

UCH-FC
MAG-Biof. med.
9-186
C.1

**“Medición de la Dosis Ocupacional aplicando
recomendaciones de Guía de Seguridad
Nº RS-G-1.3 OIEA”**

Tesis
Entregada a la
Universidad de Chile
En Cumplimiento Parcial de los Requisitos
Para Optar al Grado de
Magíster en Biofísica Médica



Por
Jorge Eduardo Gamarra Chamorro
Enero 2010

Directora de Tesis: Prof. Beatriz Alfaro Silva

FACULTAD DE CIENCIAS
UNIVERSIDAD DE CHILE

INFORME DE APROBACION
TESIS DE MAGISTER

Se informa a la Escuela de Postgrado de la Facultad de Ciencias que la Tesis de Magíster presentada por el candidato.

JORGE EDUARDO GAMARRA CHAMORRO

Ha sido aprobada por la Comisión de Evaluación de la Tesis como requisito para optar al grado de Magíster en Ciencias con mención en Biofísica Médica, en el examen de defensa de Tesis rendido el día 23 de junio de 2009.

Directora de Tesis:

MSc. T.M. Beatriz Alfaro Silva

Beatriz Alfaro Silva

Comisión de Evaluación de la tesis:

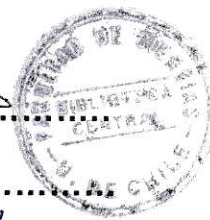
Dr. Mauricio Canals

Mauricio Canals

Dr. Alfredo Ramírez Núñez

Alfredo Ramírez Núñez

MSc. María Inés Dinator R.



DEDICATORIA

Dedico esta tesis a todas las personas que nombro más adelante en los agradecimientos en especial a dos mujeres que han marcado mucho mi vida, a mi madre una persona que dentro de toda su humildad y sencillez llevo a tres hijos muy inquietos a ser hombres de bien inculcando grandes valores y la dedicación al estudio y al trabajo, y a mi esposa por su gran paciencia conmigo y gracias ella he podido dedicarme a mis quehaceres de estudio y me ha sabido tener mucha paciencia con mi desorden de ideas y cosas.

A mis hijos por su paciencia que me permitían por las noches estudiar en sus dormitorios mientras ellos dormían.



Fue becado por el Estado Español para estudiar en Madrid en el CIEMAT y la Universidad Complutense el Curso Superior de Protección Radiológica y Seguridad Nuclear, cursado en el CIEMAT y la Universidad Complutense, beca del Instituto de Cooperación Iberoamericana, durante esta beca y al término de esta beca se desempeñó como Jefe de la Unidad Técnica de Protección Radiológica en SCI España en Madrid, al regresar al país se casó con Doña Claudia Fariña Kutz con quien tiene dos hijos Jorge Eduardo y Francisco.

Al regreso al país ingresó como funcionario a la Comisión Chilena de Energía Nuclear y a los tres años tomó la jefatura hasta la fecha, de la Sección de Dosimetría, luego siguió con sus estudios en diferentes partes como por ejemplo realizó el Curso y entrenamiento en la Universidad de Cantabria, en Detección, Medición y Dosimetría de Radón y control de calidad en radiodiagnóstico en el Hospital Marqués de Valdesilla, Santander, España, Curso y entrenamiento en detección, medición y dosimetría de Neutrones en la Universidad Autónoma de Barcelona, Barcelona, España, ambas beca del OIEA, en el año 2005 fue al Curso y entrenamiento en Control de Calidad en Radiodiagnóstico en el Hospital Universitario San Carlos, Madrid, España y al Curso y entrenamiento en Control de Calidad en Dosimetría Personal en el CIEMAT, Madrid, ambas fueron becas del OIEA. También realizó el Curso de Protección Radiológica para Radiología Intervencionista, Hospital Clínico San Carlos, Madrid, España.

Actualmente es miembro de la Sociedad Española de Protección Radiológica y de la Sociedad Española de Física Médica.



AGRADECIMIENTOS

Han sido muchas las personas que me han ayudado en el camino para llegar ha este momento, mis más sinceros agradecimientos para:

Sr. Iván Anguita (ex - Institutano)

Ingeniero Sr. Manuel Lorenzo Gerente General SCI S.A. España.

Ingeniero Sr. Eduardo Labbé (ex Jefe ISP).

Ingeniera Sra. Claudia Fariña Kutz (Esposa)

Dr. José Roberto Morales Director programa de Magíster en Biofísica Médica.

MSc. Sra. Beatriz Alfaro Silva Directora de tesis.

Ingeniero Sra. Rosemarie Schrader F. Jefe Departamento de Producción y Servicio.

Al personal de la Sección de Dosimetría de la CCHEN

Al personal de electrónica de la CCHEN.

Al personal del LMRI de la CCHEN.

Técnico Sr. Ricardo Pereira Dosimetría Personal de la CCHEN

Dra. Ana Maria Romero Gutiérrez Jefe Dosimetría externa Ciemat, España.

Dr. Teogenes Da Silva Experto en dosimetría del OIEA.

Sr. Rodolfo Cruz Jefe de Dosimetría del OIEA.



RESUMEN

La dosimetría personal como una de las ramas importantes de la protección radiológica tiene por misión evitar los daños estocásticos y por ende los daños deterministas del profesional ocupacionalmente expuesta (POE), para ello se debe medir la cantidad de radiación (dosis) que recibe un POE, con este propósito todo país debe contar una serie de requisitos y normas que debe cumplir toda institución que se dedica a la medición de la dosis utilizando un instrumento llamado dosímetro.

En nuestro país estas normas, reglamentos y/o requisitos son nulos o insuficientes como para medir la dosis recibida por un trabajador en forma repetitiva y utilizando las recomendaciones realizadas por el Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA) hace ya 15 años, dadas en la ICRP-60 y en colección de seguridad 115.

Este trabajo tiene por misión aplicar las recomendaciones de la OIEA en el laboratorio de dosimetría, en la medición de la dosis recibida por un POE, para determinar la dosis efectiva externa como dosis profunda a 10 mm., bajo la superficie de la piel $H_p(10)$.

Para ello se caracterizó el dosímetro tipo PD3 para radiación gamma y rayos X, según las recomendaciones y requisitos expuestos en la "Colección de Normas de Seguridad" guía N° RS-G-1.3 "Evaluación de la Exposición Ocupacional debida a fuentes externas de radiación" y a los requisitos del Consejo de Seguridad Nuclear de España en la Guía de Seguridad 7.1 (Rev.1) "Requisitos Técnicos y Administrativos para los Servicios de Dosimetría Personal Individual".

Se realizaron, también, evaluaciones de exposición del dosímetro a luz ultravioleta y luz blanca, propuestas por el tesista, con el propósito de conocer la respuesta del dosímetro PD3 a estas energías de radiación.

ABSTRACT

Personal dosimetry, as an important branch of the radiological protection, has the task of preventing stochastic damages, and consequently, those deterministic damages in the occupationally exposed professionals (POE)). For this, person the radiation dose that a POE receive must be measured (dose). With this purpose, the whole country must have a set of requirements and rules that every institution dedicated to dose measurement by the use of the instrument called dosimeter has to accomplish.

In our country, these rules, regulations and/or requirements are insufficient to measure the dose repetitively received by a worker according the recommendations given by the International Atomic Energy Agency 15 years ago. These recommendations were indicated in the ICRP-60 and security collection 115.

The mission of this work is to apply the IAEA recommendations in the measurement in the dosimetry laboratory of the dose received by a POE in order to determine both the effective dose and deep dose at 10 mm under the skin surface $H_p(10)$.

For this, the dosimeter PD3 was characterized for gamma radiation and X-rays, according to the recommendations and requirements exposed in the IAEA "Security Regulation Collection", security guideline N° RS-G-1.3 "Evaluation of the Occupational Exposure due to External Radiation Sources" and to the requirements of the in the Security Guide 7.1 (Rev.1) "Technical and Administrative Requirements for Personal and Individual Dosimetry Services".

Likewise, evaluations of the dosimeter exposure to ultraviolet and white lights were made. These evaluations were proposed by the author of this thesis with the purpose of knowing the response of the PD3 dosimeter to these radiation energies.

INDICE DE MATERIAS

	Página
RESUMEN	07
ABSTRACT	09
INDICE DE MATERIAS	11
LISTA DE TABLAS	13
LISTA DE FIGURAS	15
1.0 INTRODUCCIÓN	18
2.0 OBJETIVOS	28
2.1 Objetivos Generales	28
2.2 Objetivos Específicos	28
3.0 TEORIA	31
3.1 Efecto Fotoeléctrico	31
3.2 Efecto Compton	32
3.3 Producción de pares	34
3.4 Termoluminiscencia	35
3.5 Descripción Fenomenológica	38
3.6 Aproximación cuantitativa	41
3.7 Espectro Termoluminiscente	44
3.8 Respuesta Termoluminiscente en función de la dosis absorbida	45
3.9 Características del Fluoruro de litio	46
3.10 Espectro termoluminiscente del fluoruro de litio	47
3.11 Fading	48
3.12 Descripción general de un lector de cristales termoluminiscentes	48
4.0 MATERIALES Y METODO	55
4.1 Homogeneidad	58

4.2	Respuesta angular	60
4.3	Linealidad	63
4.4	Reproducibilidad	64
4.5	Dosis residual	65
4.6	Influencia de la luz ultravioleta y luz blanca	65
4.7	Autodosis	67
4.8	Influencia del medio ambiente	68
4.9	Umbral de detección	69
4.10	Respuesta en función de la energía	69
4.11	Pruebas del equipo Harshaw 5500	71
4.12	Determinación de la incertidumbre	73
5.0	RESULTADOS	78
5.1	Homogeneidad	80
5.2	Respuesta angular	87
5.3	Linealidad	89
5.4	Reproducibilidad	91
5.5	Dosis residual	93
5.6	Influencia de la luz ultravioleta y luz blanca	94
5.7	Autodosis	96
5.8	Influencia del medio ambiente	97
5.9	Umbral de detección	100
5.10	Respuesta en función de la energía	101
5.11	Pruebas del equipo Harshaw 5500	103
5.12	Determinación de la incertidumbre	108
6.0	DISCUSIÓN	110
7.0	CONCLUSIONES	114
8.0	ANEXO (RECOMENDACIONES)	115
9.0	BIBLIOGRAFÍA	117

LISTA DE TABLAS

			Página
Tabla	I	Factores de ponderación radiológica W_R	22
Tabla	II	Factor de ponderación Biológico W_T	23
Tabla	III	Requisitos que deberá cumplir el dosímetro PD3 según norma IEC 1066	27
Tabla	IV	Limites de dosis recomendadas por el OIEA	29
Tabla	V	Temperatura de emisión y longitud de onda de los Picos más estables utilizados en dosimetría	44
Tabla	VI	Composición del TL	46
Tabla	VII	Homogeneidad del lote de cristales TLD-100, irradiados con ^{137}Cs a una dosis de 1 mSv	80
Tabla	VIII	Homogeneidad del lote de cristales TLD-100, irradiados con ^{137}Cs a una dosis de 0,1 mSv	81
Tabla	IX	Homogeneidad del lote de cristales TLD-100, irradiados con ^{137}Cs a una dosis de 10 mSv	82
Tabla	X	Homogeneidad del lote de cristales TLD-100, irradiados con ^{137}Cs a una dosis de 100 mSv	83
Tabla	XI	Respuesta angular del dosímetro PD3, irradiados con ^{137}Cs a una dosis de 0,525 mSv	87
Tabla	XII	Respuesta de linealidad del dosímetro PD 3, Irradiado con una fuente de ^{137}Cs	89
Tabla	XIII	Reproducibilidad del dosímetro PD3, Irradiado con una fuente de ^{137}Cs a una dosis de 10 mSv	91

Tabla	XIV	Dosis residual del dosímetro PD 3, Irradiado con una fuente de ^{137}Cs a una dosis de 100 mSv	93
Tabla	XV	Influencia en el dosímetro PD3 de la luz visible y luz ultravioleta previamente Irradiado con una fuente de ^{137}Cs a una dosis de 2 mSv	94
Tabla	XVI	Influencia de la autodosis en el dosímetro PD 3	96
Tabla	XVII	Influencia de la temperatura y la humedad en la dosis	97
Tabla	XVIII	Determinación del umbral de detección	100
Tabla	XIX	Respuesta del dosímetro PD3 al ser irradiado con rayos X y ^{137}Cs	101
Tabla	XX	Respuesta del equipo para una dosis cero	103
Tabla	XXI	Respuesta del equipo al test de luz	104
Tabla	XXII	Lectura del equipo Harshaw a una dosis patrón	105
Tabla	XXIII	Se presenta los resultados exigidos por los criterios Utilizados por la guía de seguridad del OIEA	107

LISTA DE FIGURAS

	Página
Figura N° 1	Diferentes tipos de dosímetros de TL y film 24
Figura N° 2	Portadosímetro tipo PD 3 25
Figura N° 3	Cristales Termoluminiscentes LiF:Mg,Ti; TLD-100 ... 26
Figura N° 4	Efecto Fotoeléctrico 32
Figura N° 5	Efecto Compton 33
Figura N° 6	Producción de pares 35
Figura N° 7	Esquema de la relación entre la densidad de Trampas con la intensidad luminosa 37
Figura N° 8	Modelo simple que describe la evolución del TL 39
Figura N° 9	Curva de Termoluminiscencia 41
Figura N° 10	Probabilidad de atrape y escape 42
Figura N° 11	Curva de respuesta del TL en función de la dosis absorbida 45
Figura N° 12	Curva del TLD-100 47
Figura N° 13	Esquema del equipo lector de TLD 49
Figura N° 14	Plancheta de calentamiento del cristal TL 52
Figura N° 15	Manómetro y cilindro de nitrógeno 54
Figura N° 16	Fantoma de 30x30x15 56
Figura N° 17	Horno para recocido de cristales TL 56
Figura N° 18	Equipo de rayos X 57
Figura N° 19	Equipo Harshaw 5500 lector de cristales TL 58
Figura N° 20	Esquema irradiación de los dosímetros con diferentes ángulos de incidencia 60

Figura N° 21	Disco de Irradiación de los dosímetros con diferentes ángulos de incidencia	61
Figura N° 22	Montaje para la Irradiación de los dosímetros con diferentes ángulos de incidencia	62
Figura N° 23	Posición de Irradiación de los dosímetros con diferentes ángulos de incidencia en el fantoma	62
Figura N° 24	Dosímetros expuestos a luz ultravioleta	66
Figura N° 25	Dosímetros expuestos a luz visible	67
Figura N° 26	Montaje para irradiar con el equipo de Rayos X	69
Figura N° 27	Lectura del detector a dosis cero	71
Figura N° 28	Lectura del detector realizando el test de luz	72
Figura N° 29	Lectura del equipo a un cristal TLD-100 patrón	73
Figura N° 30	Respuesta de homogeneidad de lote de detectores irradiados a una dosis de 1 mSv	81
Figura N° 31	Respuesta de homogeneidad de lote de detectores irradiados a una dosis de 0,10 mSv	82
Figura N° 32	Respuesta de homogeneidad de lote de detectores irradiados a una dosis de 10 mSv	83
Figura N° 33	Respuesta de homogeneidad de lote de detectores irradiados a una dosis de 100 mSv	84
Figura N° 34	Respuesta angular del dosímetro PD3	88
Figura N° 35	Linealidad del dosímetro PD3	90
Figura N° 36	Reproducibilidad del dosímetro PD3	91
Figura N° 37	Dosis residual del dosímetro PD3	93

Figura N° 38	Influencia de la luz UV y luz visible en dosímetro PD3	95
Figura N° 39	Grafico de la autodosis del dosímetro PD 3 después de 30 días	96
Figura N° 40	Influencia de la temperatura y la humedad en el dosímetro PD3	98
Figura N° 41	Respuesta del dosímetro PD3 al ser irradiado con rayos X y ^{137}Cs	101
Figura N° 42	Respuesta del equipo para una dosis cero	103
Figura N° 43	Respuesta del detector a una dosis alta con el test de luz	104
Figura N° 44	Lectura del equipo Harshaw a una dosis patrón	105

1.0 INTRODUCCION

La dosimetría personal como una parte de la protección radiológica tiene por misión detectar, medir y cuantificar la cantidad de radiación (dosis) que recibe una persona profesionalmente expuesta o público en general, para así poder determinar el posible daño que puede generar en una persona la radiación ionizante.

El propósito de evaluar la dosis (cantidad de radiación absorbida), de los trabajadores con exposición rutinaria o potencial a fuentes externas de radiación, constituye una parte del programa de protección radiológica que contribuye a asegurar condiciones radiológicas satisfactorias e informar los rangos de dosis producidos en el lugar de trabajo [1], [2], [3], [4], [5].

La exposición profesional a fuentes de radiación ionizante se produce como consecuencia de diversas actividades humanas: relacionadas con el ciclo del combustible nuclear, el empleo de fuentes radiactivas y equipos emisores de radiaciones en medicina, investigación científica, agricultura e industria y actividades que implican la manipulación o presencia de sustancias con una elevada concentración de radionucleidos cualquiera sea su origen.

La dosimetría personal constituye una parte fundamental de la práctica de la Protección Radiológica, ya que, su objetivo principal es asegurar un nivel apropiado de protección de las personas sin limitar de forma indebida las prácticas beneficiosas que dan lugar a la exposición a radiaciones.

Además de facilitar la información para el control de las exposiciones y de garantizar que individualmente se cumple con el sistema de limitación de dosis, los resultados de la Dosimetría Personal son de utilidad para: verificar la idoneidad de

las medidas de protección contra la radiación en los lugares de trabajo, detectar posibles cambios en las condiciones radiológicas de trabajo, confirmar la correcta clasificación de las zonas radiológicas, identificar procedimientos de trabajo que minimicen las dosis recibidas, suministrar información en el caso de exposiciones accidentales, evaluar la dosis colectiva como representación de las consecuencias globales de la exposición de un grupo o población y realizar estudios de naturaleza estadística y epidemiológica [1], [6], [7].

Es conveniente conocer las diversas formas de radiación que son emitidas, ya que, sus energías y poder de penetración son diferentes y, por tanto, producen efectos distintos sobre los seres vivos [3], [5], [8].

La radiación Alfa (α) se puede generar por la desintegración del núcleo de un átomo y está compuesta por dos neutrones y dos protones (núcleo de helio). Es altamente ionizante lo que se debe a que tiene dos cargas y es más masiva que las partículas betas, por este motivo se mueve a una velocidad promedio menor para una energía dada en comparación con las partículas betas. El alcance de la partícula alfa depende de la carga, la masa y la energía de la partícula, la densidad del medio a través del que se desplaza y del potencial de ionización y número atómico de los átomos en el medio [9].

Las partículas alfas al ser incorporadas al cuerpo humano por inhalación o ingestión son sumamente peligrosas por entrar en contacto directo con las células internas del cuerpo [5], [6], [7].

La partícula Beta (β), proveniente de la desintegración de un núcleo de un átomo, tiene numéricamente la misma carga eléctrica que un electrón pero puede ser positiva o negativa [10].

El alcance en el aire de una partícula β es considerablemente mayor que el de una partícula α de la misma energía. En los tejidos vivos podría penetrar uno o dos centímetros dependiendo de su energía [5], [6], [7], [11]. Sin embargo, el alcance de la partícula β no está bien definido, se requieren unas cuantas colisiones de gran desviación para detener un partícula β en la materia [12].

La radiación Gamma (γ), son fotones de alta energía muy penetrantes que provienen de procesos nucleares; su poder de penetración dependerá de su energía, pudiendo penetrar hasta gruesos bloques de plomo y hormigón [5], [6], [7].

Los rayos X son ondas electromagnéticas que pueden ser producidos por el bombardeo de un blanco metálico (comúnmente tungsteno, molibdeno y cobre) con electrones energéticos cuyas energías van de 50 keV hasta 100 keV. Los electrones al ser desacelerados por el blanco, emiten una radiación conocida con el nombre de Bremsstrahlung. Además, se puede emitir la radiación X característica de los átomos del blanco [9], [11].

La penetrabilidad de los rayos X en un medio, dependerá de la energía de los rayos X, del coeficiente de atenuación másico y de la densidad del medio [5], [6], [7].

La energía de la radiación ionizante depositada en las células y tejidos, produce daño en los tejidos vivos.

$$D = \frac{dE}{dm} \text{ (mGy)} \quad (1)$$

La expresión (1) define la dosis absorbida **D**, como la energía depositada por la radiación ionizante por unidad de masa y en el Sistema Internacional se expresa en Grey (Gy), siendo 1 Gy igual a 1 Joule por 1 kilogramo de masa.

La dosis equivalente **Deq**, es la dosis absorbida ponderada en términos del daño potencial de las diferentes radiaciones, es decir, no todas las radiaciones producen el mismo daño y por eso la dosis absorbida es multiplicada por un factor de ponderación radiológico **W_R**.

$$Deq = \sum_{R=1}^9 W_R \cdot D \quad (\text{mSv}) \quad (2)$$

La dosis equivalente se expresa en el Sistema Internacional en Sievert que es igual a la dosis absorbida medida en Grey multiplicada por el factor de ponderación radiológica **W_R**.

Se ha observado que la probabilidad que se produzcan efectos estocásticos (efectos de la radiación que son independientes de la dosis y se presentan en forma de lesiones orgánicas en espacio de tiempo variables pero alejados de la exposición) dependen no sólo de la dosis absorbida sino también del tipo y energía de la radiación que ha dado lugar a dicha dosis, por ello se utiliza el factor de ponderación radiológica **W_R** [1], [2], [3]. En la Tabla I se señalan los factores **W_R** para distintas radiaciones.

Tabla I, Factores de ponderación radiológica W_R [3]

TIPO DE RADIACION	FACTOR W_R
Fotones de todas las Energías	1
Electrones de todas las energías	1
Neutrones de energías <10 keV	5
10 keV a 100 keV	10
>100 keV a 2 MeV	20
> 2 MeV a 20 MeV	10
>20 MeV	5
Protones de energía > 2 MeV	5
Partículas Alfas	20

La relación entre la probabilidad de la aparición de efectos estocásticos y la dosis equivalente también depende del órgano o tejido irradiado, por este motivo se define dosis efectiva D_{ef} como:

$$D_{ef} = \sum_{T=1}^9 W_T \cdot \sum_{R=1}^9 W_R \cdot D \quad (\text{mSv}) \quad (3)$$

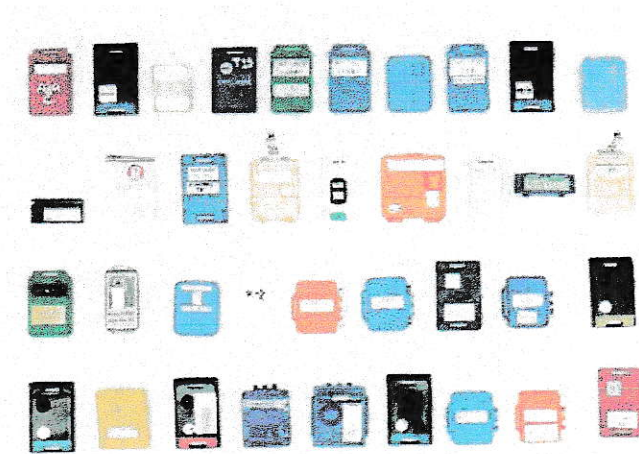
Donde W_T es el factor de ponderación biológico, que está relacionado con la sensibilidad a la radiación del órgano en cuestión (1), (2), (3). En la Tabla II se muestran los factores de ponderación Biológico W_T .

Tabla II, Factor de ponderación biológico W_T [3]

ORGANO	FACTOR W_T
Gónadas	0,20
Médula ósea (roja)	0,12
Colon	0,12
Pulmón	0,12
Estómago	0,12
Vejiga	0,05
Mama	0,05
Tiroides	0,05
Resto piel, sup. ósea	0,17

La dosis efectiva o dosis equivalente personal $H_P(d)$, es la magnitud que mide el dosímetro (instrumento que mide la radiación) (En la figura N° 1 se muestran distintos tipos de dosímetros), y que traduce una probabilidad de alterar estructural y biológicamente a los diferentes tejidos alcanzados por la radiación ionizante.

**Figura N° 1, Diferentes tipos de dosímetros de Termoluminiscentes
y de película**



La dosimetría personal utiliza para detectar y medir la cantidad de radiación ionizante (dosis) recibida por una persona un instrumento denominado dosímetro.

El dosímetro esta compuesto por una carcasa de plástico o portadosímetro (figura N°2), que es la parte visible del dosímetro, contiene diferentes filtros para separar y poder discriminar los diferentes tipos de radiaciones ionizantes y distinguir en rangos de energía. En la figura N° 2 se muestran los componentes del portadosímetro de un dosímetro PD3.

