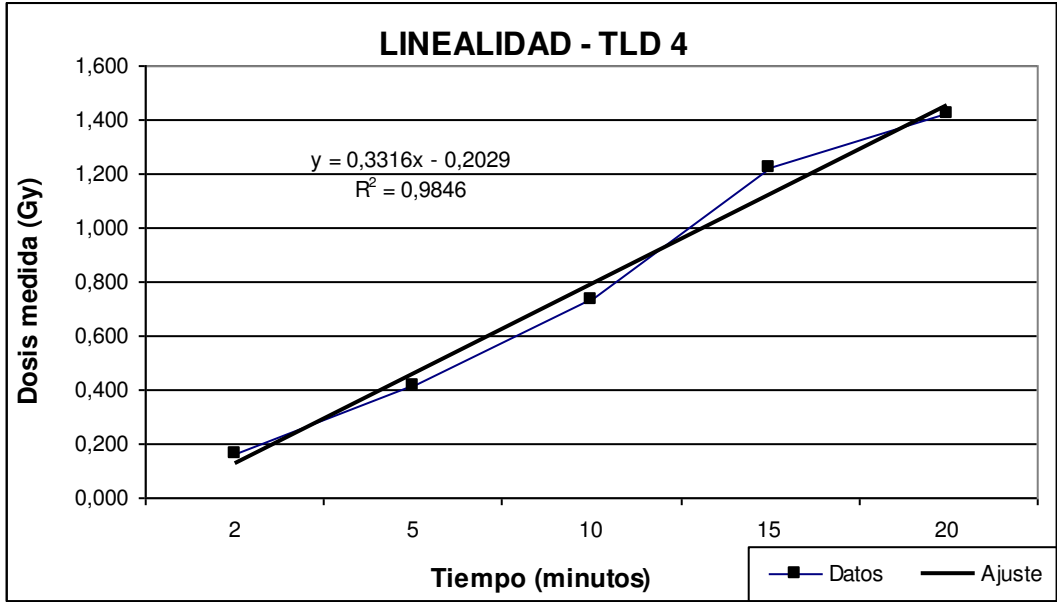


Gráfico A.6. Respuesta lineal de dosis absorbida del TLD3 en función del tiempo (VER ANEXO D2).





**Gráfico A.7. Respuesta lineal de dosis absorbida del TLD4 en función del tiempo (VER ANEXO D2).**

**A.2. CALIBRACION DE LOS TLD-100**

Para efectuar la calibración de los TLD-100 es necesario realizar un número de mediciones bajo las mismas condiciones de irradiación. Se estableció que para una distancia de 10 cm y un tiempo de irradiación de 10 minutos los TLD-100 fueron irradiados con una fuente calibrada de Cs-137 de 25 mCi de actividad, el cual nos proporcionó una dosis absorbida de 1.225 Gy. Se repitió la prueba cinco veces y se estableció un promedio de las mediciones, con el cual se determinó el factor de calibración  $f_c$  de cada TLD-100. Los factores son presentados en la Tabla A.1.

**Tabla A.1. Tabla que muestra los factores de calibración  $f_c$  de los TLD-100 usados en este trabajo.**

TLD	LECTURA (nC)	FACTOR DE CALIBRACION (mGy/nC)
POS1	8.618	0.142
POS3	7.927	0.155
POS4	8.446	0.145

## ANEXO B

### **B1.** Datos del experimento para determinar la uniformidad de las películas radiocrómicas.

dosis	OD2					Distribución t de Student en el nivel de confianza del 95%						
	L1	L2	L3	L4	L5	X	$\sigma^2$	$\mu A$	$\mu B$	$\mu C$	t	$\Delta$
0,25	0,24	0,23	0,24	0,24	0,25	0,24	0,00005	0,029	0,011	0,032	2,776	0,0391
0,5	0,24	0,24	0,24	0,24	0,24	0,24	0,00000	0,000	0,011	0,011	2,776	0,0139
1	0,27	0,26	0,25	0,26	0,26	0,26	0,00005	0,027	0,011	0,029	2,776	0,0365
3	0,32	0,3	0,3	0,28	0,3	0,3	0,00020	0,047	0,011	0,048	2,776	0,0601
5	0,35	0,31	0,33	0,33	0,33	0,33	0,00020	0,043	0,011	0,044	2,776	0,0550
10	0,43	0,41	0,41	0,39	0,41	0,41	0,00020	0,034	0,011	0,036	2,776	0,0450
15	0,5	0,46	0,48	0,48	0,48	0,48	0,00020	0,029	0,011	0,032	2,776	0,0391
20	0,55	0,53	0,51	0,53	0,53	0,53	0,00020	0,027	0,011	0,029	2,776	0,0359

### **B2.** Datos del experimento para determinar la linealidad de las películas radiocrómicas.

dosis	OD2					Distribución t de Student en el nivel de confianza del 95%						
	L1	L2	L3	L4	L5	X	$\sigma^2$	$\mu A$	$\mu B$	$\mu C$	t	$\Delta$
1	0,26	0,26	0,25	0,24	0,27	0,256	0,0001	0,045	0,011	0,046	2,776	0,057
5	0,34	0,31	0,32	0,3	0,33	0,32	0,0003	0,049	0,011	0,051	2,776	0,063
10	0,39	0,38	0,39	0,4	0,39	0,39	0,0001	0,018	0,011	0,021	2,776	0,026
20	0,53	0,52	0,53	0,53	0,54	0,53	0,0001	0,013	0,011	0,017	2,776	0,022

**B3. Datos del experimento para determinar la sensibilidad de las películas radiocrómicas.**

dosis	OD2					Distribución t de Student en el nivel de confianza del 95%						
	L1	L2	L3	L4	L5	X	$\sigma^2$	$\mu_A$	$\mu_B$	$\mu_C$	t	$\Delta$
1	0,14	0,13	0,13	0,13	0,13	0,13	0,0000	0,012	0,011	0,016	2,776	0,020
5	0,22	0,21	0,22	0,22	0,22	0,22	0,0000	0,016	0,011	0,020	2,776	0,025
10	0,27	0,29	0,31	0,28	0,30	0,29	0,0003	0,055	0,011	0,056	2,776	0,069
20	0,43	0,43	0,43	0,43	0,43	0,43	0,0000	0,000	0,011	0,011	2,776	0,014
50	0,68	0,70	0,69	0,70	0,68	0,69	0,0001	0,016	0,011	0,020	2,776	0,025
100	1,00	1,02	1,01	1,02	1,02	1,02	0,0001	0,011	0,011	0,016	2,776	0,019