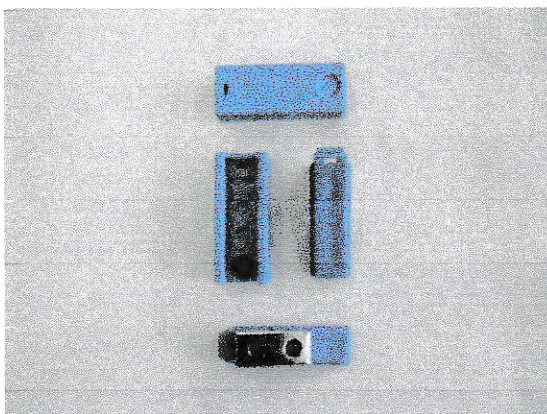
La magnitud operacional recomendada para la estimación de dosis por exposición externa es la dosis equivalente personal, $H_p(d)$, y se define como la dosis efectiva en tejido blando a una profundidad d por debajo de un punto determinado de la piel. [1], [2], [5], [7].

La profundidad que alcanza la radiación se relaciona con la energía de la radiación ionizante, es por ello que se habla de dosis profunda $H_p(10)$, cuando la energía depositada por la radiación se estima a una profundidad de 10 mm de la epidermis. En este caso se dice que es radiación fuertemente penetrante.

Se define como dosis superficial $H_p(0,07)$, cuando se estima que la acción ionizante de la radiación no alcanza mas allá de una profundidad de 0,07 mm, lo que permite definir a tales rangos como dosis débilmente penetrante [1], [7].

Otros componentes del dosímetro, son los llamados detectores y de los cuales se disponen de diversas formas y tipos, según el tipo de radiación o magnitud de dosis que se necesite detectar y medir. Generalmente se utilizan películas dosimétricas como también cristales termoluminiscentes.

Figura N° 2, Portadosímetro tipo PD 3



En este estudio se utilizará el dosímetro PD3, compuesto por: portadosímetro diseñado por la Sección de Dosimetría de la CCHEN (figura N° 2). En su interior se colocan tres detectores termoluminiscentes: uno detrás de una delgada pared de plástico y otros dos detrás de una pared de plástico y un filtro de aluminio de 1 mm de espesor. La dosis superficial se mide con el detector que está detrás del filtro de plástico y la dosis profunda con los detectores que están detrás del filtro de aluminio más el plástico.

Es conveniente tener en cuenta que sí la dosis superficial determinada en cualquier área pequeña de la capa sensible de la piel supera en más de diez

veces la dosis profunda, se dice que la radiación es débilmente penetrante. Si la dosis superficial no llega a superar en diez veces la dosis profunda, se dice entonces que la radiación es fuertemente penetrante [1], [5].

En este trabajo se utilizaron los cristales termoluminiscentes fabricados por Harshaw, que son de fluoruro de litio dopados con magnesio y titanio (LiF:Mg,Ti) y denominados por el fabricante como TLD-100 (se muestran en la figura N° 3), que son capaces de detectar radiación beta, rayos X y radiación gamma.

Los expertos en el tema recomiendan que los detectores TLD-100, para dosimetría personal y dosimetría clínica se usan para detectar en un rango de dosis absorbida que va desde los 10 μ Gy a los 10 Gy.

Los dosímetros PD3, después de ser irradiados con fotones en el Laboratorio de Metrología de las Radiaciones Ionizantes (LMRI) de la CCHEN, fueron leídos en el equipo Harshaw 5500, el que está calibrado según protocolo y recomendaciones del fabricante. En la Tabla III se dan los requisitos que deberá cumplir el dosímetro PD3 según Norma Internacional.

Figura N° 3, Cristales Termoluminiscentes LiF:Mg,Ti

TLD-100, utilizados como detectores

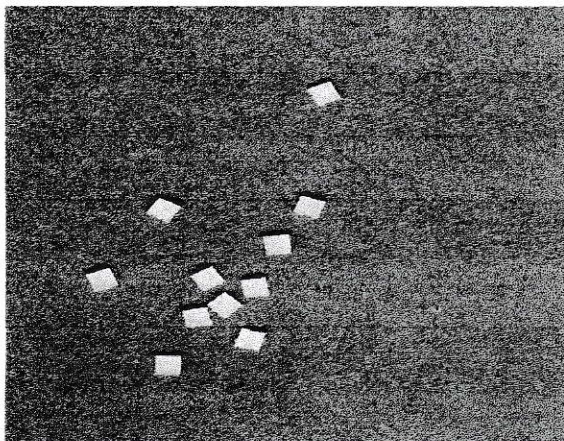


Tabla III, Requisitos que deberá cumplir el dosímetro PD3 según norma IEC 1066 [1]

Característica	Criterio
Homogeneidad del lote	La diferencia en la lectura del lote de los dosímetros irradiados debe ser menor al 30% con respecto a la dosis irradiada de 1 mSv.
Respuesta angular	La diferencia en las lecturas de los dosímetros irradiados para ángulos de incidencia entre 0° y 60° debe ser menor al 15% respecto a la dosis de irradiación.
Respuesta en función de la energía	La diferencia en las lecturas de los dosímetros irradiados con diferentes energías de fotones, en el rango de 15 keV a 3 MeV, debe ser menor al 30% respecto a la dosis irradiada.
Respuesta en función de la dosis (linealidad)	La diferencias en las lectura de los dosímetros irradiados en el rango 0,1 a 1000 mSv, debe ser menor al 10 % respecto a las dosis irradiada en este intervalo.
Reproducibilidad	La diferencia entre las lecturas de irradiación para un mismo dosímetro, irradiado y leído dos veces en forma independiente debe ser menor al 7,5% para una dosis de 10 mSv.
Dosis residual	Al ser irradiados los dosímetros con una dosis de 100 mSv y ser leídos, la dosis que deben registrar inmediatamente después de haber entregado la información debe ser menor o igual al 0,1% en una primera lectura respecto a una segunda lectura de dosis.
Umbral de detección	Los dosímetros se deben irradiar con dosis menores a 0,1 mSv, de tal manera que al descontar el fondo a los dosímetros irradiados se pueda determinar la dosis de irradiación para Hp (10) para una dosis menor de 0,1 mSv.
Estabilidad de la señal latente (fading)	Al ser irradiado el dosímetro y ser guardado en condiciones de laboratorio la dosis leída después de un mes debe ser menor al 5% respecto de la dosis irradiada y después de tres meses debe ser igual o menor al 10% respecto de la dosis irradiada.

2.0 OBJETIVOS

2.1 Objetivos Generales

2.1.1 Medir dosis equivalente personal Hp(10) en el dosímetro PD3 irradiado con rayos X y gammas, según las características y criterios recomendados por la norma internacional (IEC 1066:1991) (tabla III).

2.1.2 Evaluar la respuesta del dosímetro PD3 a la exposición de luz visible y luz ultravioleta.

2.1.3 Evaluar la estabilidad del equipo lector Harshaw 5500.

2.2 Objetivos Específicos

2.2.1 Evaluar la homogeneidad del lote de dosímetros irradiados con fotones X y γ a una dosis de 1 mSv y que no debe variar más de un 30%.

2.2.2 Determinar la respuesta angular del dosímetro respecto de la dosis irradiada y la dosis leída para diferentes ángulos que no debe variar más del 15% entre la dosis.

2.2.3 Determinar la linealidad de la respuesta del dosímetro entre la dosis irradiada y la dosis leída.

2.2.4 Determinar la reproducibilidad en la lectura del dosímetro al ser irradiado con una dosis de 10 mSv, la variación en la lectura no debe ser mayor al 7,5%.

2.2.5 Evaluar la dosis residual del dosímetro después de ser leído, este valor debe ser menor al 0,1%.

2.2.6 Evaluar la respuesta y sensibilidad del dosímetro PD3 respecto a la luz visible y la luz ultravioleta.

2.2.7 Evaluar la influencia de los materiales que componen el dosímetro en la autodosis

2.2.8 Determinar la estabilidad de la señal latente (fading) respecto a parámetros ambientales como la temperatura y la humedad.

2.2.9 Determinar el umbral de detección del dosímetro.

2.2.10 Determinar la respuesta de la dosis del dosímetro en función de la energía.

2.2.11 Evaluar el ruido electrónico propio del equipo

2.2.12 Evaluar la estabilidad en la lectura del equipo Harshaw 5500 con el test de luz.

2.2.13 Validar la calibración del equipo con la lectura de detectores patrones.

Al satisfacer estos objetivos se cumplirá con el propósito de entregar las medidas en "dosis equivalente efectiva", o definida actualmente como "dosis equivalente personal", dadas en mSv. Esto nos permitirá trabajar según la normativa internacional e informar a profesionales ocupacionalmente expuestos para que tomen medidas efectivas para mejorar su protección radiológica.

Los límites máximos recomendados por el OIEA, que puede recibir una persona ocupacionalmente expuesta debido al trabajo que desempeña, se indican en la tabla N° IV [1], [2], [3], [4], [5], [8]:

Tabla N° IV, Límites de dosis recomendados por el OIEA

Límites de dosis recomendados por el OIEA¹		
Aplicación	Personal Ocupacionalmente Expuesto	Público en general
Dosis efectiva	20 mSv por año, este valor debe ser considerado como el promedio para un periodo de 5 años consecutivo, no pudiendo exceder los 50 mSv en un año.	1 mSv por año
Dosis equivalente anual en:		
Cristalino	150 mSv	15 mSv
Piel	500 mSv	50 mSv
Manos y pies	500 mSv	-----

¹ Limite aplicable a la dosis por exposición externa y a la dosis por ingestión y/o inhalación para un periodo de 50 años (70 años para niños).

La legislación Chilena tiene diferencia con las recomendaciones del OIEA. Así, en el caso de la dosis efectiva personal permite que la dosis máxima que puede recibir un profesional ocupacionalmente expuesto puede ser de 50 mSv al año, la dosis equivalente en cristalino puede ser de 300 mSv y en manos, pies y piel puede ser de 500 mSv por año (Decreto Ley N° 3, artículo 12°, enero de 1985), estos valores difieren de las recomendaciones dadas internacionalmente por el OIEA hace más de 15 años (Tabla N° IV) [2], [3].

3.0 TEORIA

Los principales procesos de interacción de los fotones con la materia se pueden clasificar en efecto fotoeléctrico, efecto Compton y creación o producción de pares.

A bajas energías del fotón (menor de 0,5 MeV), el proceso predominante que ocurre en la interacción de los fotones con la materia es el efecto fotoeléctrico, donde un fotón es absorbido y transfiere toda su energía a un electrón [9].

A energías intermedias del fotón, el proceso predominante es la dispersión o efecto Compton, donde el fotón transfiere algo de su energía a un electrón y el fotón resultante de esta interacción queda con energía menor del fotón inicial [9].

A altas energías, el proceso predominante es la producción de pares, donde se crea el par electrón-positrón cuando el fotón pasa cerca de un núcleo en el medio [9].

3.1 Efecto Fotoeléctrico

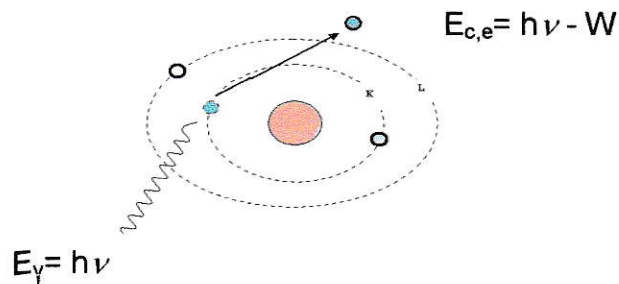
En 1905 Einstein enunció la teoría cuántica para el efecto fotoeléctrico, iniciada con la explicación de la radiación del cuerpo negro. En este caso, la energía del fotón incidente expresada como $h\nu$, en que h es la constante de Planck y ν es la frecuencia, es transferida al electrón de un átomo. Si este electrón es emitido desde el interior necesitará una cierta cantidad de trabajo W , para liberarse del metal y saldrá con una energía cinética $E_{c,e}$ dada en la ecuación N°4 [13], [14].

$$E_{c,e} = h\nu - W \quad (4)$$

donde h es la constante de Planck, ν es la frecuencia y W es el trabajo o la energía de enlace del electrón y $E_{c,e}$ es la energía cinética con la cual sale el electrón. Esta es la ecuación de Einstein para el efecto fotoeléctrico [13].

Si $W=0$ el electrón absorbe toda la energía del fotón, este tipo de interacción es mucho más probable cuando la energía de la radiación gamma es baja y cuando el átomo afectado posee alto Z [10].

Figura N° 4, Efecto Fotoeléctrico



3.2 Efecto Compton

El efecto Compton se define como la interacción de un fotón de rayos X o gamma, y un electrón ligado débilmente a un átomo que da como resultado la expulsión del electrón de su átomo con una cierta energía cinética y un fotón dispersado que lleva la energía remanente [14].

Es decir, un fotón de energía E_γ y momentum lineal p_0 interactúa elásticamente con un electrón, de masa m_0 , inicialmente en reposo de energía m_0c^2 . Después de la colisión se emite un fotón de energía $E_{\gamma,r}$ y con un momentum lineal p_1 en una dirección que forma un ángulo θ con la de incidencia. El electrón

retrocede en el choque con una energía $E_{c,e}$ y un momentum lineal p_2 en una dirección que forma un ángulo φ respecto de la dirección incidente [15].

En la figura N° 5 se ilustra la interacción fotón-electrón en el efecto Compton. Las leyes de conservación indican que [13], [15]:

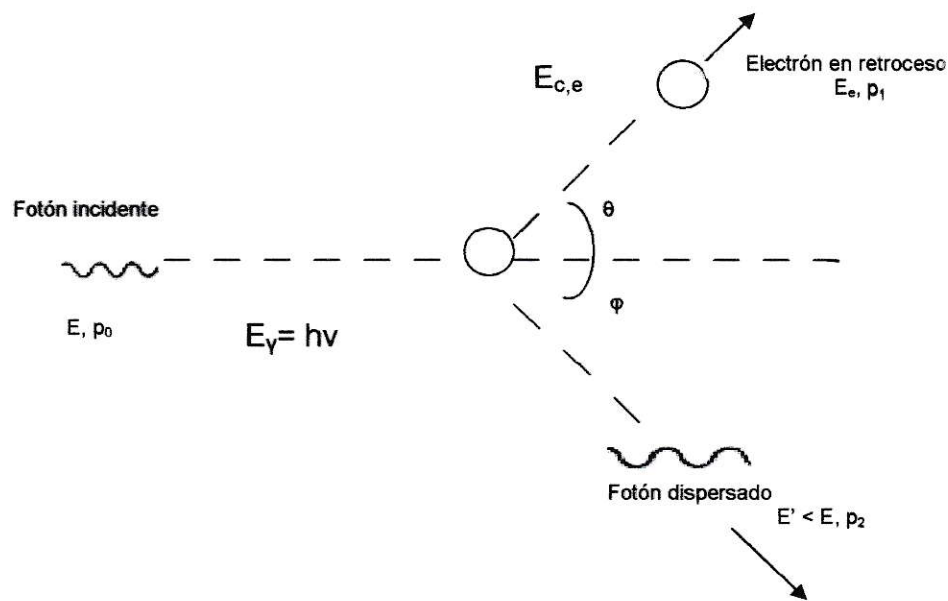
$$E_\gamma + mc^2 = E_{c,e} + E_{\gamma,r} \quad (\text{energía total}) \quad (5)$$

$$p_0 = p_1 \cos \theta + p_2 \cos \varphi \quad (\text{momentum total}) \quad (6)$$

$$p_1 \sin \theta = p_2 \sin \varphi$$

El proceso se representa esquematizado en la figura N° 5:

Figura N° 5, Efecto Compton



Un fotón de energía E_γ interacciona con un electrón atómico de la orbita periférica del átomo [10], transfiriendo parte de su energía y momento, obteniéndose así, un electrón que es dispersado con un ángulo θ y cuya energía $E_{c,e}$ viene dada por [15]:

$$E_{c,e} = hv - hv' = \frac{[(hv)^2 (1-\cos \theta)]}{[m_0c^2 + hv (1-\cos \theta)]} \quad (7)$$

La energía máxima del electrón corresponderá al caso cuando $\theta=180^\circ$ y la mínima a $\theta=0^\circ$.

La probabilidad de que ocurra el efecto Compton dependerá del material con que interactué el fotón incidente y disminuye con la energía del fotón. El efecto es dominante para energías en el rango de 0,1 a 5,0 MeV [11].

3.3 Producción de Pares

Al pasar un fotón cerca del campo de un núcleo, el fotón puede aniquilarse dando lugar a un electrón y a un positrón (antipartícula del electrón).

A partir de las leyes de conservación de la energía y de la cantidad de movimiento se puede demostrar que el proceso de creación de un par electrón-positrón sólo es posible si el fotón está en las proximidades de una masa M . En estas condiciones, la energía mínima que ha de tener el fotón para poder crear una partícula de masa en reposo m_0 y su antipartícula, también de masa m_0 , es:

$$E_{ymin} = 2 m_0 c^2(1 + m_0/M) \quad (8)$$

si m_0 es mucho menor que M , la energía mínima es:

$$E_{ymin} \approx 2 m_0 c^2 \quad (9)$$

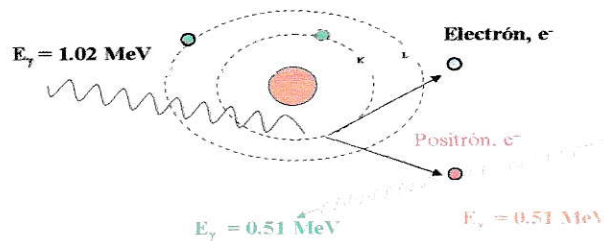
que es justamente el equivalente en energía de la masa del par que se crea. Para crear un par electrón-positrón es necesario que el fotón tenga como mínimo una energía de 1,022 MeV.

Si el fotón incidente tiene energía superior a la mínima necesaria, entonces la diferencia entre su energía y la energía mínima se repartirá en forma de energía cinética entre la partícula, la antipartícula y la partícula de masa M .

La producción de pares es el efecto predominante para energías superiores a 10 MeV y en este caso, al igual que en el proceso fotoeléctrico, el fotón incidente

es absorbido, pero debido al aniquilamiento del positrón con un electrón se crean dos fotones de 0,511 MeV, que contribuirán a aumentar la población de fotones de baja energía. Por lo tanto este tipo de interacción sólo puede ocurrir con fotones de alta energía que inciden sobre átomos, particularmente de Z elevado [10]. En la figura N° 6 se ilustra la producción de pares.

Figura N° 6, Producción o creación de pares



3.4 Termoluminiscencia

La termoluminiscencia (TL) es la emisión de luz observada alrededor de temperaturas bien definidas, cuando se calienta un sólido (normalmente aislante o semiconductor) que previamente ha sufrido una exposición a radiación ionizante, proveniente de una fuente emisora de rayos gamma, partículas betas o rayos X. Este efecto está asociado a desplazamientos de cargas y átomos y se trata de una emisión transitoria de fotones que acompañan al calentamiento y que es consecuencia de la salida y recombinación de las cargas inicialmente atrapadas en las trampas cuánticas del material.

La termoluminiscencia depende además de la estructura cristalina del material, de sus niveles de energía trampas y centros de recombinación, de la

naturaleza de la irradiación incidente, de las combinaciones de almacenamiento y lectura, y de su historia térmica y radiativa. Los factores anteriores conducen a tener que definir protocolos de inicialización y recocido del material TL.

La primera descripción fenomenológica de la termoluminiscencia data del año 1940 y es obra de J.T. Randall y M.H.F. Wilkins, que propusieron un esquema simple, utilizado todavía en la mayoría de los modelos propuestos.

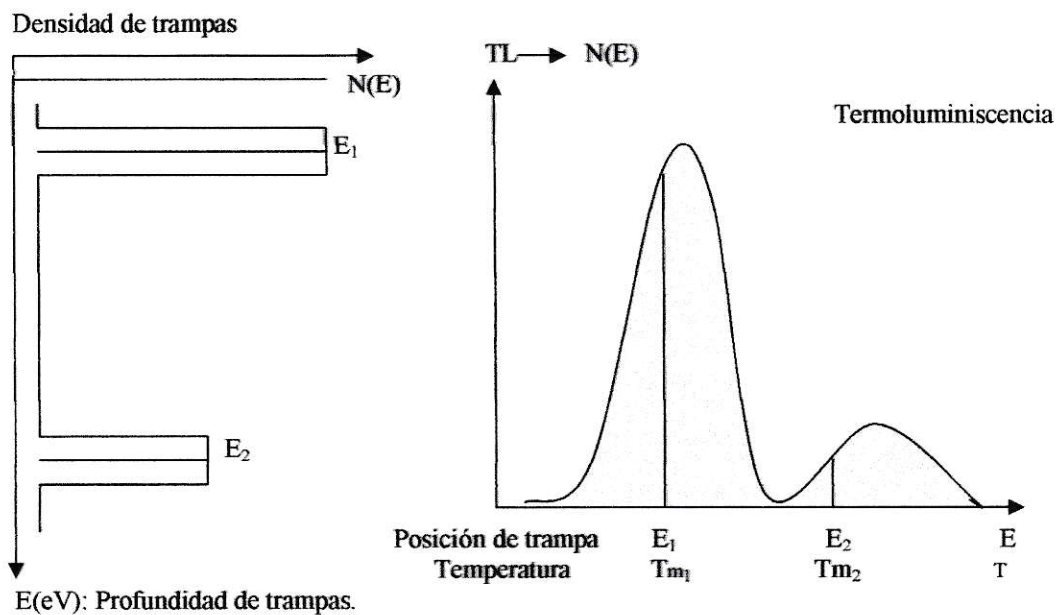
Según este esquema, el proceso consiste fundamentalmente en una excitación del cristal por la radiación ionizante, de forma que un electrón de la banda de valencia salta a la de conducción. Este fenómeno produce un electrón-hueco que caracteriza a este estado excitado. La vuelta al estado fundamental del electrón en los materiales TL dependerá directamente de la estructura de bandas de valencias, porque existen niveles de energía metaestable entre la banda de valencia y la de conducción. Esta circunstancia hace que los electrones excitados puedan optar a varios caminos para perder energía. Uno de ellos puede ser una transición radiativa directamente al estado de energía más bajo, otro puede ser caer en algún nivel metaestable intermedio, por este motivo el electrón necesitará diferentes niveles de energía para poder volver a su estado fundamental de ahí que se habla de la profundidad y energía que se necesita para extraerlo de los diferentes estados. Este tipo de estados metaestables debe reunir una serie de requisitos para que la emisión tenga lugar, siendo el más importante el que la transición entre este y el estado de más baja energía esté prohibida; como consecuencia si el electrón cae en él permanecerá en este estado durante un lapso de tiempo suficientemente grande, hasta que algún proceso físico haga posible la desexcitación (efecto túnel, calentamiento, emisión de fotones, etc.). Cuando la termoluminiscencia tiene lugar, el electrón que se encuentra en la

trampa puede adquirir suficiente energía como para poder alcanzar el nivel de energía excitado. Con ello el electrón puede experimentar un nuevo proceso de desexcitación, que si es el adecuado, lleva a la emisión de un fotón de energía en el rango luminoso.

Entre los aspectos esenciales que caracterizan la termoluminiscencia se precisan los siguientes puntos:

En primera aproximación se puede admitir que la intensidad de la señal TL es proporcional a la cantidad de electrones atrapados, o a la carga atrapada a una profundidad E (eV) que a su vez depende de la temperatura de vaciado T_m , esta visión simple de la TL se esquematiza en la figura N° 7:

Figura N° 7, Esquema presentando la relación entre densidad de trampas con la intensidad luminosa y la energía de activación con la temperatura del máximo de emisión TL respectivamente.



La amplitud de los picos TL dependen además de la naturaleza del material TL y de la dosis absorbida, de la presencia de impurezas (activadores).

A partir de los años 1950 se desarrolla ampliamente la tecnología de la dosimetría termoluminiscente. Así Daniels (1950) propone el uso del fluoruro de litio (LiF), Kossel (1954) introduce el uso del CaSO_4 y Ginter junto a Kirk (1957) estudiaron el uso del CaF_2 .

La dosimetría por termoluminiscencia proporciona una eficaz herramienta de trabajo para los problemas de vigilancia de los niveles de radiación ambiental, como son: el control dosimétrico de las áreas próximas a la fuente de radiación, como centrales nucleares, o aplicaciones de la radiación en los hospitales en dosimetría clínica.