## ANEXO C

**C.1. Datos de lecturas de películas radiocrómicas para una Unidad de Co-60 calibrada para determinar el factor de calibración para la energía efectiva del Co-60: 1.25 MeV.**

<b>COBALTO</b>											
					Distribución t de Student en el nivel de confianza del 95%						
dosis	OD				X	$\sigma^2$	$\mu A$	$\mu B$	$\mu C$	t	$\Delta$
	L1	L2	L3	L4							
1	0,18	0,19	0,18	0,18	0,18	0,00003	0,027	0,011	0,030	3,182	0,0471
5	0,29	0,29	0,28	0,29	0,29	0,00002	0,017	0,011	0,021	3,182	0,0329
10	0,41	0,42	0,43	0,42	0,42	0,00007	0,019	0,011	0,022	3,182	0,0357

**C.2. Datos de lecturas de películas radiocrómicas para una fuente calibrada de Cs-137 para determinar el factor de calibración para la energía efectiva de la fuente de Cs-137: 0.54 MeV.**

<b>CESIO</b>											
					Distribución t de Student en el nivel de confianza del 95%						
dosis	OD				X	$\Sigma^2$	$\mu A$	$\mu B$	$\mu C$	t	$\Delta$
	L1	L2	L3	L4							
1	0,18	0,17	0,17	0,16	0,17	0,00007	0,048	0,011	0,049	3,182	0,078
5	0,22	0,22	0,23	0,22	0,22	0,00003	0,022	0,011	0,025	3,182	0,040
10	0,32	0,33	0,32	0,31	0,32	0,00007	0,026	0,011	0,028	3,182	0,044

**C.3. Datos de lecturas de películas radiocrómicas para un Acelerador Lineal Clinac 3100C trabajando en energía de fotones de 6 MV para determinar el factor de calibración para esta energía.**

ACELERADOR LINEAL CLINAC 3100C - FOTONES DE 6 MV												
					Distribución t de Student en el nivel de confianza del 95%							
dosis	OD				X	$\sigma^2$	$\mu A$	$\mu B$	$\mu C$	t	$\Delta$	
	L1	L2	L3	L4								
1	0,17	0,17	0,16	0,17	0,17	0,00003	0,030	0,011	0,032	3,182	0,0507	
5	0,31	0,3	0,3	0,29	0,30	0,00007	0,027	0,011	0,029	3,182	0,0468	
10	0,46	0,45	0,44	0,45	0,45	0,00007	0,018	0,011	0,021	3,182	0,0339	

## ANEXO D

**D.1. Datos de TLD-100 utilizados en este experimento, realizando la prueba de reproducibilidad y analizando usando la distribución-t de Student a un nivel de confianza del 95%.**

TLD	x(nC)					x(nC)	$\sigma^2$	$\mu A$	$\mu B$	$\mu C$	$\Delta$	$\mu(\%)$	factor de calibración (mGy/nC)	Dosis de calibración (Gy)
	1	2	3	4	5									
POS1	5,175	5,52	5,314	5,139	5,199	5,269	0,0197	0,0266	0,0412	0,0491	0,0468	4,91	0,1421	0,749
POS3	4,796	4,598	4,998	5,09	4,905	4,877	0,0250	0,0324	0,0412	0,0525	0,0500	5,25	0,1545	0,754
POS4	5,142	5,191	5,389	5,401	5,078	5,240	0,0151	0,0235	0,0412	0,0235	0,0224	2,35	0,1450	0,760

**D.2. Datos de TLD-100 utilizados en este experimento a los cuales se les realizan la prueba de linealidad.**

TLD	TIEMPO (MINUTOS)									
	2		5		10		15		20	
	(nC)	(Gy)	(nC)	(Gy)	(nC)	(Gy)	(nC)	(Gy)	(nC)	(Gy)
POS1	1,151	0,164	2,748	0,391	5,199	0,739	7,98	1,134	9,497	1,350
POS3	1,067	0,165	2,658	0,411	4,905	0,758	8,024	1,240	9,207	1,423
POS4	1,134	0,164	2,875	0,417	5,078	0,736	8,427	1,222	9,792	1,420

## ANEXO E: GLOSARIO DE TERMINOS

**Absorbancia.** En espectrofotometría, la absorbancia o absorbencia ( $A_\lambda$ ) está definida como:

$$A_\lambda = -\log_{10} ( I / I_0 )$$

donde:

I es la intensidad de la luz con una longitud de onda específica  $\lambda$  y que pasa a través de una muestra (intensidad de luz transmitida),

$I_0$  es la intensidad de luz antes de que incida en la muestra (intensidad de luz incidente).

**Absorción óptica.** En física, la absorción de la radiación electromagnética es el proceso por el cual dicha radiación es captada por la materia. Cuando la absorción se produce dentro del rango de luz visible, se le denomina absorción óptica. Esta radiación cuando es absorbida puede ser de nuevo emitida o en todo caso transformarse en otro tipo de energía, como por ejemplo, en forma de calor o de energía eléctrica.

**Acelerador lineal médico.** También es conocido como LINAC, es un dispositivo que es usado comúnmente en brindar radioterapia de haces externos a los pacientes con cáncer. Puede ser usado también para tratar todas las partes y órganos del cuerpo. Suministra rayos X de alta energía a la región donde se halla la lesión (tumor) del paciente. Los tratamientos brindados por estos equipos son diseñados de tal forma que destruyen las células cancerosas sin que afecte los tejidos circundantes normales. El LINAC se usa para tratar todas las partes del cuerpo haciendo uso de terapias convencionales, también en radioterapia de intensidad modulada (IMRT).