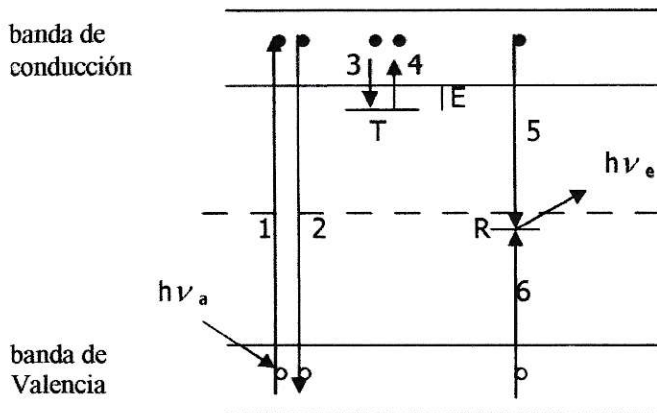
La dosimetría termoluminiscente principalmente es utilizada en dosimetría personal, en el área de la arqueología y geología (datación).

Actualmente se investigan nuevos materiales termoluminiscentes y se diseñan equipos de lectura que hacen de esta técnica dosimétrica una de las más fiables y precisas.

3.5 Descripción Fenomenológica

El estudio de los mecanismos fundamentales que describen la evolución de la TL en función de la temperatura ha sido objeto de numerosos trabajos. En este capítulo de la tesis se dará una descripción fenomenológica basada en el modelo más simple del TL, que permite describir analíticamente la evolución de la luminiscencia con la velocidad de calentamiento del material TL, en función de diversos parámetros de las trampas y la dosis absorbida. La figura N° 8 ilustra las bandas de valencia y de conducción para un TL típico.

Figura N° 8, Modelo simple con 2 niveles y con las transiciones permitidas siguientes:
1) ionización; 2) vuelta al estado fundamental; 3) y 6) atrape; 4) escape térmico;
5) recombinación radiativa.



Durante la irradiación se produce una absorción de energía $h\nu_a$ en el cristal (transición 1) que hace pasar al electrón de la banda de valencia a la de conducción (ionización), dejando de esta manera un hueco en la banda de valencia, que será atrapado en R (transición 6).

El electrón puede:

- Recombinarse inmediatamente ($\tau_0 = 10^{-4}$ a 10^{-10} s, siendo τ_0 el tiempo de recombinación, relativamente independiente de la temperatura) con el hueco (proceso 2), o si la recombinación es radiativa, se producirá una fluorescencia característica de la matriz cristalina.
- Combinarse en centro R (proceso 5) que captó un hueco, dando lugar a una emisión radiativa de energía $h\nu_e$ característica del activador.
- Caer en la trampa T (proceso 3), la transición desde T a R está prohibida y por tanto el electrón quedará atrapado en T.

La profundidad de la trampa E aparece como una energía de activación necesaria para hacer pasar el electrón de un nivel metaestable a uno superior (en

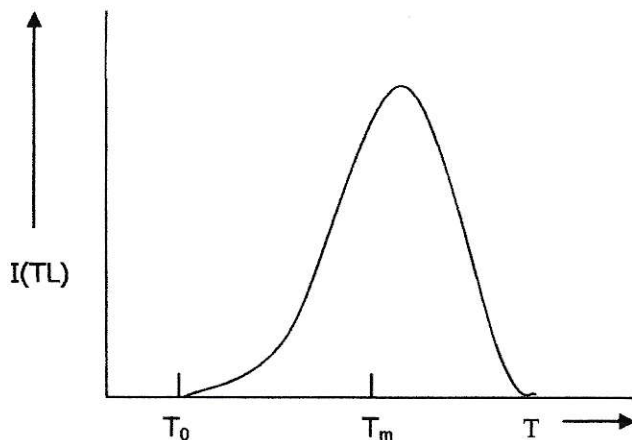
este caso la banda de conducción) (proceso 4) a partir de la cual la vuelta al estado inicial está permitido (proceso 2).

Si E es pequeña (trampa poco profunda) la agitación térmica de la red cristalina puede ser suficiente para comunicar al electrón atrapado la energía necesaria para su escape. Su paso a un centro de recombinación R dará lugar a una emisión llamada fosforescencia. A temperatura ambiente estas trampas que dan lugar a esta emisión, tienen una profundidad del orden, o inferior, a $0,6$ eV y una vida media fuertemente dependiente de la temperatura, comprendida entre un segundo y algunos días.

Si E es relativamente grande, el escape del electrón se acelera por aporte de energía térmica exterior. La emisión observada se denomina en este caso termoluminiscencia y el mecanismo de escape del electrón es el mismo que el comentado anteriormente. Por tanto la TL puede ser considerada como una fosforescencia activada térmicamente. Habitualmente la temperatura del cristal se eleva progresivamente siguiendo una ley lineal en función del tiempo.

El registro de las variaciones de la emisión luminosa en función de la temperatura da lugar a la curva de termoluminiscencia ("glow curve" o termograma) que se ilustra en la figura N° 9. En el caso de un solo tipo de trampas, la curva está constituida por un solo pico, caracterizado por el máximo que está asociado a una temperatura llamada T_m y por su forma. Es a partir de esta curva como veremos más adelante, de donde se puedan definir los tres parámetros que caracterizan la trampa: la profundidad (E), el factor de frecuencia (s) y la temperatura (T).

Figura N° 9, curva de termoluminiscencia.



Otra aspecto importante es el análisis espectral del pico de TL que permite determinar la energía emitida como consecuencia de la recombinación electrón-hueco, correspondiente a la distancia energética que separa el centro R de la banda de conducción. Habitualmente se utilizan materiales cuya emisión TL esté situada en el dominio del espectro visible o próximo al UV.

3.6 Aproximación Cuantitativa

Después de escapar el electrón, éste puede eventualmente ser capturado por la trampa. Si llamamos q a la probabilidad de atrape y r a la de recombinación, se puede calcular la variación de la intensidad TL en función de la temperatura en casos simples. En la figura N° 10 se ilustran las transiciones cuánticas asociadas a las probabilidades q y r .

Supondremos:

- 1.- que la tasa de calentamiento β es constante.
- 2.- que existe un solo tipo de trampas, todas llenas en el instante inicial ($t=0$)
- 3.- que no existe extinción térmica espontánea de emisión,

Si en el instante t , la temperatura del cristal es T y si hay n electrones en la trampa, la ecuación que describe la velocidad de vaciado de ella:

$$I(t) = -dn/dt = n s \exp(-E/kT) \quad (10)$$

siendo $I(t) = -dn/dt$ la velocidad de vaciado de las trampas.

Donde

s : factor de frecuencia (en general comprendido entre 10^6 y 10^{18} s^{-1})

n : el número de trampas ocupadas.

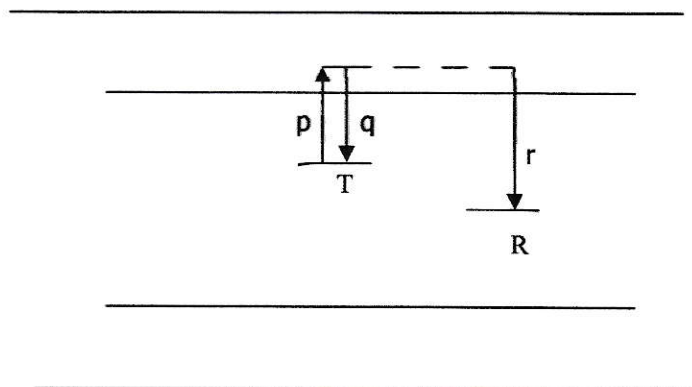
k : la constante de Boltzmann = $0,86167 \cdot 10^{-4} \text{ eV} \cdot \text{K}^{-1}$

T : la temperatura del cristal en Kelvin.

E : profundidad de la trampa (habitualmente en eV).

Figura N° 10, Transiciones asociadas a las probabilidades de atrape q , de escape p y de recombinación r .

banda de
conducción



banda de
valencia

En el caso de que no exista reatrape ($q=0$), la cinética se denomina de primer orden. Éste es el modelo de Randall y Willkins y en este caso la intensidad de luminiscencia viene dada por la expresión:

$$I = -dn/dT = (n s/\beta) \exp(-E/kT) \quad (11)$$

si la tasa de calentamiento viene dada por la expresión:

$$\beta = dT/dt \quad (12)$$

integrando la expresión (12) se obtiene:

$$n/n_0 = \exp \left[- \int_{T_0}^T (s/\beta) \exp(-E/kT) dT \right] \quad (13)$$

sustituyendo el valor de n en la ecuación (12) se obtiene finalmente para la intensidad luminiscencia la siguiente expresión:

$$I = n_0 s \exp(-E/kT) \exp \left[- \int_{T_0}^T (s/\beta) \exp(-E/kT) dT \right] \quad (14)$$

siendo n_0 el numero de trampas iniciales ocupadas en el instante t_0 y T_0 es la temperatura inicial.

Representando la expresión (16) en función de la temperatura T , se obtiene una curva con un pico TL cuyo máximo tiene coordenadas (T_m, I_m) . La tempetarura T_m cumple con la expresión:

$$\beta(-E/kT_m^2) = s \exp(-E/kT_m) \quad (15)$$

En el caso que la probabilidad de reatrape sea del mismo orden de magnitud que la de recombinación, $q \sim r$ (también válido si $q \gg r$), la cinética de recombinación se denomina de segundo orden.

3.7 Espectro Termoluminiscente

Un material termoluminiscente se caracteriza por su espectro de emisión y por su curva termoluminiscente (glow curve). El espectro del TL dependen de muchos parámetros ligados, no solamente al material TL (naturaleza y cantidad de dopante), sino también a la naturaleza y dosis de la radiación.

Para que la información que nos da la curva TL, sea precisa, reproducible y pueda posteriormente ser expresada en términos de la dosis absorbida, es necesario que el lector TL esté bien adaptado al material termoluminiscente. En la tabla V se puede ver la temperatura de calentamiento del cristal donde se obtiene el máximo de emisión de información y la longitud de onda de los picos más estables utilizados en la dosimetría, para el material TL utilizado en la tesis y otros utilizados en dosimetría.

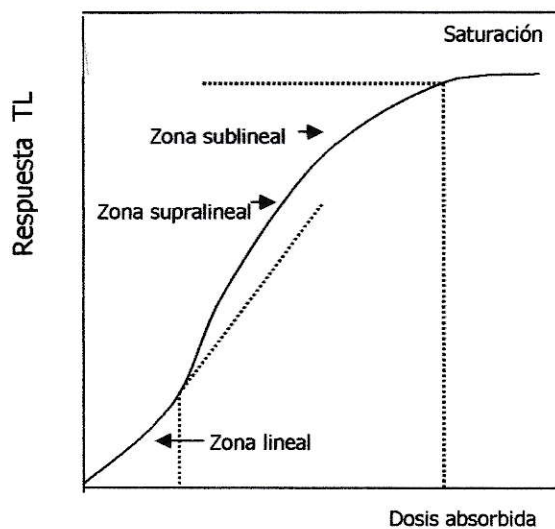
Tabla V, Temperatura de calentamiento para tener el máximo de emisión y longitud de onda de los picos más estables utilizados en la dosimetría

Temperatura de emisión	Longitud de onda (nm)				
	400	420	478/571	480/577	500
200-240 °C				CaF ₂ :Dy	
210-220 °C	LiF:Mg				
260 °C					CaF ₂ :Mn
160 °C		Al ₂ O ₃ :C			
220-260 °C			CaSO ₄ :Dy		

3.8 Respuesta TL en función de la dosis absorbida

Para establecer la variación de un material TL en función de la dosis bastará irradiar el material TL a diferentes dosis. La curva obtenida en el caso más general, y tal como se muestra en la figura 11, presenta cuatro zonas bien definidas: la lineal, supralineal, sublineal y la de saturación.

Figura N° 11, Curva de respuesta TL en función de la dosis absorbida.



La zona lineal, donde la respuesta TL es proporcional a la dosis absorbida, es además, zona de más interés para la dosimetría.

En la zona supralineal, la respuesta TL crece con respecto a la dosis no en forma proporcional, a consecuencia de un aumento de la sensibilidad del material TL.

La zona sublineal y de saturación se alcanza, cuando en el TL, el número de trampas disponibles disminuyen fuertemente o desaparecen respectivamente.

3.9 Características del Fluoruro de Litio

El fluoruro de litio es un haluro alcalino con una densidad de $2,64 \text{ g cm}^{-3}$ y un número atómico efectivo Z_{eff} igual a 8,2. El fluoruro de litio es resistente a los ataques químicos y es ligeramente soluble al agua.

Los productos LiF fabricados por la Harshaw Chemical Co. son conocidos con los nombres TLD-100, TLD-600 y TLD-700, nombres que fueron aceptados por otros fabricantes. En la tabla VI se da las proporciones relativas de ^6Li y ^7Li contenidos en los TL de LiF fabricado por Harshaw. Es necesario recordar que el litio en estado natural está compuesto por dos isótopos estables, ^6Li en una proporción del 7,5 % y ^7Li en proporción del 92,5%.

Tabla VI, Composición del TL, utilizados en dosimetría personal.

Tipo de detector	^6Li (%)	^7Li (%)
TLD-100	7,5	92,5
TLD-600	95,6	4,4
TLD-700	0,01	99,99

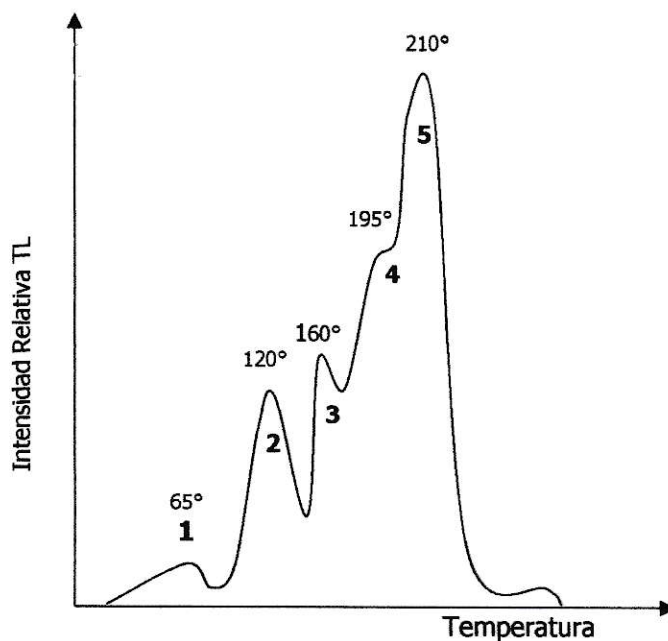
Los materiales TLD-100, TLD-600 y TLD-700 son producidos mezclando el fluoruro de litio, fluoruro de magnesio, criolita de litio y fluoruro de litio-titanio, obteniéndose finalmente un material con 300 ppm de magnesio y entre 10 a 20 ppm de titanio. Este material resultante es solidificado y pulverizado para posteriormente ser barnizado.

3.10 Espectro termoluminiscente del TL Fluoruro de Litio

El pico del espectro de emisión de todos los materiales TL utilizados en dosimetría personal se encuentra en la longitud de onda de los 400 nm, que está en el espectro visible del azul.

La curva TL (glow curve) de los TLD-100, TLD-600 y TLD-700 presenta al menos 6 picos entre la temperatura ambiental y los 400 °C, como se puede observar en la figura 12.

Figura N° 12, Curva TL del TLD-100 con tratamiento térmico de 1 h a 400° e irradiación a 100 cGy



En la figura N° 12, se observan los picos 1, 2 y 3. Los picos aparecen aproximadamente a las temperaturas de 65 °C, 120 °C y 160 °C, respectivamente. Estos picos son de menor intensidad después de un tratamiento térmico, descrito anteriormente, efectuado antes de la irradiación.

Los picos 4 y 5 están centrados en 195 °C y 210 °C, respectivamente. Estos picos son utilizados para la dosimetría de la radiación. Asimismo, la razón de la respuesta TL, del pico 5 al pico 4, es utilizado para dosimetría de campos mixtos (dosimetría de neutrones-gamma).

Así, calculando la integral de la curva de luminosidad o la altura del pico máximo, se obtiene un valor proporcional a la dosis acumulada.

3.11 Fading (desvanecimiento)

Un inconveniente en este tipo de cristales en su aplicación a la dosimetría es el fading o pérdida de luminosidad.

Se debe a que a temperaturas ambientales los electrones de las trampas poco profundas, se liberan espontáneamente. Con esto en la lectura del TL la intensidad o la altura del pico es menor a la lectura del TL si se leyera inmediatamente después de la irradiación y el área bajo la curva se reduce.

El fading, es decir, la liberación espontánea de electrones de las trampas es inversamente proporcional a la profundidad de éstas, y a su vez, la profundidad de las trampas es proporcional a T_m .

3.12 Descripción general de un lector TL

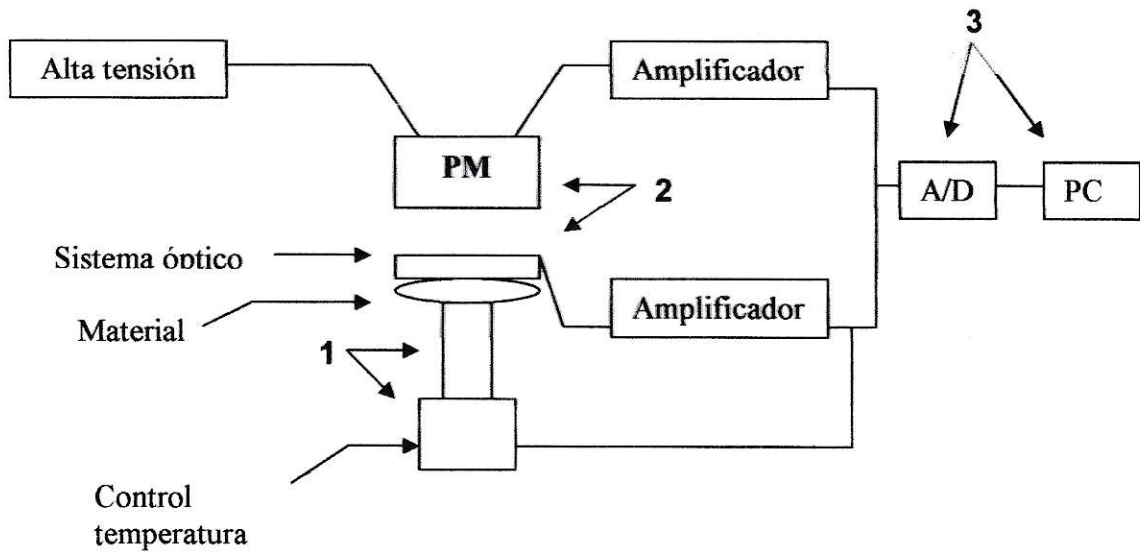
Un lector TL es un dispositivo que es capaz de medir la luz emitida por las sustancias termoluminiscentes previamente irradiadas cuando el propio lector le aporta energía térmica.

Un equipo lector de TL consta básicamente de (figura N° 13):

- 1.- Un dispositivo de calentamiento controlado.
- 2.- Un dispositivo capaz de recoger y medir luz emitida.

3.- Sistemas que registra los datos suministrados por los dos dispositivos anteriores.

Figura N° 13, Esquema de equipo lector de cristales TL



Junto a estas unidades o dispositivos existen una serie de accesorios cuya misión es la de realizar de una manera más eficiente el proceso de lectura y el procesado de recolección de información.

El lector que se utilizó para los estudios es un equipo Harshaw 5500 como se mencionó en capítulos anteriores. Este equipo fue adquirido hace 10 años y es calibrado cada 3 meses según procedimientos de la sección de dosimetría.

Todo equipo lector de cristales TL esta constituido por cinco unidades interconectadas entre sí:

- a.- Unidad de control
- b.- Banco de medidas

c.- Unidad de irradiación (en el equipo Harshaw 5500 tiene una luz).

d.- Electrobomba para enfriamiento

e.- Sistema generador de atmósfera inerte

a.- La unidad de control

En esta unidad se encuentra la electrónica que permite el funcionamiento y control del lector y consta de los siguientes elementos:

- * Fuente de alimentación del fotomultiplicador (PM)

- * Controles manuales de los procesos térmicos (velocidad de calentamiento, recocido, prelectura y temperatura de corte).

- * Fuente de alimentación general.

- * Temporizador para la unidad de irradiación.

* Fuente de alimentación del fotomultiplicador

Está constituida por una fuente de alimentación de alto voltaje que proporciona la tensión de polarización necesaria para el funcionamiento del tubo fotomultiplicador (PM). La tensión y la corriente pueden regularse de forma continua entre 0 y 3500 V y de 0 a 10 mA respectivamente y en forma independiente.

* Controles manuales de ajuste del proceso de lectura

Controlan los parámetros térmicos del proceso de lectura TL. Están constituidos por tres pulsadores y tres potenciómetros de ajuste manual (en nuestro caso por programa), que permiten programar la velocidad de calentamiento del dosímetro TL durante su lectura, la temperatura de recocido previo a la lectura y la temperatura máxima de calentamiento. Este último control resulta muy interesante pues es una protección contra una elevación excesiva de

la temperatura, que podría deteriorar tanto el dosímetro como el horno. Esto dependerá del tipo de TL y de lo recomendado por el fabricante.

*** Fuente de alimentación general**

Suministra la tensión necesaria para el funcionamiento de todas las subunidades que componen el lector TL. Consiste en una fuente de alimentación con salidas de tensión continua de: ± 5 V, ± 12 V y ± 12 V. Su único mando externo consiste en un interruptor asociado a un fusible de protección y a un led luminoso de color rojo que permanece iluminado cuando la fuente se haya conectado.

*** El temporizador**

Este elemento consiste en un cronómetro programable que controla el tiempo de conteo, pre-recocido y recocido si se quiere.

b.- Banco de medida

En el banco de medida se encuentra el equipo necesario para producir y medir la luminiscencia producida durante la lectura TL. Consta de los siguientes subsistemas,

*** Horno**

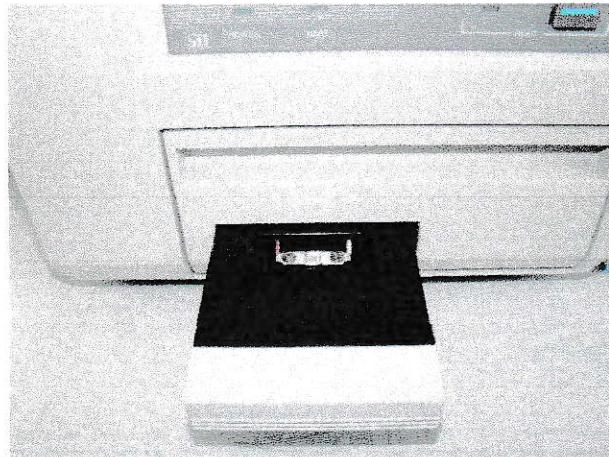
Es una de las piezas básicas de cualquier lector TL convencional. Está construido de una sola pieza, en acero estabilizado y de alta calidad para evitar deformaciones por calentamiento, ver figura N° 14.

El calentamiento del horno se realiza por efecto Peltier usando como elemento calefactor una placa de metal rectangular de poca sección conectada a dos terminales eléctricos.

En el horno o plancheta de calentamiento existen dos orificios por los cuales se realiza la entrada y salida del nitrógeno (N_2) gaseoso de alta pureza,

que se utiliza para sustituir la atmósfera ambiental por una inerte. Con ello, se tiene una atmósfera en el interior del sistema que influya en la luz TL.

Figura N° 14, Horno o plancheta de calentamiento del cristal



* El contenedor del tubo fotomultiplicador

Está formado por un cilindro de aluminio dispuesto de forma vertical y sujeto por cuatro cojinetes que deslizan sobre dos rieles laterales del equipo de medida. En el interior del equipo lector de cristales TL se encuentra el tubo fotomultiplicador, dispositivo electrónico especializado en aumentar la señal.

Trampilla de acceso al sistema óptico

A un lado del horno existe una cavidad cubierta por un disco metálico a la que se accede por una trampilla situada en la parte frontal del banco de medida. A través de trampilla se permite al usuario acceder al sistema óptico.

c.- Unidad de irradiación o fuente de calibración del fotomultiplicador (PM)

En el extremo derecho del banco de medida se dispone una fuente de luz que permite el control y la calibración sistemática del fotomultiplicador. Está formado por una pequeña fuente luminosa que tiene asociado un mando que permite encender y apagar esta fuente luminosa con el propósito de verificar el funcionamiento del PM. En el equipo utilizado, esto lo hemos programado para que lo realice el equipo en forma automática, como un control rutinario del PM.

d.- Electrobomba para enfriamiento o sistemas de enfriamiento

Está formado por dos elementos:

*el sistema de control de presión

*el grupo impulsor.

El primero verifica que la bomba suministre una presión de aire constante (hay equipo que utilizan agua), pudiendo detener el lector TL de forma automática en el caso de una baja en la presión, como la producida por un corte en el suministro de aire. Un led rojo indica al usuario que la presión del aire (o agua) es la correcta y por ello que el lector está operativo.

El segundo, grupo impulsor, proporciona un caudal a presión constante de aire (o agua), estando siempre bajo el control continuo del primer sistema y que garantiza las condiciones idóneas de trabajo.

e.- Sistema generador de atmósfera inerte

El sistema está formado por tres elementos, ver figura N° 15:

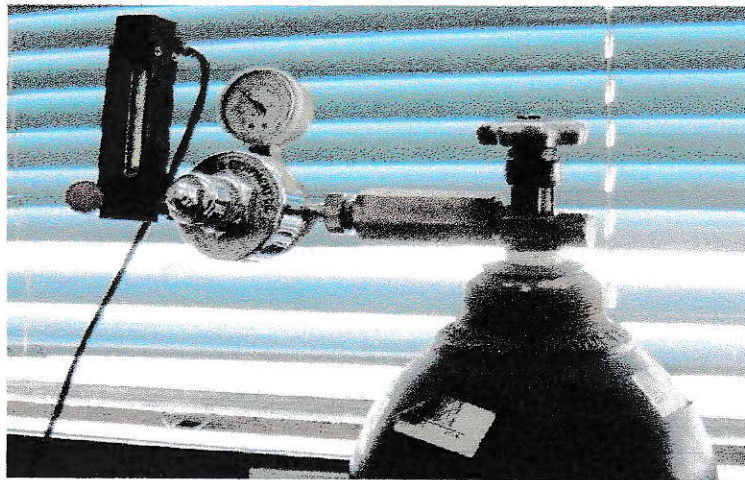
*Cilindro de N₂ a alta presión.

*Regulador de presión con manómetros para la presión de entrada y la de salida del gas.

*Columna de burbujeo para el control visual del caudal de nitrógeno utilizado.

Hay que recordar que el equipo Harshaw 5500 controla automáticamente el nivel de nitrógeno. En otros equipos se debe controlar en forma manual y tener el cuidado de suministrar siempre el mismo flujo ya que la intensidad de luz que puede detectar el PM depende de este flujo.

Figura N° 15, Manómetro manual y cilindro de nitrógeno extra puro.



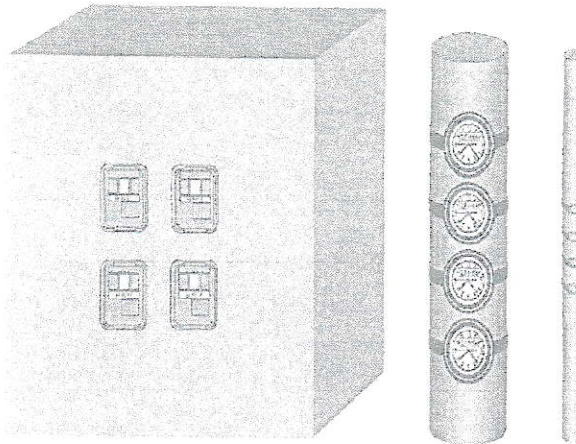
4.0 MATERIALES Y METODO

El objetivo principal de esta tesis es realizar la caracterización de los dosímetros termoluminiscentes tipo PD 3, es decir, hacer un estudio de su respuesta bajo algunos requerimientos ya señaladas en la introducción tabla III, atendiendo a las recomendaciones realizadas por el Organismo Internacional de Energía Atómica, OIEA, en la Guía de Seguridad N° RS-G-1.3 "Evaluación de la exposición ocupacional debida a fuentes externas de radiación", en la Guía de Seguridad 7.1 "Requisitos técnicos-administrativos para los servicios de dosimetría personal individual" del Consejo de Seguridad Nuclear de España [6] y [7] y en la norma IEC 1066 "Thermoluminescence dosimetry systems for personal and environmental dosimetry".

Los materiales utilizados en los estudios realizados para la caracterización del dosímetro PD3 fueron:

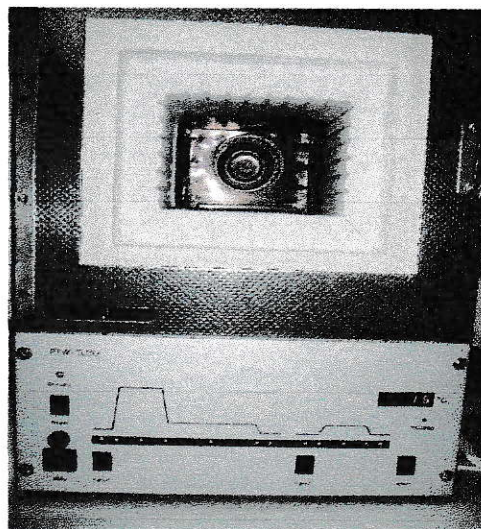
- 1.- Cristales TLD-100, que son cristales de LiF:Mg,Ti (floruro de litio dopados con magnesio y titanio), figura N° 3.
- 2.- Portadosímetros tipo PD3, figura N° 2.
- 3.- Fantoma de polimetilmetacrilato (PMMA) con 1 cm. de espesor de dimensiones 30 cm. x 30 cm. x 15 cm. lleno de agua que asemeja al tronco de un ser humano, que se ilustra en la figura N° 16.

Figura N° 16 Fantoma de 30x30x15



4.- Horno PTW-TLDO, que se ilustra en la figura N° 17, que contempla dos programas de recocido; uno que contempla dos etapas a 400 °C durante una hora y a 100 °C durante dos horas. Además, hace un pre-recocido con el propósito de borrar alguna información innecesaria de energías bajas que contribuyen a la dosis, este pre-recocido que se hace antes de la lectura de los cristales funciona a una temperatura de 100 °C y se aplica durante 10 minutos.

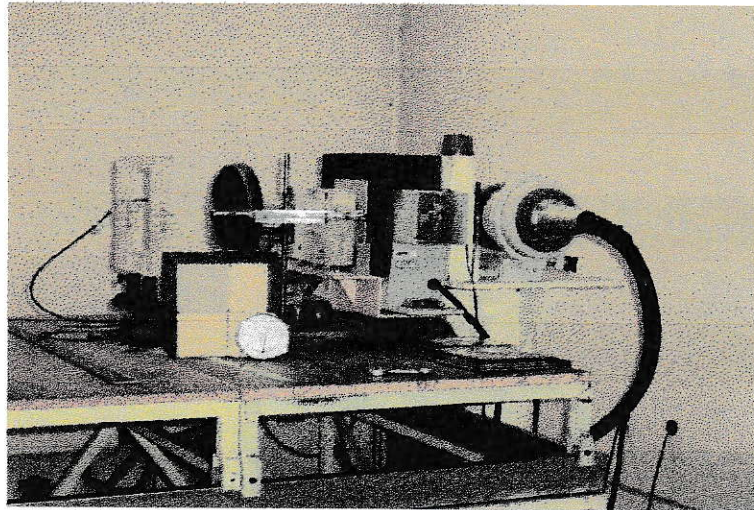
Figura N° 17, Horno para recocido de cristales TL



5.- Una fuente patrón de ^{137}Cs de una actividad de 30 mCi en la actualidad, es una fuente sellada de un elemento, se considera puntual y emite radiación gamma de 661 keV. Fue fabricada en Francia en el Laboratorio de Metrología de Radiaciones Ionizantes, tiene una tasa de exposición de 10,55 mR/h (información entregada por LMRI de la CCHEN).

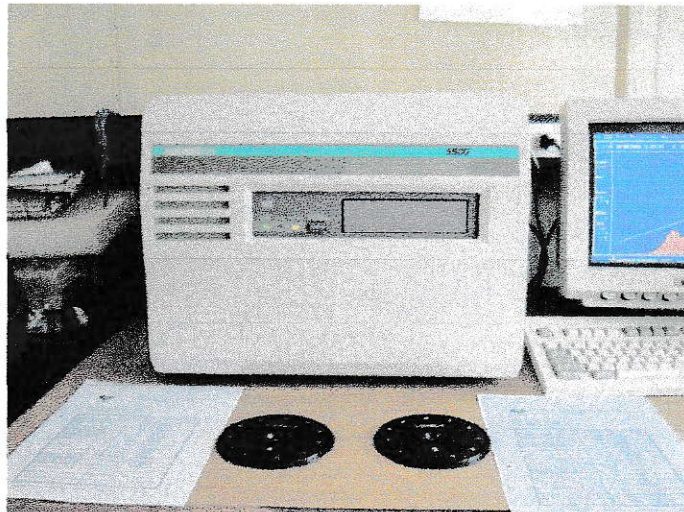
6.- Un equipo de rayos X marca Philips que se muestra en la figura N° 18, de emisión de radiación continua de haces caracterizados según normas internacionales ISO.

Figura N° 18, Equipo de rayos X



7.- Un equipo Harshaw modelo 5500 debidamente calibrado (figura N° 19), [14].

Figura N° 19, Equipo Harshaw 5500 lector de cristales TL



Los estudios consistieron en irradiar los dosímetros PD3 en el Laboratorio de Metrología de las Radiaciones Ionizantes (LMRI) de la Comisión Chilena de Energía Nuclear (reconocido por OIEA como laboratorio de patrones secundarios), en las condiciones que se indican en las guías señaladas (Tabla III) y los requerimientos o modificaciones que surgieron en el desarrollo de esta tesis.

Cada dosímetro fue debidamente identificado y tenía en su interior tres cristales TLD-100.

4.1 Homogeneidad del lote

El primer estudio que se realizó fue conocer la homogeneidad del lote o variación de los cristales TLD-100.

La homogeneidad del lote de dosímetros, es un indicador de las pequeñas diferencias de sensibilidad entre dosímetros individuales y/o cristales TLD-100 de

un mismo lote de fabricación, o entre dosímetros o cristales de distintos lotes. Estas diferencias son intrínsecas al propio proceso de fabricación y no pueden ser evitadas, pero sí deben valorarse y corregirse. El criterio mencionado en la norma es: *“El valor evaluado por cualquier dosímetro en un lote no diferirá del valor evaluado por cualquier otro dosímetro del lote en más del 30% para una dosis igual a 10 veces el umbral de detección, que es de 1 mSv”*.

Para el estudio de la Homogeneidad, se irradiaron 203 detectores o cristales TLD-100 con una fuente de ^{137}Cs , en condiciones estables de irradiación utilizando un fantoma detrás del dosímetro e irradiando a una dosis de 1 mSv a 1 metro de distancia de la fuente.

Se procedió a dar lectura, es decir, a determinar la carga medida en nC en los 203 cristales en un equipo Harshaw 5500. Dentro de este conjunto se agregaron dos cristales TLD-100 previamente irradiados a 2 mSv como patrones de lectura con el fin de asegurarse que el equipo Harshaw 5500 estuviera funcionando dentro de las condiciones esperadas.

Adicionalmente, se irradiaron en las mismas condiciones los dosímetros a dosis de 0,10 mSv, 10 mSv y 100 mSv con el propósito de determinar la homogeneidad a estas dosis y a la dosis recomendada en la norma, que debe ser de 1 mSv y con variación entre la dosis irradiada y la dosis leída menor de 30%.

Para comparar los valores obtenidos en el estudio con el valor de irradiación se aplicó Test de Students. $t = \frac{\bar{x} - \mu_0}{s/\sqrt{n}}$, donde $\mu_0 = 1 + \delta$, y δ es la proporción esperada de variación del método, por ejemplo $\delta = 0,3$ indicaría que se acepta hasta un 30% de variación, \bar{x} es el promedio en los valores obtenidos, S es la desviación estándar y n es el numero de mediciones.

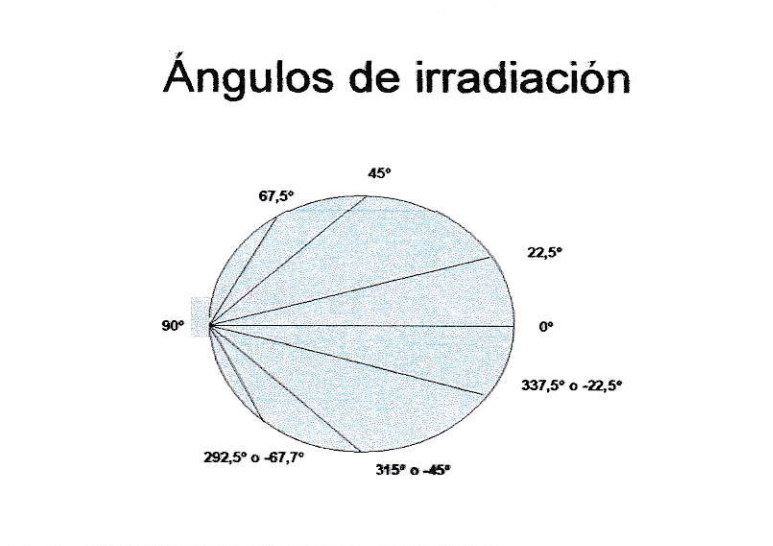
4.2 Respuesta angular

El segundo estudio que se realizó, fue determinar la respuesta de la dosis al ángulo de incidencia lo que representa la isotropía del dosímetro. El criterio es: *“El valor medio de la respuesta de un dosímetro irradiado con fotones de 60 ± 5 keV y ángulos de incidencia de 20° , 40° y 60° respecto a la incidencia normal, no variará más del 15% del valor de la respuesta en condiciones de incidencia normal”.*

Para este estudio se colocaron 3 cristales TLD-100 en los portadosímetros.

Los dosímetros fueron irradiados con fotones de una fuente de ^{137}Cs con una energía de 661 keV a una dosis de 0,5 mSv. Se colocaron delante de un fantoma de dimensiones recomendadas en la Guía de Seguridad N° RS-G-1.3, que consiste en un contenedor lleno de agua de 30 cm. x 30 cm. x 15 cm. con paredes de polimetilmetacrilato (PMMA) de 1 cm. de espesor, (figuras N° 21, 22 y 23).

Figura N° 20, Esquema irradiación de los dosímetros con diferentes ángulos de incidencia



El ángulo se define de acuerdo a la figura N° 20.

Los dosímetros fueron irradiados a 1 metro de la fuente de Cs- 137 con ángulos de 90° ; $67,5^\circ$; 45° ; $22,6^\circ$; 0° ; $-22,6^\circ$; -45° ; $-67,5^\circ$ y -90° . La norma solo exige que sean irradiados en ángulos de 20° , 40° y 60° , y requiere que la diferencia entre la dosis irradiada y la dosis leída sea menor al 15% respecto al ángulo de incidencia normal.

Figura N° 21, Disco que permite la irradiación de los dosímetros con diferentes ángulos de incidencia

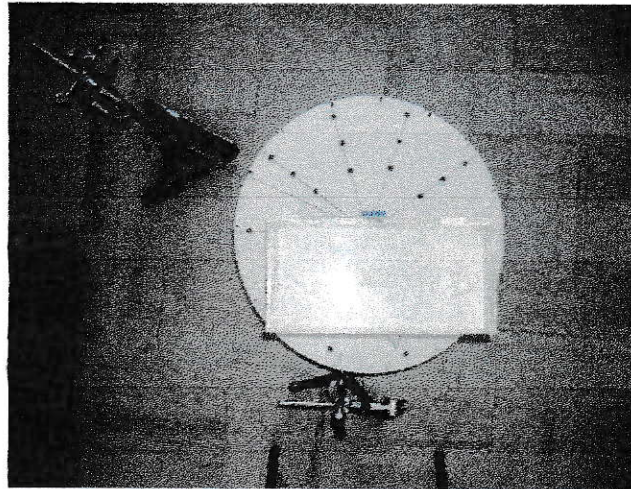


Figura N° 22, Muestra el montaje para la irradiación de los dosímetros con diferentes ángulos de incidencia

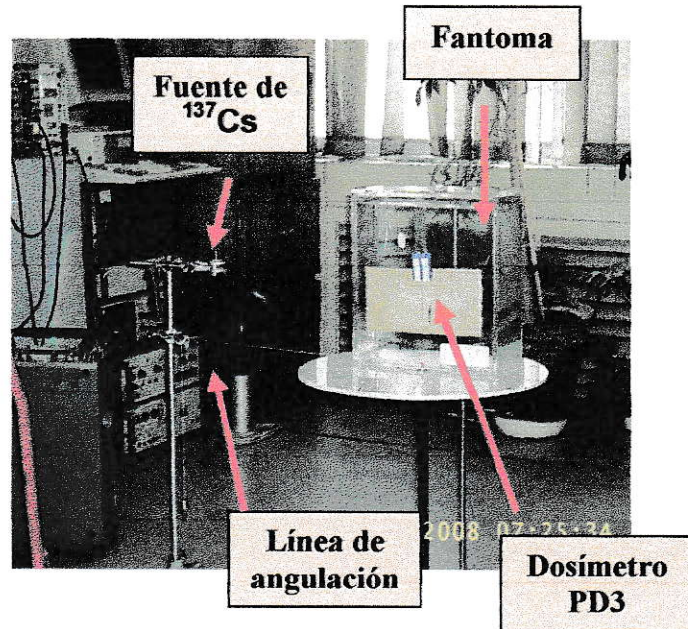
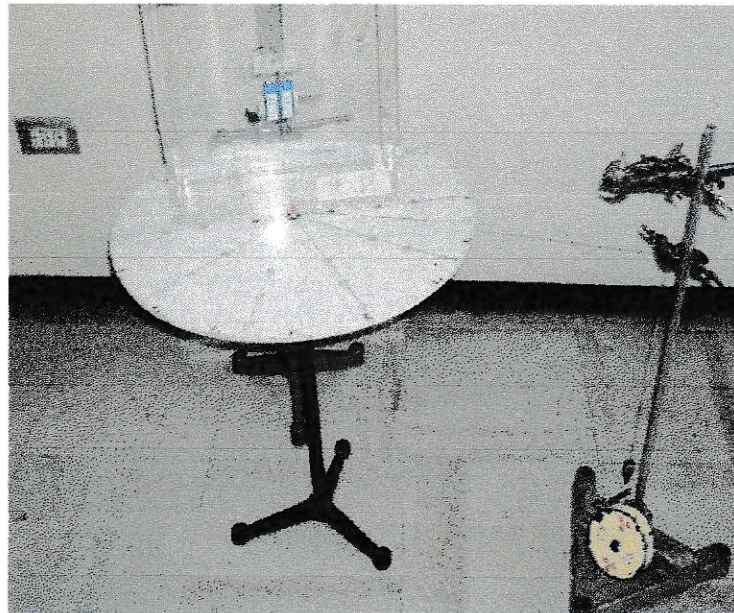


Figura N° 23, Se ilustra la posición de los dosímetros en el Fantoma y con diferentes ángulos de irradiación



Para conocer el efecto del ángulo sobre la dosis leída y para determinar la dependencia entre la dosis incidente y la leída, se realizó un análisis de regresión entre dosis leída y ángulo, y entre dosis irradiada y dosis leída; así si la pendiente en la regresión es 0, las dos variables son independientes. Los resultados se dan en la página 87.

4.3 Linealidad

El tercer estudio que se realizó fue determinar la linealidad entre la dosis leída y la dosis irradiada del dosímetro PD3.

El concepto de linealidad alude al rango de dosis en el que el dosímetro presenta una respuesta directamente proporcional a la dosis impartida. La linealidad representa la variación de la exactitud de la dosis evaluada en el rango de medida de la dosis requerida.

El criterio utilizado es: *“La respuesta no diferirá del valor de dosis impartida en más de un 15% en el rango de dosis comprendido entre 0,5 mSv y 1 Sv para la magnitud Hp(0,07) y entre 0,1 mSv y 1 Sv para Hp(10)”*.

Para demostrar la linealidad de los dosímetros PD3 se irradiaron los dosímetros con una fuente de ^{137}Cs para diferentes dosis apoyados en el fantoma y a un metro de distancia de la fuente. Las dosis a la que fueron irradiados los dosímetros bajo estas condiciones fueron a 0,10 mSv; 0,50 mSv; 1,00 mSv; 5,01 mSv; 10,02 mSv; 50 mSv; 100 mSv y 500 mSv. El requisito indicado en la norma para el control de este parámetro es que la variación entre la dosis irradiada y la dosis leída sea menor a un 15% en su conjunto, para un rango de dosis entre 0,10 mSv a 1000 mSv, no se irradió a una dosis de 1 Sv por una cuestión técnica del LMRI.

Se aplicó como estudio estadístico la regresión lineal que permite conocer la relación funcional entre variables con el objeto de predecir una en función de la(s) otra(s). Se estudió con Test de Students si el valor de la pendiente era diferente de la unidad.

4.4 Reproducibilidad

Para el estudio de la reproducibilidad de un dosímetro, se mide la dispersión de los resultados en evaluaciones sucesivas de la misma dosis empleando el mismo procedimiento y las mismas condiciones.

El criterio que se debe cumplir es: *“el coeficiente de variación no excederá del 7,5% para cada dosímetro individualmente ni para el lote de dosímetros durante 10 procesos consecutivos de irradiación y lectura de la dosis cuando son irradiados a 10 mSv”*.

Para este estudio se procedió a la determinación de las dosis en los 14 dosímetros PD3, irradiados a 1 metro de distancia de una fuente de ^{137}Cs , con una misma dosis de 10 mSv apoyados en el fantoma. Luego se repitió este procedimiento para los mismos dosímetros resguardando que el sistema portadosímetros y detectores siempre fuera el mismo.

Recordaremos que el requisito en la norma para este punto, indica que el valor entre las dosis irradiadas y las dosis leídas en dos oportunidades debe ser menor al 7,5%.

En este caso el Test de Students permitió comparar los valores de dos lecturas de irradiación del dosímetro.

4.5 Dosis residual

El estudio de la dosis residual es muy importante, ya que, el dosímetro debe suministrar, durante el proceso de lectura, toda la información almacenada de forma que una segunda lectura inmediata proporcione una lectura cero, es decir, por debajo del umbral de detección. Este hecho debe verificarse tanto para una segunda lectura posterior a una dosis baja (0,10 a 1,00 mSv) como para la segunda lectura del detector tras una dosis elevada (1,00 a 1000 mSv). Este requisito es válido sólo para el dosímetro termoluminiscente (TLD).

El criterio de evaluación es: "Tras la irradiación del dosímetro a 100 mSv, el umbral de detección permanecerá inferior a los valores requeridos ($H_p(10) = 0,1$ mSv) dentro del propósito del estudio en el comportamiento del detector, por esto se debe irradiar los dosímetros a una dosis de 100 mSv utilizando el fantoma, para luego leerlos en dos oportunidades y poder hacer un análisis del fondo del detector después de haberlos irradiarlos y leerlos para conocer la dosis de irradiación. Los valores leídos en dos oportunidades después de haber entregado toda la información el TLD, deben ser menor o igual 0,1% entre ellos y menor al umbral de detección".

En el caso del estudio de la dosis residual se aplicó Test de Students con el propósito de poder evaluar dos muestras y poder compararlas.

4.6 Influencia de la luz visible y luz ultravioleta

En el estudio de la influencia de la luz visible y luz ultravioleta en el dosímetro PD3, específicamente en los detectores TLD-100, consistió en irradiar previamente 14 dosímetros con fotones de una fuente de ^{137}Cs a una dosis de 2 mSv, apoyados en un fantoma, y luego una fracción de ellos se abrieron y fueron

expuestos por 24 horas a la luz ultravioleta (figura N° 24), otros a luz visible (figura N° 25) y otros no se expusieron a ninguno de estos tipos de luz con el propósito de utilizarlos como referencia de irradiación y compararlos.

El propósito de este estudio fue demostrar que los TLD-100 no son influenciados por la luz visible ni por la luz ultravioleta en un valor no más del 10% del valor irradiado.

El estudio estadístico que se aplicó en este caso es el análisis de la varianza de una vía (ANOVA), el que se utiliza para comparar entre sí las medias de los resultados obtenidos entre las dosis leídas de los dosímetros PD3 expuestos a la luz visible, luz ultravioleta y sin exponer a estos tipos de luz.

Figura N° 24, dosímetros expuestos a luz ultravioleta por 24 horas.