**Braquiterapia ocular.** La braquiterapia es el tratamiento con radioterapia a corta distancia. Consiste en la colocación de una fuente radiactiva en contacto con la superficie del globo ocular con isotopos radiactivos, como el  $^{106}\text{Ru}$  o el  $^{192}\text{Ir}$ .

**Carga nuclear efectiva (Z efectivo).** Es la carga positiva neta experimentada por un electrón en un átomo polielectrónico. El término “efectiva” se usa porque el fenómeno de apantallamiento de los electrones más cercanos al núcleo evita que los electrones orbitales superiores experimenten la carga nuclear completa. Se puede determinar la fuerza de la carga nuclear al observar el número de oxidación del átomo. En un átomo con un electrón, el electrón experimenta toda la carga del núcleo positivo; en este caso la carga nuclear efectiva puede ser calculada usando la ley de Coulomb. En el caso de un átomo polielectrónico, los electrones externos son atraídos en forma simultánea al núcleo debido a su carga positiva y son repelidos por los electrones cargados negativa. De esta forma la carga nuclear efectiva en un electrón de este átomo estará dado por la siguiente ecuación:

$$Z_{\text{eff}} = Z - S,$$

donde **Z** es el número atómico y define tanto el número de protones en el núcleo como el total de electrones de un átomo y **S** es la constante de apantallamiento, el cual depende del número de electrones entre el núcleo y el electrón considerado, y también en qué tipo de orbital se encuentran los electrones que restan carga nuclear; no contribuyen los electrones exteriores al nivel energético considerado pero si el resto de vecinos del mismo nivel.

**Coefficiente másico de absorción de energía.** Consideremos que sobre cierto material de espesor **L** incide un haz de partículas no cargadas (fotones o neutrones). Las partículas primarias portan una energía radiante **R<sub>0</sub>**, en parte experimentando interacciones en el material y siendo atravesado sin ser dispersado el resto. En una situación ideal de haz ancho se detectan todas las partículas secundarias y primarias que se producen en el blanco (suficientemente fino). Si nuestro detector responde de manera proporcional a la radiación de todas las partículas, primarias, secundarias o dispersas, podemos medir la energía radiante que subsiste después de atravesar el espesor **L**:

$$dR = -\mu_{\text{en}} R dL,$$

$$R_s = R_0 e^{-\mu_{\text{en}} \cdot L}$$

**μ<sub>en</sub>** es conocido como el coeficiente lineal de absorción de energía (unidades: m<sup>-1</sup>)



$\mu_{en}/\rho$  se conoce como el coeficiente másico de absorción de energía (unidades  $m^2 kg^{-1}$ ).

**Coefficiente másico de atenuación de energía.** Esta cantidad se obtiene al dividir el coeficiente lineal  $\mu_m$  entre la densidad  $\rho$  del material:

$$\mu_m = \mu/\rho$$

Si las unidades de  $\rho$  es  $g/cm^3$ , las de  $\mu_m$  son  $cm^2/g$ .

**Densidad óptica.** Es la absorción de un elemento óptico por unidad de distancia, para una longitud de onda dada (en 1000 in hg):

$$DO_\lambda = A_\lambda / l = -1/l \log_{10} T = 1/l \log_{10} (I_0 / T)$$

donde

$l$  = espesor de la muestra, medido en cm,

$A_\lambda$  = la absorción a longitud de onda  $\lambda$ ,

$T$  = la transmitancia por unidad,

$I_0$  = intensidad del rayo incidente,

$I$  = intensidad del rayo de luz transmitido.

Mientras más alta sea la densidad óptica, más corta es la transmitancia. La transmitancia óptica se define como la fracción de la luz incidente, a una longitud de onda específica, que pasa a través de una muestra.

**Distribución dosis-profundidad.** Los efectos de los haces de fotones sobre la materia se debe principalmente a los electrones secundarios que generan. Así la distribución de energía de los tejidos (dosis absorbida) depende básicamente de estos electrones secundarios y muy poco de la radiación primaria (fotones). Los electrones secundarios se generan con diferentes energías, pero la energía máxima y su alcance dependen de la energía de los fotones incidentes. Los electrones secundarios no depositan necesariamente toda su energía en el punto donde se generan. Consideremos las primeras capas de tejido. Los fotones generan electrones de distintas energías que son frenados (es decir, depositan su energía) a distintas profundidades. A una determinada profundidad el número de

electrones que son frenados, y por ello, la dosis absorbida, alcanza un máximo. En este punto se establece que se ha alcanzado el equilibrio electrónico, es decir, la cantidad de electrones que se frenan y cede su energía es igual al número de electrones que se generan. La profundidad del máximo aumenta con la energía de los fotones incidentes. Conforme aumenta la profundidad el número de fotones va disminuyendo y por tanto disminuye también el número de electrones secundarios, de lo cual la dosis a partir de un máximo va siendo cada vez menor.