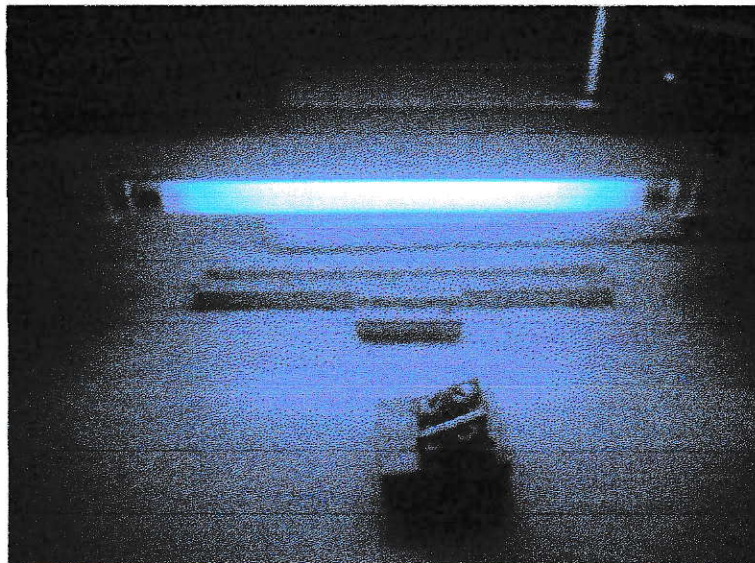
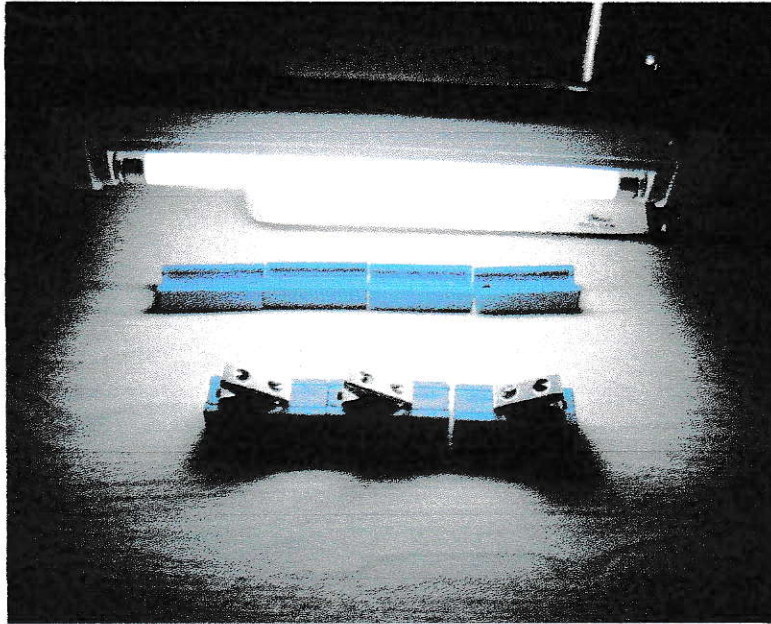


Figura N° 25, dosímetros expuestos a luz visible por 24 horas.



4.7 Autodosis

La medición de la autodosis, consiste en el estudio de los dosímetros que pueden autoirradiarse debido a la radiactividad intrínseca de algunos materiales que forman parte del portadosímetro, filtro, etc.

El criterio a evaluar es *que tras 30 días de almacenamiento del detector, la dosis leída del dosímetro no debe exceder el valor de 0,1 mSv.*

Los detectores después de ser recocidos y leídos en el equipo Harshaw 5500 para conocer la dosis residual, fueron nuevamente recocidos y colocados esta vez en los portadosímetros. Una vez armado el dosímetro PD3 fue guardado en una caja de plomo durante 30 días para ser leídos, cuantificando la autodosis.

El método estadístico que se aplicó para el estudio de la autodosis fue el Test de Students para muestras pareadas.

4.8 Influencia del medio ambiental

Estudiaremos la estabilidad del dosímetro PD3 en diferentes condiciones ambientales. Esto consiste en que la información almacenada en el dosímetro debe conservarse inalterada durante todo el periodo de exposición y en diferentes condiciones de temperatura y humedad ambiental. Para garantizar este hecho, la norma establece criterios que abarcan desde condiciones ambientales normales, es decir, temperaturas que van de los 18 °C a los 22 °C y a una humedad relativa que va de entre 50 y 65 %, hasta condiciones de temperatura y humedad extrema y durante diferentes periodos de exposición.

El criterio de evaluación es: *“El valor evaluado de dosímetros irradiados antes o después del periodo de exposición no variará del valor verdadero en más del 5% en 30 días de almacenamiento bajo condiciones normales, del 10% en 90 días de almacenamiento bajo condiciones normales, 20% en 30 días de almacenamiento a 50 °C y humedad relativa del 65% y del 30% en 90 días de almacenamiento a 20 °C y humedad relativa del 90%”.*

El estudio de la influencia de la temperatura y la humedad en el dosímetro PD3 se llevó acabo después de irradiar los dosímetros a una dosis de 2 mSv con fotones de una fuente de ^{137}Cs utilizando un fantoma, después se sometieron 24 dosímetros a una temperatura que varió entre los 5 °C y los 30 °C a una humedad promedio del 60% y se procedió en primera instancia a dar lectura de 12 a los 30 días y luego los otros 12 dosímetros a los 60 días después de ser irradiados.

El método estadístico que se aplicó para el estudio de la influencia de parámetros ambientales en el dosímetro PD3 fue el Test de Students para muestras pareadas.

4.9 Umbral de detección

El umbral de detección es el valor mínimo de dosis para que la lectura del dosímetro sea significativamente diferente del valor de la lectura de un dosímetro no irradiado.

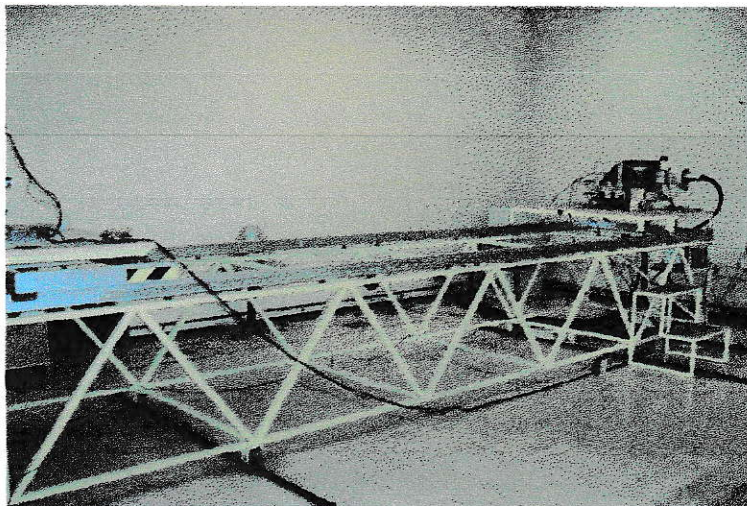
El criterio que se utilizó es: "El umbral de detección no excederá del valor en Hp(10) de 0,1 mSv".

4.10 Respuesta en función de la energía

Se estudió la variación de la respuesta del dosímetro PD3 en función de la energía de la radiación incidente. Suele representarse gráficamente como respuesta relativa a la radiación de referencia, o mediante los valores máximo y mínimo del porcentaje de variación respecto a la radiación de referencia. Se considera como radiación de referencia el ^{137}Cs para fotones.

La figura N° 26 muestra el montaje del equipo de Rayos X que se utilizó para irradiar los dosímetros PD3 en condiciones de Hp(10) con diferentes energías.

Figura N° 26, Montaje para irradiar con el equipo de Rayos X



El criterio aceptado para fotones es: *“La respuesta energética del dosímetro no debe variar en más del 30% en el rango de energía comprendido entre 15 keV y 3 MeV”*.

Para el análisis de la dependencia del PD3 con respecto de la energía, se irradiaron los dosímetros a una dosis de 1 y 2 mSv con rayos X y rayos γ de diferentes energías. Cada dosímetro PD 3 tenía en su interior tres cristales TLD-100; las energías con las cuales se irradiaron los dosímetros se eligieron con el propósito de cubrir las energías más utilizadas por el personal ocupacionalmente expuesto en el ámbito médico, industrial e investigación. Así, se irradiaron con kilovoltajes de 50 kV, 71 kV, 105 kV y 180 kV que representan energías promedios de 20 keV, 30 keV, 48 keV y 80 keV respectivamente, estas energías equivalen a las usadas en mamografía (50 kV), radiodiagnóstico (71 a 105 kV) y gammagrafía industrial (180 kV).

Luego, los dosímetros se irradiaron en las mismas condiciones con rayos gamma proveniente de una fuente de ^{137}Cs que tiene una energía de 662 keV.

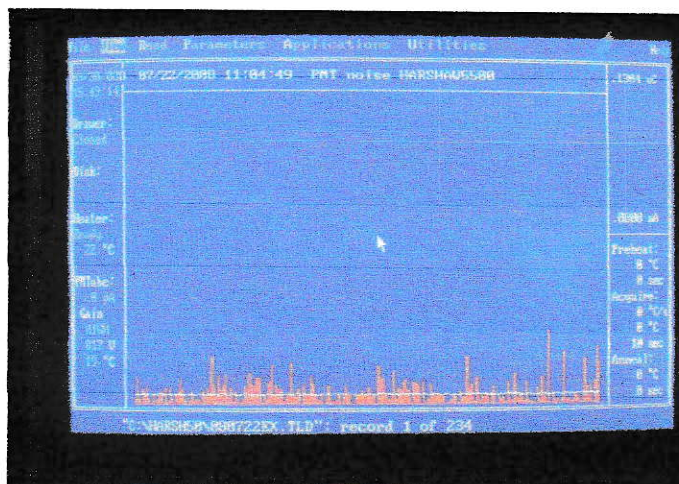
En el caso del estudio de la respuesta del dosímetro PD3 respecto a la energía, se debe comprobar que la dosis no es influida por la energía de irradiación, se aplicó el método estadístico de regresión lineal múltiple que consiste en comparar las muestras, es decir, se comparo para diferentes energías la dosis irradiada con la dosis leída.

4.11 Pruebas del equipo Harshaw 5500

Con el equipo Harshaw 5500 se realizaron dos pruebas de rutina al inicio del trabajo de lectura y luego por cada 20 cristales, con el propósito de conocer la variación de las lecturas del detector del equipo debido a un fondo y sensibilidad limitada, como también conocer la variación de las lecturas a una dosis cero.

En este último punto, el equipo indica una lectura a una dosis cero de radiación, mide su ruido electrónico que debe ser menor a 1 nC y si supera este valor el equipo no continua leyendo por tener una corriente interna que podría afectar la dosis leída en un dosímetro que hubiera recibido una dosis muy pequeña que se pudiera confundir con el aporte de esta corriente. En la figura N° 27 se muestra el espectro de lectura.

Figura N° 27, Espectro de la lectura del detector a dosis cero



Con el equipo también se realiza un test de luz que consiste en exponer al detector del equipo a una fuente luminosa interna que reemplazaría una fuente radiactiva patrón que estaría entregando una dosis conocida, medida en este caso

2.- Variación de las lecturas del detector debido a un ruido de fondo y al tener sensibilidad limitada.

3.- Variación de las lecturas del detector a una dosis cero.

Las incertidumbre del Tipo B, u_B , son aquellas que no pueden reducirse por repetición de mediciones. Se consideran normalmente como causas de **incertidumbre del tipo B** las siguientes [1]:

1.- Dependencia energética de la respuesta

2.- Dependencia direccional de la respuesta

3.- No linealidad de la respuesta

4.- Desvanecimiento, con la temperatura ambiental y la humedad

5.- Efectos de la exposición a la luz

6.- Efectos de la exposición a tipos de radiaciones ionizantes que no se intentan medir con el dosímetro.

7.- Efectos de un impacto mecánico

8.- Errores de calibración

9.- Variación del fondo natural local.

Los requisitos internacionales en materia de incertidumbre en dosimetría personal se basan en las recomendaciones que la ICRP establece en su publicación 75: "*General Principles for the Radiation Protection of Workers*" (1997): En la práctica, es generalmente posible medir el campo de radiación en condiciones de laboratorio con una precisión del 10% para un nivel de confianza del 95%. En los lugares de trabajo, donde el espectro energético y la dirección de incidencia de la radiación no son perfectamente conocidos, la incertidumbre de la medida realizada con un dosímetro individual será considerablemente mayor. La incertidumbre global en la estimación de la dosis efectiva para valores de dosis en

torno al límite aceptable de dosis y para un nivel de confianza del 95%, puede ser hasta de un factor 1,5 para fotones y significativamente mayor para neutrones y electrones. También son inevitables las incertidumbres mayores en la medida de valores más bajos de la dosis efectiva, para todas las calidades de radiación.

Los requisitos que se derivan de las recomendaciones dadas en las Publicaciones N° 60 y N° 75 de la ICRP pueden expresarse así:

Criterios basados en el análisis de incertidumbres [1]

Estos criterios se establecen con el objeto de limitar la incertidumbre de un resultado de medición de dosis, debido a errores cometidos en el proceso de medida o evaluación. La estimación de la incertidumbre se hace mediante análisis estadístico de los datos experimentales. Así en el caso de:

i) La incertidumbre global de un sistema dosimétrico, éste puede determinarse mediante la combinación de incertidumbres del tipo A y de tipo B ya mencionadas.

ii) La estimación de incertidumbres de tipo A, u_A , se basa en el análisis estadístico de los datos experimentales y se identifica con la desviación estándar, $\sigma(x)$, de una serie de medidas cuyo valor medio es \bar{x} . Las incertidumbres de tipo A son aquellas que, en principio, pueden reducirse incrementando el número de medidas.

En dosimetría personal, las fuentes típicas de incertidumbres de tipo A son: la inhomogeneidad en la respuesta del detector, la variabilidad del fondo intrínseco del dosímetro y, en general, aquellas que presentan una distribución aleatoria.

Las incertidumbres de tipo B, u_B , no pueden reducirse aumentando el número de medidas y no pueden ser analizadas con métodos estadísticos. Como

ejemplos de factores que introducen incertidumbres de tipo B en el resultado de una medida de dosis se tiene: la dependencia energética, la isotropía, la falta de linealidad en la respuesta, la falta de estabilidad de la señal, la propia calibración y, en general, aquellos que se producen de forma sistemática. Para obtener un valor numérico de la incertidumbre de tipo B es necesario evaluar la contribución individual de cada parámetro y aplicar la expresión:

$$u_B = \sqrt{\sum_i u_{B,i}^2} \quad (16)$$

Por convenio, es habitual asumir una distribución rectangular de probabilidad, u obtener el valor de la incertidumbre individual del parámetro i mediante la expresión:

$$u_{B,i} = \frac{i_{\max} - i_{\min}}{2 * \sqrt{3}} \quad (17)$$

La incertidumbre combinada será la incertidumbre global asociada al sistema dosimétrico y se obtiene mediante la siguiente operación:

$$u = \sqrt{u_A^2 + u_B^2} \quad (18)$$

Esta expresión se ocupará para verificar el cumplimiento de los criterios establecidos en las recomendaciones ICRP-75. El criterio más restrictivo se fija para niveles de dosis en torno al límite anual, permitiendo un intervalo de incertidumbre comprendido entre el -33% y el 50% para un nivel de confianza del 95% (factor de cobertura, $k_B = 1,96$). Por lo tanto, debe cumplirse que:

$$1,96 * u \leq \frac{0,50+0,33}{2} \quad (\text{mSv}) \quad (19)$$

Así se tiene que, para garantizar que el sistema dosimétrico esta conforme a las recomendaciones de ICRP debe verificarse que la incertidumbre global sea inferior al 21%, es decir, **$u \leq 0,21$** .

5.0 RESULTADOS

El dosímetro PD3 se sometió a diferentes pruebas con el objeto de caracterizarlo y conocer su dependencia respecto a los parámetros que se utilizaron como criterio de evaluación.

Los dosímetros fueron enviados al LMRI de la CCHEN con el objeto de ser irradiados según condiciones determinadas y señaladas en la guía de seguridad RS-G-1.3 del OIEA y por el tesista. El número de dosímetros enviados dependió del tipo de prueba que se realizó y de la disposición del LMRI en tiempo e infraestructura. El número de dosímetros enviados para cada prueba valida los resultados.

Los valores de dosis irradiados por el LMRI, no son valores absolutos ya que tienen una incerteza asociada del 7%.

La caracterización del dosímetro PD3 en Hp(10) consistió en conocer la variación del dosímetro respecto a los criterios impuestos por la guía de seguridad.

El desarrollo de los resultados se dará en 12 puntos, los cuales son:

- 5.1 Homogeneidad del lote de cristales
- 5.2 Respuesta angular del dosímetro PD3
- 5.3 Linealidad en la dosis en el dosímetro PD3
- 5.4 Reproducibilidad del dosímetro PD3
- 5.5 Dosis residual del dosímetro PD 3
- 5.6 Influencia de la luz visible y luz ultravioleta en el dosímetro PD3
- 5.7 Influencia de la autodosis en el dosímetro PD 3
- 5.8 La estabilidad del dosímetro PD3 en diferentes condiciones ambientales
- 5.9 Determinación y asignación del umbral de detección

- 5.10 Respuesta del dosímetro PD3 al ser irradiado con diferentes energías
- 5.11 Pruebas del equipo Harshaw 5500 antes de un proceso de lectura rutinario.
- 5.12 Determinación de la incertidumbre según el criterio basado en el análisis de Incertidumbre.

Los resultados que se dan desde el punto 5.1 con el estudio de la homogeneidad del dosímetro PD3, al punto 5.9 con el estudio de la respuesta del dosímetro PD3 al ser irradiados con diferentes energías, están relacionados con la caracterización del dosímetro PD3. En tanto, el resultado que se da en el puntos 5.10 esta relacionado con el equipo lector de cristales Harshaw 5500 y en el punto 5.12 se detalla la forma de la determinación de la incertidumbre global del sistema dosimétrico.

Presentación de los resultados

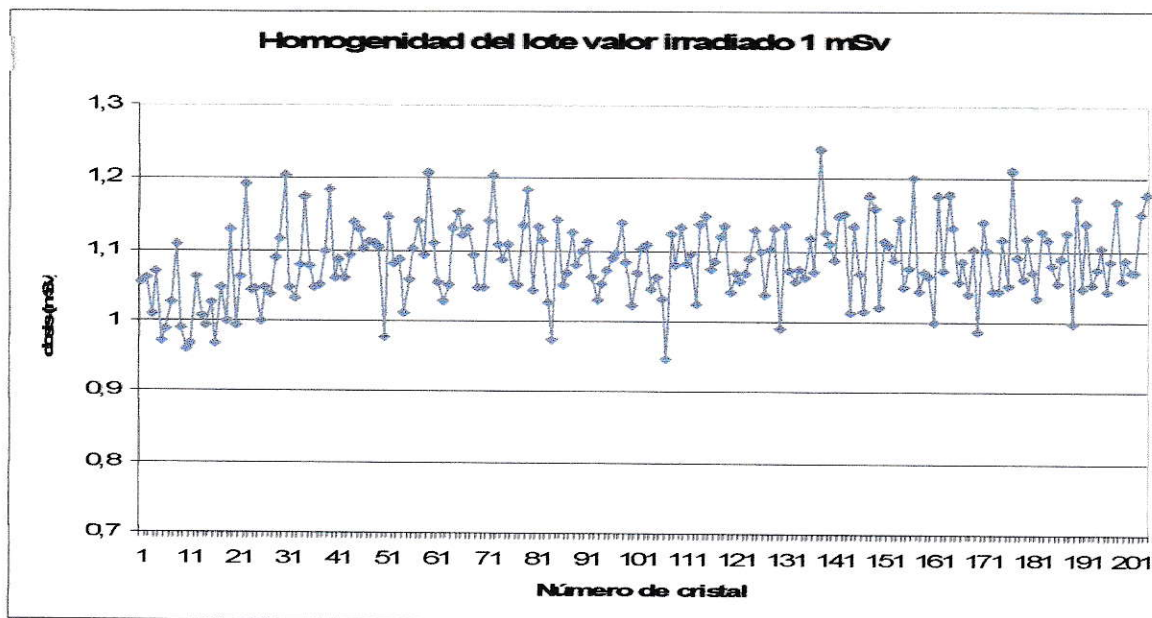
Los resultados están entregados en tablas VII, VIII, IX y X, con la incerteza correspondiente a 2σ que entrega un nivel de confianza del 95%. Estos resultados son ilustrados en las figuras N° 30, N° 31, N° 32 y N° 33 respectivamente.

5.1 Homogeneidad del lote de cristales

Tabla VII, Homogeneidad del lote de cristales TLD-100, irradiados con ^{137}Cs a una dosis de 1 mSv.

Cristal	Dosis Leída (mSv)	Cristal	Dosis Leída (mSv)	Cristal	Dosis Leída (mSv)	Cristal	Dosis Leída (mSv)	Cristal	Dosis Leída (mSv)
1	1,1±0,1	42	1,1±0,1	83	1,0±0,1	124	1,1±0,1	165	1,1±0,1
2	1,1±0,1	43	1,1±0,1	84	1,0±0,1	125	1,1±0,1	166	1,1±0,1
3	1,0±0,1	44	1,1±0,1	85	1,1±0,1	126	1,1±0,1	167	1,1±0,1
4	1,1±0,1	45	1,1±0,1	86	1,1±0,1	127	1,0±0,1	168	1,1±0,1
5	1,0±0,1	46	1,1±0,1	87	1,1±0,1	128	1,1±0,1	169	1,1±0,1
6	1,0±0,1	47	1,1±0,1	88	1,1±0,1	129	1,1±0,1	170	1,0±0,1
7	1,1±0,1	48	1,1±0,1	89	1,1±0,1	130	1,0±0,1	171	1,1±0,1
8	1,1±0,1	49	1,1±0,1	90	1,1±0,1	131	1,1±0,1	172	1,1±0,1
9	1,0±0,1	50	1,0±0,1	91	1,1±0,1	132	1,1±0,1	173	1,0±0,1
10	1,0±0,1	51	1,2±0,1	92	1,1±0,1	133	1,1±0,1	174	1,0±0,1
11	1,0±0,1	52	1,1±0,1	93	1,0±0,1	134	1,1±0,1	175	1,1±0,1
12	1,1±0,1	53	1,1±0,1	94	1,1±0,1	135	1,1±0,1	176	1,1±0,1
13	1,0±0,1	54	1,0±0,1	95	1,1±0,1	136	1,1±0,1	177	1,2±0,1
14	1,0±0,1	55	1,1±0,1	96	1,1±0,1	137	1,1±0,1	178	1,1±0,1
15	1,0±0,1	56	1,1±0,1	97	1,1±0,1	138	1,2±0,1	179	1,1±0,1
16	1,0±0,1	57	1,1±0,1	98	1,1±0,1	139	1,1±0,1	180	1,1±0,1
17	1,1±0,1	58	1,1±0,1	99	1,1±0,1	140	1,1±0,1	180	1,1±0,1
18	1,0±0,1	59	1,2±0,1	100	1,1±0,1	141	1,1±0,1	181	1,0±0,1
19	1,1±0,1	60	1,1±0,1	101	1,1±0,1	142	1,2±0,1	182	1,1±0,1
20	1,0±0,1	61	1,1±0,1	102	1,1±0,1	143	1,2±0,1	183	1,1±0,1
21	1,1±0,1	62	1,0±0,1	103	1,1±0,1	144	1,0±0,1	184	1,1±0,1
22	1,2±0,1	63	1,1±0,1	104	1,1±0,1	145	1,1±0,1	185	1,1±0,1
23	1,0±0,1	64	1,1±0,1	105	1,1±0,1	146	1,1±0,1	186	1,1±0,1
24	1,1±0,1	65	1,2±0,1	106	1,0±0,1	147	1,0±0,1	187	1,1±0,1
25	1,0±0,1	66	1,1±0,1	107	1,0±0,1	148	1,2±0,1	188	1,0±0,1
26	1,1±0,1	67	1,1±0,1	108	1,1±0,1	149	1,2±0,1	189	1,2±0,1
27	1,0±0,1	68	1,1±0,1	109	1,1±0,1	150	1,0±0,1	190	1,1±0,1
28	1,1±0,1	69	1,0±0,1	110	1,1±0,1	151	1,1±0,1	191	1,1±0,1
29	1,1±0,1	70	1,1±0,1	111	1,1±0,1	152	1,1±0,1	192	1,1±0,1
30	1,2±0,1	71	1,1±0,1	112	1,1±0,1	153	1,1±0,1	193	1,1±0,1
31	1,1±0,1	72	1,2±0,1	113	1,1±0,1	154	1,2±0,1	194	1,1±0,1
32	1,0±0,1	73	1,1±0,1	114	1,1±0,1	155	1,1±0,1	195	1,0±0,1
33	1,1±0,1	74	1,1±0,1	115	1,2±0,1	156	1,1±0,1	196	1,1±0,1
34	1,2±0,1	75	1,1±0,1	116	1,1±0,1	157	1,2±0,1	197	1,2±0,1
35	1,1±0,1	76	1,1±0,1	117	1,1±0,1	158	1,0±0,1	198	1,1±0,1
36	1,1±0,1	77	1,1±0,1	118	1,1±0,1	159	1,1±0,1	199	1,1±0,1
37	1,1±0,1	78	1,1±0,1	119	1,1±0,1	160	1,1±0,1	200	1,1±0,1
38	1,1±0,1	79	1,2±0,1	120	1,0±0,1	161	1,0±0,1	201	1,1±0,1
39	1,2±0,1	80	1,0±0,1	121	1,1±0,1	162	1,2±0,1	202	1,2±0,1
40	1,1±0,1	81	1,1±0,1	122	1,1±0,1	163	1,1±0,1	203	1,2±0,1
41	1,1±0,1	82	1,1±0,1	123	1,1±0,1	164	1,2±0,1		

Figura N° 30, respuesta de homogeneidad de lote de detectores irradiados a una dosis de 1 mSv con la fuente de ^{137}Cs

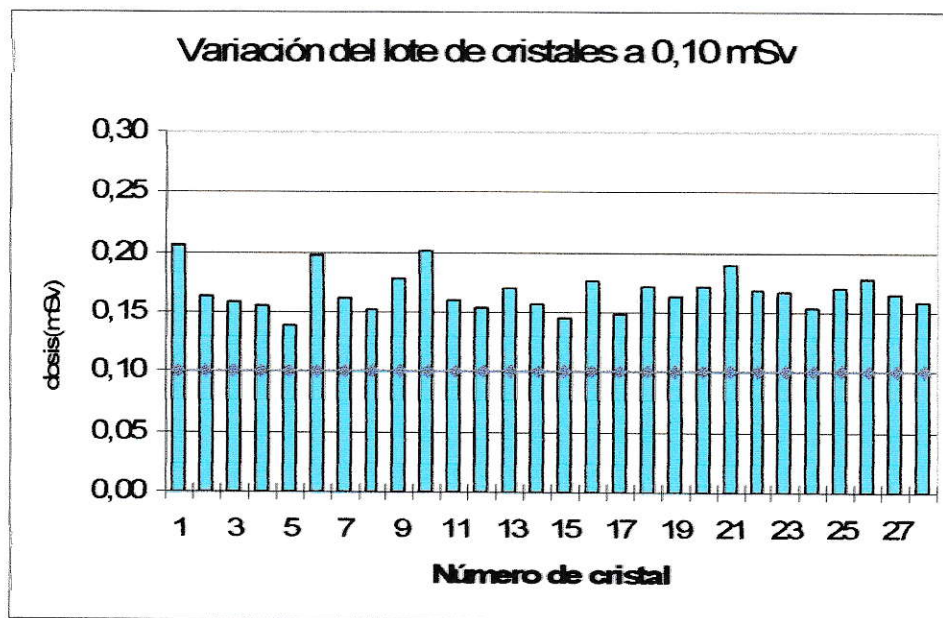


Las diferencias entre la dosis de irradiación y la lectura fueron menores a un 30% ($t_{202} = -34,25$; $p > 0,05$).