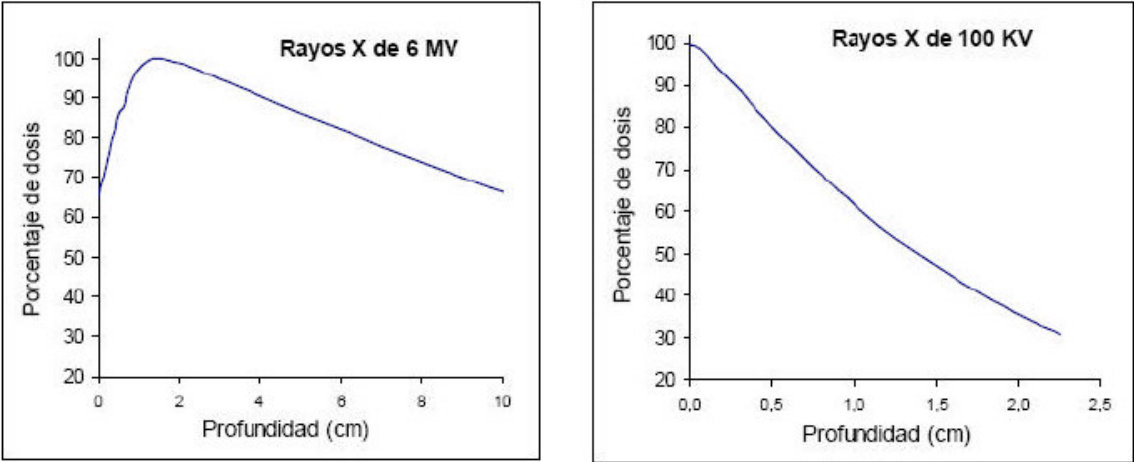


Figura B.1. Gráficas de porcentajes de dosis con respecto a la profundidad para (a) acelerador lineal de energía de fotones de 6 MV, (b) equipo convencional de rayos X para diagnóstico de 100 kV (Referencia: Graciela R. Vértiz. Introducción a la Física de la Radioterapia, Esp.I/III – GEAN -2004, pág. 31, Extraído de <http://www.efn.uncor.edu/escuelas/biomedica/Palndeestudios/materias%20completas/Medicina%20Nuclear/material%20medicina%20nuclear/Introducci%F3n%20a%20la%20F%EDsica%20de%20la%20Radioterapia.pdf>)

En las irradiaciones con fotones de alta energía el máximo de dosis se encuentra por debajo de la superficie, esto hace que la dosis en piel sólo sea una fracción de la dosis en dicho máximo, de forma que se infra-dosifica. Esta infra-dosificación se reduce cuando se utiliza máscaras de inmovilización u otro material que produzca el efecto de bolus. Caso más drástico es cuando hay metal próximo o en contacto con la piel (bandejas de moldes o colimadores muy cercanos, tubos traqueales, prótesis dentales) ya que la radiación arranca muchos electrones del metal debido al aumento del efecto fotoeléctrico. Otra forma de reducir la infra-dosificación en la piel es cuando el haz de radiación no incide de forma perpendicular. Si la incidencia de la radiación es tangencialmente, el máximo ocurrirá virtualmente en la superficie de la piel. Cuanto mayor sea la energía de fotones más profundo es el máximo y menor es la dosis en la superficie. Cuanto mayor es la energía de

fotones más profundo es el máximo y menor es la dosis en la superficie. El término *bolus* refiere a unas láminas blandas, hechas de un material o gel que ante la radiación su comportamiento es similar a la de un tejido, el cual es colocado sobre el paciente de tal forma que la dosis sobre la parte más superficial del cuerpo sea más alta, pero de tal forma que el haz empleado (por lo general, de electrones) deposita su dosis máxima a una cierta profundidad. Es decir, la dosis máxima depositada no está en la superficie inmediata del cuerpo sino unos mm dentro del cuerpo del paciente.

**Dosimetría.** La dosimetría de la radiación es el cálculo de la dosis absorbida en tejidos y materia como resultado de la exposición a la radiación ionizante, tanto de manera directa como indirecta. La dosis en la materia se reportan en grays (Gy), cuando hablamos de dosis absorbida, y de sievert (Sv) cuando se habla de dosis equivalente (en tejido biológico), donde 1 Gy o 1 Sv es igual a 1 joule por kg. Todavía no es prevaeciente el uso de las unidades SI por lo que aún se reportan medidas de dosis absorbida en rads y la dosis equivalente en rems. Por definición,  $1 \text{ Gy} = 100 \text{ rads}$  y  $1 \text{ Sv} = 100 \text{ rems}$ .

**Dosímetro.** Un dosímetro es un instrumento de medición de dosis absorbida (como también de dosis equivalente) en un contexto de protección radiológica.

**Dosímetro termoluminiscente.** En ciertos cristales la radiación de rayos X o rayos gamma motiva cambios microscópicos, que resultan en luz visible cuando se libera la energía de radiación absorbida por el cristal, esto se logra al calentar el cristal. La dosis es calculada de acuerdo a la cantidad de luz emitida por el cristal calentado.

**Dosis absorbida.** Es una magnitud utilizada en Radiología y Protección radiológica, para medir la cantidad de radiación ionizante recibida por un material, un tejido o un ser vivo. La dosis absorbida mide la energía depositada en un medio por unidad de masa. La unidad en el Sistema Internacional (SI) es el joule/kilogramo (J/kg), que recibe el nombre de gray (Gy). Esta magnitud no es un buen indicador de los efectos biológicos de la radiación en los seres vivos, por ejemplo, 1 Gy de partículas alfa puede ser más nociva que 1 Gy de fotones. Aun es usado el rad pero se encuentra en desuso, pero, su equivalencia es  $1 \text{ rad} = 0,01 \text{ Gy}$ .

**Monómero.** Un monómero (del griego mono= uno, meros= parte) es una molécula de pequeña masa molecular que al unirse a otros monómeros (en cientos o miles) por medio de enlaces químicos (usualmente enlaces covalentes) forman macromoléculas denominadas polímeros.

**Neoplasia ocular.** El cáncer o neoplasia ocular es poco común. Puede afectar las partes externas de los ojos (párpados, etc.), que están formados por músculos, piel y nervios. Si comienza en el interior del globo ocular se denomina cáncer intraocular. Los cánceres intraoculares más comunes en adultos son el melanoma y el linfoma. En niños, el más común es el retinoblastoma, que comienza en las células de la retina. El cáncer puede diseminarse del ojo a otras partes del cuerpo. El tratamiento de la neoplasia ocular varía según el tipo y estado en que se encuentre. Puede incluir cirugía, radioterapia, terapia con calor o frío o tratamiento con rayos láser.

**Picos de absorción de energía.** Son los valores máximos agudos dentro de una banda de absorción de energía en el cual se define el rango de longitudes de onda o frecuencias en el cual una sustancia absorbe energía radiante.

**Polímero.** Los polímeros (del griego poli= muchos, meros= parte) son macromoléculas (por lo general orgánicas) formadas de la unión de moléculas más pequeñas llamadas monómeros.

**Polimerización.** Es un proceso químico por el que los monómeros (compuestos de bajo peso molecular) se agrupan químicamente entre sí, dando lugar a una molécula de gran peso denominada polímero, o una cadena lineal o una macromolécula tridimensional.