Tabla VIII, Homogeneidad del lote de cristales TLD-100, irradiados con ^{137}Cs a una dosis de 0,1 mSv

Cristal	Dosis Leída (mSv)	Cristal	Dosis Leída (mSv)
1	0,21±0,03	15	0,15±0,03
2	0,16±0,03	16	0,18±0,03
3	0,16±0,03	17	0,15±0,03
4	0,16±0,03	18	0,17±0,03
5	0,14±0,03	19	0,16±0,03
6	0,20±0,03	20	0,17±0,03
7	0,16±0,03	21	0,19±0,03
8	0,15±0,03	22	0,17±0,03
9	0,18±0,03	23	0,17±0,03
10	0,20±0,03	24	0,15±0,03
11	0,16±0,03	25	0,17±0,03
12	0,15±0,03	26	0,18±0,03
13	0,17±0,03	27	0,17±0,03
14	0,16±0,03	28	0,16±0,03

Figura N° 31, respuesta de homogeneidad de lote de detectores irradiados a una dosis de 0,10 mSv con la fuente de ^{137}Cs

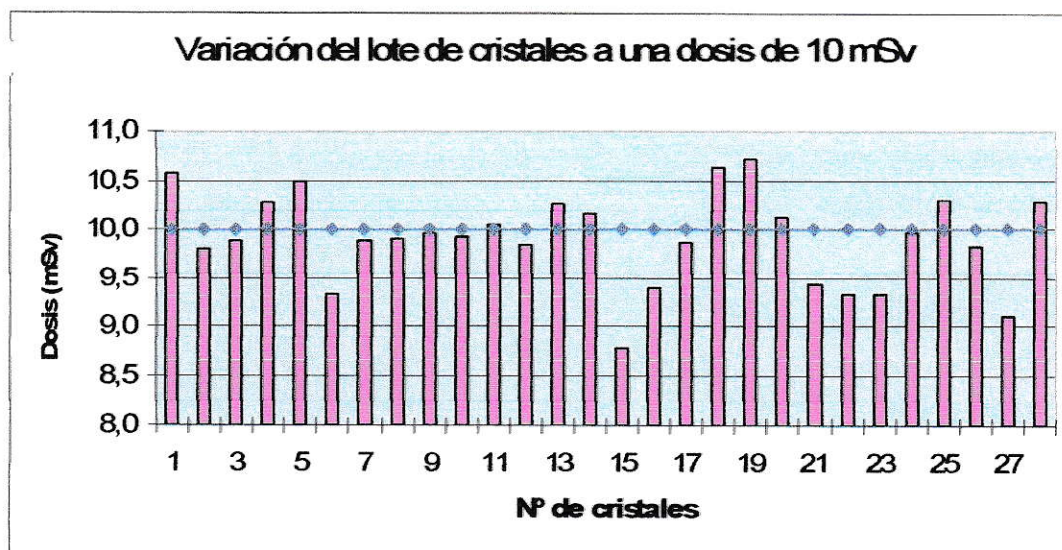


La lectura fue mayor a un 30 % del valor de referencia ($t_{26} = 83,92$, $p << 0,05$), esto implica que la hipótesis es falsa.

Tabla IX, Homogeneidad del lote de cristales TLD-100, irradiados con ^{137}Cs a una dosis de 10 mSv.

Cristal	Dosis Leída (mSv)	Cristal	Dosis Leída (mSv)
1	10,6±0,9	15	8,8±0,9
2	9,8±0,9	16	9,4±0,9
3	9,9±0,9	17	9,9±0,9
4	10,3±0,9	18	10,6±0,9
5	10,5±0,9	19	10,7±0,9
6	9,3±0,9	20	10,1±0,9
7	9,9±0,9	21	9,4±0,9
8	9,9±0,9	22	9,3±0,9
9	10,0±0,9	23	9,3±0,9
10	9,9±0,9	24	10,0±0,9
11	10,0±0,9	25	10,3±0,9
12	9,8±0,9	26	9,8±0,9
13	10,2±0,9	27	9,1±0,9
14	10,2±0,9	28	10,3±0,9

Figura N° 32, respuesta de homogeneidad de lote de detectores irradiados a una dosis de 10 mSv con la fuente de ^{137}Cs

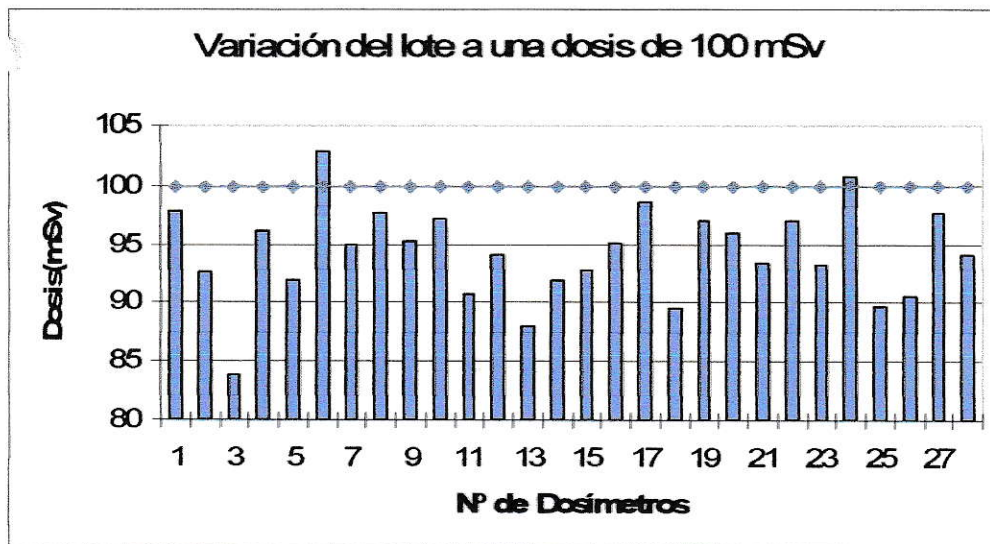


Fue igual al valor de referencia $t_{27} = -23$, $p > 0,05$

Tabla X, Homogeneidad del lote de cristales TLD-100, irradiados con ^{137}Cs a una dosis de 100 mSv

Cristal	Dosis Leída (mSv)	Cristal	Dosis Leída (mSv)
1	98±8	15	93±8
2	93±8	16	95±8
3	84±8	17	99±8
4	96±8	18	90±8
5	92±8	19	97±8
6	103±8	20	96±8
7	95±8	21	94±8
8	98±8	22	97±8
9	95±8	23	93±8
10	97±8	24	101±8
11	91±8	25	90±8
12	94±8	26	91±8
13	88±8	27	98±8
14	92±8	28	94±8

Figura N° 33, respuesta de homogeneidad de lote de detectores irradiados a una dosis de 100 mSv con la fuente de ^{137}Cs



Análisis de resultados

La aplicación del método estadístico del Test de Students para una dosis de 100 mSv, dió un valor promedio en las medidas de 94,3 mSv, con una desviación estándar de 4 para 28 medidas. Se determinó que $t = -33,95$ para un $p \ll 0,05$ y se tiene que el porcentaje es menor al 30%. Con un nivel de confianza del 95%.

En la tabla VII se puede observar que el valor mínimo leído fue de 1,0 mSv y valor máximo leído fue de 1,2 mSv. Estos valores difieren en un porcentaje del 0,0% y del +20,0 % respectivamente del valor de la dosis irradiada que es de 1 mSv. El promedio de las lecturas es de 1,08 mSv y la desviación estándar es de 0,05. Entonces se tiene en promedio una lectura con su error asociado de $1,08 \pm 0,05$. Con una variación del 30% del valor irradiado de 1 mSv, cumpliendo con lo recomendado en la guía.

Los resultados de la tabla VIII, corresponden a un estudio de la homogeneidad de los detectores de TLD-100 para una dosis muy baja sólo con el fin de tener una referencia y ver como se comportaban estos detectores para esta dosis. Se observa que la variación entre lo leído con lo irradiado está entre un máximo de 100% y un mínimo de 40%, esto se debe que no se resta el fondo y son valores muy bajos donde la dosis puede tener una variación hasta del 100%. Se obtiene como valor promedio asociado a las lecturas $0,17 \pm 0,02$ mSv. Este valor varía en más del 30% del valor irradiado de 0,1 mSv, por esto no cumple con las recomendaciones de la guía, pero hay que recordar que para valores bajos como 0,1 mSv se admite un error del 100%, en la lectura, y podemos decir que el dosímetro está cumpliendo con lo establecido.

En la tabla IX se observa que el valor mínimo leído fue de 8,8 mSv y el valor máximo leído fue de 10,7 mSv, estos valores difieren del valor de dosis irradiada en un porcentaje del -12% y del +7% respectivamente. El porcentaje de diferencia entre el mínimo valor leído y el máximo valor leído es de un 17,8%. Se tiene que el promedio en las lecturas de los dosímetros irradiados a 10 mSv es de $9,9 \pm 0,5$ mSv y se concluye que el dosímetro cumple con lo establecido, que consiste en no variar más de un 30% entre el valor leído y el valor irradiado.

Con respecto a la tabla X, el valor mínimo leído fue de 84 mSv y el valor máximo de 103 mSv teniendo un porcentaje de diferencia con el valor irradiado del dosímetro de un -16,1% y de +2,8% respectivamente, con una diferencia del 22,5% entre ambos valores. El promedio en la lectura de los dosímetros fue de 94 ± 4 mSv, cumpliéndose nuevamente que la lectura del dosímetro no varió más de un 30% del valor irradiado que fue de 100 mSv.

Finalmente, se puede determinar de los resultados expuestos y con la aplicación del Test de Students en el estudio de la homogeneidad del lote en cuestión, que el dosímetro PD3 responde con un nivel de confianza del 95% para valores mayores de 0,1 mSv. Para valores iguales o menores a 0,1 mSv el dosímetro PD3 presenta errores que pueden ser del 100%.

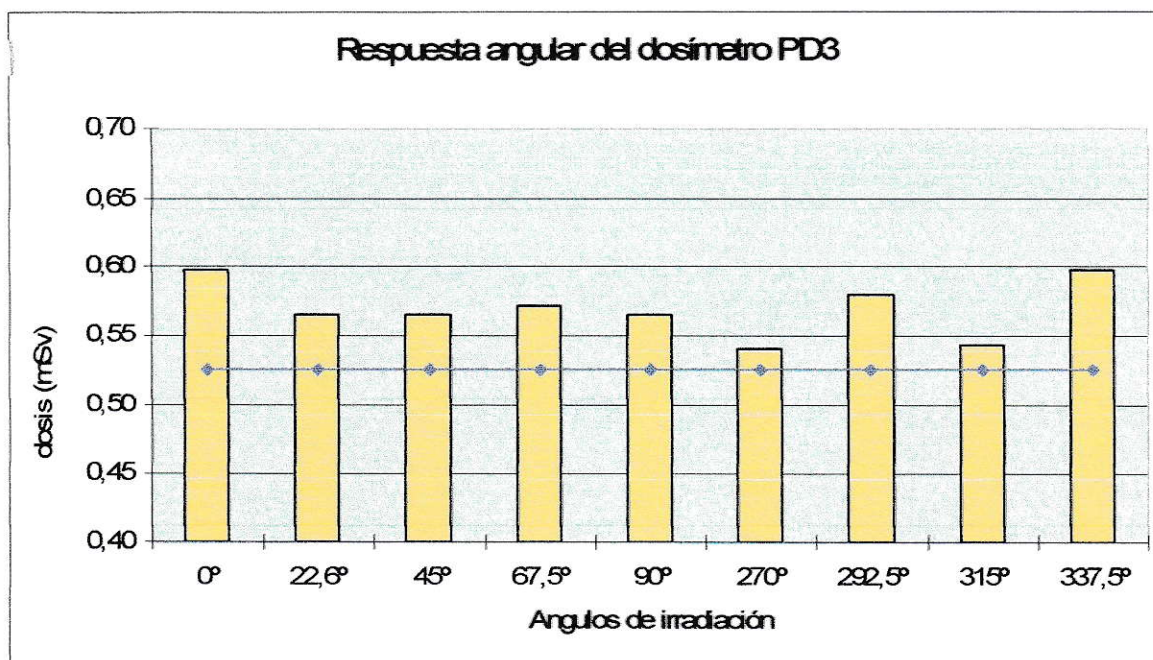
En la dosimetría personal se permite que para dosis bajas el error ligado a la medida pueda ser de un 100% pero para valores sobre 1 mSv la variación de la homogeneidad debe ser menor al 30%. Con esto se determina que el dosímetro PD3 cumple con lo solicitado en la guía.

5.2 Respuesta angular del dosímetro PD3

Tabla XI, Respuesta angular del dosímetro PD3, irradiados con ^{137}Cs a una dosis de 0,525 mSv.

Angulo de incidencia grado (°)	Dosis (mSv)	Promedio lectura (mSv)	Angulo de incidencia grado (°)	Dosis (mSv)	Promedio lectura (mSv)
0	0,59±0,06		270	0,64±0,03	
0	0,57±0,06		270	0,55±0,03	
0	0,64±0,06		270	0,56±0,03	
0	0,62±0,06		270	0,42±0,03	
0	0,58±0,06		270	0,52±0,03	
0	0,59±0,06	0,60±0,06	270	0,52±0,03	0,53±0,03
22,6	0,57±0,06		292,5	0,55±0,06	
22,6	0,63±0,06		292,5	0,67±0,06	
22,6	0,56±0,06		292,5	0,61±0,06	
22,6	0,54±0,06		292,5	0,57±0,06	
22,6	0,63±0,06		292,5	0,48±0,06	
22,6	0,46±0,06	0,57±0,06	292,5	0,58±0,06	0,58±0,06
45	0,58±0,04		315	0,55±0,06	
45	0,54±0,04		315	0,52±0,06	
45	0,58±0,04		315	0,60±0,06	
45	0,57±0,04		315	0,55±0,06	
45	0,54±0,04		315	0,51±0,06	
45	0,58±0,04	0,57±0,04	315	0,52±0,06	0,54±0,06
67,5	0,57±0,04		337,5	0,67±0,07	
67,5	0,58±0,04		337,5	0,57±0,07	
67,5	0,61±0,04		337,5	0,55±0,07	
67,5	0,54±0,04		337,5	0,71±0,07	
67,5	0,58±0,04		337,5	0,53±0,07	
67,5	0,55±0,04	0,57±0,04	337,5	0,56±0,07	0,60±0,07
90	0,53±0,09				
90	0,51±0,09				
90	0,46±0,09				
90	0,57±0,09				
90	0,72±0,09				
90	0,57±0,09	0,57±0,09			

Figura N° 34, respuesta angular del dosímetro PD3, irradiados a una dosis de 0,525 mSv con la fuente de ^{137}Cs



La respuesta angular del dosímetro PD3 para distintos ángulos de incidencia de la radiación, determinó que la variación entre el valor de dosis leído y el valor de dosis irradiado fue un 8% promedio; y entre el valor de dosis máximo leído y valor de dosis mínimo leído fue un 11%.

La variación mayor entre el valor de dosis irradiada y la dosis leída fue para ángulos de incidencia de 0° y 337,5°, este valor alcanzó el 14%.

El promedio de las dosis leídas para los diferentes ángulos es de $0,53 \pm 0,13$ mSv, este valor es menor en su variación al 15% del valor irradiado.

Para probar el efecto del ángulo sobre la dosis leída y para probar la dependencia entre la dosis incidente y la leída, se realizó un análisis de regresión

entre dosis y ángulo y entre dosis incidente y dosis leída. La pendiente entre el ángulo y la dosis no fue diferente de 0 ($F_{8,45} = 0,798$, $p = 0,607$).

Así, si la pendiente en la regresión es 0, implicaría que las dos variables son independientes. De lo expuesto y de la tabla se tiene que: $D = 0,1040 + 0,0025 \cdot \alpha$, donde D es la dosis y α es el ángulo de irradiación medido en grado sexagesimal.

Se concluye del grafico y la aplicación del método estadístico de análisis de regresión que la dosis leída por el dosímetro PD3 es independiente del ángulo con el cual se irradie.

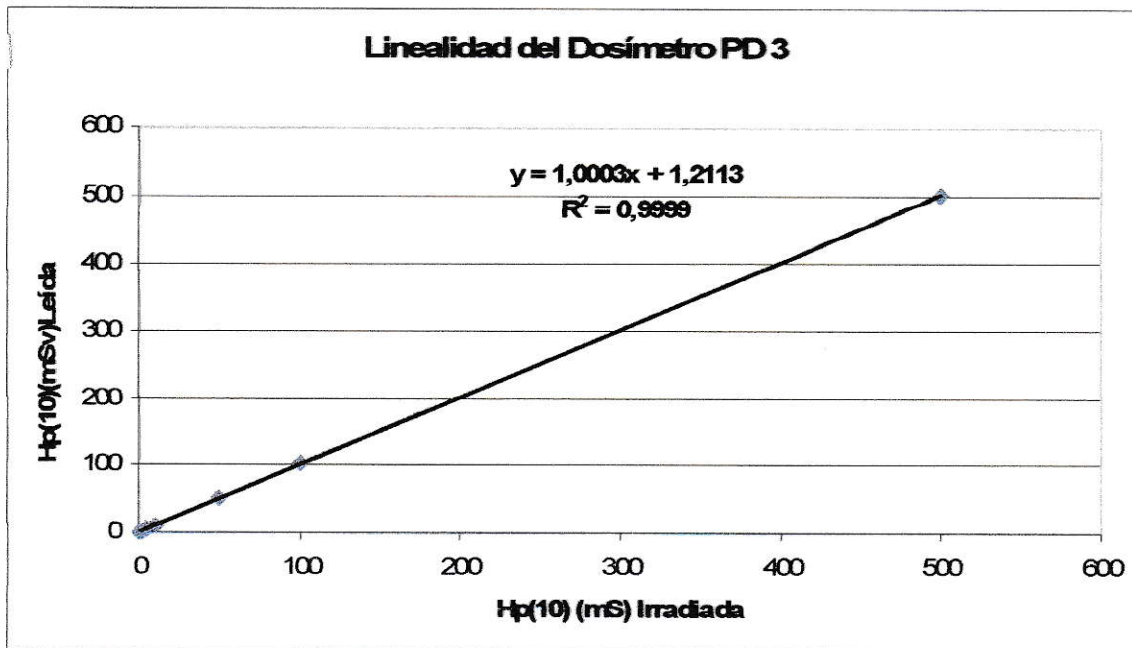
Los valores obtenidos en la experiencia y la aplicación del método estadístico, indican que se cumple con el criterio establecido donde el valor de dosis leído y el valor de dosis irradiado no deben diferir sobre un porcentaje del 15%.

5.3 Linealidad en la dosis en el dosímetro PD3

Tabla XII, Respuesta de linealidad del dosímetro PD 3, Irradiado con una fuente de ^{137}Cs

Hp(10) mSv Valores Irradiados	Hp(10) mSv Valores Leídos
0,1	0,15
0,5	0,58
1,0	1,13
5,01	5,79
10,02	11,55
50,09	52,19
100	104,64
500	500,59

Figura N° 35, Linealidad del dosímetro PD3, irradiados con una fuente de ^{137}Cs .



El dosímetro PD3 tiene una linealidad muy buena lo que se indica con el valor de R^2 que es igual a 0,9999.

En el estudio de la linealidad se aplicó el modelo de regresión lineal simple donde se tiene: Dosis leída = 1,18700 + 1,00072 dosis irradiada ($F_{1,7} = 3927$, $p \ll 0,001$).

Además, la pendiente no es diferente de 1 ($t_7 = 0,358$, $p > 0,05$).

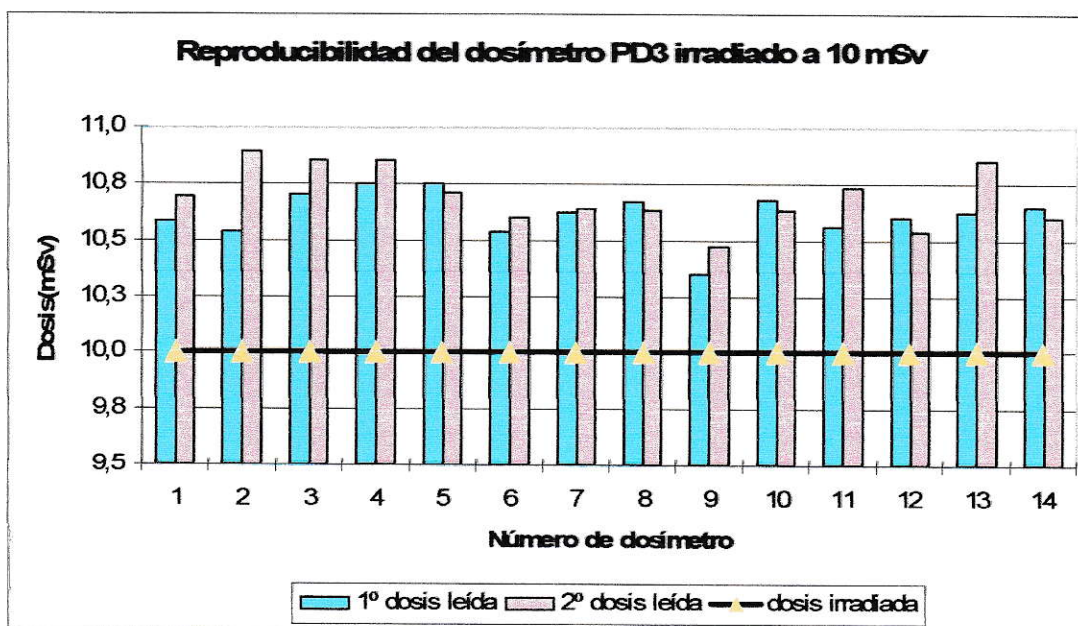
Se puede concluir al observar la figura N° 35 y el método estadístico, que el dosímetro PD3, cumple con el criterio establecido que en promedio el valor de dosis leído no difiera con el valor de dosis irradiado en un porcentaje mayor al 15%.

5.4 Reproducibilidad del dosímetro PD3

Tabla XIII, Reproducibilidad del dosímetro PD3, Irradiado con una fuente de ^{137}Cs a una dosis de 10 mSv

Nº de dosímetro	Dosis irradiada mSv	Dosis leída 1º vez (mSv)	Dosis leída 2º vez (mSv)
1	10	10,7±0,2	10,6±0,2
2	10	10,9±0,2	10,5±0,2
3	10	10,9±0,2	10,7±0,2
4	10	10,9±0,2	10,8±0,2
5	10	10,7±0,2	10,8±0,2
6	10	10,6±0,2	10,5±0,2
7	10	10,6±0,2	10,6±0,2
8	10	10,6±0,2	10,7±0,2
9	10	10,5±0,2	10,4±0,2
10	10	10,6±0,2	10,7±0,2
11	10	10,7±0,2	10,6±0,2
12	10	10,5±0,2	10,6±0,2
13	10	10,9±0,2	10,6±0,2
14	10	10,6±0,2	10,7±0,2

Figura Nº 36, Reproducibilidad del dosímetro PD3, irradiados con una fuente de ^{137}Cs a una dosis de 10 mSv.



La reproducibilidad del dosímetro PD3 respecto de la dosis irradiada y la primera lectura varió en un máximo de 8,5% y que fue en dos ocasiones, al ser irradiados por segunda vez a la misma dosis y proceder de igual manera que la vez primera se obtiene que la segunda lectura solo varió en un 7% del valor irradiado y un 2% del valor leído en la primera vez. Al determinar el promedio de todas las medidas tanto de la primera como segunda lectura se tiene que el valor promedio fue de $10,7 \pm 0,1$ mSv, este valor cumple con el criterio establecido que debe ser menor en su variación al 7,5% del valor irradiado de 10 mSv.

Para estudiar la reproducibilidad se realizó un Test de Students entre las dos lecturas, donde es igual $t_{14}=2,32$ y como $p < 0,05$.

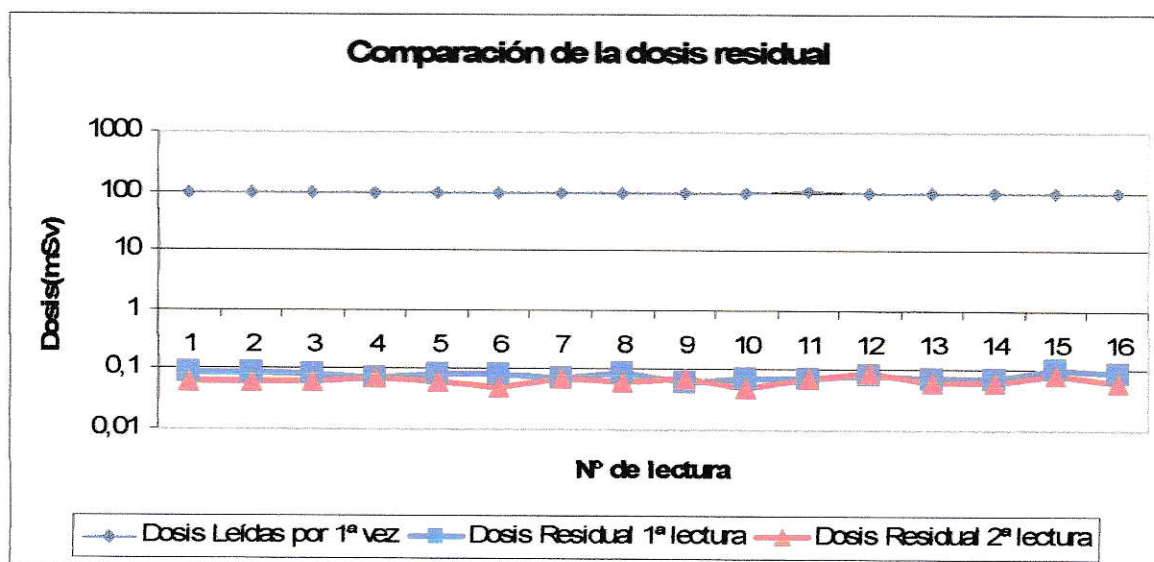
Con lo expuesto se deduce que el criterio de la reproducibilidad para el dosímetro PD3 se cumple pero para un nivel de confianza menor al 95% que hemos establecido como requisito desde el punto de vista estadístico pero se concluye al hacer un análisis de todos los resultados que el dosímetro PD3 si cumple con lo establecido en la guía de que la diferencia debe ser menor al 7,5%.

5.5 Dosis residual del dosímetro PD 3

Tabla XIV, Dosis residual del dosímetro PD 3, Irradiado con una fuente de ^{137}Cs a una dosis de 100 mSv

Dosis Leídas por 1ª vez (mSv)	Dosis Residual 1ª lectura (mSv)	Dosis Residual 2ª lectura (mSv)
101±3	0,09±0,02	0,06±0,02
101±3	0,09±0,02	0,06±0,02
97±3	0,08±0,02	0,06±0,02
95±3	0,07±0,02	0,07±0,02
99±3	0,08±0,02	0,06±0,02
97±3	0,08±0,02	0,05±0,02
99±3	0,07±0,02	0,07±0,02
99±3	0,09±0,02	0,06±0,02
98±3	0,06±0,02	0,07±0,02
100±3	0,07±0,02	0,05±0,02
101±3	0,07±0,02	0,07±0,02
99±3	0,08±0,02	0,09±0,02
100±3	0,07±0,02	0,06±0,02
98±3	0,07±0,02	0,06±0,02
97±3	0,10±0,02	0,08±0,02
99±3	0,09±0,02	0,06±0,02

Figura Nº 37, Dosis residual del dosímetro PD3



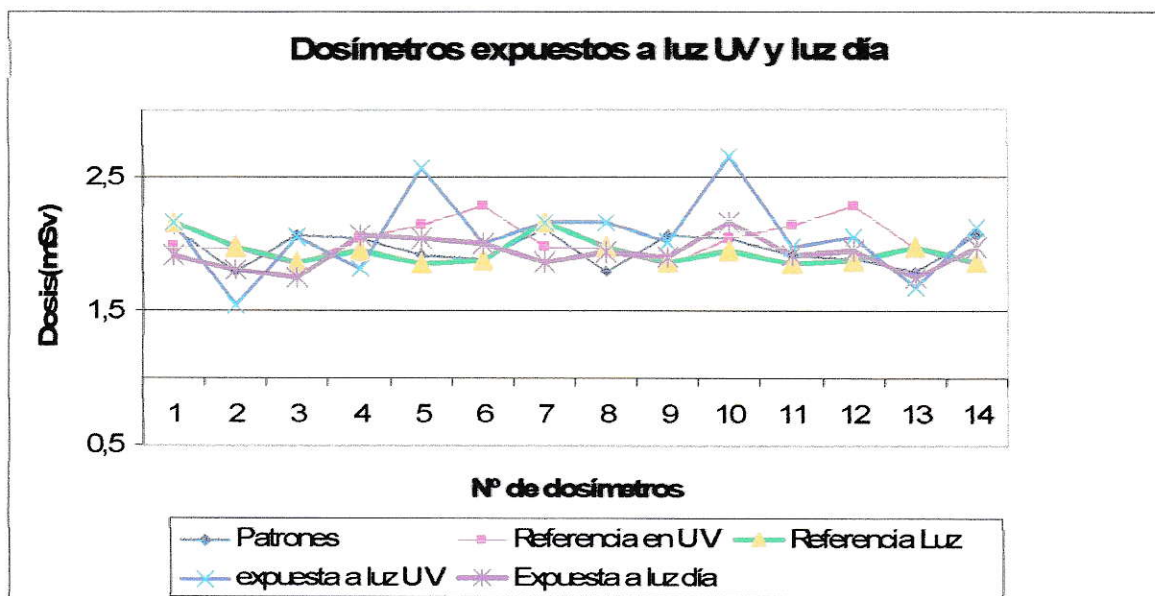
Al ser leídos los dosímetros después de ser irradiados a 100 mSv las dosis leídas están dentro de los criterios ya mencionados anteriormente y luego al ser leídos en dos ocasiones después de conocer la dosis, se puede observar en la tabla N° XIV que en ambas ocasiones las dosis leídas están bajo el límite de detección que hemos impuesto como 0,10 mSv, se concluye entonces que el dosímetro PD3 cumple con el criterio de la dosis residual. Se puede determinar que el promedio de la dosis residual en la primera lectura es de $0,08 \pm 0,01$ mSv y en la segunda lectura el promedio de la dosis residual es de $0,06 \pm 0,01$ mSv. Los valores residuales leídos en la primera lectura y en la segunda lectura tienen un promedio de $0,07 \pm 0,01$, siendo un porcentaje del 0,07% del valor irradiado.

5.6 Influencia de la luz visible y luz ultravioleta en el dosímetro PD3

Tabla XV, Influencia en el dosímetro PD3 de la luz visible y luz ultravioleta previamente irradiado con una fuente de ^{137}Cs a una dosis de 2 mSv

Dosis Patrones (mSv)	Referencia en U V (mSv)	Referencia Luz (mSv)	expuesta a luz U V (mSv)	Expuesta a luz día (mSv)
2,1±0,2	2,0±0,2	2,2±0,2	2,2±0,6	1,9±0,2
1,8±0,2	2,0±0,2	2,0±0,2	1,6±0,6	1,8±0,2
2,1±0,2	1,9±0,2	1,9±0,2	2,1±0,6	1,8±0,2
2,0±0,2	2,1±0,2	2,0±0,2	1,8±0,6	2,1±0,2
1,9±0,2	2,1±0,2	1,9±0,2	2,6±0,6	2,0±0,2
1,9±0,2	2,3±0,2	1,9±0,2	2,0±0,6	2,0±0,2
2,1±0,2	2,0±0,2	2,2±0,2	2,2±0,6	1,9±0,2
1,8±0,2	2,0±0,2	2,0±0,2	2,2±0,6	2,0±0,2
2,1±0,2	1,9±0,2	1,9±0,2	2,0±0,6	1,9±0,2
2,0±0,2	2,1±0,2	2,0±0,2	2,7±0,6	2,2±0,2
1,9±0,2	2,1±0,2	1,9±0,2	2,0±0,6	1,9±0,2
1,9±0,2	2,2±0,2	1,9±0,2	2,1±0,6	2,0±0,2
1,8±0,2	2,0±0,2	2,0±0,2	1,7±0,6	1,8±0,2
2,1±0,2	1,9±0,2	1,9±0,2	2,1±0,6	2,0±0,2
2,0±0,2	2,0±0,2	2,0±0,2	2,1±0,6	1,9±0,2

**Figura N° 38, Influencia de la luz UV y luz visible
en el dosímetro PD3**



Este estudio consistió en poder demostrar que la luz visible y luz ultravioleta no influyen en el detector y se pudo deducir del estudio realizado que estos detectores no son afectados por este tipo de luz al hacer el análisis en la tabla N° XV con color amarillo donde están los promedios, teniendo un promedio general en todas las lecturas de $2,0 \pm 0,1$ mSv.

Este estudio no se considera dentro de lo solicitado por el OIEA en su guía de seguridad pero se quiso demostrar que los detectores TLD-100 utilizados en los dosímetros PD3 no son sensibles a radiación no ionizante, como en este caso a la luz visible y al ultravioleta.

No se obtuvieron diferencias en las lecturas frente a las diferentes condiciones experimentales ($F_{4,65} = 1,642$, $p > 0,05$)

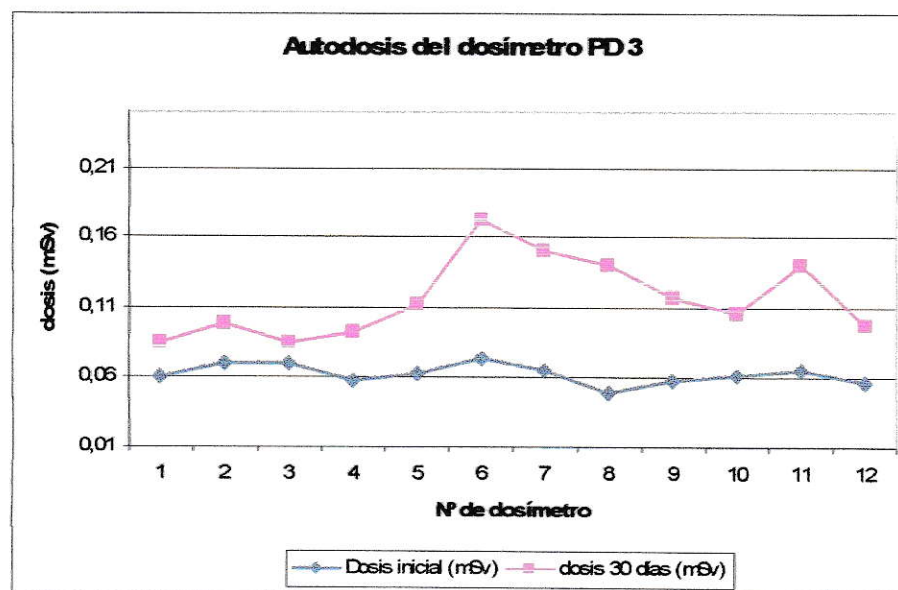
Al hacer un análisis del gráfico y el método estadístico se concluye que el dosímetro no es afectado por la luz visible y la luz ultravioleta, por tanto cumple con el requisito que he establecido.

5.7 Autodosis en el dosímetro PD 3

Tabla XVI, influencia de la autosdosis en el dosímetro PD 3

Dosis inicial (mSv)	dosis 30 días (mSv)	diferencia entre la dosis (mSv)
0,06±0,01	0,09±0,06	0,03±0,06
0,07±0,01	0,10±0,06	0,03±0,06
0,07±0,01	0,09±0,06	0,02±0,06
0,06±0,01	0,09±0,06	0,04±0,06
0,06±0,01	0,11±0,06	0,05±0,06
0,07±0,01	0,17±0,06	0,10±0,06
0,07±0,01	0,15±0,06	0,09±0,06
0,05±0,01	0,14±0,06	0,09±0,06
0,06±0,01	0,12±0,06	0,06±0,06
0,06±0,01	0,11±0,06	0,04±0,06
0,07±0,01	0,14±0,06	0,08±0,06
0,06±0,01	0,10±0,06	0,04±0,06

Figura N° 39, Grafico de la autosdosis del dosímetro PD 3 después de 30 días



La autodosis en el dosímetro PD3 debido a su autoirradiación después de haber transcurrido 30 días esta bajo el límite de detección y el aumento que se observa en la tabla N° XVI y se puede ver graficado en el figura N° 39 es debido a la radiación de fondo y no más bien a una autoirradiación.

Al restarle la radiación de fondo se puede determinar que el dosímetro PD3 no es influenciado por una autoirradiación.

Las lecturas inicial y después de 30 días fueron diferentes ($t_{14} = -6,73$, $p << 0,001$). Sin embargo estas diferencias caen en el rango de variación del método.

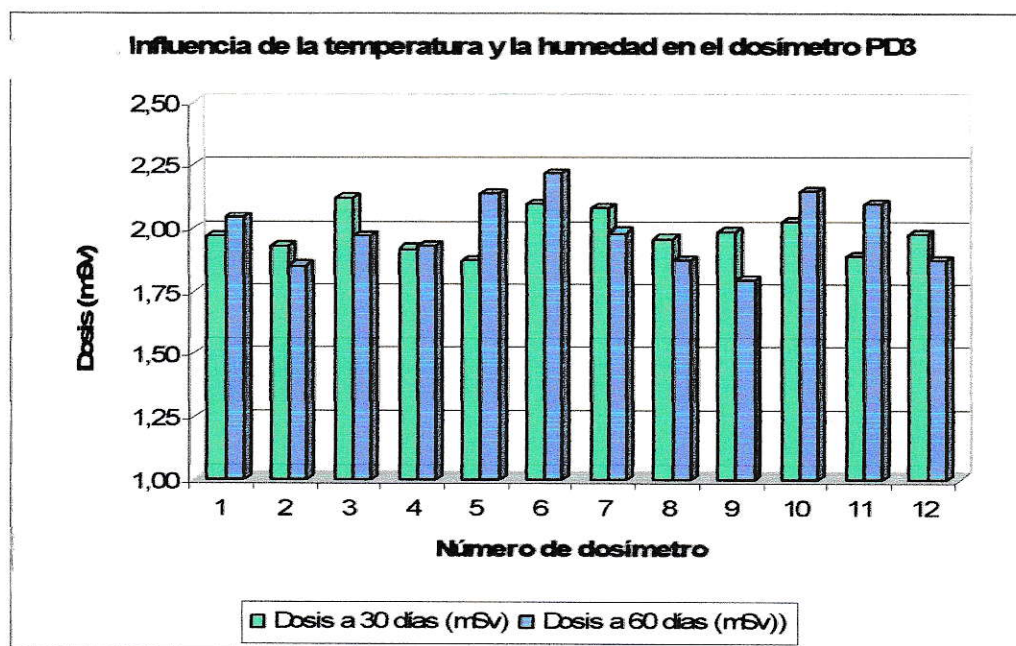
Se concluye de este estudio, que el dosímetro PD3 no es influenciado por una autodosis cumpliendo los criterios.

5.8 La estabilidad del dosímetro PD3 en diferentes condiciones ambientales

Tabla XVII, influencia de la temperatura y la humedad en la dosis

Dosímetro	Dosis a 30 días (mSv)	Dosis a 60 días (mSv)
1	2,0±0,2	2,0±0,3
2	1,9±0,2	1,9±0,3
3	2,1±0,2	2,0±0,3
4	1,9±0,2	1,9±0,3
5	1,9±0,2	2,1±0,3
6	2,1±0,2	2,2±0,3
7	2,1±0,2	2,0±0,3
8	2,0±0,2	1,9±0,3
9	2,0±0,2	1,8±0,3
10	2,0±0,2	2,2±0,3
11	1,9±0,2	2,1±0,3
12	2,0±0,2	1,9±0,3
Promedio	2,0±0,2	2,0±0,3

Figura N° 40, Influencia de la temperatura y la humedad en el dosímetro PD3



El estudio de la temperatura y la humedad como uno de los parámetros que puede influir en la lectura del dosímetro PD3 con la pérdida de información "fading", se procedió a irradiar los dosímetros a 2 mSv con una fuente de ^{137}Cs y se leyeron después de 30 y 60 días, manteniéndolos durante este tiempo en condiciones similares a las condiciones de laboratorio. Al respecto el fabricante indica que los cristales TLD-100, utilizados en el dosímetro PD3 tienen un fading de un 5% al año bajo condiciones de temperatura de 20 °C y a una humedad del 60%.

Al ser leídos los detectores del dosímetro PD3 a los 30 y 60 días respectivamente, después de ser irradiados, se determinó que la dosis promedio leída a los 30 días es de $2,00 \pm 0,08$ mSv. Al proceder a determinar la dosis

promedio de los dosímetros a los 60 días de haber sido irradiados se determinó a una dosis de $2,00 \pm 0,13$ mSv.

Al considerar todos los valores leídos por los dosímetros dan una lectura en promedio de $2,0 \pm 0,1$, este valor difiere en menos del 5% del valor irradiado de 2 mSv.

No existieron diferencias en las dosis leídas a los 30 y 60 días ($t_{11} = 0,17$, $p = 0,87$)

Entonces, se concluye que el criterio de evaluación era que el dosímetro PD3 no debería variar su lectura en un 10% de la dosis irradiada y esto se determinó en los promedios y las desviaciones estándar a los 30 y 60 días que están dentro del valor aceptado para este criterio indicado en la tabla III y al hacer el estudio estadístico se demostró para un nivel de confianza del 95% que los valores cumplen con la hipótesis, por lo tanto el dosímetro PD3 responde dentro de las consideraciones establecidas en la tabla III.

5.9 Umbral de detección

Tabla XVIII, Determinación del umbral de detección

Dosis inicial leída sin irradiar (mSv)	Dosis Irradiadas (mSv)	Dosis Leída (mSv)	Diferencia entre la dosis leída y la dosis de fondo del cristal TL
0,06	0,05	0,12	0,06
0,07	0,05	0,13	0,06
0,07	0,05	0,15	0,08
0,06	0,05	0,12	0,06
0,06	0,05	0,12	0,06
0,07	0,05	0,13	0,06
0,07	0,05	0,14	0,08
0,05	0,05	0,11	0,06
0,06	0,05	0,13	0,07
0,06	0,05	0,13	0,07
0,07	0,05	0,12	0,06
0,06	0,05	0,13	0,07
Promedio			0,065±0,004

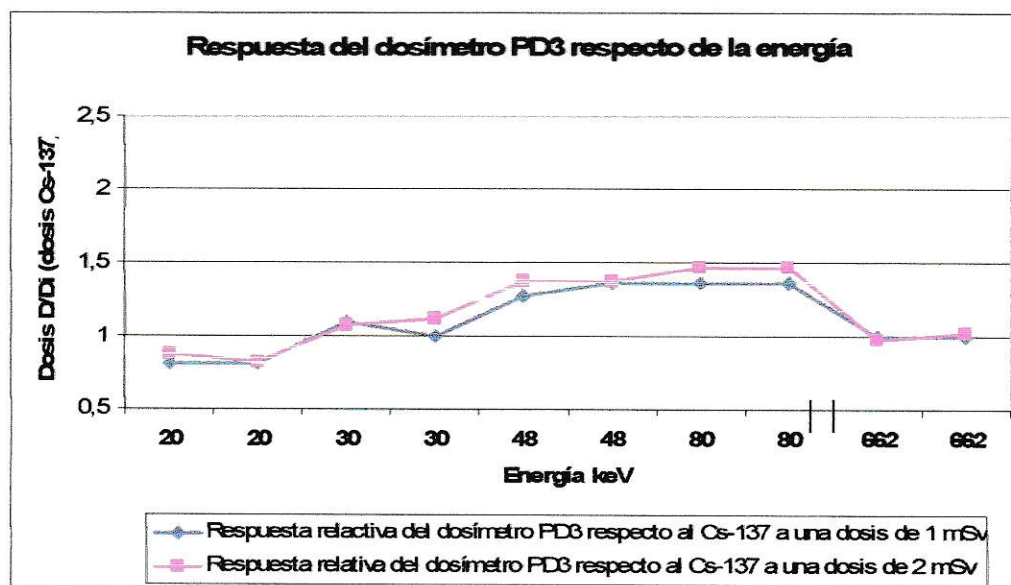
Para determinar el umbral de detección del dosímetro PD3 se consideró una sola irradiación con una dosis de 0,05 mSv, previa lectura de los cristales de los dosímetros sin irradiar. Al hacer la diferencia entre la dosis leída después de la irradiación menos la dosis leída de los dosímetros sin irradiar se determina que la dosis promedio es de $0,065 \pm 0,004$ mSv. Por ello, se concluye que el dosímetro puede determinar dosis del orden de los 0,05 mSv, pero para seguir un criterio más conservador asignaremos como dosis umbral de detección para el dosímetro PD3 una dosis de 0,10 mSv.

5.10 Respuesta del dosímetro PD3 al ser irradiado con diferentes energías

Tabla XIX, Respuesta del dosímetro PD3 al ser irradiado con rayos X y ^{137}Cs

kVp y fuente ^{137}Cs	Energía (keV)	Dosis relativa al ^{137}Cs a 1 mSv	Dosis relativa al ^{137}Cs a 2 mSv
50 kV	20	0,82±0,02	0,9±0,4
50 kV	20	0,82±0,02	0,8±0,4
71 kV	30	1,1±0,3	1,1±0,4
71 kV	30	1,1±0,1	1,1±0,5
105 kV	48	1,3±0,2	1,4±0,4
105 kV	48	1,4±0,1	1,4±0,4
180 kV	80	1,4±0,2	1,5±0,2
180 kV	80	1,4±0,1	1,5±0,4
^{137}Cs	662	1,00±0,06	0,98±0,03
^{137}Cs	662	1,00±0,04	1,02±0,08

Figura N° 41, Respuesta del dosímetro PD3 al ser irradiado con rayos X y ^{137}Cs



La respuesta del dosímetro PD3 respecto a la energía se puede observar que esta dentro de los parámetros que podemos considerar normal aún cuando a energías de 48 y 80 keV los detectores tienen una sobre respuesta en el control

de esta variable respecto a la respuesta que tiene el mismo dosímetro con el ^{137}Cs . En el estudio se determinó que para dosis de irradiación de 1 mSv para las diferentes energías el promedio de dosis leída fue de $1,2\pm 0,3$ mSv, para la irradiación de los dosímetros PD3 a una dosis de 2 mSv la dosis promedio leída fue de $2,4\pm 0,6$ mSv.

El criterio estadístico utilizado para el estudio de la dependencia del dosímetro PD3 respecto de las diferentes energías fue la regresión lineal simple aplicada en un primer caso a una dosis de 1 mSv y luego a 2 mSv. En ninguno de los dos casos se obtuvo una dependencia entre energía irradiante y dosis ($F_{1,8} = 0,32$ para 1 mSv y $F_{1,8} = 0,63$ para 2mSV, $p > 0,05$)

Al hacer un análisis de los resultados de ambos estudios se determina que la dosis leída para diferentes energías, para las dosis de 1 mSv y 2 mSv y al no haber pendiente se deduce que no hay una relación entre la energía y la dosis (0,000162 y 0,000249 respectivamente).