**Poder de Frenado.** Se define como la cantidad de energía depositada por una partícula cargada en un medio material por unidad de longitud:

$$S(E) = -\frac{dE}{dx}$$

La forma explícita del poder de frenado fue determinada por Bethe en el año 1932:

$$S(E) = \frac{4\pi}{m_e c^2} \cdot \frac{n z^2}{\beta^2} \cdot \left( \frac{e^2}{4\pi\epsilon_0} \right)^2 \cdot \left[ \ln \left( \frac{2m_e c^2 \beta^2}{I \cdot (1 - \beta^2)} \right) - \beta^2 \right]$$

donde

$$\beta = v/c$$

$v$  velocidad de la partícula

$E$  energía de la partícula

$x$  distancia atravesada por la partícula

$c$  velocidad de la luz

$z e$  carga de la partícula

$e$  carga del electrón

$m_e$  masa en reposo del electrón

$n$  densidad del blanco

El uso de esta fórmula implica realizar ciertas suposiciones que no son siempre válidas. Bethe supuso que los electrones del medio estaban en reposo y que la energía de ligadura de los mismos era despreciable. También, la trayectoria de la partícula no es afectada por la interacción con los electrones del medio (lo que lleva a inconsistencias a bajas energías) y que la cantidad de movimiento transferida a los electrones en la colisión con los mismos tiene una componente básicamente perpendicular a la trayectoria de la partícula incidente. A pesar de eso, para energías suficientemente altas la ecuación de Bethe satisface en muy buena aproximación el comportamiento de la radiación cargada en movimiento en presencia de materia. La fuerte dependencia del poder de frenado con la masa de la partícula ( $T = \frac{1}{2} m c^2 \beta^2$ ) y la carga del mismo ( $z e$ ) hace que las partículas pesadas (ej.: partículas alfa) se frenen con mucha mayor facilidad que las partículas ligeras (ej.: electrones). Por ello, la distancia recorrida por las partículas alfa será mucho menor que la recorrida por los electrones para una misma densidad de material. Es por eso el motivo por el que la radiación alfa es poco penetrante que la radiación beta (Extraído de Knoll, G. F. (2000). *Radiation Detection and Measurement*. John Wiley & Sons, Ltd.).

**Radioterapia.** Es una forma de tratamiento basado en el uso de radiaciones ionizantes ( rayos X, incluyendo rayos gamma y partículas alfa).

**Resolución espacial.** Es la capacidad del sistema para discriminar los objetos más pequeños de la imagen, se refiere a la finura de detalles de una imagen; cuanto mayor es el área representada por cada pixel en una imagen digital mayores son los detalles que pueden ser captados y mayor es la resolución espacial. Existen diversos factores que pueden influir en la resolución espacial, además del poder resolutivo del sensor está también las condiciones ambientales en la cual ha sido tomada la imagen.

**Tasa de dosis.** La tasa de dosis en braquiterapia se refiere al nivel o la intensidad con que la radiación es liberada al medio circundante, y se expresa en gray por hora (Gy/h).

# APENDICES

## APÉNDICE A: TEORÍA DE INCERTIDUMBRE

### *A.1– Introducción*

Por lo general, el resultado de una medición es una aproximación o estimado de una cantidad física, es decir el *mensurando*. La incertidumbre de la medida es un parámetro asociado a su resultado, que caracteriza la dispersión de los valores de la magnitud que se mide, que puede atribuirse razonablemente al mensurando. En una medición directa, cuyo resultado se conoce como imperfectamente corregido, puede concebirse la incertidumbre de medida como una cota superior del valor de la corrección residual. De esta forma la medida es completa si la medida va acompañada de una declaración cuantitativa de su incertidumbre. Este parámetro puede ser una desviación típica, o la anchura de un intervalo llamado de confianza. Esta incertidumbre del resultado generalmente consiste de diversos componentes los cuales, pueden ser agrupados en dos categorías, de acuerdo al método usado para estimar sus valores numéricos:

- A) aquellos que son evaluados por métodos estadísticos; y
- B) aquellos que son evaluados por otros métodos.

Podemos también decir, usando en tales cantidades distintas formas de desarrollo de su determinación, clasificar usando otra distinta nomenclatura:

- A) componente de incertidumbre que se origina de un efecto aleatorio; y
- B) componente de incertidumbre originado de un efecto sistemático.

Denominaremos **incertidumbre típica** a la incertidumbre de un resultado que esté expresada como una desviación típica, bien sea de la distribución experimental de resultados (evaluación de tipo A), o por cualquier otro método (evaluación del tipo B). Por



otro lado, se denomina **incertidumbre típica combinada** a la raíz cuadrada positiva de la suma de las varianzas y covarianzas de todas las magnitudes que intervienen, ponderadas de acuerdo con la importancia que tiene un incremento del valor de cada una de ellas en el valor de resultado de medida. Por último, llamaremos **incertidumbre expandida** o incertidumbre global de un resultado a un parámetro que define el intervalo de valores que pueden atribuirse razonablemente al resultado, de manera que tenga una confianza razonable en que el valor del mensurando esté incluido en el intervalo. La incertidumbre expandida es el producto de la incertidumbre típica por un valor que podemos denominarle **factor k**, factor de incertidumbre o factor de inclusión y generalmente está entre 2 a 3.

La componente de incertidumbre de categoría A está determinada por una desviación estándar estadísticamente determinada  $s_i$ , el cual es igual a la raíz cuadrada de su varianza estadísticamente estimada  $s_i^2$ , y el número de grados de libertad asociados,  $\nu_i$ . Considerando que podemos expresar a que el resultado de una medición puede ser representado por la desviación estándar  $u_i$ , la que es la raíz cuadrada de su varianza  $u_i^2$ , de lo cual podemos deducir que  $s_i = u_i$ . La evaluación de incertidumbre por análisis estadístico de una serie de observaciones se denomina EVALUACIÓN DE INCERTIDUMBRE TIPO A. Por otro lado, para la categoría B, la componente de incertidumbre es representada por una cantidad  $u_j$ , la que se podría considerarse como la desviación estándar para esta categoría y que vendría a ser la raíz cuadrada de su varianza  $u_j^2$ . De la misma forma, la evaluación de la incertidumbre que no sean por análisis estadístico se denomina EVALUACION DE INCERTIDUMBRE TIPO B.

## **A.2. EVALUACION DE INCERTIDUMBRE ESTANDAR TIPO A.**

La evaluación de la incertidumbre estándar puede ser hecha utilizando cualquier método estadístico. Una de las más comunes es el cálculo de la desviación estándar de la media de una serie de observaciones independientes, utilizando el método de mínimos cuadrados para fijar nuestros datos dentro de una curva de ajuste y determinar sus parámetros de curva y sus desviaciones estándar.

### **MEDIA Y DESVIACIÓN ESTÁNDAR.**

Un ejemplo de evaluación de incertidumbre tipo A, consideremos una cantidad de entrada  $X_i$  cuyos valores son estimados de  $n$  observaciones independientes  $X_{i,k}$  de  $X_i$  obtenido bajo las mismas condiciones de medición. En este caso el estimado de entrada  $x_i$  es comúnmente la media de las muestras

$$x_i = X_i - \frac{1}{n} \sum_{k=1}^n X_{i,k} \quad (\text{A.1})$$

y la incertidumbre estándar  $u(x_i)$  asociado con  $x_i$  es la desviación estándar estimada de la media

$$u(x_i) = u(X_i) - \left[ \frac{1}{n(n-1)} \sum_{i=1}^n (X_{i,k} - X_i)^2 \right]^{1/2} \quad (\text{A.2})$$

### **A.3. EVALUACION DE INCERTIDUMBRE ESTANDAR TIPO B.**

Una evaluación de la incertidumbre estándar del tipo B se basa principalmente en el juzgamiento de modo científico de todas las fuentes de información que pueden ser relevantes como es el caso de datos previos de medición, experiencia o conocimiento profundo del comportamiento de los materiales en estudio o de la instrumentación usada, especificaciones del fabricante, calibraciones previas y datos de referencia proporcionados por manuales y guías técnicas.

### **A.4. INCERTIDUMBRE ESTANDAR COMBINADA O DE TIPO C.**

La incertidumbre estándar o de tipo C de un resultado de mediciones, denominado por  $u_C$ , es obtenido del resultado de la evaluación de las incertidumbres tanto del tipo A como del tipo B, en la cual se utiliza el método combinado de evaluaciones estándar, el cual es comúnmente denominado la *ley de propagación de incertidumbre* o de la suma de las raíces cuadradas de la suma de los cuadrados de las componentes de incertidumbres tanto del tipo A como del tipo B. Aquí se reconoce un factor de corrección que es aplicado para

reconocer la contribución de los efectos sistemáticos dentro de la medición. Esta corrección puede ser positiva, negativa o cero, y podría tener la mayor contribución tanto de los efectos aleatorios como de los sistemáticos dentro de cada medición.

#### *CÁLCULO DE LA INCERTIDUMBRE ESTÁNDAR COMBINADA.*

La incertidumbre estándar combinada del resultado de la medición  $y$ , es la raíz cuadrada positiva de la varianza  $u_c^2(y)$  obtenido de

$$u_c^2(y) = \sum_{i=1}^N \left( \frac{\partial f}{\partial x_i} \right)^2 u^2(x_i) + 2 \sum_{i=1}^{N-1} \sum_{j=i+1}^N \frac{\partial f}{\partial x_i} \frac{\partial f}{\partial x_j} u(x_i, x_j) \quad (\text{A.3})$$

Esta ecuación se basa en la aproximación de la serie de Taylor de primer orden de la ecuación de medición  $Y = f(X_1, X_2, \dots, X_N)$  la cual es denominada como la LEY DE PROPAGACIÓN DE LA INCERTIDUMBRE. Las derivadas parciales de  $f$  con respecto a  $X_i$  denominados los coeficientes de sensibilidad, son las derivadas parciales de  $f$  con respecto a  $X_i$  evaluados en  $X_i = x_i$ ,  $u(x_i)$  es la incertidumbre estándar asociado al estimado de entrada  $x_i$ , y  $u(x_i, x_j)$  es la covarianza asociada con  $x_i$  y  $x_j$ .

#### **A.5. INCERTIDUMBRE DE LA MEDIDA E INTERVALOS DE TOLERANCIA.**

En un proceso de fabricación o ensayo, en el que alguno de los elementos del producto se define mediante el valor de una magnitud, la tolerancia es un intervalo de dicha magnitud, establecido mediante criterios objetivos, ajenos a los procesos de fabricación o de ensayo, y dentro del cual debe encontrarse el verdadero valor de la magnitud de definición para que el producto sea aceptado como válido. En un proceso terapéutico, en el que algunos de los elementos de tratamiento se definen mediante el valor de una magnitud, la tolerancia es un intervalo de dicha magnitud, establecidos mediante criterios objetivos, dentro del cual debe encontrarse el valor verdadero de dicha magnitud en cuestión para que el tratamiento sea aceptado como válido.

## APÉNDICE B: DISTRIBUCIÓN T DE STUDENT

### *B.1. Introducción.*

En la probabilidad y la estadística, la T-distribución o de Student es una distribución de la probabilidad que surge en el problema de estimar el promedio de una población normalmente distribuida cuando el tamaño de la muestra es pequeño. Es la base de las pruebas T de Student para el significado estadístico de la diferencia entre dos medios de la muestra, y para intervalos de confianza para la diferencia entre dos medios de población. La T-distribución de Student es un caso especial de la distribución hiperbólica generalizada.

La distribución de Student surge cuando (como en casi todo trabajo estadístico práctico) la desviación típica de población es desconocida y tiene que ser estimado de los datos. Los problemas del libro de texto que tratan la desviación típica como si fueran sabidos son de dos clases: (1) tales que en que el tamaño de la muestra es tan grande que ése puede tratar una estimación de la base de datos de la variación como si fueran cierto, y (2) tales que ilustran el razonamiento matemático, en que el problema de estimar la desviación típica es ignorada temporalmente porque eso no es el punto que el autor ni que el instructor entonces explica.

Los intervalos de la confianza y pruebas de hipótesis dependen de la T-distribución de Student para enfrentarse con el resultado de la incertidumbre de la reducción de un tamaño de muestra, donde de otro modo una distribución normal sería utilizada.