Finalmente, se concluye que el dosímetro PD3 es independiente la dosis leída con respecto a la energía con que se irradia, es decir, cumple con los criterios establecidos por la guía.

5.11 Pruebas del equipo Harshaw 5500 antes de un proceso de lectura rutinario.

Tabla XX, Respuesta del equipo para una dosis cero

N°	Fecha de Lectura	Corriente en el Tubo (nC)
1	18-08-2008	0,06±0,09
2	18-08-2008	0,06±0,09
3	18-08-2008	0,08±0,09
4	18-08-2008	0,07±0,09
5	18-08-2008	0,07±0,09
6	18-08-2008	0,09±0,09
7	18-08-2008	0,09±0,09
8	18-08-2008	0,07±0,09
9	18-08-2008	0,06±0,09
10	22-08-2008	0,18±0,09
11	22-08-2008	0,07±0,09
12	22-08-2008	0,10±0,09
13	22-08-2008	0,08±0,09
14	22-08-2008	0,37±0,09
15	28-08-2008	0,14±0,09
16	28-08-2008	0,19±0,09
17	28-08-2008	0,11±0,09
18	28-08-2008	0,12±0,09
19	28-08-2008	0,14±0,09
20	28-08-2008	0,12±0,09
21	28-08-2008	0,15±0,09

Figura N° 42, Respuesta del equipo para una dosis cero

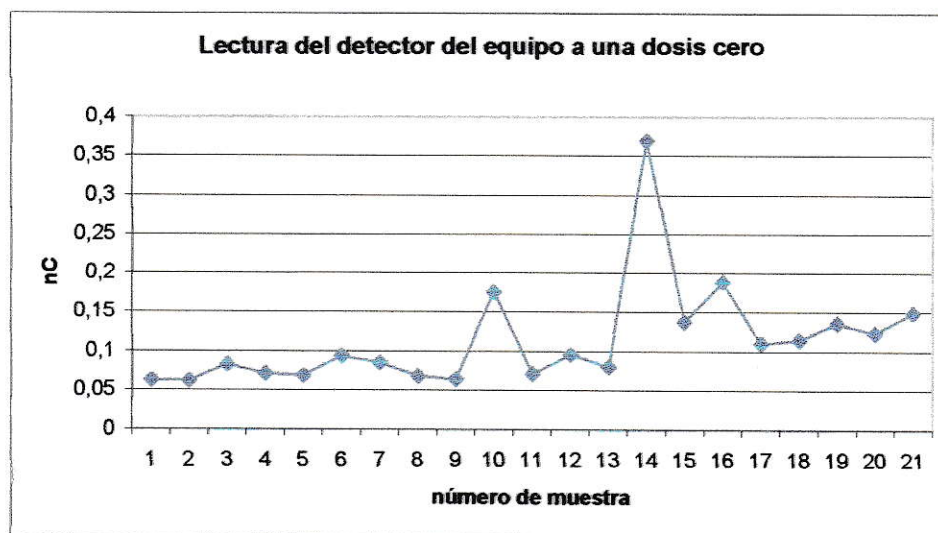


Tabla XXI, Respuesta del equipo al test de luz

N°	Fecha de Lectura	Test de Luz (nC)
1	18-08-2008	203±2
2	18-08-2008	202±2
3	18-08-2008	201±2
4	18-08-2008	202±2
5	18-08-2008	199±2
6	18-08-2008	200±2
7	18-08-2008	199±2
8	18-08-2008	199±2
9	18-08-2008	201±2
10	22-08-2008	203±2
11	22-08-2008	202±2
12	22-08-2008	200±2
13	22-08-2008	198±2
14	22-08-2008	203±2
15	28-08-2008	204±2
16	28-08-2008	199±2
17	28-08-2008	198±2
18	28-08-2008	198±2
19	28-08-2008	198±2
20	28-08-2008	197±2
21	28-08-2008	203±2

Figura N° 43, Respuesta del detector a una dosis alta con el test de luz

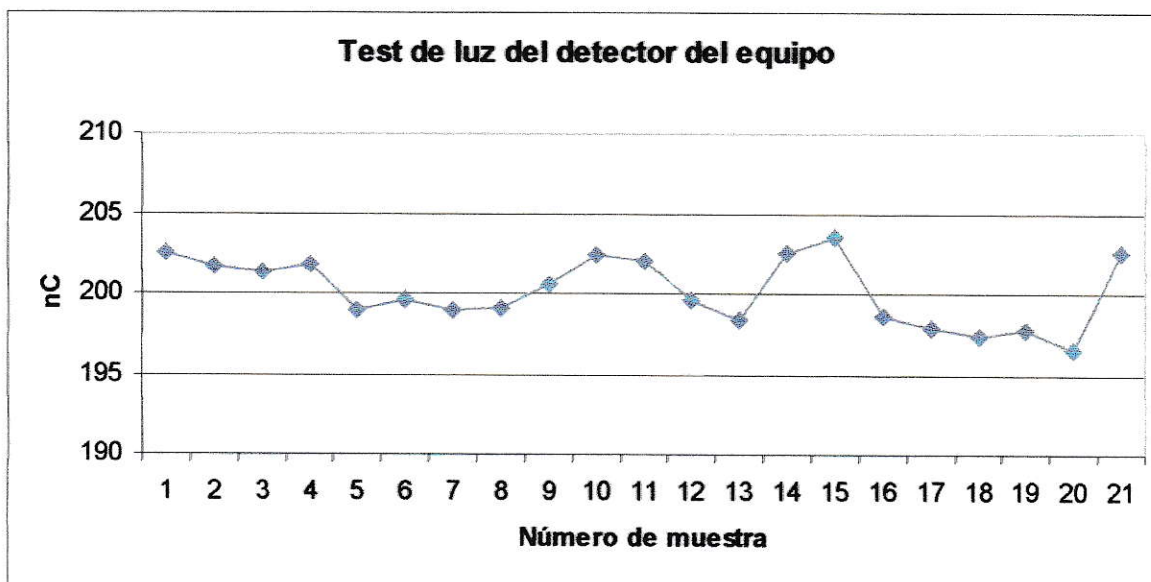
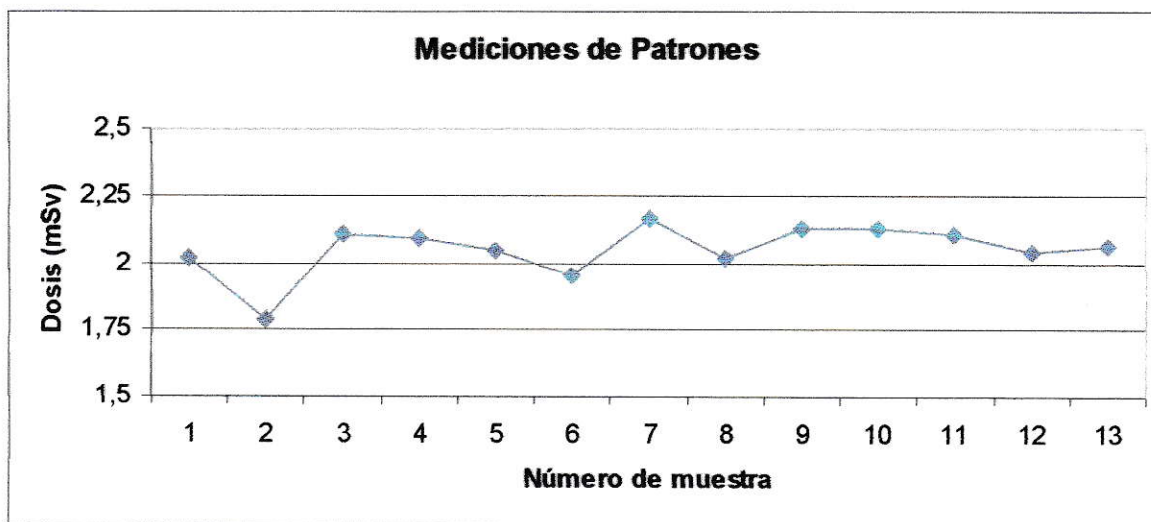


Tabla XXII, Lectura del equipo Harshaw a una dosis patrón.

Nº de Dosímetro	Fecha de Lectura	Dosis Leída (mSv)
1	02-06-2008	2,0±0,1
2	02-06-2008	1,8±0,1
3	01-07-2008	2,1±0,1
4	02-07-2008	2,1±0,1
5	18-07-2008	2,1±0,1
6	22-07-2008	2,0±0,1
7	22-07-2008	2,2±0,1
8	23-07-2008	2,0±0,1
9	08-08-2008	2,1±0,1
10	08-08-2008	2,1±0,1
11	18-08-2008	2,1±0,1
12	18-08-2008	2,0±0,1
13	22-08-2008	2,1±0,1

Figura Nº 44, Lectura del equipo Harshaw a una dosis patrón.



Las pruebas realizadas en el punto 10 son con el propósito de hacer un análisis de la estabilidad y la repetibilidad en la lectura del equipo. Con estos valores también se puede determinar la incertidumbre del tipo A.

En las figuras Nº 42, Nº 43, Nº 44 se observa que el equipo tiene una buena estabilidad en la lectura. Al medir el ruido electrónico, en la figura Nº 42 se ve que

los valores son menores a 0,35 nC, con un promedio de 0,11 y una desviación estándar de 0,07. El valor recomendado por el fabricante indica que no debe ser mayor a 1 nC. En el caso de la figura N° 43, test de luz, el promedio de lectura es de 200 nC con una desviación estándar de 2, el valor de referencia se ajusta a los 200 nC con una variación del 10% como máximo, según recomendaciones del fabricante. Al hacer un análisis de ambas pruebas se concluye que el equipo cumple con los criterios recomendados por el fabricante para proceder a la lectura de los cristales.

La figura N° 44, muestra que el comportamiento global del sistema (equipo y dosímetros), los dosímetros fueron irradiados a 2 mSv y se leyeron en diferentes fechas que abarcan dos meses, el promedio de dosis leída en los dosímetros patrones fue de $2,1 \pm 0,1$ mSv, estos valores indican que el sistema dosímetro y equipo Harshaw 550 son muy constantes en la lectura.

Tabla XXIII, Resultados obtenidos en relación a los criterios recomendados por la guía de seguridad del OIEA

Característica	Criterio	Resultado	Promedio (mSv) y Desviación estándar	Tabla y figura
Homogeneidad del lote	< 30% para dosis de 1 mSv	<24% máximo ≤ 15% promedio	1,08 (0,05)	Tablas VI, VII, VIII, IX Figuras N° 35, 36, 37, 38
Respuesta angular	< 15% para ángulos de incidencia entre 0° y 60° Dosis irradiada 0,523 mSv	<14% máximo	0,53 (0,13)	Tabla X Figuras N° 25,26,27,39
Respuesta en función de la energía	Fotones <30% en el rango 15 keV a 3 MeV Dosis irradiada 1 y 2 mSv	≤14% máximo <8% Promedio	1,2 (0,3) 2,4 (0,6)	Tabla XVII Figura N° 46
Respuesta en función de la dosis (linealidad)	< 10% en el rango 0,1 – 1000 mSv	<9,4%		Tabla XI Figura N° 40
Reproducibilidad	< 7,5% para una dosis de 10 mSv	<6,9% promedio	1ª lectura 10,7 (0,1) 2ª lectura 10,6 (0,1)	Tabla XII Figura N° 41
Dosis residual	≤ 0,1%	≤ 0,1 %	1ª lectura 0,08 (0,01)) 2ª lectura 0,06 (0,01)	Tabla XIII Figura N° 42
Umbral de detección	≤ 0,1 mSv para Hp (10) ≤ 0,5 mSv para Hp (0,07)	≤ 0,1 mSv	0,065 (0,008)	Tabla XXII
Estabilidad de la señal latente (fading)	< 5% en 1 mes en condiciones de laboratorio. ≤ 10% en 3 meses en condiciones de laboratorio. ≤ 20% en 1 mes a T = 50°C y HR = 65% ≤ 20% en 1 mes a T = 20°C y HR = 90%	≤3,4% en 30 días ≤4,8 en 60 días	30 días 2,00 (0,08) 60 días 2,00 (0,13)	Tabla XVI Figura N° 45

5.12 Determinación de la incertidumbre según el criterio basado en el análisis de incertidumbre

Para el cálculo de la incertidumbre global del sistema dosimétrico, se calculó la incertidumbre total del tipo A, los cuales se obtienen de la homogeneidad del lote (respuesta del dosímetro) a una dosis de 1 mSv, para ello se debe trabajar con la desviación estándar, $\sigma(x)$, se debe recordar que para un 95% de confianza se colocó en la medidas 2σ , donde se tiene que la incertidumbre para el tipo A (incertidumbre aleatorias), será de:

$$u_A = 0,1$$

Para el caso de la incertidumbre del tipo B (incertidumbre sistemática) se trabajo con las recomendaciones realizadas en el análisis de incertidumbre para ello:

$$u_B = \frac{i_{\max} - i_{\min}}{2 \cdot \sqrt{3}}$$

Donde $i_{\max} = 0,6$ y la $i_{\min} = 0,02$, al reemplazar estos valores se tiene que:

$$u_B = 0,167$$

La incertidumbre global asociada al sistema dosimétrico será:

$$u = \sqrt{u_A^2 + u_B^2}$$

Reemplazando los valores obtenidos se tiene:

$$u = \sqrt{0,1^2 + 0,167^2}$$

$$u = 0,19$$

Este valor es importante por que garantiza que el sistema dosimétrico esta conforme a las recomendaciones internacionales de la ICRP que dice que $u \leq 0,21$ que representa el 21%, en los valores que se tiene del sistema es del 19%.

La determinación de la incertidumbre global del sistema dosimétrico es tan importante como haber determinado que el dosímetro cumple con los criterios establecidos en cada una de las pruebas descritas y recomendadas por el OIEA.

6.0 DISCUSION

La discusión de esta tesis debe centrarse en el cumplimiento de los objetivos propuestos y la discusión de los resultados, sin descuidar las proyecciones y necesidades de continuar con la caracterización del dosímetro PD3 para radiación beta.

Las diferentes pruebas que se realizaron para la caracterización de los dosímetros PD3 respecto a la radiación electromagnética de tipo ionizante, podemos concluir que se cumplieron con todos los requisitos que se propusieron en unos casos con mayor exactitud que otros pero todos con una muy buena precisión. El único caso que no tuvo una buena exactitud, pero si una muy buena precisión fue la determinación de la homogeneidad del lote, para dosis menores o iguales a 0,1 mSv, debemos recordar que para estos valores menores a 0,1 mSv se puede tener una diferencia entre las dosis leída y la dosis irradiada hasta de un 100% que es diferente a lo propuesto en esta tesis por el autor para estos valores.

Los resultados encontrados están dentro de lo esperado, cumpliendo con los requerimientos de la guía de seguridad, pero es bueno aumentar el número de medidas con el propósito de disminuir la incerteza de tipo A. Las incerteza de tipo B no disminuirán con el aumento del número de medidas pero se deben conocer todas las incertezas ligadas a las diferentes pruebas que se realizaron para la caracterización del dosímetro PD3, también es cierto que el aumento en el número de medidas significara un aumento en el coste de las pruebas.

Con los resultados mostrados en la tabla XXIII y el uso de la estadística nos permitió validar el número de mediciones realizadas.

Este estudio debe extenderse a los diferentes tipos de dosímetros utilizados por la sección de dosimetría en la detección y medición de la dosis en cuerpo entero y extremidades.

La segunda parte de la discusión esta relacionada con el planteamiento de la continuidad que se debe hacer a la caracterización del dosímetro PD3 para determinar la dosis por radiación beta, esto con el propósito de diferenciar mediante a un algoritmo $H_p(10)$ y $H_p(0,07)$, es decir, entre dosis profunda y dosis superficial.

Al caracterizar el dosímetro PD3 para determinar la dosis en términos de $H_p(10)$ y $H_p(0,07)$ estamos cumpliendo con todos los requisitos que se exigen en la Comunidad Europea para un dosímetro en la actualidad y hemos adelantado un nuevo requisito que se exigirá en los próximos años, que es la influencia de la luz visible y la luz ultravioleta en la medición de la dosis leída.

Es importante señalar que el Organismo Internacional de Energía Atómica envió una misión "ORPAS" (Occupational Radiation Protection Appraisals Services) [20] de visita en el año 2007 a nuestro país en materia de protección radiológica, específicamente la dosimetría personal en que se analizaron los requisitos técnicos, administrativos, los reglamentos y decretos que tiene Chile en esta materia; llegando a establecer que se debe actualizar y dar cumplimiento a las recomendaciones internacionales en materia de los límites máximos de dosis que puede recibir un profesional ocupacionalmente expuesto, público en general y una mujer embarazada que es profesional ocupacionalmente expuesta, en este último punto los reglamentos de la Comunidad Europea son más restrictivos que las recomendaciones del Organismo Internacional de Energía Atómica. Donde una mujer trabajadora ocupacionalmente expuesta, embarazada esta sometida a

recibir una dosis máxima de 1 mSv al feto, el Organismo Internacional de Energía Atómica recomienda como máximo 2 mSv y la legislación Chilena indica que la dosis máxima que debe recibir una mujer embarazada es de 0,5 rem, es decir, 5 mSv en todo el periodo, que abarca desde el momento en que se determinó que esta embarazada hasta el nacimiento del niño.

Los límites de dosis establecidos por el Organismo Internacional de Energía Atómica tienen el fin de velar por la seguridad de todos los individuos y que ninguno corra riesgos inaceptables debido a la exposición a la radiación, pero para ello se deben establecer y hacer cumplir los objetivos de esta tesis con la caracterización de los dosímetros personales según los criterios establecidos en la tabla III y trabajar en Hp(10), esto permite conocer el comportamiento del dosímetro personal que utilizamos con estos criterios más restrictivos y definidos por este organismo e informar la dosis equivalente personal como llamamos en Hp(10), incrementara la dosis en un 10 a 20% respecto a lo que actualmente se esta informando, aún cuando se descontara la dosis ambiental o de fondo.

El trabajo desarrollado en esta tesis lleva a conocer el comportamiento y cumplimiento de los criterios establecidos en la Guía de Seguridad N° RS-G-1.3 "Evaluación de la Exposición Ocupacional debida a fuentes externas de radiación", donde todos los criterios son cumplidos en su totalidad y se verifica que el dosímetro PD3 esta diseñado para medir en condiciones de Hp(10) y diferenciar para energías y dosis bajas Hp(10) de Hp(0,07), es decir, dosis profunda y dosis superficial.

Dentro de los resultados de esta tesis, además de cumplir con los objetivos propuestos se establece como fecha de inicio de las lecturas en Hp(10), magnitud

recomendada por el Organismo de Energía Atómica el 01 de enero del 2010 en todo Chile.

Esta tesis establece que la forma de informar la dosis en los “Informes Dosimétrico”, debe aplicar el criterio de la protección radiológica según las recomendaciones de la ICRP-60, de informar la dosis de últimos 12 meses, los últimos 5 años y el conocimiento de esta información por el usuario (columna de firma de conocimiento de la dosis).

Finalmente, todo sistema de medición tiene asociada a sus medidas una incertidumbre, lo importante es que se determino la incertidumbre global al sistema dosimétrico, considerando la incertidumbre aleatoria y la incertidumbre sistemática. Durante el mes de marzo 2009 la misión ORPAS solicito esta tesis, la que fue validada por los expertos en dosimetría.

7.0 CONCLUSIONES

7.1.- La caracterización del dosímetro PD3 ha permitido establecer que este dosímetro cumple con los criterios dados en la Guía de Seguridad N° RS-G-1.3, para radiación γ y rayos X.

7.2.- El dosímetro está capacitado para medir la dosis equivalente personal en términos de $H_p(10)$. También permite medir la dosis Efectiva.

7.3.- La caracterización permite determinar la incertidumbre global del sistema dosimétrico.

7.4.- Se ha comprobado que los dosímetros PD3 que utilizan detectores termoluminiscentes de tipo TLD-100 no son sensibles a la luz ultravioleta y luz visible.

Finalmente, se concluye con lo desarrollado en esta tesis que el dosímetro PD3 cumple con los criterios recomendados por el OIEA para medir radiación electromagnética de tipo ionizante en términos de $H_p(10)$.

Todos los objetivos propuestos en esta tesis fueron cumplidos en su totalidad.

8.0 ANEXO (RECOMENDACIONES)

En base a los logros obtenidos en el desarrollo de esta tesis, el autor se permite sugerir algunas acciones tendientes a implementar la adopción de la norma (OIEA).

8.1.- Extender la caracterización del dosímetro PD3 para medir radiación beta en términos de $H_p(10)$ y $H_p(0,07)$.

8.2.- Al caracterizar el dosímetro PD3 en una manera completa se procede a informar la dosis efectiva. Las dosis efectiva definida como la suma de la dosis equivalente personal $H_p(10)$ y la dosis efectiva comprometida por ingestión e inhalación. Esto permitiría cumplir con las normas recomendadas por el OIEA en la ICRP-60.

8.3.- Dar a conocer a los profesionales del área de la dosimetría las ventajas de estas nuevas normas para mejorar la protección radiológica.

8.4.- La caracterización del dosímetro PD3 facilitara al cumplimiento de acreditación según la ISO 17025 o norma chilena oficial NCh-ISO 17025.Of2005 "Requisitos generales para la competencia de los laboratorios de ensayo y calibración".

8.5.- Se demostró que el equipo Harshaw 5500 es muy estable para poder medir.

8.6.- Sección de Dosimetría Personal de la CCHEN está en condiciones de cumplir los criterios recomendados por la Comunidad Europea en su totalidad.

9.0 BIBLIOGRAFIA

- 1.- "Colección de Normas de Seguridad" del Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA), guía de seguridad N° RS-G-1.3 "Evaluación de la Exposición Ocupacional debida a fuentes externas de radiación" OIEA, Viena, 2004.
- 2.- Colección de Seguridad N° 115 "Normas Básicas internacionales de seguridad para protección contra la radiación ionizante y para la seguridad de fuentes radiactivas" OIEA, Viena, 1991.
- 3.- ICRP-60, Recomendaciones 1990, Comisión Internacional de Protección Radiológica, England, 1990.
- 4.- "Colección de Normas de Seguridad" del Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA), guía de seguridad N° RS-G-1.1 "Protección Radiológica Ocupacional" OIEA, Viena, 2004.
- 5.- ICRP-103 "Las Recomendaciones 2007 de la Comisión Internacional de Protección Radiológica". Sociedad Española de Protección Radiológica. España, 2007.
- 6.- Requisitos Técnicos y Administrativos para los Servicios de Dosimetría Personal Individual, Guía de Seguridad 7.1 del Consejo de Seguridad, Madrid, España ,1985.
- 7.- Requisitos Técnicos y Administrativos para los Servicios de Dosimetría Personal Individual, Guía de Seguridad 7.1 (Rev. 1) del Consejo de Seguridad, Madrid, España ,2006. (nueva versión).
- 8.- ICRP-75 "General Principles for the Radiation Protection of Workers" 1997.

- 9.- Física Moderna, Raymond A. Serway, Clement J. Moses, Curt A. Moyer, Tercera Edición, 2005.
- 10.- Fundamentos Cuánticos y Estadístico, Volumen III, M. Alonso y E. Finn, 1977.
- 11.- Radiactividad, rayos X y otras radiaciones ionizantes, normas y medidas de protección, Rafael Rodríguez, Facultad de Ciencias Exactas de la Universidad de Buenos Aires, 1994.
- 12.- Decreto Supremo Nº 3 “Reglamento de Protección Radiológica de Instalaciones Radiactivas”, 1985.
- 13.- Física Cuántica, Berkeley Physics Course, volumen 4, Wichmann, 1972.
- 14.- Encyclopedia of Physics, Rita G. Lerner/ George L. Trigg, Second Edition, 1999.
- 15.- Física Moderna, Robert Martin Eisberg, 1973.
- 16.- “Theory of thermoluminescence” A.J.J. BOS, Delft University of Technology Faculty of applied Sciences the Netherlander, 2007.
- 17.- Norma Chilena Oficial NCh 2755/1. Of2003 Guía para la cuantificación y expresión de la incertidumbre en el análisis químico -Parte1: Fundamentos.
- 18.- Norma Chilena Oficial NCh 2755/2. Of2003 Guía para la cuantificación y expresión de la incertidumbre en el análisis químico –Parte 2: ejemplos.
- 19.- Norma Chilena Oficial NCh 1437/11 Of2004 “Vocabulario electrotécnico internacional” Parte 11: Radiología y física radiológica.
- 20.- Informe de la misión ORPAS “Servicios de evaluación protección radiológica ocupacional” Marzo, 2009.