Supongamos que  $X_1, \dots, X_n$  son las variables aleatorias independientes que son distribuidas normalmente con el valor esperado  $\mu$  y la varianza  $\sigma^2$ . Dado que

$$\bar{X}_n = (X_1 + \cdots + X_n)/n$$

es la media muestral, y

$$S_n^2 = \frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (X_i - \bar{X}_n)^2$$

es la variación de la muestra. Se nota fácilmente que la cantidad

$$Z = \frac{\bar{X}_n - \mu}{\sigma/\sqrt{n}}$$

se distribuye normalmente con media 0 y la variación 1, desde que la media muestral es distribuida normalmente con media  $\bar{X}_n$  y desviación típica  $\sigma/\sqrt{n}$ . Gosset estudió una cantidad relacionada,

$$T = \frac{\bar{X}_n - \mu}{S_n/\sqrt{n}}.$$

Mientras semejante a Z, la variación  $S_n^2$  es estimada. Así  $S_n^2$  tendrá una distribución  $\chi_n^2$  (que introduce la incertidumbre en el denominador). El trabajo de Gosset mostró que T tiene la función de la densidad de la probabilidad

$$f(t) = \frac{\Gamma((\nu+1)/2)}{\sqrt{\nu\pi} \Gamma(\nu/2)} (1 + t^2/\nu)^{-(\nu+1)/2}$$

con  $\nu$  igual a  $n-1$ . La distribución de T ahora es llamada la T-distribución. El parámetro  $\nu$  es llamado convencionalmente el número de grados de libertad. La distribución depende de  $\nu$ , pero no ni la falta de la dependencia en  $y$  es lo que hace la distribución-t importante tanto en la teoría como la práctica. Es la función Gamma. Los momentos de la distribución-t son

$$E(T^k) = \begin{cases} 0 & k \text{ odd}, 0 < k < \nu \\ \frac{\Gamma(\frac{k+1}{2})\Gamma(\frac{\nu-k}{2})\nu^{k/2}}{\sqrt{\pi}\Gamma(\frac{\nu}{2})} & k \text{ even}, 0 < k < \nu \\ \text{NaN} & k \text{ odd}, 0 < \nu \leq k \\ \infty & k \text{ even}, 0 < \nu \leq k \end{cases}$$

Debe notarse que el término para  $0 < k < \nu$ ,  $k$  par, puede ser simplificada utilizando las propiedades de la función Gamma

$$E(T^k) = \prod_{i=1}^{k/2} \frac{2i-1}{\nu-2i} \nu^{k/2} \quad k \text{ even}, 0 < k < \nu$$

### ***B.2. Intervalos de Confidencia derivados de la distribución-T de Student***

Supongamos que tenemos un número  $A$  tal que

$$\Pr(-A < T < A) = 0.9,$$

donde  $T$  tiene una distribución-t con  $n-1$  grados de libertad. De la misma forma

$$\Pr(T < A) = 0.95,$$

así que  $A$  es el "95 percentuable" de esta distribución de la probabilidad, o  $A = t_{(0.05, n-1)}$ .

Entonces

$$\Pr\left(-A < \frac{\bar{X}_n - \mu}{S_n/\sqrt{n}} < A\right) = 0.9,$$

y es equivalente a

$$\Pr\left(\bar{X}_n - A \frac{S_n}{\sqrt{n}} < \mu < \bar{X}_n + A \frac{S_n}{\sqrt{n}}\right) = 0.9.$$

Por lo tanto el intervalo cuyos puntos terminales son

$$\bar{X}_n \pm A \frac{S_n}{\sqrt{n}}$$

los que se encuentran en un intervalo de confianza del 90 por ciento para  $\mu$ . Por lo tanto, si encontramos que la media de un conjunto de las observaciones que podemos esperar razonablemente tienen una distribución normal, nosotros podemos utilizar la distribución-t para examinar si el límite de confianza incluye algún valor teóricamente predicho - tal como el valor predijo en una hipótesis nula.

Es este resultado que es utilizado en las pruebas-t de Student: de que la diferencia entre los medios de muestras de dos distribuciones normales distribuidas normalmente, la distribución-t puede ser utilizada para examinar si esa diferencia puede ser supuestamente razonablemente cero.

Si los datos son distribuidos normalmente, el unilateral  $(1 - a)$ -límite superior de confianza (UCL) de la media, puede ser calculado utilizando la ecuación siguiente:

$$UCL_{1-a} = \bar{X}_n + \frac{t_{a,n-1}S}{\sqrt{n}}.$$

El UCL resultante será el valor medio más grande que ocurrirá para un intervalo de confianza y de tamaño de población dado. En otras palabras,  $\bar{X}_n$  sea el promedio de un conjunto de observaciones, la probabilidad de que el promedio de la distribución sea inferior a  $UCL_{1-a}$  es igual al nivel de confianza  $1 - a$ .

### ***B.3. Función de probabilidad.***

La distribución  $A(t | \nu)$  es utilizado al probar si una estadística-t que mide la diferencia entre dos promedios es estadísticamente significativa. Esto es utilizado en una variedad de situaciones, especialmente en pruebas-t. Para la t-estadística, con  $\nu$  grados de la libertad,  $A(t | \nu)$  es la probabilidad que  $t$  sería menor que el valor observado si los dos promedios fuesen lo mismo. Está dado por la fórmula siguiente:

$$A(t|v) = \frac{1}{\sqrt{v} B\left(\frac{1}{2}, \frac{v}{2}\right)} \int_{-t}^t \left(1 + \frac{x^2}{v}\right)^{-\frac{v+1}{2}} dx$$

donde B es la función beta. Existe una relación con la incompleta función beta  $I_x(a,b)$  de manera que

$$A(t|v) = 1 - I_{\frac{v}{v+t^2}}\left(\frac{v}{2}, \frac{1}{2}\right)$$

#### **B.4. Teoría posterior**

Supongamos dos variables aleatorias independientes, una normal tipificada,  $Z$ , y otra con distribución  $\chi^2$  con  $v$  grados de libertad, la variable definida según la ecuación:

$$T = \frac{Z}{\sqrt{\frac{\chi^2}{v}}}$$

tiene distribución t con  $v$  grados de libertad.

La función de densidad de la distribución t es:

$$f(t) = \frac{\Gamma\left(\frac{v+1}{2}\right)}{\Gamma\left(\frac{v}{2}\right) \sqrt{\pi v}} \left(1 + \frac{t^2}{v}\right)^{-\frac{v+1}{2}} \quad -\infty < t < \infty, \quad \pi = 3,14159\dots$$

El parámetro de la distribución t es  $v$ , su número de grados de libertad.

Esta distribución es simétrica respecto al eje Y y sus colas se aproximan asintóticamente al eje X. Es similar a la distribución Z salvo que es platicúrtica y, por tanto, más aplanada.

Cuando  $n$  tiende a infinito,  $t$  tiende asintóticamente a  $Z$  y se pueden considerar prácticamente iguales para valores de  $n$  mayores o iguales que 30.



**TABLA DE VALORES PARA LA DISTRIBUCIÓN-T DE STUDENT.**

<b><math>\nu</math></b>	<b>75%</b>	<b>80%</b>	<b>85%</b>	<b>90%</b>	<b>95%</b>	<b>97.5%</b>	<b>99%</b>	<b>99.5%</b>	<b>99.75%</b>	<b>99.9%</b>	<b>99.95%</b>
<b>1</b>	1.000	1.376	1.963	3.078	6.314	12.71	31.82	63.66	127.3	318.3	636.6
<b>2</b>	0.816	1.061	1.386	1.886	2.920	4.303	6.965	9.925	14.09	22.33	31.60
<b>3</b>	0.765	0.978	1.250	1.638	2.353	3.182	4.541	5.841	7.453	10.21	12.92
<b>4</b>	0.741	0.941	1.190	1.533	2.132	2.776	3.747	4.604	5.598	7.173	8.610
<b>5</b>	0.727	0.920	1.156	1.476	2.015	2.571	3.365	4.032	4.773	5.893	6.869
<b>6</b>	0.718	0.906	1.134	1.440	1.943	2.447	3.143	3.707	4.317	5.208	5.959
<b>7</b>	0.711	0.896	1.119	1.415	1.895	2.365	2.998	3.499	4.029	4.785	5.408
<b>8</b>	0.706	0.889	1.108	1.397	1.860	2.306	2.896	3.355	3.833	4.501	5.041
<b>9</b>	0.703	0.883	1.100	1.383	1.833	2.262	2.821	3.250	3.690	4.297	4.781
<b>10</b>	0.700	0.879	1.093	1.372	1.812	2.228	2.764	3.169	3.581	4.144	4.587
<b>11</b>	0.697	0.876	1.088	1.363	1.796	2.201	2.718	3.106	3.497	4.025	4.437
<b>12</b>	0.695	0.873	1.083	1.356	1.782	2.179	2.681	3.055	3.428	3.930	4.318
<b>13</b>	0.694	0.870	1.079	1.350	1.771	2.160	2.650	3.012	3.372	3.852	4.221

<b>14</b>	0.692	0.868	1.076	1.345	1.761	2.145	2.624	2.977	3.326	3.787	4.140
<b>15</b>	0.691	0.866	1.074	1.341	1.753	2.131	2.602	2.947	3.286	3.733	4.073
<b>16</b>	0.690	0.865	1.071	1.337	1.746	2.120	2.583	2.921	3.252	3.686	4.015
<b>17</b>	0.689	0.863	1.069	1.333	1.740	2.110	2.567	2.898	3.222	3.646	3.965
<b>18</b>	0.688	0.862	1.067	1.330	1.734	2.101	2.552	2.878	3.197	3.610	3.922
<b>19</b>	0.688	0.861	1.066	1.328	1.729	2.093	2.539	2.861	3.174	3.579	3.883
<b>20</b>	0.687	0.860	1.064	1.325	1.725	2.086	2.528	2.845	3.153	3.552	3.850
<b>21</b>	0.686	0.859	1.063	1.323	1.721	2.080	2.518	2.831	3.135	3.527	3.819
<b>22</b>	0.686	0.858	1.061	1.321	1.717	2.074	2.508	2.819	3.119	3.505	3.792
<b>23</b>	0.685	0.858	1.060	1.319	1.714	2.069	2.500	2.807	3.104	3.485	3.767
<b>24</b>	0.685	0.857	1.059	1.318	1.711	2.064	2.492	2.797	3.091	3.467	3.745
<b>25</b>	0.684	0.856	1.058	1.316	1.708	2.060	2.485	2.787	3.078	3.450	3.725
<b>26</b>	0.684	0.856	1.058	1.315	1.706	2.056	2.479	2.779	3.067	3.435	3.707
<b>27</b>	0.684	0.855	1.057	1.314	1.703	2.052	2.473	2.771	3.057	3.421	3.690
<b>28</b>	0.683	0.855	1.056	1.313	1.701	2.048	2.467	2.763	3.047	3.408	3.674

<b>29</b>	0.683	0.854	1.055	1.311	1.699	2.045	2.462	2.756	3.038	3.396	3.659
<b>30</b>	0.683	0.854	1.055	1.310	1.697	2.042	2.457	2.750	3.030	3.385	3.646
<b>40</b>	0.681	0.851	1.050	1.303	1.684	2.021	2.423	2.704	2.971	3.307	3.551
<b>50</b>	0.679	0.849	1.047	1.299	1.676	2.009	2.403	2.678	2.937	3.261	3.496
<b>60</b>	0.679	0.848	1.045	1.296	1.671	2.000	2.390	2.660	2.915	3.232	3.460
<b>80</b>	0.678	0.846	1.043	1.292	1.664	1.990	2.374	2.639	2.887	3.195	3.416
<b>100</b>	0.677	0.845	1.042	1.290	1.660	1.984	2.364	2.626	2.871	3.174	3.390
<b>120</b>	0.677	0.845	1.041	1.289	1.658	1.980	2.358	2.617	2.860	3.160	3.373
<b>∞</b>	0.674	0.842	1.036	1.282	1.645	1.960	2.326	2.576	2.807	3.090	3.291

